

**T.C.
SAKARYA UYGULAMALI BİLİMLER ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ**

**BAZI KAS KONTROL MEKANİZMALARININ ORTADAN KALDIRILMASI
DURUMUNDA GERÇEKLEŞTİRİLEN PLİOMETRİK EGZERSİZLERE
VERİLEN KAS YANITLARI VE KİNEMATİK DEĞERLERİN İNCELENMESİ**

DOKTORA TEZİ

Merve Nur YAŞAR

Enstitü Anabilim Dalı : BEDEN EĞİTİMİ VE SPOR EĞİTİMİ

Tez Danışmanı : Doç. Dr. Murat ÇİLLİ

Ağustos 2022

T.C.
SAKARYA UYGULAMALI BİLİMLER ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ

**BAZI KAS KONTROL MEKANİZMALARININ ORTADAN KALDIRILMASI
DURUMUNDA GERÇEKLEŞTİRİLEN PLİOMETRİK EGZERSİZLERE
VERİLEN KAS YANITLARI VE KİNEMATİK DEĞERLERİN İNCELENMESİ**

DOKTORA TEZİ

Merve Nur YAŞAR

**Enstitü Anabilim Dalı : BEDEN EĞİTİMİ VE SPOR
EĞİTİMİ**

Bu tez 04/08/2022 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından oybirliği ile kabul edilmiştir.

JÜRİ	BAŞARI DURUMU
Jüri Başkanı: Prof. Dr. Ertuğrul GELEN	BAŞARILI
Üye: Doç. Dr. Murat ÇİLLİ	BAŞARILI
Üye: Doç. Dr. Özkan IŞIK	BAŞARILI
Üye: Doç. Dr. İpek EROĞLU KOLAYIŞ	BAŞARILI
Üye: Doç. Dr. Ahmet ALPTEKİN	BAŞARILI

BEYAN

Tez içindeki tüm verilerin akademik kurallar çerçevesinde tarafımdan elde edildiğini, görsel ve yazılı tüm bilgi ve sonuçların akademik ve etik kurallara uygun şekilde sunulduğunu, kullanılan verilerde herhangi bir tahrifat yapılmadığını, başkalarının eserlerinden yararlanılması durumunda bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunulduğunu, tezde yer alan verilerin bu üniversite veya başka bir üniversitede herhangi bir tez çalışmasında kullanılmadığını beyan ederim.

Merve Nur YAŞAR

04/08/2022

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca değerli bilgi ve deneyimlerinden yararlandığım, her konuda bilgi ve desteğini almaktan çekinmediğim, araştırmanın planlanmasından yazılmasına kadar tüm aşamalarında yardımlarını esirgemeyen, teşvik eden, aynı titizlikte beni yönlendiren ve her konuda örnek aldığım, değerli danışman hocam Doç. Dr. Murat ÇİLLİ'ye, doktora eğitimim boyunca her zaman desteğiyle beni motive eden değerli hocam Prof. Dr. Ertuğrul GELEN'e, tezimin istatistik aşamasında beni yönlendiren, değerli hocam Doç. Dr. Özkan IŞIK'a, bugünlere gelmemde çok büyük katkısı olan, bana her zaman destek olan, inanan ve güvenen değerli hocalarım Prof. Dr. Hakkı ULUCAN ve Prof. Dr. Fikret SOYER'e, en büyük destekçim olan, onlar olmadan başarmamın imkansız olduğu canım aileme ve doktora tezim boyunca her zaman yanımda olan ve bana sonsuz destek olan Engin Can DURSUN, Onur ÇAKIR, Uğur ALEMDAR, Berat YÜCE, Ayşe Nur AY ve Ahmet DONMEZ'e sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR	i
İÇİNDEKİLER	ii
KISALTMALAR	vi
SİMGELER	viii
TABLolar LİSTESİ.....	ix
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	xii
ÖZET.....	xiv
SUMMARY	xv

BÖLÜM 1.

GİRİŞ	1
1.1. Problem Durumu	4
1.2. Problem Cümlesi	4
1.2.1. Alt problemler.....	5
1.3. Araştırmanın Amacı	5
1.4. Araştırmanın Önemi	5
1.5. Varsayımlar	6
1.6. Sınırlılıklar.....	6
1.7. Tanımlar	6

BÖLÜM 2.

ARAŞTIRMANIN KURAMSAL ÇERÇEVESİ VE İLGİLİ ARAŞTIRMALAR ... 8

2.1. Kas Sistemi	8
2.1.1. Kalp kası dokusu.....	8
2.1.2. Düz kas dokusu.....	9
2.1.3. İskelet kas dokusu ve özellikleri.....	9
2.1.4. Kas lif tipleri ve özellikleri	12
2.1.4.1. Tip I (yavaş kasılan) lifler	12
2.1.4.2. Tip II (hızlı kasılan) lifler	13
2.1.5. Kas kasılması	14
2.1.6. Kayan filamentler teorisi	16
2.1.7. Kas kasılma çeşitleri	17
2.1.7.1. İzometrik kasılma	18
2.1.7.2. Konsantrik kasılma.....	18
2.1.7.3. Eksantrik kasılma	19

2.1.7.4. İzokinetik kasılma	20
2.1.8. Kas kuvvetini etkileyen faktörler.....	20
2.1.8.1. Kasın etkinliğe katılan motor ünite sayısı	20
2.1.8.2. Motor birim ateşleme hızı	21
2.1.8.3. Motor birim senkronizasyonu	22
2.1.8.4. Uzama-kısalma döngüsünün kullanımı (stretch shortening cycle) .	23
2.1.8.5. Sinir-kas uyarımlarının engellenmesi.....	24
2.1.8.6. Kas fibril tipi	24
2.1.8.7. Kas hipertrofisi	25
2.1.9. Kas kuvvetini etkileyen biyomekanik faktörler.....	25
2.1.9.1. Sinirsel kontrol	26
2.1.9.2. Kasın fizyolojik kesit alanı.....	27
2.1.9.3. Kas fibril düzeni	27
2.1.9.4. Kas boyu.....	28
2.1.9.5. Eklem açısı ve eklem açısal hızı	30
2.1.9.6. Kas kasılma hızı	32
2.1.9.7. Kuvvet kütle oranı.....	33
2.2. Nöromusküler Sistem	34
2.2.1. Kasılma esnasında gerçekleşen kimyasal olaylar	38
2.2.2. Sinir sisteminin yapısı	39
2.2.3. Motor ünite	40
2.2.4. Motor ünite türleri.....	41
2.2.5. Sinir sisteminin işlevi	41
2.2.6. İstemli hareket	42
2.2.6.1. İstemli hareketin başlatılması.....	42
2.2.7. Refleks hareket	44
2.2.8. Refleks yayı	44
2.2.9. Gerilme (Miyotatik) refleks	46
2.2.10. Propriyosepsiyona genel bakış	48
2.2.10.1. Eklem propriyoseptörleri	50
2.2.10.2. Kas propriyoseptörleri.....	50
2.2.10.3. Kas içcikleri	51
2.2.10.4. Golgi tendon organları	52
2.2.10.5. İç kulak propriyoseptörleri	54
2.2.11. Propriyosepsiyonun motor kontrolündeki rolü.....	54
2.2.12. Kas kontrol sistemi	55
2.2.13. Görme duyusu ve motor kontrol.....	56
2.2.14. Hareketin görsel kontrolü	58
2.2.15. Görme duyusu ve kas aktivasyonu	60
2.2.16. Görme duyusu ve hareket kinematığı	61
2.3. Pliometrik Kavramı	62
2.3.1. Pliometrik egzersizlerin tarihçesi	64
2.3.2. Pliometrik çalışmaların fizyolojik yapısı.....	65
2.3.3. Pliometrik egzersizin mekanik modeli	65
2.3.4. Pliometrik egzersizin nöromusküler modeli.....	66
2.3.5. Uzama kısalma döngüsü	67
2.3.6. Pliometrik çalışma modelleri.....	70
2.3.6.1. Squat sıçrama (SS)	71

2.3.6.2. Countermovement sıçrama (CMS)	71
2.3.6.3. Derinlik sıçraması (DS).....	71
2.3.7. Pliometrik eğitimi etkileyen faktörler.....	73
2.4. İlgili Araştırmalar	74

BÖLÜM 3.

YÖNTEM.....	78
3.1. Araştırma Grubu	78
3.2. Araştırma Dizaynı	78
3.3. Verilerin Toplanması.....	80
3.4. Isınma Protokolü	81
3.5. Veri Toplama Araçları.....	81
3.5.1. Antropometrik ölçümler	81
3.5.2. Squat dikey bacak itiş (SDBİ) testi.....	82
3.5.3. Countermovement dikey bacak itiş (CDBİ) testi.....	83
3.5.6. Drop dikey bacak itiş (DDBİ) testi.....	84
3.6. Dikey Bacak İtiş Platformu	87
3.7. Sistemin Elektronik Çalışma Şeması	88
3.8. Kinematik Ölçümler	89
3.9. EMG Ölçümleri	90
3.10. Maksimal İstemli Kasılma (MVC) EMG Ölçümleri.....	91
3.11. Verilerin Analizi.....	92
3.11.1. Kinematik verilerin analizi	92
3.11.1.1. Squat dikey bacak itiş testi kinematik analizi	92
3.11.1.2. Countermovement dikey bacak itiş testi kinematik analizi.....	95
3.11.1.3. Drop dikey bacak itiş testi kinematik analizi	98
3.11.2. EMG verilerinin analizi	101
3.11.2.1. Squat dikey bacak itiş testi EMG analizi	102
3.11.2.2. Countermovement dikey bacak itiş testi EMG analizi.....	103
3.11.2.3. Drop dikey bacak itiş testi EMG analizi	103
3.12. Verilerin İstatistiksel Analizi.....	104

BÖLÜM 4.

ARAŞTIRMA BULGULARI.....	105
4.1. SDBİ Testi Bulguları.....	105
4.1.1. SDBİ testi kinematik bulgular	105
4.1.2. SDBİ testi EMG bulguları	108
4.2. CDBİ Testi Bulguları	114
4.2.1. CDBİ testi kinematik bulgular.....	114
4.2.2. CDBİ testi EMG bulguları.....	117
4.3. DDBİ Testi Bulguları	125
4.3.1. DDBİ testi kinematik bulgular.....	125
4.3.2. DDBİ testi EMG bulguları.....	130

BÖLÜM 5.

TARTIŞMA, SONUÇ VE ÖNERİLER	149
5.1. Tartışma.....	149
5.1.1. SDBİ ve CDBİ testlerine ait kinematik bulguların tartışması	149

5.1.2. SDBİ ve CDBİ testlerine ait EMG bulgularının tartışması	151
5.1.3. DDBİ testine ait kinematik bulguların tartışması	154
5.1.4. DDBİ testine ait EMG bulgularının tartışması	158
5.2. Sonuç	164
5.2.1. SDBİ testi sonuçları	164
5.2.1.1. SDBİ testi kinematik ölçüm sonuçları	164
5.2.1.2. SDBİ Testi EMG ölçüm sonuçları	165
5.2.2. CDBİ testi sonuçları	165
5.2.2.1. CDBİ testi kinematik ölçüm sonuçları	165
5.2.2.2. CDBİ testi EMG ölçüm sonuçları	166
5.2.3. DDBİ testi sonuçları	166
5.2.3.1. DDBİ testi kinematik ölçüm sonuçları	166
5.2.3.2. DDBİ testi EMG ölçüm sonuçları	166
5.3. Öneriler	167
KAYNAKLAR	168
EKLER	182

KISALTMALAR

AMN	: Alt Motor Nöron
BF	: Biceps Femoris
CDBİ	: Countermovement Dikey Bacak İtiş
cm	: Santimetre
CMS	: Countermovement Sıçrama
ÇSS	: Çevresel Sinir Sistemi
DDBİ	: Drop Dikey Bacak İtiş
dk	: Dakika
DS	: Drop Sıçrama
DZRK	: Dikey zemin reaksiyon kuvveti
EMG	: Elektromiyografi
FPS	: Frame Per Second
G	: Lateral Gastrocnemius
KB	: Kontraktil Bileşen
kg	: Kilogram
m	: Metre
mm	: Minimetre
ms	: Milisaniye
MSS	: Merkezi Sinir Sistemi
MVC	: Maximum Voluntary Contraction
PEB	: Paralel Elastik Bileşen

PSS	: Periferik Sinir Sistemi
RF	: Rectus Femoris
RMS	: Root Mean Square
S	: Saniye
SDBİ	: Squat Dikey Bacak İtiş
SEB	: Seri Elastik Bileşen
SM	: Semimembranosus
SS	: Squat Sıçrama
ST	: Semitendinosus
TA	: Tibialis Anterior
ÜMN	: Üst Motor Nöron
VL	: Vastus Lateralis
VM	: Vastus Medialis

SİMGELER

Açısal hız : °/s

Derece : °

Frekans : hz

Hız : m/s

Volt : V

TABLolar LİSTESİ

Tablo 3.1: İstatistiksel analiz.....	104
Tablo 4.1: SDBİ testi "hareketin başlangıç anındaki eklem açısı (°)" değerlerinin karşılaştırılması.....	105
Tablo 4.2: SDBİ testi "hareketin take off anındaki eklem açısı (°)" değerlerinin karşılaştırılması.....	106
Tablo 4.3: SDBİ testi "konsantrik evre süresi (s)" değerlerinin karşılaştırılması.	106
Tablo 4.4: SDBİ testi "platform uçuş süresi (s)" değerlerinin karşılaştırılması.....	106
Tablo 4.5: SDBİ testi "platformun uçuş yüksekliği (cm)" değerlerinin karşılaştırılması.....	107
Tablo 4.6: SDBİ testi "platformun take off anındaki dikey hızı (m/s)" değerlerinin karşılaştırılması.....	107
Tablo 4.7: SDBİ testi "take off anındaki eklem açısal hız (°/s)" değerlerinin karşılaştırılması.....	107
Tablo 4.8: SDBİ testi her bir kastan elde edilen en yüksek MVC yüzde değerlerinin karşılaştırılması.....	108
Tablo 4.9: SDBİ testi her bir kasın en yüksek MVC yüzde değerine ulaştığı zaman (s) değerlerinin karşılaştırılması.	109
Tablo 4.10: SDBİ testi her bir kasın konsantrik evredeki RMS (V) değerlerinin karşılaştırılması.....	110
Tablo 4.11: SDBİ testi her bir kasın platformun uçuş evresindeki RMS (V) değerlerinin karşılaştırılması.	111
Tablo 4.12: SDBİ testi esnasında her bir kasın konsantrik evredeki EMG sinyalleri ortalama frekans (Hz) değerlerinin karşılaştırılması.	112
Tablo 4.13: SDBİ testi esnasında her bir kasın platformun uçuş evresindeki EMG sinyalleri ortalama frekans (Hz) değerlerinin karşılaştırılması.	113
Tablo 4.14: CDBİ testi "hareketin başlangıç anındaki eklem açısı (°)" değerlerinin karşılaştırılması.....	114
Tablo 4.15: CDBİ testi "hareketin eksantrik evre sonundaki eklem açısı (°)" değerlerinin karşılaştırılması.	114
Tablo 4.16: CDBİ testi "hareketin take off anındaki eklem açısı (°)" değerlerinin karşılaştırılması.....	115
Tablo 4.17: CDBİ testi "eksantrik evre süresi (s)" değerlerinin karşılaştırılması.	115
Tablo 4.18: CDBİ testi "konsantrik evre süresi (s)" değerlerinin karşılaştırılması.	115
Tablo 4.19: CDBİ testi "platform uçuş süresi (s)" değerlerinin karşılaştırılması.....	116
Tablo 4.20: CDBİ testi "platformun uçuş yüksekliği (cm)" değerlerinin karşılaştırılması.....	116
Tablo 4.22: CDBİ testi "take off anındaki eklem açısal hızı (°/s)" değerlerinin karşılaştırılması.....	117

Tablo 4.23: CDBİ testi esnasındaki her bir kastan elde edilen en yüksek MVC yüzde değerlerinin karşılaştırılması.	117
Tablo 4.24: CDBİ testi esnasındaki her bir kasın en yüksek MVC yüzde değerine ulaştığı zaman (s) değerlerinin karşılaştırılması.	118
Tablo 4.25: CDBİ testi esnasındaki her bir kasın eksantrik evredeki RMS (V) değerlerinin karşılaştırılması.	119
Tablo 4.26: CDBİ testi esnasında her bir kasın konsantrik evredeki RMS (V) değerlerinin karşılaştırılması.	120
Tablo 4.27: CDBİ testi esnasındaki her bir kasın platformun uçuş evresindeki RMS (V) değerlerinin karşılaştırılması.	121
Tablo 4.28: CDBİ testi esnasında her bir kasın eksantrik evredeki EMG sinyalleri ortalama frekans (Hz) değerlerinin karşılaştırılması.	122
Tablo 4.29: CDBİ testi esnasında her bir kasın konsantrik evredeki EMG sinyalleri ortalama frekans (Hz) değerlerinin karşılaştırılması.	123
Tablo 4.30: CDBİ testi esnasındaki her bir kasın platformun uçuş evresindeki EMG sinyalleri ortalama frekans (Hz) değerlerinin karşılaştırılması.	124
Tablo 4.31: DDBİ testi "hareketin touchdown anındaki eklem açısı (°)" değerlerinin karşılaştırılması.	125
Tablo 4.32: DDBİ testi "hareketin take off anındaki eklem açısı (°)" değerlerinin karşılaştırılması.	126
Tablo 4.33: DDBİ testi "hareketin eksantrik evre sonundaki eklem açısı (°)" değerlerinin karşılaştırılması.	126
Tablo 4.34: DDBİ testi "eksantrik evre süresi (s)" değerlerinin karşılaştırılması.	127
Tablo 4.35: DDBİ testi "konsantrik evre süresi (s)" değerlerinin karşılaştırılması.	127
Tablo 4.36: DDBİ testi "platform uçuş süresi (s)" değerlerinin karşılaştırılması.	128
Tablo 4.37: DDBİ testi "platform uçuş yüksekliği (cm)" değerlerinin karşılaştırılması.	128
Tablo 4.38: DDBİ testi "platformun dikey hızı (m/s)" değerlerinin karşılaştırılması.	128
Tablo 4.39: DDBİ testi "touchdown anındaki eklem açısal hız (°/s)" değerlerinin karşılaştırılması.	129
Tablo 4.40: DDBİ testi "take off anındaki açısal hız (°/s)" değerlerinin karşılaştırılması.	129
Tablo 4.41: DDBİ testi esnasındaki her bir kastan elde edilen en yüksek MVC yüzde değerlerinin karşılaştırılması.	130
Tablo 4.42: DDBİ testi esnasındaki her bir kasın en yüksek MVC yüzde değerine ulaştığı zaman (s) değerlerinin karşılaştırılması.	132
Tablo 4.43: DDBİ testi esnasındaki her bir kasın pre-touchdown evresindeki RMS (V) değerlerinin karşılaştırılması.	134
Tablo 4.44: DDBİ testi esnasında her bir kasın eksantrik evredeki RMS (V) değerlerinin karşılaştırılması.	136
Tablo 4.45: DDBİ testi esnasında her bir kasın konsantrik evredeki RMS (V) değerlerinin karşılaştırılması.	138
Tablo 4.46: DDBİ testi esnasında her bir kasın platformun uçuş evresindeki RMS (V) değerlerinin karşılaştırılması.	140
Tablo 4.46 (Devam): DDBİ testi esnasında her bir kasın platformun uçuş evresindeki RMS (V) değerlerinin karşılaştırılması.	141
Tablo 4.47: DDBİ testi her bir kasın pre-touchdown evresindeki EMG sinyalleri ortalama frekans (Hz) değerlerinin karşılaştırılması.	142

Tablo 4.48: DDBİ testi her bir kasın eksantrik evredeki EMG sinyalleri ortalama frekans (Hz) değerlerinin karşılaştırılması.	143
Tablo 4.49: DDBİ testi her bir kasın konsantrik evredeki EMG sinyalleri ortalama frekans (Hz) değerlerinin karşılaştırılması.	144
Tablo 4.50: DDBİ testi her bir kasın platformun uçuş evresindeki EMG sinyalleri ortalama frekans (Hz) değerlerinin karşılaştırılması.	145
Tablo 4.51: DDBİ testi esnasındaki her bir kas için touchdown anından en yüksek MVC yüzde değerinin olduğu an arasında geçen süre (s) değerlerinin karşılaştırılması.....	147



ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1: Kasın yapısı.	11
Şekil 2.2: Kas kasılma mekanizması.....	15
Şekil 2.3: Sarkomerin yapısı.	17
Şekil 2.4: Sinirsel ve kassal adaptasyonların zamanla antrenmanla artan güce göreceli katkıları.	26
Şekil 2.5a: Dinlenme durumundaki sarkomer.....	29
Şekil 2.5b: Gevşeme durumundaki sarkomer.	29
Şekil 2.5c: Kasılma durumundaki sarkomer.	30
Şekil 2.6: Kasın eklem den uzağa bağlanarak üretebildiği artan kuvvet görseli.	31
Şekil 2.7: Eklem açısal hızı ($^{\circ}/s$).	32
Şekil 2.8: Kas kasılma hızı ve kas gerilimi arasındaki ilişki.....	33
Şekil 2.9: Nöronun yapısı.....	35
Şekil 2.10: Sinaps oluşumu.	36
Şekil 2.11: Repolarizasyon, depolarizasyon ve polarizasyon durumları.	37
Şekil 2.12: Kas kasılması esnasındaki kimsayal olaylar.	38
Şekil 2.13: Motor ünite.	40
Şekil 2.14: İstemli hareketin başlatılması için sinir sistemi içindeki yollar.....	43
Şekil 2.15: Ağrıyla uyarılan ve uzvu uyarandan çıkarmak için kullanılan bir refleks arkı	45
Şekil 2.16: Gerilme refleksi	47
Şekil 2.17: Patellar refleksde yer alan nöral yol.	48
Şekil 2.18: Kas içciği.	52
Şekil 2.19: Golgi tendon organı.	54
Şekil 2.20: İskelet kası fonksiyonunun mekanik modeli	66
Şekil 3.1: Araştırma dizaynı.....	79
Şekil 3.2: SUBU Spor Bilimleri Fakültesi Performans Analiz Laboratuvarı.	81
Şekil 3.3: Açık göz squat dikey bacak itiş testi.....	82
Şekil 3.4: Kapalı göz squat dikey bacak itiş testi.....	83
Şekil 3.5: Açık göz countermovement dikey bacak itiş testi.	84
Şekil 3.6: Kapalı göz countermovement dikey bacak itiş testi.	84
Şekil 3.7: Açık göz haberli drop dikey bacak itiş testi.....	85
Şekil 3.8: Açık göz habersiz drop dikey bacak itiş testi.	86
Şekil 3.9: Kapalı göz haberli drop dikey bacak itiş testi.....	86
Şekil 3.10: Kapalı göz habersiz drop dikey bacak itiş testi.....	87
Şekil 3.11: Dikey bacak itiş platformu.....	88
Şekil 3.12: Sistemin elektronik devre şeması.	89
Şekil 3.13: Anatomik marker noktaları.....	90
Şekil 3.14: EMG Marker noktaları.....	91
Şekil 3.15: Delsys Bagnoli™ EMG System.	91

Şekil 3.16: MVC ölçümleri.	92
Şekil 3.17: SDBİ testi hareketin başlangıç anı ve konsantrik evre başlangıç anı grafiği ve görseli.	93
Şekil 3.18: SDBİ testi konsantrik evre bitiş anı ve take off anı grafiği ve görseli.	93
Şekil 3.19: SDBİ testi konsantrik evre süresi grafiği.	94
Şekil 3.20: SDBİ testi platformun uçuş süresi grafiği ve görseli.	94
Şekil 3.21: SDBİ testi platformun uçuş yüksekliği grafiği ve görseli.	94
Şekil 3.22: CDBİ testi hareketin başlangıç anı ve eksantrik evre başlangıç anı grafiği ve görseli.	95
Şekil 3.23: CDBİ testi eksantrik evre bitiş anı grafiği ve görseli.	95
Şekil 3.24: CDBİ testi eksantrik evre süresi grafiği.	96
Şekil 3.25: CDBİ testi konsantrik evre başlangıç anı grafiği ve görseli.	96
Şekil 3.26: CDBİ testi konsantrik evre bitiş anı ve hareketin take off anı grafiği ve görseli.	97
Şekil 3.27: CDBİ testi konsantrik evre süresi grafiği.	97
Şekil 3.28: CDBİ testi platformun uçuş süresi grafiği ve görseli.	97
Şekil 3.29: CDBİ testi platformun uçuş yüksekliği grafiği ve görseli.	98
Şekil 3.30: DDBİ testi hareketin başlangıç anı grafiği ve görseli.	98
Şekil 3.31: DDBİ testi hareketin touchdown anı ve eksantrik evre başlangıç anı grafiği ve görseli.	99
Şekil 3.32: DDBİ testi eksantrik evre bitiş anı grafiği ve görseli.	99
Şekil 3.33: DDBİ testi eksantrik evre süresi grafiği.	99
Şekil 3.34: DDBİ testi konsantrik evre başlangıç anı grafiği ve görseli.	100
Şekil 3.35: DDBİ testi konsantrik evre bitiş anı ve hareketin take off anı grafiği ve görseli.	100
Şekil 3.36: DDBİ testi konsantrik evre süresi grafiği.	100
Şekil 3.37: DDBİ testi platformun uçuş süresi grafiği ve görseli.	101
Şekil 3.38: DDBİ testi platformun uçuş yüksekliği grafiği ve görseli.	101
Şekil 3.39: Ham EMG verisi.	102
Şekil 3.40: Filtrelenmiş veri.	102
Şekil 3.41: Full wave rectification.	102
Şekil 3.42: Normalize edilmiş MVC %.	102

BAZI KAS KONTROL MEKANİZMALARININ ORTADAN KALDIRILMASI DURUMUNDA GERÇEKLEŞTİRİLEN PLİOMETRİK EGZERSİZLERE VERİLEN KAS YANITLARI VE KİNEMATİK DEĞERLERİN İNCELENMESİ

ÖZET

Bu araştırmanın amacı bazı kas kontrol mekanizmalarının ortadan kaldırılması durumunda gerçekleştirilen pliometrik egzersizlere verilen kas yanıtları ve kinematik değerlerin incelenmesidir. Araştırma grubunu, pliometrik antrenman geçmişi olan, çalışmaya engel teşkil edecek bir sakatlığı olmayan U19 kategorisinde 23 futbol oyuncusu oluşturdu. Sporculardan vücut ağırlığına göre belirlenen ağırlığa sahip platformda sırt üstü yatar pozisyonda squat dikey bacak itiş (SDBİ), countermovement dikey bacak itiş (CDBİ) ve drop dikey bacak itiş (DDBİ) testlerini gerçekleştirmeleri istendi. SDBİ ve CDBİ testleri açık ve kapalı göz olmak üzere 2 ayrı durumda, DDBİ testi ise açık göz haberli, açık göz habersiz, kapalı göz haberli ve kapalı göz habersiz olmak üzere 4 farklı durumda 2'şer tekrar olarak uygulandı. Hareketler süresince alt üyeler ve platforma ait kinematik veri ile SEMG verisi eş zamanlı olarak kaydedilmiştir. İstatistiksel analiz olarak ikili karşılaştırmalarda Wilcoxon İşaretli Sıralar Testi, çoklu karşılaştırmalarda ise Freidman Testi uygulandı. Analiz sonuçlarına göre SDBİ testi kinematik bulguları benzerlik gösterip sadece hareketin başlangıç anındaki kalça eklemi açısı kapalı göz durumunda daha büyük değer göstermiştir. SDBİ testi, her bir kastan elde edilen en yüksek MVC yüzde değerleri ve RF hariç diğer kasların en yüksek MVC yüzdesine ulaştığı zaman değerleri benzerdi. RMS değerleri konsantrik evrede ST kası hariç diğer kaslarda, platformun uçuş evresinde ise VL ve VM kasları haricindeki diğer kaslarda benzerdi. EMG sinyalleri ortalama frekans değerleri platformun uçuş evresinde ST kası haricindeki diğer kaslarda, konsantrik evrede ise tüm kaslarda benzerdi. CDBİ testinde kinematik ve EMG verileri açık göz ve kapalı göz durumunda benzerdi. DDBİ testi kinematik bulguları benzerlik gösterip sadece touchdown anındaki ve eksantrik evre sonundaki kalça eklemi açıları kapalı göz habersiz durumda diğer durumlara göre daha büyük değere sahiptir. DDBİ testi esnasında her bir kastan elde edilen en yüksek MVC yüzde değerleri ST hariç diğer kaslarda ve kasların en yüksek MVC yüzde değerine ulaştığı zaman değerleri tüm kaslarda benzerdi. RMS değerleri pre-touchdown evresinde ST kası hariç diğer kaslarda, eksantrik evrede TA kası hariç diğer kaslarda, konsantrik evrede RF ve TA kasları hariç diğer kaslarda, platformun uçuş evresinde ise BF kası hariç diğer kaslarda benzerdi. Pre-touchdown, eksantrik, konsantrik ve platform uçuş evrelerindeki EMG sinyalleri ortalama frekans değerleri benzerdi. Sonuç olarak SDBİ ve CDBİ testlerinin açık göz ve kapalı göz durumlarda, DDBİ testinin ise açık göz haberli, açık göz habersiz, kapalı göz haberli ve kapalı göz habersiz durumlarda kas yanıtlarının ve kinematik değerlerinin genel olarak benzerlik gösterdiğini söyleyebiliriz. Bu duruma sebep olarak gözler kapatıldığında veya hareketler aniden ve habersiz olarak gerçekleştiğinde propriyoseptif ve vestibüler sistemlerin devreye girip hareketi dengelemek için daha fazla çalışmaya zorlanması olabilir. Aynı zamanda çevrenin daha önceden bilinmesinden ve sporcunun daha önceden pliometrik antrenmanlara aşina olup hareketleri daha önce çok kez tekrarlanmasından kaynaklı bir adaptasyonun söz konusu olduğu düşünülmektedir.

Anahtar Kelimeler: EMG, kinematik, pliometrik antrenman, kas aktivasyonu

INVESTIGATION OF THE MUSCLE RESPONSES AND KINEMATIC VALUES TO PLYOMETRIC EXERCISE WHEN SOME MUSCLE CONTROL MECHANISMS ARE ELIMINATED

SUMMARY

This study aims to investigate the muscle responses to plyometric exercises when some muscle control mechanisms are eliminated. The research group consisted of 23 football players in the U19 category having a history of plyometric training and did not have an injury that would prevent them from participating. Athletes performed the squat vertical leg press (SVLP), countermovement vertical leg press (CVLP) and drop vertical leg press (DVLP) tests in the supine position on a platform with a weight determined according to their body weights. The SVLP and CVLP tests were performed in two different conditions; eyes open and eyes closed. The DVLP test was performed in four different conditions; eyes open expected, eyes open unexpected, eyes closed expected and eyes closed unexpected. During the movements, the kinematic data of the lower limb and the platform and the SEMG data were recorded simultaneously. For statistical analysis, the Wilcoxon Signed Ranks Test was used for pairwise comparisons, and Freidman Test was used for multiple comparisons. According to the analysis, the kinematic findings of the SVLP test were similar. Only the hip joint angle at the beginning of the movement was bigger in the eyes-closed condition. In the SVLP test, the highest MVC percentage obtained from each muscle and the time when the muscles reached the highest MVC percentage except RF were similar. RMS values were similar in the concentric phase for all muscles except the ST. In the platform flight phase, RMS values were similar in all muscles except the VL and VM. The mean frequency of the EMG signals in the concentric phase and in the platform's flight phase were similar in all muscles except the ST. In the CVLP test, kinematics and EMG data were similar in eyes open and eyes closed conditions. During the DVLP test, the hip joint angles at the moment of touchdown and at the end of the eccentric phase have the most significant value in eyes closed unexpected compared to other conditions. The highest MVC percentage values obtained from each muscle except for the ST and the time of each muscle reached the highest percentage of MVC were similar. RMS values in the pre-touchdown phase were similar except for ST, in the eccentric phase were similar except for TA, in the concentric phase were similar except for RF and TA, and in the platform flight phase were similar except for BF. Mean frequency values of the EMG signals in the pre-touchdown, eccentric, concentric, and platform flight phases were similar. As a result, the kinematics and EMG findings of the SVLP, CVLP and DVLP tests were similar in all conditions. These results may come from when the eyes are closed or when the movements occur suddenly and unexpectedly, the proprioceptive and vestibular systems are activated and forced to work harder to balance the movement. In addition, there is an adaptation due to previous knowledge of the environment because the athlete was familiar with plyometric training and had repeated the movements many times before.

Keywords: EMG, kinematic, plyometric training, muscle activation.

BÖLÜM 1. GİRİŞ

İskelet sisteminin hareketleri içeriden ve dışarıdan reseptörler aracılığıyla alınan uyarılar değerlendirilerek başlatılır ve kontrol edilir. Görme, işitme, tat, koku ve dokunma gibi duyu organları ve kas-iskelet sistemi içerisindeki proprioseptörlerden gelen uyarılar hareketlerimizin kontrolünde önemli rol oynar (Bayraktar ve Çilli, 2017, s. 24). Düzensiz arazilerdeki koşular (Warren ve diğ, 1986), ani ve habersiz düşmeler (Greenwood ve Hopkins, 1976a; Greenwood ve Hopkins, 1976b; Jones ve Watt, 1971b), top yakalama (Sharp ve Whiting, 1974) veya hareket eden nesneleri tutma (Rosengren ve diğ, 1988) gibi durumlarda kontrol mekanizmalarının, görsel ve vestibüler sistemin önemi artar. Bedenimiz tarafından acil durumlar olarak değerlendirilen bu tür durumlarda istemli kas kasılmalarının yanı sıra reflekslerin devreye girdiği ve kas kasılma mekanizmalarında farklılıklar olduğu gözlenir (Greenwood ve Hopkins, 1976a; Jones ve Watt, 1971b; Duncan ve McDonagh, 2000). Bu çalışmada görmenin engellendiği ve beklenmeyen düşüşlere verilen kas yanıtları nelerdir sorusu merak edilmektedir. Görsel geri bildirim, insan hareketinin kontrolünde çok önemlidir. Görme ve propriyosepsiyon kas aktivasyonuna hızlı sinyal verme, hareketi hızlı bir şekilde düzeltmede önemli rol oynar (Ito ve Gomi, 2020). Görsel sistem yaklaşan olaylar ve etrafımızdaki çevre hakkında bilgi sağlar ve bu sebeple lokomotor çıktının planlanmasında kullanılan baskın duyu olduğu düşünülmektedir (Patla ve Vickers, 1997). Bir egzersiz sırasında gözleri kapatmak, kas içiciklerinin ve diğer proprioseptif mekanizmaların, hareketi dengelemesi ve yükü kontrol etmesi için daha fazla çalışmaya zorlanmasına neden olur (Bennett ve Davids, 1995; Schiller ve diğ, 2018). Lacquaniti ve Maioli (1989b), görsel bilginin ortadan kaldırılması durumunda alternatif olarak kullanılan iki mekanizmaya dikkat çekmiştir. İlk olarak görmenin engellendiği durumda gerçekleşen hareketler sırasında aynı motor çıktının üretilmesi için vestibüler ve proprioseptif geri bildirim kaynaklarının kullanıldığıdır. İkinci olarak ise farklı duyuşal girdi kaynakları motor çıktısının yeniden düzenlenmesini

sağlayabildiğidir. Lacquaniti ve Maioli (1989b), top yakalama sırasında görsel bilginin baskılanmasına adaptasyon çalışmalarında, adaptasyonun, darbe sonrası EMG'de daha büyük amplitüdler ve daha büyük ve daha hızlı uzuv salınımları ile karakterize edilmesinden dolayı, ikinci mekanizma için kanıt bulmuşlardır. Başka bir çalışma, dansçıların kapalı göz yaptıkları antrenmanlarda açık göz yaptıkları antrenmanlara göre dinamik dengeyi sürdürmek için propriyoseptif stratejilere daha fazla güvendiklerini ve daha yüksek denge performansı gösterdiklerini belirtmiştir (Hutt ve Redding, 2014). Diğer bir deyişle sistem, görme yerine kinestetik farkındalığa daha fazla güvenmeyi öğrenir. Hareket boyunca yolu izlemek yerine, hareket boyunca yolun hissedilmesini sağlar (Bennett ve Davids, 1995). Başka bir çalışmada çevrenin olaydan önce bilindiği kendi kendine başlatılan düşmeler sırasında, daha yumuşak bir iniş stratejisi benimsemek için görsel rehberliğin gerekli olmadığı ve zeminle olan etkilerin (impact) azaltılmasına yardımcı olmadığı görüldü. Aksine, görsel bilgiye bağımlılık, daha uygun bir iniş stratejisinin benimsenmesine engel olabileceğini bildirdiler. Görmenin olduğu gruptaki katılımcılar yalnızca bu sürekli bilgi kaynağına güvenirken, gözlerin kapalı olduğu gruptaki katılımcılar belirli bir strateji benimsemiş ve bunun yerine önceden hazırlanmıştır. Görsel ipuçlarının yokluğunda katılımcılar, olayın veya düşme yüksekliğinin tahmini gibi bilişsel faktörlerden faydalanmıştır (Liebermann ve Goodman, 2007). Santello ve McDonagh (1998), görme yerine, vestibüler bilginin iniş öncesi dönemde EMG aktivitesinin zamanlamasını ve genliğini modüle etmede rol oynayabileceğini öne sürmüştür. Aynı zamanda görme duyusunun engellenmesi durumunda kasların ürettiği kuvvette (Shetty, 2019; Volkerding ve Ketcham, 2013), eklem hareket açıklığında (Volkerding ve Ketcham, 2013) ve kas kasılma zamanlamasında (Greenwood ve Hopkins, 1976a; Fu ve Hui-Chan, 2002) farklılıklar bulan çalışmalar da mevcuttur.

Çevre hakkında önceden bilgi sahibi olma ve hareketlerin aniden ve habersiz gerçekleşme durumları kasların aktivite sırasındaki yanıtlarında farklılık gösterebilir (Vidal ve diğ, 1979). Dolayısıyla duyuşsal uyarımın ortadan kalktığı durumlarda kas aktivasyon düzeyi incelenmesi gereken bir problem olarak karşımıza çıkmaktadır. Beklenmedik düşüşler sırasında hem refleksif hem de istemli tepkiler gözlemlenebilir (Lacour ve diğ, 1978; Fu ve Hui-Chan, 2002). Araştırmacılar aniden ve habersiz (beklenmeyen) gerçekleşen drop düşüşler sırasında serbest bırakıldıktan (hareket

başladığından) yaklaşık 80 ms lik bir gecikmeyle ayak bileği ve el bileği plantar ve dorsifleksörlerinde erken bir kas yanıtı (EMG burst) ortaya çıktığını bulmuşlardır (Greenwood ve Hopkins, 1976a; Jones ve Watt, 1971b). Bu erken yanıtların vestibüler kaynaklı olduğu (Greenwood ve Hopkins, 1976a) ve beklenmedik düşüşlerde iniş kontrolü için doğal olarak gerçekleşen bir refleks olduğu düşünülmektedir (Lacour ve diğ, 1978). Bu ilk aktivite patlamasının (burst) oluşması için 100 ms den uzun bir süre gereklidir. Bu ilk refleksif patlamayı genellikle, yerle temas anından 40-140 ms önce başlayan ikincil bir istemli aktivite patlaması izler. Fakat bu ikinci EMG aktivitesi patlamasının oluşması için düşüş yüksekliğinin veya süresinin yeterli olması gerekmektedir. 200 ms den kısa sürede gerçekleşen düşüşlerde bu ikinci EMG aktivitesi patlamasına rastlanmamıştır (Greenwood ve Hopkins, 1976a).

Kas aktiviteleri kendi kendine gerçekleşen düşüşler (Jones ve Watt 1971a; Fukuda ve diğ, 1987; Greenwood ve Hopkins, 1976a) ve sıçramalar (McKinley ve Pedotti, 1992) sırasında da ölçülmüştür. Bu çalışmalarda iniş öncesi (contact öncesi) bir kas aktivitesi gözlenmiş fakat bu kas aktivitesinin refleks aktivitesinden ziyade önceden programlanmış istemli bir kas aktivitesi olduğunu ve inişle ilişkili erken yavaşlama fazının kontrolü için supraspinal merkezlerin etkisi altında olduğu düşünülmüştür (Jones ve Watt 1971b). Bu tür bir başlangıç aktivasyonunun amacının, inişteki çarpma kuvvetini en aza indirmek için inişten önce kas sertliğini ayarlamak olduğu belirtilmiştir (Santello ve McDonagh, 1998).

Bu araştırmada duyuşsal uyarıların ortadan kalktığı durumlarda veya habersiz gerçekleşen hareketler esnasında kas aktivasyonunun farklılık gösterip göstermediği problem durumunu oluşturmaktadır. Görsel uyarının ortadan kaldırıldığı veya aniden habersiz gerçekleşen aktiviteler sırasında kas aktivasyon düzeyinde farklılık olacağı tahmin edilmektedir. Bu yaklaşım doğrultusunda elde edilecek sonuçlar kas aktivasyon gelişiminin amaçlandığı ve farklı yöntemlerle motor öğrenmenin amaçlandığı egzersiz çeşitlerine ve yöntemlerine katkı sağlayacağı düşünülmektedir. Bu araştırmanın amacı sportif performans açısından ele alındığında daha fazla kas aktivasyonunun sağlandığı ve duyuşsal motor reflekslerin daha etkili yöneltildiği motor öğrenme süreci oluşturulmasına katkı sağlayabilir. Ulaşılan literatür incelendiğinde görsel uyarının ortadan kalktığı ve ani habersiz düşmelerin gerçekleştirildiği yöntem ile yapılmış, çok sınırlı sayıda çalışmaya rastlanmıştır. Dolayısıyla bu araştırmadan elde edilecek

sonuçların konu üzerindeki literatüre katkı sağlayacağı ve kuvvet antrenmanlarında farklı yaklaşımların geliştirilmesinde faydalı olabileceği düşünülmektedir.

1.1. Problem Durumu

Kassal aktivasyonun derecesi gerçekleştirilen aktivitenin gerekliliklerine ve bireyin yeteneğine bağlı olarak merkezi sinir sistemi içinde ayarlanmaktadır (Andrade ve diğ, 2011; Busse ve diğ, 2005). İskelet kaslarının kasılmaları omurilik ve beyin sapındaki alt motor nöronlar tarafından başlatılmaktadır. Alt motor nöronlar duyuşal nöronlardan direk olarak uyarı (impuls) alırlar ve omurilikte önemli motor refleksi yönetirler ve iskelet kaslarına nöral bilgi iletirler (Purves ve diğ, 2004; Rybak ve diğ, 2002). Bireylere motor ünitelerin aktivitesiyle ilişkili görsel ya da işitsel geri bildirim kullanılarak bu üniteleri aktivite etmeleri öğretilmektedir (Rosenbaum, 2010, s. 49). Araştırmacılar sporcularda kassal aktivasyon düzeyini belirlemek amacıyla çeşitli yöntemler kullanarak çeşitli incelemeler gerçekleştirmişlerdir (Liebermann ve Goodman, 2007; Greenwood ve Hopkins, 1976a, 1976b). Kas aktivasyonun derecesini ölçmek için yapılan bu araştırmaların çoğunda duyuşal yollardan sağlanan uyarımlar veya geribildirimler araştırmaların yöntemleri içerisinde belirtilmiş ve uygulanmıştır. Çevre hakkında önceden bilgi sahibi olma ve olmama kasların aktivite sırasındaki yanıtlarında farklılık gösterebilir. Dolayısıyla duyuşal uyarımın ortadan kalktığı durumlarda kas aktivasyon düzeyi incelenmesi gereken bir problem olarak karşımıza çıkmaktadır. Bu araştırmada duyuşal uyarımların ortadan kalktığı durumlarda veya habersiz gerçekleşen hareketler esnasında kas aktivasyonunun farklılık gösterip göstermediği problem durumunu oluşturmaktadır.

1.2. Problem Cümlesi

Bu araştırmanın problem cümlesini “Bazı kas kontrol mekanizmalarının ortadan kaldırılması durumunda gerçekleştirilen pliometrik egzersizlere verilen kas yanıtları ve kinematik değerler nasıldır?” sorusu oluşturmaktadır.

1.2.1. Alt problemler

Bu araştırmanın probleminin ele alınmasında, problemin hangi açılardan ele alınacağı ve hangi aşamalardan geçeceği aşağıdaki alt problemlerde belirtilmiştir.

1. Sporcuların gözleri açık ve kapalı olarak gerçekleştirdikleri pliometrik egzersizlerde kas yanıtları ve hareketin kinematik yapısı farklılık gösterir mi?
2. Sporcuların gözleri açık ve kapalı olarak aniden ve habersiz gerçekleştirdikleri pliometrik egzersizlerde kas yanıtları ve hareketin kinematik yapısı farklılık gösterir mi?

1.3. Araştırmanın Amacı

Bu araştırmanın amacı bazı kas kontrol mekanizmalarının ortadan kaldırılması durumunda gerçekleştirilen pliometrik egzersizlere verilen kas yanıtları ve kinematik değerlerin incelenmesidir.

1.4. Araştırmanın Önemi

Bu çalışmada görsel uyarının ortadan kaldırıldığı veya aniden habersiz gerçekleşen aktiviteler sırasında kas aktivasyon düzeyinde farklılık olacağı hipotez edilmektedir. Bu yaklaşım doğrultusunda elde edilecek sonuçlar kas aktivasyon gelişiminin amaçlandığı ve farklı yöntemlerle motor öğrenmenin amaçlandığı egzersiz çeşitlerine ve yöntemlerine katkı sağlayacağı düşünülmektedir. Bu araştırmanın amacı sportif performans açısından ele alındığında daha fazla kas aktivasyonunun sağlandığı ve duyuşsal motor reflekslerin daha etkili yöneltildiğı motor öğrenme süreci oluşturulmasına katkı sağlayabilir. Vertikal squat ve countermovement dikey bacak itiş egzersizlerine açık göz-kapalı göz durumlarda, vertikal drop dikey bacak itiş hareketine ise açık göz-kapalı göz haberli-habersiz durumlarda verilen kas yanıtları ve kinematik yanıtları ilk kez bu çalışmada incelenmiştir. Aynı zamanda geçmiş çalışmalar hareketin başlangıcı ile touchdown arasında geçen kas aktivasyonunu incelerken bu çalışma da hareketler evrelere ayrılarak her bir evrede her bir kasın gerçekleştirdiğı kas aktivasyonunu ve kinematik değerleri incelenmiştir. Ulaşılan literatür incelendiğinde görsel uyarının ortadan kalktığı ve ani habersiz düşmelerin gerçekleştirildiğı yöntemler

ile yapılmış çalışma sayısı çok azdır. Dolayısıyla bu araştırmadan elde edilecek sonuçların konu üzerindeki literatüre katkı sağlayacağı düşünülmektedir.

1.5. Varsayımlar

Araştırma yapılırken ve bulgular yorumlanırken aşağıdaki hususlar göz önünde tutulacaktır.

1. Katılımcıların biyomekanik ve performans ölçümleri öncesi uyulması gereken bütün kuralları ve kullanılacak ölçüm yöntemine ilişkin açıklamaları anladıkları kabul edilecektir.
2. Katılımcıların performans ölçümlerinin yapılacağı esnada maksimum efor gösterecekleri varsayılacaktır.
3. Katılımcıların benzer test protokollerine aşina oldukları varsayılacaktır.
4. Katılımcıların testlerden önce kafein vb. uyarıcı maddeleri tüketmedikleri ve kendi antrenmanlarının dışında zorlayıcı egzersizlerden kaçındıklarını varsayılacaktır.

1.6. Sınırlılıklar

1. Bu araştırma U19 kategorisindeki pliometrik antrenman geçmişi ve çalışmaya engel teşkil edecek bir sakatlığı olmayan 23 amatör futbolcu ile sınırlıdır.
2. Araştırma sadece sporcuların açık-kapalı göz ve aniden-habersiz düşme gibi duyuşsal ölçümlerle sınırlıdır.
3. Bu araştırmadaki hareket analizleri saniyede 240 kare çekeabilen kamera kayıtları ile sınırlıdır.
4. EMG verileri sadece 8 kas üzerinden elektriksel sinyallerin alınması ile sınırlıdır.

1.7. Tanımlar

Kinematik: Hareketi doğuran sebepler göz ardı edilerek, hareketin nasıl gerçekleştiği ele alınır. Konum, yer değiştirme, hız ve ivme büyüklükleri ile incelenir (Zatsiorsky, 2008, s.162).

Elektromiyografi (EMG): “Kas fibrillerine ait membranların fizyolojik durumlarındaki değişikliklere ait sinyalleri voltaj olarak kaydeden deneysel bir yöntemdir” (Konrad, 2005, s. 4).

Pliometrik Egzersizler: Sürat ve güç gereksinimi duyulan branşlarda tercih edilen, yüksek şiddette egzersizlerdir. Modifiye edilmiş bir güç çalışması şeklidir. Kaslara güçlü ve çabuk tepki vermeyi öğretmeyi amaçlar (Bayraktar ve Çilli, 2017, s.7).



BÖLÜM 2. ARAŞTIRMANIN KURAMSAL ÇERÇEVESİ VE İLGİLİ ARAŞTIRMALAR

2.1. Kas Sistemi

İnsan vücudunda 600 civarında kas bulunur ve vücut ağırlığının %40'ı kaslardan oluşmaktadır (Bozdoğan, 2012, s. 173; Muscolino, 2018, s. 459; Porcari ve diğ, 2015, s. 232; Powers ve Howley, 2018, s. 171). Organizmamızda yer alan kaslar, kemikler aracılığıyla hareketi üretir, kanı pompalar, maddeleri iç organlarda hareket ettirirler. Kaslar yer çekimine göre vücudun pozisyonunu ayarlayarak duruşu korumaya yardımcı olurlar. Eklem çevrelerine gerginlik uygulayarak eklemlerin stabilizasyonunu sağlarlar. Hücresel metabolik süreçlerin bir fonksiyonu olarak ısı üretirler (Rhoades ve Bell, 2017, s. 138). Kaslar bir uyarıyı alma ve yanıt verebilme, uyarıldığında kasılabilme, uzayabilme ve gerildiğinde eski boyuna dönebilme (elastik) özelliklerine sahiptir (Muratlı ve diğ, 2000, s. 198). İnsan vücudunda 3 çeşit kas dokusu vardır (Porcari ve diğ, 2015, s. 232). Kalpte bulunan kalp kası dokusu, iç organ duvarlarında ve kan damarlarındaki düz kas dokusu ve iskelet kaslarındaki iskelet kas dokusudur (Muscolino, 2018, s. 459; Ganong, 1996, s. 76; Bullock ve diğ, 1994, s. 28; Bozdoğan, 2012, s. 157).

2.1.1. Kalp kası dokusu

Kalp kası sadece kalpte bulunur. Hücrelerinde tek ya da iki çekirdek vardır. Yapısı çizgili kas şeklinde, çalışma prensibi ise düz kas şeklindedir (Bullock ve diğ, 1994, s. 34). Kasılması iskelet kası gibi hızlı, düz kaslar gibi istemsizdir (Ganong, 1996, s. 92). Sol ventrikülün kasılmasını sağlayarak, kan dolaşımının gerçekleşmesini sağlar. Kalbin sürekli olarak pompalanması işlevini görür (Porcari ve diğ, 2015, s. 232).

2.1.2. Düz kas dokusu

Düz kas dokusu homeostazın düzenlenmesine yardım eden organların işlevlerine katılır (Rhoades ve Bell, 2017, s. 158). İç organların yapısında bulunan kaslardır (mide, bağırsak, damarlar, göz bebeği gibi) (Porcari ve diğ, 2015, s. 232). Çoğu kan damarının duvarlarında bulunur ve kan akışını düzenlemek için daralmalarını veya genişlemelerini sağlar (Kenney ve diğ, 2015, s. 28). İstemsiz olarak kasılırlar (Bozdoğan, 2012, s. 157), çünkü doğrudan bilinçli kontrolümüz altında değildir (Kenney ve diğ, 2015, s. 28). Yavaş, düzenli ve uzun süre kasılırlar. Hücrelerinde tek çekirdek bulunur. Hücreleri mekik şeklindedir (Hole, 1993, s. 118).

2.1.3. İskelet kas dokusu ve özellikleri

İskelet kasları istemli olarak çalışan kaslar olup kemikler ile birlikte hareket ederek kas iskelet sisteminin temelini oluşturur (Kenney ve diğ, 2015, s. 28). İskelet kas dokusu mikroskopta farklı bölümlerin kırıcılık indekslerinin farklılıklar göstermesi sonucunda çizgili görüldüğü için çizgili kas olarak da isimlendirilir (Palastanga ve diğ, 2002, s. 10; Ganong, 1996, s. 78; Porcari ve diğ, 2015, s. 232). İskelet kasları pek çok değişik biçim ve boyutta olmasına rağmen hepsi yapısal olarak ortak özellikler taşır. İskelet kas dokusunun görevi hareketi sağlamak, organizmaya destek olmak, vücudun şeklinin korunmasını sağlamak ve ısı üretimidir. Kasıldıklarında vücut bölümlerinin hareket etmesini sağlarlar. İskelet kasları, kasılarak çekme kuvveti oluşturmada görev alan, kas iskelet sistemi organlarıdır (Porcari ve diğ, 2015, s. 232). Bu çekme kuvvetlerinin etkisiyle hareket oluşabilir, hareket değişebilir veya hareket durdurulabilir (Muscolino, 2018, s. 357). İskelet kası, insan vücudunda en bol bulunan dokudur ve toplam vücut ağırlığının % 40 ila 45'ini oluşturur. Kaslar, yükleri dağıtarak ve şoku emerek iskelete güç ve koruma sağlar; kemiklerin eklemlerde hareket etmesini ve kuvvetlere karşı vücut duruşunun korunmasını sağlar. İskelet kasları hem dinamik hem de statik işler yapar. Dinamik çalışma, vücut bölümlerinin uzayda hareket etmesine ve konumlandırılmasına izin verir. Statik çalışma vücut duruşunu korur (Nordin ve Frankel, 2012, s. 288). İskelet kasları istemli kontrol altında çalışan kaslardır ve eklemi oluşturan iki kemik üzerine bağlanırlar. Bazı iskelet kasları ise ikiden fazla kemikle veya yumuşak dokuyla da bağlanabilir. İskelet kasları kasılma sonucunda merkeze doğru kısaltmaya çalışarak,

kasın kemikle bağlantı alanında bir çekme kuvveti oluşturur. Bu çekme kuvvetinin yeteri kadar güçlü olması durumunda kasın bağlı olduğu kemiklerin biri veya her ikisi kasın merkezine doğru çekilir (Muscolino, 2018, s. 459). İskelet kası çoğunlukla iki büyük dokudan oluşup bunlar iskelet kas dokusu ve fibröz fasya bağ dokusudur (Muscolino, 2018, s. 460). İskelet kas dokusu iskelet kas doku hücrelerinden oluşup, bu kas hücreleri kasın fonksiyonel ve yapısal ana bileşenidir (Palastanga ve diğ, 2002, s. 10). Kasın fibröz fasyası ise kas dokusunu sararak kas içinde yapısal bir iskelet oluşturur (Patton ve diğ, 2012, s. 302). Fibröz fasya kasın tamamını, kas içindeki kas hücre gruplarını ve her bir kas hücresini sarar. Aynı zamanda kasın kemikle bağlantısını sağlayan tendonları oluşturmak için kasın iki uç tarafında dışarı doğru devam eder. Ek olarak kas kasılmasının çekme kuvvetini bağlantı yerlerine aktarmak için görev yapar (Muscolino, 2018, s. 460). İskelet kaslarında sinirler ve damarlar da görev alır (Neumann, 2017, s. 51). Sinirler, merkezi sinir sisteminden, kasın kasılacağını haber veren motor iletilerini taşır. Kasın sinir sistemine gidip kasın durumuyla ilgili omurluğu ve beyni bilgilendiren duyuşal iletileride taşır. Damarlar ise kas dokusuna gerekli besini getirir ve kas metabolizmasının atıklarını boşaltır (Muscolino, 2018, s. 460). İskelet kasları bireysel kas hücrelerinin basitçe toplanması ile oluşun kas demetlerinin gruplar halinde bir araya gelmesi ile oluşmaktadır. Bu gruplar bireysel sinir hücreleri tarafından desteklenmekte, böylece gruptaki tüm hücreler uyum içinde birlikte kasılmaktadır. Kas lifleri veya kas hücreleri, fasya adı verilen ince bağ dokusu membranları tarafından yerinde tutulur (Porcari ve diğ, 2015, s. 232). Tüm kası saran fasya epimisyum, kas lifi demetlerini saran perimisyum ve kas liflerini saran endomisyum adı verilen bağ dokusudur (Murray ve Kenney, 2017, s. 5; McArdle ve diğ, 2007, s. 366; Muscolino, 2018, s. 462; Neumann, 2017, s. 43; Enoka, 2008, s. 219; Palastanga ve diğ, 2002, s. 12).

İskelet kas hücresi uzun silindirik bir şekildedir ve her bir kas hücresi kas lifi olarak adlandırılır (Muscolino, 2018, s. 468). İskelet kasları birbirinden bağımsız kas liflerinden meydana gelmektedir (Muratlı ve diğ, 2000, s. 209; Bozdoğan, 2012, s. 158). Kas lifleri iskelet kas hücresi veya kas fiberi olarak da isimlendirilir. İnsanda kas lifi 1 mm-30 cm uzunluğunda ve 10-100 mikrometre çapındadır (Bayraktar ve Çilli, 2017, s. 4). İskelet sisteminin yapı taşlarını bu kas lifleri oluşturur. Kas lifi uzun, silindirik, birden çok çekirdek içeren tek bir kas hücresinden oluşur (Bozdoğan, 2012, s. 158). Kas

hücresinin hücre zarına sarkolemma denir (Despopoulos, 1997, s. 34; Enoke, 2008, s. 219). Sarkollema üzerinde uydu hücreleri bulunur. Bu hücreler kas onarımı ve kas büyümesinde rol oynar (Wozniak ve diğ, 2005).

Her bir kas lifi kas kasılmasını mümkün kılan geniş, birbirine bağlı bir yapı ve organel ağı içerir. Her bir kas lifli miyofibriller olarak adlandırılan kasılabilir filamentlerden oluşmuştur. Her bir miyofibril uçtan uca ve seri halde dizilmiş birçok tekrarlayan sarkomer içerir. Her bir sarkomerin içinde kas liflerine çizgili görünüm kazandıracak şekilde düzenlenmiş miyoflametler olarak isimlendirilen üst üste proteinler bulunur (Porcari ve diğ, 2015, s. 234). İskelet kasının kasılabilmesi miyozin, aktin, tropomiyozin ve troponin proteinleri sayesinde gerçekleşmektedir (Ganong, 1996, s. 76; Bozdağın, 2012, s. 158; Despopoulos, 1997, s. 34; Nordin ve Frankel, 2012, s. 289) Her bir kas hücresi kontraktıl proteinler (miyofibrillerdeki aktin ve miyozin) (Rhoades ve Bell, 2017, s. 139), enzimler (tepkimleri hızlandırmaya yardımcı olan), çekirdek (protein üretimi için), mitokondri (enerji üretimi için), glikojen (enerji için hücre tarafından kullanılan glikozun saklanma biçimi) ve sarkoplazmik retikulumdan (kasılmaya ve gevşemeye yardımcı) oluşmaktadır (Şekil 2.1) (Murray ve Kenney, 2017, s. 5; McArdle ve diğ, 2007, s. 366).



Şekil 2.1: Kasın yapısı (Muscolino, 2018, s. 463).

2.1.4. Kas lif tipleri ve özellikleri

Kas lifleri ne kadar hızlı kasılabildiğine ve bu kasılmayı ne kadar sürdürebildiğine bağlı olarak sınıflandırılır (McArdle ve diğ, 2007, s. 368; Porcari, 2015, s. 236). Kısa süre içerisinde patlayıcı hareketler gerçekleştirmesine ve dayanıklılık egzersizlerinde yüksek verimler sergilemelerine imkan sağlayan farklı türden kas lifleri bulunmaktadır (Murray ve Kenney, 2017, s. 10). Bu sınıflandırma her kas hücresinin biyokimyasal ve performans özelliklerine dayanmaktadır. Dolayısıyla insan vücudunda bulunan kas fibrilleri hızlı kasılğan ve yavaş kasılğan olarak iki kategoride incelenir. Yavaş kasılan kas lifleri Tip I, hızlı kasılan kas lifleri Tip II olarak adlandırılır (McArdle ve diğ, 2007, s. 368). Bir kasın lif türü bileşimi genellikle %50 yavaş kasılan, %50 hızlı kasılan kas liflerinden oluşmasına rağmen kasların özelliklerine büyük oranda farklılık gösterebilir (Murray ve Kenney, 2017, s. 11; Porcari ve diğ, 2015, s. 237). Yavaş kasılan lifler temelde vücut duruşunun ve iskelet desteğinin korunmasından sorumludur. Bu lifler daha uzun süre gerginlik oluşturabilir. Bunun aksine, hızlı kasılan lifler, gastrocnemius ve vastus lateralis gibi daha kısa süreler için daha fazla miktarda kuvvet oluşturmak için kullanılan kaslarda çoğalır (Porcari ve diğ, 2015, s. 237). Kas tiplerindeki bu oranlar genetik olarak belirlenmektedir fakat antrenmanlarla bu oranlar geliştirilebilmektedir (Murray ve Kenney, 2017, s. 11). Örneğin atletizmde atlama ve kısa mesafe koşucuları gibi başarılı güç sporcularının nispeten büyük oranda hızlı kasılan liflere sahip olduklarına inanılırken, dayanıklılık sporcuları genellikle büyük oranda yavaş kasılan liflere sahiptir (Porcari ve diğ, 2015, s. 237).

2.1.4.1. Tip I (yavaş kasılan) lifler

Tip I lifler yavaş kasılan lifler olarak da adlandırılır. Büyük miktarlarda mitokondri içerir ve hızlı kasılan liflerden daha fazla kılcıl damarlarla çevrilidir. Hücre çapları hızlı kasılan fibrillerinin yarısı kadardır (Porcari ve diğ, 2015, s. 236; Bozdoğan, 2012, s. 186). Yavaş kasılan lifler daha düşük kuvvet çıktısı oluşturur ve hızlı kasılan liflerden daha verimlidir. Daha yüksek kılcıl damarlanma, mitokondri ve miyoglobin seviyeleri sayesinde yavaş kasılan lifler daha yüksek verimliliğe sahiptir. Aerobik kapasiteyi daha uzun süreler boyunca kullanabilme özellikleri sayesinde dayanıklılık egzersizleri performansına katkı sağlarlar (Porcari ve diğ, 2015, s. 236). Oksidatif enzim aktiviteleri

yüksektir (yağları ve karbonhidratları okside etme kapasiteleri daha fazladır) (Rhoades ve Bell, 2017, s. 157). Triglicerit içeriği daha fazladır. Bu sebeplerle oksidatif (aerobik) kapasiteleri yüksektir. Glikolitik (anaerobik) kapasiteleri düşüktür. Yorgunluğa dayanıklıdırlar ve dayanıklılık egzersizleri için daha uygun bir kas lifidir (Ergen, 2002, s. 13; Murray ve Kenney, 2017, s. 10).

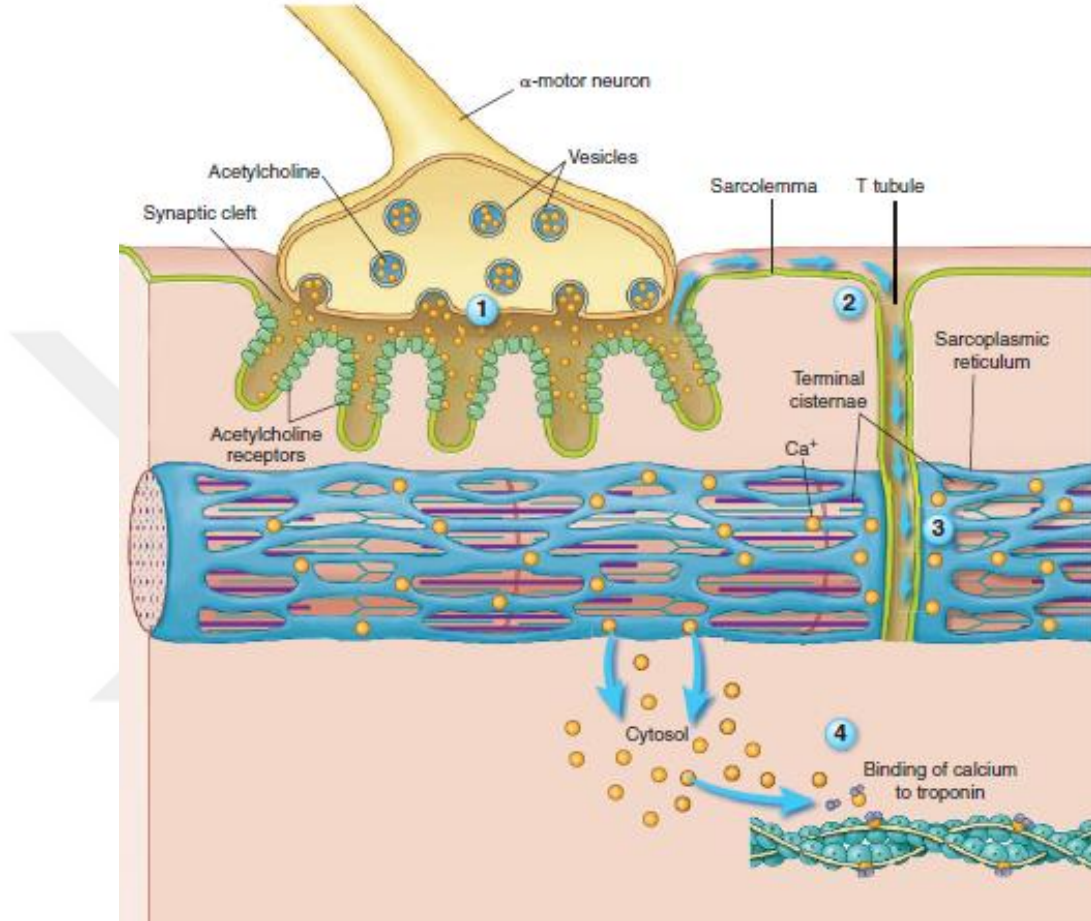
2.1.4.2. Tip II (hızlı kasılan) lifler

Tip II lifler glikolitik metabolizmaya sahip az seviyede miyogloblin içeren hızlı kasılan liflerdir (Rhoades ve Bell, 2017, s. 157; Porcari ve diğ, 2015, s. 236). Kılcal damarlanma Tip I e göre daha azdır, dolayısıyla kanlanmaları daha azdır. Bu sebeple oksijen ve enerjetik maddelerin hücreye alımı ve atıkların uzaklaştırılması çok iyi olmaz. Beyaz renkte görünürler, bunun nedeni kanlanmanın daha az olmasıdır. Sarkoplazmik retikulum ağı daha çok gelişmiştir. Düşük miktarda miyogloblin, mitokondri içerirler ve oksidatif (aerobik) enzim aktiviteleri düşüktür (Bozdoğan, 2012, s. 187). Miyozin ATPaz enzim aktivitesi yüksektir. Hızlı kasılmaya yardımcı olan unsurlardan biride budur. Glikolitik anaerobik kapasiteleri yüksektir. Tip I lerin iki katı kadar hızlı kasılma ve güç üretirler. Hücre çapları Tip I fibrillerinin yaklaşık iki katı kadardır. Çabuk yorulurlar. Sprint, tenis, halter ve benzeri gibi yüksek güç ve kuvvet üretimi gerektiren aktivitelerde kullanılır (Muratlı ve diğ, 2000, s. 212; Ergen, 2002, s. 13; Murray ve Kenney, 2017, s. 10). Tip II motor ünitelerini yönlendiren motor nöronlar, tip I motor ünitelerini yönlendiren motor nöronlardan daha büyüktür. Tip II motor üniteleri, tip I motor ünitelerinden daha fazla lif içermektedir. Bu sebepten dolayı tip II motor üniteleri etkinleştirildiğinde daha fazla kuvvet üretebilmektedir. Tip II fibrilleri tip I e göre daha hızlı bir şekilde enerji üretip kullanmaktadır. Tip II fibrillerinin sarkoplazmik retikulumu daha gelişmiştir ve tip I e göre daha büyüktür. Sarkoplazmik retikulumun daha büyük olmasından dolayı daha hızlı bir kalsiyum döngüsü gerçekleşir. Tip II kas hücreleri tip IIa ve tip IIx olarak da ikiye ayrılır fakat ikiside benzer kasılma özellikleri gösterir (Murray ve Kenney, 2017, s. 10).

2.1.5. Kas kasılması

Kas kasılması, birçok nöral ve biyokimyasal süreci içeren karmaşık bir süreçtir fakat, ince filamentin (aktin), bir bütün olarak kas lifi uzunluğunda bir değişiklik meydana getirmek için kalın filament (miyozin) üzerinde kayan mekanik hareketidir diyebiliriz (Porcari ve diğ, 2015, s. 238; Bompa ve diğ, 2013, s. 5). İskelet kasları beyinden gelen elektriksel uyarımlara göre kasılır (Aydın, 2000). Sinir sisteminden kasılma emri gelmedikçe iskelet kası kasılmaz. İskelet kas lifinin kasılması MSS den yola çıkıp periferik (çevresel) sinir sisteminde lokalize olan motor nöronun içindeki ileti yoluyla gerçekleşir (Muscolino, 2018, s. 464). Motor nöron ve motor nöronlara bağlı kas hücrelerine motor birim denir. Motor nöron uyarıldığında motor ünitesindeki kas hücrelerinin hepsi en üst düzeyde kasılmaktadır (Aydın, 2000). Çatal toplama gibi basit etkinliklerde yalnızca birkaç motor birim etkinleştirilirken, maksimal kuvvet gerektiren hareketlerde olanaklı en yüksek motor birim etkinliğe katılır (Nordin ve Frankel, 2012, s. 296; McArdle ve diğ, 2007, s. 368). Motor nöronun akson uçları kas lifine ulaştığında fiziksel olarak kasa eklenmez veya doğrudan bağlanmaz. Aralarında sinaptik yarık denen küçük bir boşluk vardır. Burada motor nöron kasla sinaps yapar. Kasılma için motor nöronun taşıdığı elektriksel ileti, motor nöronun sinaptik boşluğa moleküler salgılanmasına yol açar. Bu moleküller, kasılma için sinirsel mesajı kas lifine iletir; bu nedenle bunlara nörotransmitterler denir. İnsan vücudunda birçok nörotransmitter vardır fakat motor nöronlar ve iskelet kas lifleri arasında salgılanan nörotransmitter madde asetilkolindir (Muscolino, 2018, s. 464; Kenney ve diğ, 2015, s. 234). Motor nöron ve kas lifinin bulunduğu yere nöromuskuler bağlantı noktası denir. Nöromuskuler bağlantıda, kas lifinin sarkolemması, motor nöronun nörotransmitterlerini almak için özelleşir ve motor son plak ismini alır. Motor nöron ile kas hücresi etkileştiğinde motor nörondan asetilkolin sinaptik boşluk içine yayılır. Uyarım daha sonra kas hücresi zarı olan sarkolemma boyunca yayılarak kalsiyum iyonlarının sarkoplazmik retikulumdan salınmasına neden olan T-Tübüllerini geçmektedir. Bu kalsiyum iyonları tropomyosin zincirleri boyunca bulunan troponin moleküllerine çabucak bağlanmaktadır (Nordin ve Frankel, 2012, s. 298; McArdle ve diğ, 2007, s. 368). Daha sonra tropomyosin protein zincirleri, konumunu biraz değiştirerek aktin filamentleri üzerindeki etkinleştirilmiş olan bölgeleri myozin başlarına doğru yaklaştırmaktadır. ATP moleküllerinden yedeklenen enerjinin yardımıyla, miyozin başları aktin flamanlarını miyozin filamentlerinin ötesine

çekmektedir. Böylece kas hücresi kasılmaktadır (Bozdoğan, 2012, s. 161). Aktin ve miyozin kendi boylarında bir değişiklik olmadan birbirlerinin üzerinde kayarlar ve bu kayma hareketi kas liflerinin boyunun uzayıp kısılmasına neden olur (Muscolino, 2018, s. 475; Porcari ve diğ, 2015, s. 239; Guyton ve Hall, 2005, s. 74).



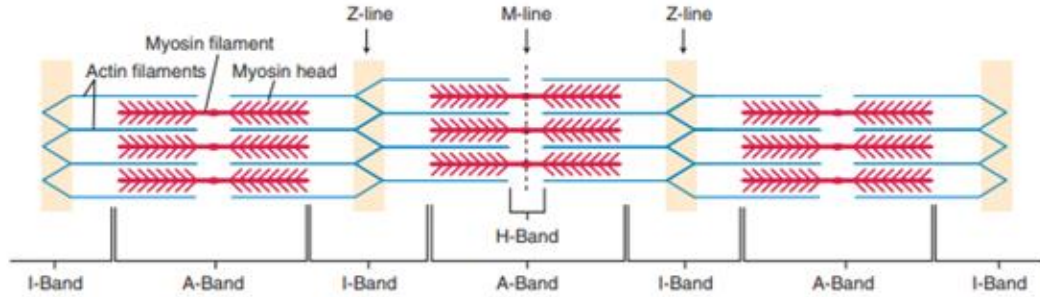
Şekil 2.2: Kas kasılma mekanizması (Porcari ve diğ, 2015, s. 239).

Kas kasılmasını başlatmak için, alfa motor nöronun aşağıya doğru ilerleyen bir sinir impulsu, nöromusküler kavşaktaki sinaptik yarıktan geçer. Nörotransmitter asetilkolin, sinir lifinin ucundan salınır ve sinaptik yarığı geçer ve dürtüyü kasa iletmek için kas üzerindeki asetilkolin reseptörlerine bağlanır (1). İmpuls sarkolemma boyunca yayılır ve kasa T-tübüllerinden girer (2). İmpuls "üçlü bölgeye" ulaştığında ve depolarize olduğunda, sarkoplazmik retikulumun terminal sisternası olan kalsiyum salınır (3). Kalsiyum daha sonra, tropomiyosini aktin üzerindeki aktif bağlanma bölgesinden uzaklaştıran troponine bağlanır (4) ve kas kasılması başlar (Şekil 2.2) (Porcari ve diğ, 2015, s. 239).

2.1.6. Kayan filamentler teorisi

En yaygın olarak kullanılan kas kasılması teorisi, A.F. Huxley ve H.E. Huxley tarafından eş zamanlı olarak önerilen kayan filaman teorisidir (Şekil 2.3) (Huxley, 1974). Kayan flamentler teorisi sarkomerlerin nasıl kasıldığını açıklayan mekanizmadır. (Muscolino, 2018, s. 464). Sarkomer, iskelet kasının temel kasılma birimidir ve insan hareketinde üretilen tüm kuvvet, kas liflerinin içindeki aktin ve miyozinin flamentlerinin etkileşimleri ile başlar (Brown, 2007, s. 5; Nordin ve Frankel, 2012, s. 289). Bir elektron mikroskobu ile bireysel miyofibrillere bakıldığında, kas kasılmasından sorumlu çoğunlukla iki tip protein flamentinden bahsedilir (Kenney ve diğ, 2015, s. 105). İnce yapıda olan filamentlere aktin, kalın yapıda olanlar ise miyozin olarak adlandırılır (Powers ve Howley, 2018, s. 171). Aktinler açık miyozinler ise koyu renktedirler (Fox, 2015, s. 365). Aktinler çift sarmal şeklindedir ve birbirinin etrafında dönen iki boncuk dizisi olarak görünür. Bu sarmalı troponin ve tropomiyozin proteinleri oluşturur. Troponin ve tropomiyozin kasılma sırasında aktin ve miyozin filamentleri arasındaki temasların kurulmasını ve kopmasını düzenlerler (Nordin ve Frankel, 2012, s. 291). Aktinler esnekliği az olan nebülün adlı protein yapı boyunca yerleşmişlerdir. İnce flamentler Z çizgisine bağlanır (Nordin ve Frankel, 2012, s. 291). Miyozinler ise 4 hafif (MLC) 2 ağır (MHC) zincirden oluşur (Bayraktar ve Çilli, 2017, s. 7). Miyozinlerin sarkomerin merkezinde pozisyon almasını sağlayan yapı Z çizgisine bağlı olan titin flamentidir (Nordin ve Frankel, 2012, s. 291). Kas lifinde bulunan koyu ve açık renkteki flamentlerin kas lifi boyunca birbirine paralel olarak hizalanmasının sonucunda kas lifi çizgili görünümünü almaktadır (Kenney ve diğ, 2015, s. 105). İskelet kasına çizgili kasda denmesinin sebebi kas lifinin ışık mikroskobu altında yinelenen çizgili görünümü ve kontraktıl proteinlerin dizilimidir (Bayraktar ve Çilli, 2017, s. 5). Bir sarkomer bir Z çizgisinden başlayıp bir sonraki Z çizgisine kadar uzanır ve kastaki kısalabilen en küçük fonksiyonel birimdir (Brown, 2007, s. 5; Nordin ve Frankel, 2012, s. 289). I bantları ise yalnızca ince aktin flamentlerinden (Kenney ve diğ, 2015, s. 105) oluşan 1 mm uzunluğundaki yapıdır (Bayraktar ve Çilli, 2017, s. 5). Z çizgisi I bandını ikiye böler (Bayraktar ve Çilli, 2017, s. 5). Sarkomerin koyu renk olarak gözüken ve orta bölmesinde bulunan A bandı her iki flamentten oluşur (Kenney ve diğ, 2015, s. 105). A bandının kenar kısımlarında ince ve kalın flamentler örtüştüğü için en yoğun bölge olup daha kalın gözüktür (Bayraktar ve Çilli, 2017, s. 5). A bandının sadece kalın flamentleri

(miyozin) içeren en orta kısmı H bölgesi olarak adlandırılır (Kenney ve diğ, 2015, s. 105). H bölgesi, yalnızca dinlenme uzunluğundaki bir kas lifinde görülür (Porcari ve diğ, 2015, s. 234; Nordin ve Frankel, 2012, s. 292). H bölgesi I bandına göre daha koyu fakat A bandının kenar kesimlerinden daha açık renklidir (Bayraktar ve Çilli, 2017, s. 5). H bölgesinin ortası ise M çizgisi olarak isimlendirilir. H bölgesinin merkezinde, dar karanlık bir alanda ise M çizgisi bulunur (Nordin ve Frankel, 2012, s. 292). Sonuç olarak bir sarkomer iki yarım I bandı ve bir tam A bandından oluşur (Bayraktar ve Çilli, 2017, s. 5).



Şekil 2.3: Sarkomerin yapısı (Muscolino, 2018, s.472).

Aktin ve miyozin kendi boylarında bir değişiklik olmadan birbirlerinin üstünde kayarlar ve bu kayma hareketi kas liflerinin boylarının kısalmasına ve uzamasına neden olur. Konsantrik kasılmada kasın boyu kısalır, aktinler miyozinlere doğru kayar, iki Z bandı birbirine yaklaşır, sarkomer daralır, H bandı kaybolur, I bandı daralır ve A bandının boyu değişmez. Eksantrik kasılmada kasın boyu uzar iki Z bandı birbirinden uzaklaşır. Sarkomer uzar, H bandı belirginleşir, I bandı uzar ve A bandının boyu değişmez. İzometrik kasılma kas lifinin boyu değişmez. I ve A bantlarının boyu sabit kalır ve bu şekilde kuvvet oluşur (Muscolino, 2018; Murray ve Kenney, 2017; McArdle ve diğ, 2007, s. 368; Ganong, 1996, s. 78; Neumann, 2017, s. 46; Rhoades ve Bell, 2017, s. 141; Nordin ve Frankel, 2012, s. 291).

2.1.7. Kas kasılma çeşitleri

Kaslar iki veya ikiden fazla noktada kemiklere tutunur. Kaslar eklemlerin üzerinden geçerek kemikleri hareket ettiren gücü sağlarlar (Rhoades ve Bell, 2017, s. 91). Bir uyaran sonucunda kasta oluşan gerginliğe kasılma denir. Eklem hareketlerine neden olmak, kontrol etmek veya önlemek için kas kasılmaları kullanılabilir. Kas kasılmaları

vücut bölümlerinin hareketini başlatmak, hızlandırmak, yavaşlatmak veya dış kuvvetler tarafından hareketini önlemek için kullanılabilir (Floyd, 2015, s. 41). Kas kasılmaları izometrik, izotonik (eksantrik-konsantrik) ve izokinetik olmak üzere üçe ayrılır (Ganong, 1996, s. 78; Kenney ve diğ, 2015, s. 42).

2.1.7.1. İzometrik kasılma

Kas içinde gerginlik oluştuğunda fakat eklem açıları sabit kaldığında izometrik bir kasılma meydana gelir. İzometrik kasılmalar statik kasılmalar olarak düşünülebilir çünkü eklem açısını göreceli olarak statik veya sabit bir pozisyonda tutmak için kasta önemli miktarda aktif gerilim gerçekleşir. İzometrik kasılmalar, kasların dış kuvvetler tarafından hareket etmesini önlemek için bir vücut segmentinin stabilize edilmesinde kullanılabilir (Floyd, 2015, s. 41; Palastanga ve diğ, 2002, s. 13). Kasın kasıldığı ve bağlandığı noktalarda hareketin oluşmadığı eylemler izometrik eylemlerdir. Kas boyunun sabit kaldığı bir kasılmadır. İzometrik, eşit, metrik; uzunluk demektir. Bu tür kas kasılmasında kasın boyu sabit kalırken, tonusu (gerimi) artmaktadır (Ergen, 2002, s. 8). Sabit bir duvarı itmeye çalışmada bu kasılma türüne bir örnektir. İzometrik veya statik kas hareketleri, hiçbir görünür hareketin meydana gelmediği şekilde tanımlanır; bu bir pliometrik egzersizin eşleşme aşaması olarak da bilinir. Koşma veya atlamada, birleşme aşaması vücudun çok kısa bir süre için “durduğu” noktadır. Bu noktada, eksantrik hareket ters çevrilmeden önce eklem ölçülebilecek bir konumdadır ve konsantrik veya kasın kısalması hareketine dönüşür. Vücut eksantrikten konsantrik kas hareketlerine geçerken kısa süreli statik bekletme süresi pliometrik dilde amortisman evresi olarak bilinir. Bu aşama kısa bir süredir, atlayıcılar ve sprintler gibi güç odaklı sporcularda 0,01 saniyeden azdır. Hızlı bir şekilde eksantrik bir eylemden konsantrik bir aşamaya geçme yeteneği, iyi sporcuların ayırt edici özelliğidir (Chu ve Myer, 2013, s. 8). Kasın etki ettiği eklemde oluşan karşı moment, kasın ortaya çıkardığı momente eşitse kasın boyu değişmez ve eklemde hareket oluşmaz (Muratlı ve diğ, 2000, s. 207).

2.1.7.2. Konsantrik kasılma

Bir izotonik kasılma şeklidir (Palastanga ve diğ, 2002, s. 13). Kas kasıldığı ve iki bağlantı noktasının birbirine yaklaştığı (kas boyunun kısaldığı) durumlarda kas

konsantrik olarak kasılır. Kasın tonusu (gerimi) sabit kalırken boyu kısalmaktadır. Bir ağırlığın bükülerek omuza yaklaştırılması bu kasılma türüne örnektir (Ergen, 2002, s. 19). Kas gerilimi, eklemde dirençsel momentten daha fazla moment ortaya çıkardığı zaman kasın boyu kısalır (Muratlı ve diğ, 2000, s. 206). Konsantrik kasılmalar, yerçekimine ve dirence karşı harekete neden olup pozitif kasılmalar olarak tanımlanır. Kas tarafından geliştirilen kuvvet dirençten daha büyüktür. Bu bağlantı açısının uygulanan kas kuvveti yönünde değişmesine neden olur ve gövde kısmının yerçekimine ve dış kuvvetlere karşı hareket etmesine neden olur. Bu kasılmalar vücut bölümünün düşük bir hızdan yüksek bir hıza hareketini hızlandırmak için kullanılır (Floyd, 2015, s. 41).

2.1.7.3. Eksantrik kasılma

Bir izotonik kasılma şeklidir (Palastanga ve diğ, 2002, s. 13). Kas kasıldığı ve iki bağlantı noktasının birbirinden uzaklaştığı (kas boyunun uzadığı) durumlarda kas eksantrik olarak kasılır. Negatif bir mekanik iş yapılır. Merdiven inme, kollarla bir ağırlığın indirilmesi, bu kasılmaya bir örnektir. Kasın boyu değiştiği için eksantrik kasılmada bir izotonik kasılma şeklidir. Kas kasılması sırasında gerilimi sabit kalırken, konsantrik kasılmanın aksine kasta uzama meydana gelir (Radcliffe ve Farentinos, 2015, s. 117). Kas gerilim altında uzadığında ortaya çıkan eksantrik hareketler vücudu yavaşlatmak için kullanılır. Eksantrik kas hareketleri temel olarak pliometrik bir egzersizin yükleme aşaması ile ilişkilidir. Eksantrik kas hareketleri kuvveti emer ve izometrik ve konsantrik kas hareketine geçişe hazırlanırken eklem segmentlerini yavaşlatır (Chu ve Myer, 2013, s. 3). Karşı eylem momenti kasın ortaya çıkardığı momenti aşarsa kas boyu uzar. Kas uzadığı zaman gerilim gerçekleştirmek üzere uyarılır. Bu kasılma eksantrik kas kasılması olarak tanımlanır ve eklem hareket yönü, sonuç momentin zıt tarafına doğrudur. Dirsek ekstansiyonu sırasında dirsek fleksörlerinde eksantrik kasılma ortaya çıkmaktadır. Bu kasılma türü hareketin hızını kontrol etmekte fren mekanizması işlevi görür (Muratlı ve diğ, 2000, s. 207). Eksantrik kasılmalar, aktif gerginlik altında kas uzatılmasını içerir ve kas, direnç inişini kontrol etmek için gerilimi yavaş yavaş azalttığı zaman meydana gelir. Ağırlık veya direncin, kas kasılmasının üstesinden geldiği düşünülebilir, ancak kasın inen hareketi kontrol edemediği noktaya gelmez. Eksantrik kas hareketleri yerçekimi veya direnç ile hareketi

kontrol eder ve negatif kasılmalar olarak tanımlanır. Kas tarafından geliştirilen kuvvet, dirençten daha düşüktür; bu, bağlantı açısında direnç veya dış kuvvet yönünde bir değişiklik ile sonuçlanır ve gövde parçasının yerçekimi veya dış kuvvetlerle (direnç) hareket etmesine izin verir. Eksantrik kasılmalar, vücut bölümünün hareketlerini daha yüksek bir hızdan daha yavaş bir hıza düşürmek için (yavaşlama) veya hareket halindeki bir eklem hareketini durdurmak için kullanılır (Floyd, 2015, s. 53).

2.1.7.4. İzokinetik kasılma

Tüm hareket boyunca sabit bir hıza sahip kasılma olarak gerçekleşir (Bompa ve diğ., 2013, s. 9). Bu, eklem hareketinin sabit bir hızda tutulduğu ve dolayısıyla kasın kısalma veya uzama hızının sabit olduğu bir tür dinamik kas çalışmasıdır (Nordin ve Frankel, 2012, s. 306). Yükün miktarı önemsizdir; sabit bir kasılma hızıyla hareketin gerçekleşmesini sağlayacak özel araçlar gerektirir. İzokinetik kasılma sırasında hem konsantrik hemde eksantrik hareket birlikte gerçekleşir. Bu tür bir egzersiz hareketin tamamında kasın en üst düzeyde çalışmasına olanak verir (Bompa ve diğ., 2013, s. 9).

2.1.8. Kas kuvvetini etkileyen faktörler

Kasın üretebildiği maksimum kuvvet, kasın etkinliğe katılan motor ünite sayısı, motor ünitelerin ateşlenme oranı, motor ünitelerin senkronizasyon miktarı, uzama-kısalma döngüsünün kullanımı, sinirsel inhibisyonun derecesi, kas fibril tipi ve kas hipertrofi derecesine bağlıdır (Bompa ve Buzzichelli, 2009, s. 263).

2.1.8.1. Kasın etkinliğe katılan motor ünite sayısı

Motor birimler, nöromusküler sistemin en küçük işlevsel unsurlarıdır. Bu nedenle, aktif motor ünitelerinin sayısındaki değişiklik, kuvvet değişiminde neden olur. Daha fazla motor ünitelerin aktiviteye dahil edilmesi, kas gücünde bir artışa neden olurken, aktif ünitelerin sayısındaki bir azalma kas kuvvetinde bir azalmaya yol açar (Zoladz, 2019, s. 65; Kenney ve diğ., 2015, s. 44; Powers ve Howley, 2018, s. 187). Bir kas tarafından üretilen gerilim veya kuvvet, aynı anda aktif olarak uyarılan motor birimlerinin sayısı ile belirlenir (Hamill ve Knutzen, 2015, s. 106). Motor üniteler genellikle aynı anda

görevlendirilmez, hepsi aynı anda etkinliğe dahil edilmez, farklı zamanlarda etkinliğe katılırlar. Uyarıcı ve önleyici bir dizi farklı nöron tarafından kontrol edilirler. Kas liflerinin kasılması veya gevşemesi, belirli bir zamanda belirli bir motor ünitesi tarafından alınan birçok implus toplamına bağlıdır. Motor ünite etkinleştirilir ve kas lifleri yalnızca gelen uyarıcı dürtüler, engelleyici dürtüleri aştığında ve eşik karşılandığında veya aşıldığında kasılır (Kenney ve diğ, 2015, s. 230). Tek bir kas lifi içinde üretilen kuvvet miktarı, aktin ile temas eden miyozin çapraz köprülerinin sayısı ile ilgilidir (Powers ve Howley, 2018, s. 187). Motor ünitelerin etkinliğe katılım sırası küçük motor birimlerden büyük motor birimlere doğru olmaktadır (Bompa ve Haff, 2017, s. 295). Büyük motor üniteler daha yüksek aktivasyon eşiğine sahip olup, küçük motor ünitelerinden sonra etkinleştirilir. Daha yüksek dış yüklere karşı daha büyük motor üniteler etkinleştirilir (Bompa ve Haff, 2009, s. 263; Guyton ve Hall, 2005, s. 81). Genellikle, bir kas için zayıf bir kasılma gerekliyse küçük bir motor ünite kasılma için devreye girer. Güçlü bir kasılma gerektiği durumda ise hâlihazırda kasılmakta olan küçük motor ünitesine daha büyük bir motor ünitesi eklenir. Bu durum kas kasılmaya başladığında düzgün bir geçiş olmasını sağlar ve kasın kasılma gücünü artırır. Kasılmanın gücüne ve derecesine ilişkin en belirgin faktör, sinir sisteminin kaç tane motor üniteye kasılma emri verdiğidir. Eğer kasın tüm motor üniteleri kasılırsa, kas %100 maksimum gücüyle kasılacaktır. Sadece bazı motor ünitelere kasılma emri verilmişse o zaman kas parsiyel (kısmi) çalışacaktır (Muscolino, 2018, s. 570).

2.1.8.2. Motor birim ateşleme hızı

Bir kasın istemli bir kasılma sırasında uyguladığı kuvvet, aksiyon potansiyellerini ateşleme oranlarına bağlıdır (Enoka ve Duchateau, 2017). Motor ünitesi ateşlemesinin sıklığı, kas tarafından geliştirilen kuvvet veya gerginlik miktarını da etkileyebilir (Bompa ve Haff, 2009, s. 264). Bir kasın çalışma aralığının çoğunda sinir sistemi, hem motor ünite alımını hem de hız kodlamasını değiştirerek kas gücünü kontrol eder. Kas gücünün kontrolü, düşük kuvvetlere nazaran, özellikle hızlı kasılmalar sırasında hız kodlamasına bağlıdır (Milner-Brown ve diğ, 1973). Ateşleme hızı ile bir kasın ürettiği kuvvet, ek motor üniteleri görevlendirmesi olmaksızın artmaktadır (Bompa ve Haff, 2009, s. 264). Patlayıcı güç çıktısı gerektiren egzersizlerde (pliometrik, sıçrama, atlama gibi) motor üniteler ateşleme hızını değiştirme eğiliminde olup, egzersizlerde daha fazla

motor ünite ateşlenme oranı görünür (Laursen ve Jenkins, 2002; Bompa ve Haff, 2009, s. 264). Motor ünite ateşleme sıklığı, kas tarafından geliştirilen kuvvet veya gerilim miktarını da etkileyebilir. Bu durum frekans kodlaması veya hız kodlaması olarak da bilinir. Motor ünite ateşleme sıklığı saniyede 3 ile 120 uyarın arasında değişen aralıklarla yüksek frekanslı aksiyon potansiyeli veya uyarın patlamaları içerir. Sabit gerilim esnasında ve gerilimdeki yavaş artışlarla, ateşleme frekansı saniyede 15 ila 50 impuls aralığındadır. Bu frekans oranı, hızlı kasılma hızları sırasında saniyede 80 ila 120 uyarı aralığında olabilir (Hamill ve Knutzen, 2015, s. 107). Hız kodlaması ayrıca lif türüne ve hareket türüne göre değişir. Balistik hareketlerde, yüksek eşikli hızlı kasılan motor üniteleri, yavaş kasılan ünitelerden daha yüksek hızlarda ateşlenir. Segmentlerin hızlı ivmelenmesini sağlamak için, hızlı kasılan motor birimleri ateşleme oranlarını yavaş kasılan motor birimlerinden daha fazla artırır (Hamill ve Knutzen, 2015, s. 107). Motor birimi ateşleme oranının artmasıyla daha fazla kuvvet gelişiminin gerçekleştiğini belirten çalışmalar mevcuttur (Bompa ve Haff, 2009, s. 264).

2.1.8.3. Motor birim senkronizasyonu

Artan motor ünite senkronizasyonu daha büyük kuvvet değişimine katkıda bulunur. Motor ünite senkronizasyonunun en olası fonksiyonel rolü, hızlı kasılmalar sırasında kuvvet gelişim oranını arttırmak veya kas sinerjilerini teşvik etmek için birden fazla kasın aktivitesini koordine eden bir mekanizma olarak kullanmaktır (Semmler, 2002). Güç kazanımları omurilikte bulunan motor nöronlar arasındaki bağlantılardaki değişikliklerden kaynaklanabilir. Motor ünitelerin daha eş zamanlı hareket etmesine izin vererek kasılmayı kolaylaştırır ve kasın kuvvet oluşturma yeteneğini artırır. Motor ünite senkronizasyonu kuvvet geliştirme oranını ve sabit kuvvetler uygulama kapasitesini iyileştirir (Kenney ve diğ., 2015, s. 230). Düşük yoğunlukta gerçekleşen kas aktivitelerinde kısa dinamik kasılmalarla motor ünite ateşlenmesi senkronize olmayan bir biçimde ortaya çıkmaktadır. Senkronize olmayan motor ünite ateşlenmesi, diğer motor birimlerin başka etkinliklere katılması sonucu devre dışı kalması durumunda gerçekleşir. Bu durumun aksine motor ünitesi senkronizasyonu, çok sayıda motor ünitenin eşzamanlı aktivasyonunun bir sonucu olarak ortaya çıkmakta ve böylece çabuk kuvvetin artması sağlanmaktadır (Semmler, 2002). Motor ünitesi senkronizasyonu kuvvet geliştirme hızı üzerinde olumlu etkilerinin olduğunu vurgulayan çalışmalar

mevcuttur. Bir çalışmada eğitimsiz kontrol deneklerinde 6 haftalık bir kuvvet antrenmanı programından sonra motor ünitesi senkronizasyonunun arttığını buldular ve motor ünite senkronizasyonundaki artışın, motor korteks ve beyincikten aşağı inen dürtünün artmasından kaynaklandığı sonucuna vardılar (Milner-Brown ve Lee, 1975). Motor ünitesi senkronizasyonunun özellikle aynı anda birden fazla kasın birlikte aktifleştirilmesini gerektiren aktivitelerin performansında artışa sebep olabileceği belirtilmektedir. Ayrıca, çok sayıda kasın aynı anda etkinliğe katıldığı durumlarda, kasların etkinliğe katılımını koordine ederek, hareketlerin verimli bir şekilde gerçekleşmesine katkı sağlayabilir (Bompa ve Haff, 2009, s. 264).

2.1.8.4. Uzama-kısalma döngüsünün kullanımı (stretch shortening cycle)

Eksantrik ve konsantrik kas hareketlerinin bir kombinasyonu olarak adlandırılır (Bompa ve Haff, 2009, s. 264). Eksantrik bir kasılma sonrası, konsantrik bir kasılma gerçekleşirse kas daha çok kuvvet üretir. Bunun sebebi eksantrik kasılma sırasında depolanan elastik enerjidir. Aynı zamanda gerilme refleksinin aktivasyonu ve kas aktivasyonunun optimizasyonu nedeniyle de bu kuvvet üretimi gerçekleşir. Eksantrik kas hareketi (kasın uzaması), konsantrik kas hareketinden (kasın kısalması) önce gerçekleştiği için bu uzama kısalma döngüsü pliometrik kas etkinliği olarak da adlandırılır (Porcari ve diğ., 2015, s. 266). Kasta bulunan bağ dokusu, tıpkı bir lastik bandın gerilmesi ve sonra geri tepmesi gibi gerilebilir ve geri tepebilir. Bu özelliği sayesinde kas kasılmasına daha fazla kuvvet oluşmasını sağlar. Sınırlayıcı egzersizler, derinlik sıçramaları, sağlık topu fırlatmaları gibi pliometrik çalışmaların kas gücünü artırmada çok etkili olmasının sebebi bu elastik bileşeni kasta eğitmesidir. Pliometrik eğitimin temelinde eksantrik evreyle gerçekleşen ön aktivasyon ile konsantrik fazda daha fazla kuvvet üretebilmektir. Bu yüzden ön aktivasyonun gerçekleştiği eksantrik evrenin hızlı bir şekilde gerçekleşmesi konsantrik evre için çok önemlidir. Uzama kısalma döngüsünün güç çıkışını artırma yeteneği, yüke, zamana, kasa ve kasın kuvvet artırıcı bir ön gerilme uyarabilme yeteneğine bağlıdır (Brown, 2007, s. 4,69).

2.1.8.5. Sinir-kas uyarımlarının engellenmesi

Kas ve eklem reseptörlerinden alınan kuvvet üretimini engelleyici sinirsel dönütlerle ortaya çıkmaktadır. Buna örnek olarak golgi tendon organının çalışma prensibi verilebilir. Golgi tendon organı maksimal veya maksimale yakın etkinliklerde kaslarda oluşabilecek aşırı gerilimleri önleyerek kasları koruma görevini üstlenir. Fakat bu koruyucu golgi tendon organının nöral aktivasyon paternleri değişirse, kuvvetin üretim kapasiteside artar (Bompa ve Haff, 2009, s. 265).

2.1.8.6. Kas fibril tipi

Kas fibril tipleri yavaş kasılan (Tip 1) ve hızlı kasılan (Tip 2a, Tip2b) lifler olmak üzere iki ayrılır. Yavaş kasılan kas lifleri oksidatif enzimlerden zengin olup düşük düzeyde glikolitik enzimler içerirler. Damarlanma oranı yüksek olup, mitokondri oranları yüksektir. Bu fizyolojik özelliklerinden dolayı aerobik metabolizmayı kullanan yavaş kasılan kas lifleri daha çok dayanıklılık özelliği gösterir. Tip I kas lifine sahip olan sporcular daha çok dayanıklılık gerektiren spor branşlarında başarı göstermektedir. Tip 1 kas liflerine kasıldıkları zaman açığa çıkardıkları kas kuvveti tip 2 kas liflerine göre daha düşük düzeyde olup, kasılma süreleri uzundur ve yorgunluğa karşı daha uzun süre direnç gösterirler (İnal, 2004, s. 87). Tip II motor üniteleri, tip I motor ünitelerinden daha fazla güç üretir çünkü tip II motor ünitesi, tip I motor ünitesinden daha fazla kas lifi içerir (Powers ve Howley, 2018, s. 187; Kenney ve diğ, 2015, s. 4). Hızlı kasılan kas lifi tipleri ise glikolitik enzimlerden zengin olup, düşük düzeyde oksidatif enzimlerden oluşur. Yani anaerobik kapasiteleri yüksektir. Daha düşük düzeyde damarlanma oranına sahip olup, mitokondri sayıları da azdır. Kasıldıkları zaman yüksek düzeyde kuvvet açığa çıkarırlar, kasılma süreleri kısa olup, çabuk yorulurlar (İnal, 2004, s. 87). Tip II kas liflerine sahip olan sporcular, yüksek düzeyde güç ve güç gerektiren spor aktivitelerinde başarılıdırlar (İnal, 2004, s. 87). Etkinliğe katılan motor ünitesi sayısı arttıkça kas daha fazla güç üretebilir. Hızlı kasılan motor üniteleri yavaş kasılan motor ünitelerinden daha fazla güç üretir. Bunun sebebi her hızlı kasılan ünitesinde bir yavaş kasılan ünitesinden daha fazla kas lifi bulunur. Benzer şekilde, daha fazla kas lifi olan büyük kaslar, küçük kaslardan daha fazla güç üretebilir (Wilmore ve diğ, 1994, s. 40).

2.1.8.7. Kas hipertrofisi

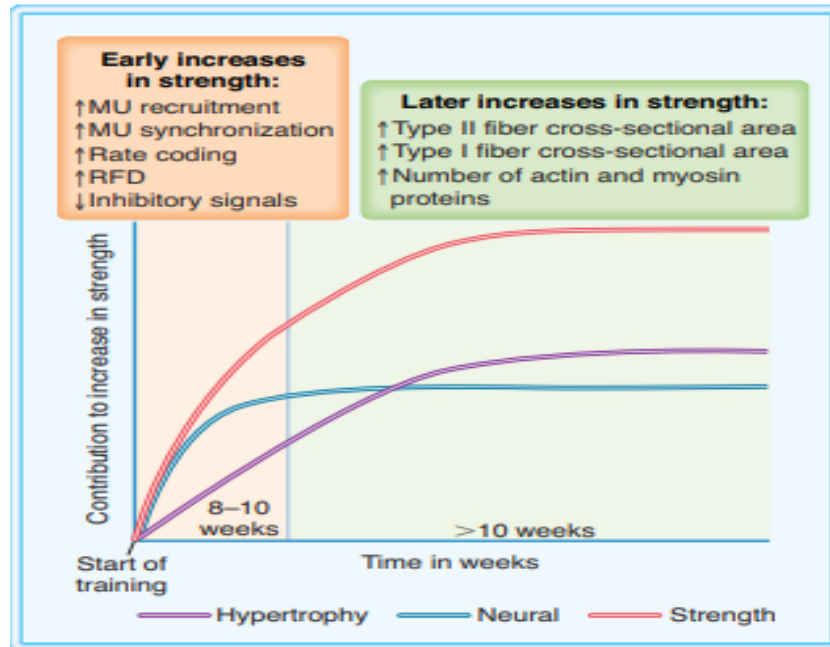
Kasın enine kesit alanındaki artış, kuvvet antrenmanlarına bir yanıt olarak kas hipertrofisindeki artışa katkı sağladığı düşünülmektedir (Porcari ve diğ, 2015, s. 268). Bir kasın enine kesit alanındaki artışlar, kasılma birimlerinin miktarını artırır ve böylece kuvvet üretme potansiyeli artar. Bireyler arasındaki güç farklılıklarının yaklaşık %50'si kas boyutuyla açıklanabilir, öyle ki en büyük yüzey alanına sahip kas lifleri en fazla gücü üretebilir (Lieber ve Fridén, 2000). Tip 2 kas fibrilleri büyük oranda biçim değiştirici özelliğe sahiptir. Bu özelliği sayesinde kuvvet antrenmanına yanıt olarak hipertrofinin oluşması hızlı bir şekilde gerçekleşir (Bompa ve Haff, 2017, s. 298). Daha fazla kas lifi olan daha büyük kaslar, daha küçük kaslardan daha fazla güç üretebilir (Kenney ve diğ, 2015, s. 44). Antrenmanlar sonucu kas liflerinin kalınlıkları artmaktadır. Bu artış kasın büyümesine ve kasılma kuvvetinin artmasına sebep olmaktadır (Bompa ve diğ, 2013, s. 4). Bir kas, kronik bir kuvvet antrenmanı uyarısına yanıt olarak genişlemeye uğrar. Kastaki büyümenin, öncelikle hipertrofi olarak bilinen kas liflerinin boyutundaki artışa bağlı olduğu düşünülmektedir. Çok sayıda çalışma, bir direnç eğitimi programına yanıt olarak kas liflerinin ne ölçüde arttığını göstermiştir (Whyte, 2006, s. 141). MacDougall ve diğ. (1979), triceps brachii'yi 6 ay boyunca eğiten genç erkekleri takip etmiş, fiber alanların, tip II üniteler için % 33 ve tip I üniteler için %27 arttığını bulmuştur. MacDougall ve diğ. (1984), vücut geliştiricilerinin kas liflerinin antrenman yapmayan bireylere göre % 58 (tip II) ve % 39 (tip I) daha büyük olduğunu belirtmiştir. Komi ve diğ. (1982), 16 haftalık ağır direnç veya güç odaklı eğitimin ardından tip I ve tip II ünitelerin fiber alan çapında bir değişiklik olduğunu göstermiştir. Hem tip I hem de II üniteler, ağır direnç eğitimine yanıt olarak fiber çapını artırmış ancak yalnızca tip II üniteler, güç eğitiminin ardından hipertrofi geçirmiştir.

2.1.9. Kas kuvvetini etkileyen biyomekanik faktörler

Kas kuvvetini etkileyen biyomekanik faktörler, sinirsel kontrol, kasın fizyolojik kesit alanı, kas lifi düzeni, kas uzunluğu, eklem açısı, eklem açısal hızı, kas kasılma hızı, vücut büyüklüğü ile orantılıdır (Baechle ve Earle, 2008, s. 75).

2.1.9.1. Sinirsel kontrol

Sinirsel kontrol mekanizması, hangi motor nöronların, kaç adet motor nöronun kas kasılmasına katıldığı ve motor nöronların ateşleme hızını belirleyerek bir kasın maksimum kuvvet çıktısını etkiler. Genellikle bir kasılma sırasında daha fazla motor ünite aktiviteye katılıyorsa, motor ünitelerin boyutu daha büyükse veya ateşleme hızı oranı yüksekse kas kuvveti daha büyüktür (Baechle ve Earle, 2008, s. 75; Hamill ve Knutzen, 2015, s. 106). Kuvvet antrenmanlarının ilk birkaç haftasında kuvvetteki hızlı artışın sebebinin sinirsel adaptasyon olduğu belirtilir. Belirli miktardaki kasılğan dokudan beyin nasıl kuvvet üreteceğini öğrenir (Porcari ve diğ, 2015, s. 268). Çalışmalar, bir direnç eğitimi programının başlangıç aşamalarında, kas gücündeki artışların kas hipertrofisinden önce geldiğini göstermiştir (Häkkinen ve diğ, 2001; Akima ve diğ, 1999). Böylelikle, kasta enine kesit alanında gözle görülür bir artış olmadan güçte bir artış elde etmek mümkündür. Kesitsel alanda artış olmaksızın kas gücündeki ilk kazanımlar, sinirsel adaptasyonlarla ilgilidir. Sinirsel adaptasyonlar, koşullandırmanın ilk 8 ila 10 haftasında güç kazanımlarına en büyük katkılarını yapıyor gibi görünmektedir. Yaklaşık 10 haftalık direnç eğitiminden sonra, hipertrofi, güç iyileştirmelerinde daha belirgin bir faktör haline gelir (Porcari ve diğ, 2015, s. 268).



Şekil 2.4: Sinirsel ve kassal adaptasyonların zamanla antrenmanla artan güce göreceli katkıları. MU = motor ünitesi; RFD = kuvvet geliştirme hızı (Porcari ve diğ, 2015, s. 268).

Nöromusküler fonksiyondaki hızlı gelişmeler ve hipertrofideki çok kademeli iyileşmeler nedeniyle antrenman sırasında erken dönemde güç artar. Sinirsel adaptasyonlar maksimize edildiğinde, hipertrofideki daha fazla artış, kas gücündeki uzun vadeli iyileşmelerden sorumludur. Güç zamanla kademeli olarak artar ve hipertrofideki plato ile benzer bir zaman diliminde plato olmaya başlar (Şekil 2.4) (Porcari ve diğ, 2015, s. 268).

2.1.9.2. Kasın fizyolojik kesit alanı

Kasın ürettiği kuvvet, kası oluşturan liflerin enine kesitlerinin toplamı olarak adlandırılan fizyolojik kesit alanı ile orantılıdır (Bayraktar ve Çilli, 2017, s. 14; McGinnis, 2013, s. 289). Her kas lifi, birbirine seri (bir miyofibrilde uçtan uca) ve paralel (yan yana miyofibriller) olarak düzenlenmiş milyonlarca sarkomer (kuvvet üreten kas birimleri) içerir. Bir kas lifinin uygulayabileceği maksimum kuvvet, paralel olarak düzenlenmiş sarkomerlerin sayısına bağlılık göstermektedir (Gans ve Bock 1965). Bir kasın uygulayabileceği maksimum kuvvet, birbirine paralel uzanan kas liflerinin sayısı ile orantılıdır. Bu ilişki nedeniyle, bir kasın gücü, kesit alanı ölçülerek anatomik olarak tahmin edilebilir. Bu ölçüm, kas liflerinin yönüne dik olarak yapılmalıdır ve fizyolojik kesit alanı olarak bilinir (Zatsiorsky, 2008, s. 4). Diğer her şey eşit olduğunda, bir kasın uygulayabileceği kuvvet, hacminden çok kesit alanıyla ilgilidir (Ikai ve diğ, 1968).

2.1.9.3. Kas fibril düzeni

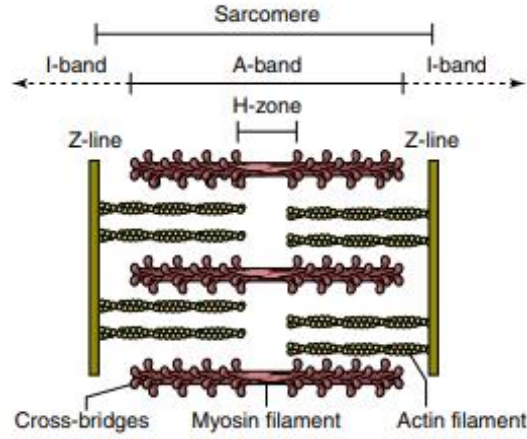
Kas lifleri, kuvvet üretim eksenine göre organize olmuş farklı yapıları bulunmaktadır (McGinnis 2013, s. 281). Kas demetlerinin kasın iki ucu arasındaki kuvvet üretim eksenine paralel olarak veya bu eksenle açı yapacak şekilde yerleşebildikleri gözlenir (Bayraktar ve Çilli, 2017, s. 14). Lif düzenlemelerine göre iskelet kaslarını iki temel gruba ayırabiliriz. Bunlar paralel yapılar ve pennate yapılarıdır (Floyd, 2015, s. 38). Kas lifleri kasın kuvvet üretim eksenine paralel olarak uzanırsa buna paralel yapı denir (Palastanga ve diğ, 2002, s. 10). Paralel yapı; fuziform, uzunlamasına, strap kaslar veya longitudinal yapılar olarakda isimlendirilir (Bayraktar ve Çilli, 2017, s. 14; McGinnis, 2013, s. 281). Pennate kaslar tüye benzer şekile sahip tendonlara oblik yerleşimli kısa

liflerden oluşur. Pennate kaslar, lifler ve tendon arasındaki düzenlemeye göre 3 kategoriye ayrılabilir (Floyd, 2015, s. 38). Bunlar unipennate, bipennate ve multipennate yapılardır. Kas liflerinin tek taraflı olarak kasın kuvvet üretim eksenine açı yaparak uzandığı durum unipennate, iki taraflı olarak açı yaptığı durumda ise bipennate, liflerin ikiden fazla farklı açı ile kuvvet eksenine açıyla uzandığı durum ise multipennate olarak isimlendirilir (Bayraktar ve Çilli, 2017, s. 14; McGinnis, 2013, s. 281; Palastanga ve diğ., 2002, s. 11). Paralel kaslar longitudinal yerleşmesinden dolayı kas lifi sayısı peniform yapıli kaslara göre daha az olup, ortaya çıkardıkları kas gücü daha azdır (İnal, 2004, s. 80). Fakat geniş eklem hareketlerinden sorumludurlar (Floyd, 2015, s. 38). Bunun yanında liflerin birbirine paralel yerleşiminden dolayı az miktarda bir kasılma ile hareketi çok hızlı bir şekilde gerçekleştirebilirler (İnal, 2004, s. 80). Pennate yapıli kaslarda ise liflerin oblik şeklinde yerleşiminden dolayı harekete katılan lif sayısı fuziform yapıli kaslara göre daha fazla olur. Bu sebeple kasların az miktarda kasılmasıyla ortaya çıkan güç daha fazla olur (İnal, 2004, s. 80). Paralel yapıdaki liflerin uzunluğu daha fazla olup kasılma mesafesi uzun ve kısalma hızı daha yüksektir. Kanatlı yapılarda kasılma mesafesi kısa olmakla birlikte üretilen kuvvet daha fazladır (Bayraktar ve Çilli, 2017, s. 14).

2.1.9.4. Kas boyu

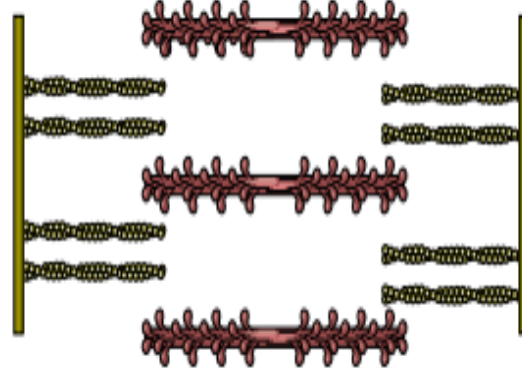
Aktif bir kasın fizyolojik kesit alanı, kasın üretebileceği maksimum gerilme kuvvetinin bir göstergesidir. Fakat bu maksimal kasılma, kasılma sırasındaki kasın uzunluğuna bağlıdır. Sarkomer içindeki kasılma mekaniği, bir kasın uzunluğu ile maksimum kasılma kuvveti arasındaki ilişkiyi belirler (McGinnis, 2013, s. 290).

Bir kas dinlenik uzunluğunda olduğunda aktin ve miyozin filamanları yan yana uzanır ve böylece maksimum sayıda potansiyel çapraz köprü bölgesi oluşur (Şekil 2.5a). Bu durumda, kas istirahat uzunluğunda en büyük kuvveti üretebilir (Powers ve Howley, 2018, s. 186).



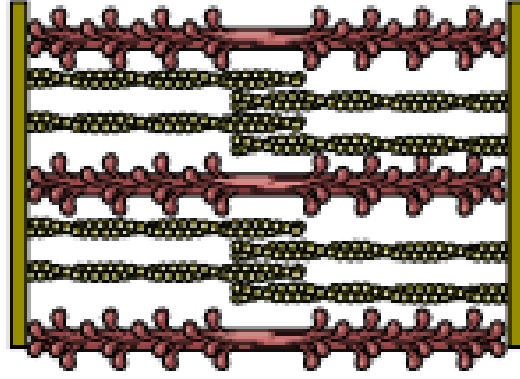
Şekil 2.5a: Dinlenme durumundaki sarkomer (Baechle ve Earle, 2008, s.77).

Kas, dinlenme uzunluğunun çok ötesine gerildiğinde, aktin ve miyozin filamanlarının daha az bir kısmı yan yana uzanır (Şekil 2.5b). Daha az potansiyel çapraz köprü bölgesi bulunduğundan, kas dinlenik uzunluğunda olduğu kadar fazla güç üretemez (Baechle ve Earle, 2008, s. 77).



Şekil 2.5b: Gevşeme durumundaki sarkomer (Baechle ve Earle, 2008, s. 77).

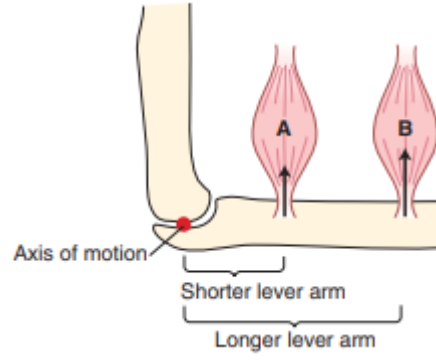
Kas istirahat uzunluğunun çok altında kasıldığında, aktin filamanları üst üste biner ve çapraz köprü yerlerinin sayısı da azalır, böylece kuvvet oluşturma kabiliyeti azalır. Z çizgisi kaybolur (Şekil 2.5c) (Powers ve Howley, 2018, s. 186; Baechle ve Earle, 2008, s. 77).



Şekil 2.5c: Kasılma durumundaki sarkomer (Baechle ve Earle, 2008, s.77).

2.1.9.5. Eklem açısı ve eklem açısal hızı

Kaslar, kemikleri çeken ve eklemlerde tork oluşturan kuvvetler üretir. Bu torklar, uzuvları döndürmek ve harici yükleri taşımak için kullanılır (McGinnis, 2013, s. 296). Tüm vücut hareketleri, hatta düz bir çizgide meydana gelenler bile, bir eklem veya eklemler etrafında dönme yoluyla gerçekleştiğinden dolayı kasların ürettiği kuvvetler tork olarak adlandırılabilir. Daha yüksek bir tork değeri, uygulanan kuvvetin uzuv veya vücut parçasını bir eklem etrafında döndürme eğiliminin daha yüksek olduğu anlamına gelir (Baechle ve Earle, 2008, s. 77). Kas kuvvetinin etkinliği, bu nedenle kuvvetin tork üretmedeki etkinliğini ifade eder. Tork, kuvvet çarpı moment kolu ($T = F \times r$) olduğundan, bir kuvvetin ürettiği tork, moment kolunun uzunluğuna bağlıdır (McGinnis, 2013, s. 296). Tendonun eklemden ne kadar uzak bir noktaya tutunduğu, kasılma kuvvetini belirler. Eklemden uzak bir noktaya tutunmuş kaslar daha fazla kuvvet oluşturabilme yeteneğine sahiptir. Örneğin Şekil 2.6' daki gibi, B kası eklemden A kasına göre iki kat daha uzağa bağlandığında, her iki kas da aynı içsel güce sahip olsa bile, B kası A kasına göre iki kat daha fazla hareket kuvveti oluşturur. B kasının daha büyük kaldırma gücüne sahip olmasına karşın A kasına göre hareketi daha yavaş gerçekleştirir. Bunun sebebi B kasının kemiği hareket ettirebilmesi için daha uzun bir mesafeye sahip olmasıdır. Bu durumda B kası daha fazla kuvvet üretip hareket yavaş olarak gerçekleşirken, A kası daha az kuvvet üretip hareketi daha süratli gerçekleştirir (Muscolino, 2018, s. 579).



Şekil 2.6: Kasın eklemden uzağa bağlanarak üretebildiği artan kuvvet görseli (Muscolino, 2018, s. 579).

Belirli bir vücut eklemi hakkında uygulanabilecek tork miktarı eklemin hareket genişliğine göre değişir (McGinnis, 2013, s. 296). Dış kuvvetler tarafından engellenmezse kasların içinde kasların uçlarını birbirine doğru çeken kuvvetlerin üretildiği üç temel kas hareketi türü vardır (Baechle ve Earle, 2008, s. 77).

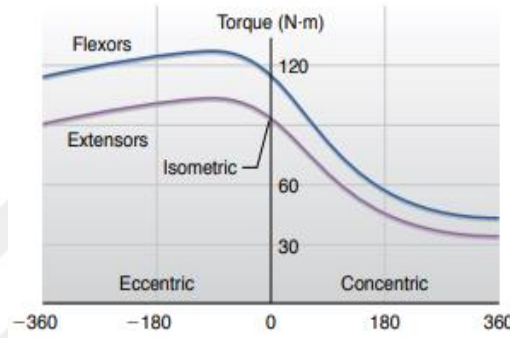
Konsantrik Kas Hareketi: Kasılma kuvveti direnç kuvvetinden daha büyük olduğu için kasın kısaldığı bir kas hareketidir. Kas içinde üretilen ve kası kısaltmak için hareket eden kuvvetler, onu germek için tendonlarında etki eden dış kuvvetlerden daha büyüktür (Baechle ve Earle, 2008, s. 77).

Eksantrik Kas Hareketi: Kasılma kuvveti direnç kuvvetinden daha az olduğu için kasın uzadığı bir kas eylemidir. Kas içinde üretilen ve onu kısaltmak için hareket eden kuvvetler, onu germek için tendonlarında etki eden dış kuvvetlerden daha azdır. Bu, herhangi bir direnç egzersizinin düşürme aşamasında gerçekleşir. Standart direnç eğitimi sırasında, kas tarafından uygulanan eksantrik kuvvet, ağırlığın yerçekimi kuvveti tarafından aşağı doğru hızlanmasını önler. Böylece ağırlık, hızı almak ve zemini veya sporcunun vücudunu etkilemek yerine sabit bir şekilde aşağı doğru hareket eder (Haff ve Triplett, 2015, s. 32).

İzometrik Kas Hareketi: Kas uzunluğunun değişmediği bir kas eylemi, çünkü kasılma kuvveti direnç kuvvetine eşittir. Kas içinde üretilen ve onu kısaltmak için hareket eden kuvvetler, onu germek için tendonlarında etki eden dış kuvvetlere eşittir (Baechle ve Earle, 2008, s. 77).

Kas torkunu etkileyen faktörler arasında egzersizin türü (izotonik, izometrik vb.), söz konusu vücut eklemi, o eklemden kullanılan kaslar ve kasılma hızı yer alır (Knapik ve

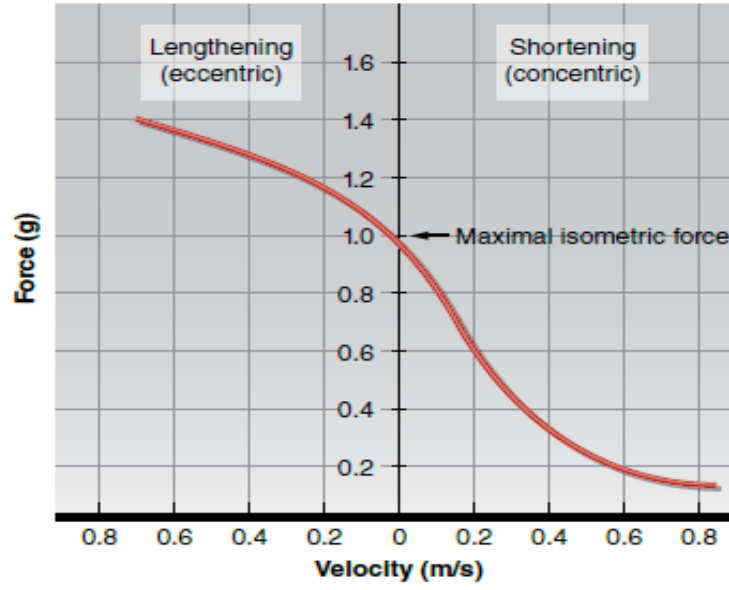
diğ, 1983). Kas torku, kas hareketinin türüne göre eklem açısız hızına göre değışir (Şekil 2.7) (Baechle ve Earle, 2008, s. 78). Yapılan bir çalışmada izokinetik (sabit hızlı) konsantrik egzersiz sırasında açısız hız arttıkça tork kapasitesinin azaldığı bulunmuştur. Aksine, eksantrik egzersiz sırasında, eklem açısız hızı arttıkça, maksimum tork kapasitesi yaklaşık 90 °/s'ye (1.57 rad / s) kadar artar, daha sonra kademeli olarak azalır. Bu, en büyük kas kuvvetinin eksantrik kas hareketi sırasında elde edilebileceğı anlamına gelir (Stauber, 1989; Jorgensen, 1976).



Şekil 2.7: Eklem açısız hızı (°/s) (Baechle ve Earle, 2008, s. 78).

2.1.9.6. Kas kasılma hızı

Kuvvet geliştirme yeteneğı, kas kasılma hızına da bağılıdır (Şekil 2.8). Konsantrik (kısılma) kasılmalar sırasında, maksimum kuvvet gelişimi yüksek hızlarda giderek azalır. İnsanlar çok ağır bir nesneyi kaldırmaya çalıştıklarında, yavaşça yapmaya eğilimlidirler ve bu nesneye uygulayabilecekleri gücü en üst düzeye çıkarırlar. Eğer hemen ve çabuk bir şekilde kaldırmaya çalışırlarsa kendilerini sakatlayabilir veya başarısız olabilirler. Bununla birlikte, eksantrik (uzatma) kasılmalarda bunun tersi doğrudur. Hızlı eksantrik kasılmalar maksimum kuvvet uygulanmasına izin verir (Kenney ve diğ, 2015, s. 45). Bir kasın üretebildiğı en yüksek gerilme kuvveti, kasın kısılma hızına ve uzunluğuna bağılıdır. Kısılma hızı arttığında lifin üretebildiğı kuvvet azalır. Kuvvet hız ilişkisi lif dinlenik boyu civarındayken makul bir derecede düz plato izler ve kuvvetteki %30 luk bir değışim kas hızındaki yaklaşık %2 lik değışime karşı gelir. Kas lifinin üretebildiğı kuvvet en büyük değırine uzatarak kasıldığında ulaşır (Bayraktar ve Çilli, 2017, s. 18).



Şekil 2.8: Kas kasılma hızı ve kas gerilimi arasındaki ilişki (McGinnis, 2013, s. 294).

Maksimum eksantrik aktivite, maksimum izometrik aktiviteden daha güçlüdür. Maksimum izometrik aktivite ise maksimum konsantrik aktiviteden daha güçlüdür (McGinnis, 2013, s. 294).

2.1.9.7. Kuvvet kütle oranı

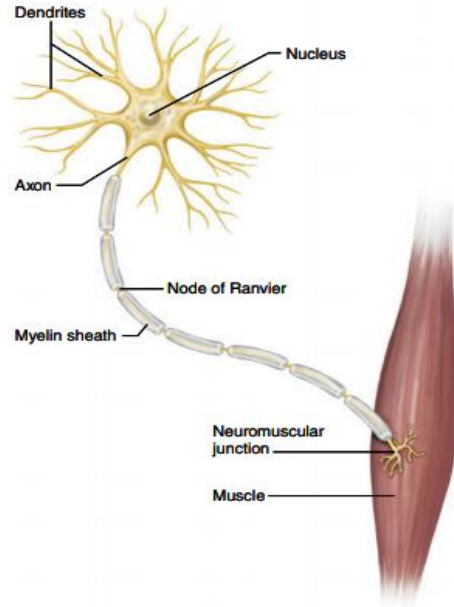
Sprint ve atlama gibi spor aktivitelerinde, harekete dahil olan kasların gücünün hızlanan vücut parçalarının kütlesine oranı önemlidir. Bu nedenle, kuvvet-kütle oranı bir sporcunun vücudunu hızlandırma yeteneğini doğrudan yansıtır. Antrenmandan sonra, bir sporcu vücut kütlesini % 15 arttırır, ancak kuvvet kapasitesini sadece % 10 arttırırsa, kuvvet/kütle oranı ve dolayısıyla sporcunun hızlanma yeteneği azalır. Örneğin bir yarışmada tüm yarışmacılar aynı vücut kütlesine sahipse, en güçlü olanın kararlı bir avantajı vardır. Daha büyük sporcuların kuvvet-kütle oranının küçük sporculardan daha düşük olması normaldir, çünkü vücut büyüklüğü arttığında, kas hacmi (ve eşzamanlı olarak vücut ağırlığı) kas kesit alanına (ve eşzamanlı olarak mukavemete) orantılı olarak daha fazla artar (Baechle ve Earle, 2008, s. 78; Haff ve Triplett, 2015, s. 32).

2.2. Nöromuskuler Sistem

İç ve dış çevreden gelen uyarıları alıp değerlendiren ve tepki oluşmasını sağlayan sisteme sinir sistemi denir (Powers ve Howley, 2018, s. 141). Sinir sisteminin genel işlevi, vücudun iç ve dış durumu ile ilgili koşullar hakkında bilgi toplamak, bu bilgileri analiz etmek ve belirli ihtiyaçları karşılamak için uygun yanıtları başlatmaktır. Başka bir deyişle, sinir sistemi bilgi toplar, depolar ve bu girdiye yanıt olarak çeşitli vücut sistemlerini kontrol eder (Porcari ve diğ., 2015, s. 244). Sinir sistemi, vücudun iç çevresini kontrol etmek ve düzenlemek için endokrin sistemle çalışarak homeostazın korunmasına yardımcı olur. Tüm insan hareketleri sinir sistemine bağlı olarak gerçekleşir ve iskelet kasları sinir sisteminden sinyal almadıkça kasılmazlar (Plowman ve Smith, 2013, s. 590; Hamill ve Knutzen, 2015, s. 100). Tüm iskelet kasları, kas hücrelerinde kasılmaya yol açan elektriksel uyarımı üretmek için sinir uyarımı gerektirir (Plowman ve Smith, 2013, s. 593). Sinir sistemi, belirli bir hareket için aktive edilecek kasları tanımlamak ve daha sonra o kastan gerekli olacak kuvvet seviyesini geliştirmek için uyarıyı oluşturmaktan sorumludur. Birçok insan hareketinde, ince bir motor beceri gerçekleştirilirken komşu segmentlerin stabilizasyonu gereklidir. Bu, kol ve önkol gibi segmentleri stabilize etmek için sinir sistemi kısmında büyük bir koordinasyon gerektirirken, yazma eyleminde olduğu gibi parmaklarla çok küçük, koordineli hareketler yaratılır. Hareketin doğruluğu, sinir sisteminin karşı karşıya olduğu başka bir görevdir. Örneğin basketbolda serbest atış sırasında, atışın başarılı olarak gerçekleşebilmesi için sinir sistemi vasıtasıyla kasların ne kadar kasılması gerektiği, topu ne kadarlık bir kas gücüyle atacağı koordine edilir (Hamill ve Knutzen, 2015, s. 100).

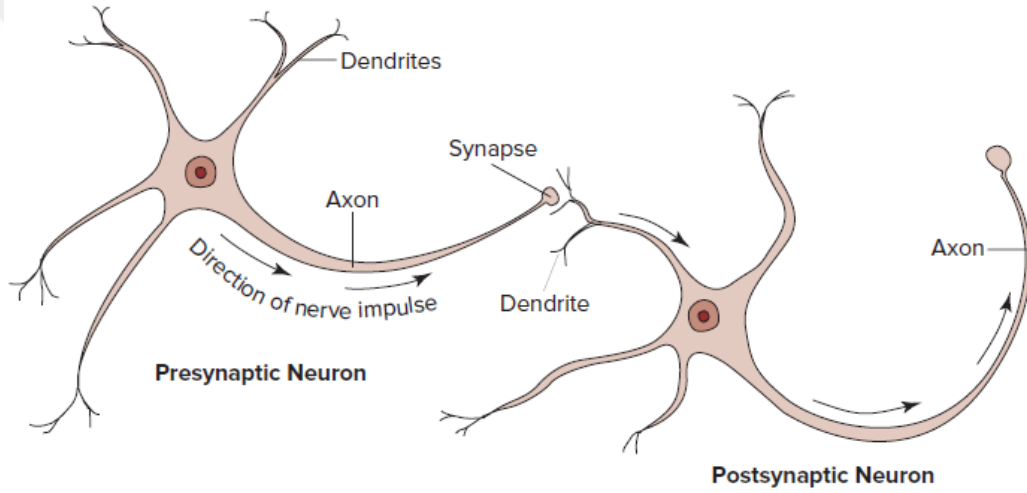
Sinir sistemi hücresi nöron olarak adlandırılır ve sinir sistemi nöronlardan ve nöroglia hücrelerinden oluşur (Plowman ve Smith, 2013, s. 590; Van De Graaff ve diğ., 1997, s. 232). Nöronlar sinir sisteminin fonksiyonel birimidir (Powers ve Howley, 2018, s. 142; Hamill ve Knutzen, 2015, s. 102). Nöronlar hücre gövdesi, dentrit ve akson olmak üzere üç kısımdan oluşur (Şekil 2.9) (Muscolino, 2018, s. 611; Powers ve Howley, 2018, s. 142; Palastanga ve diğ., 2002, s. 613). Hücre gövdesi, çekirdeğin ve organellerin bulunduğu kısımdır. Dentritler ise gövdeden çıkan çok sayıda kısa uzantılardan oluşur. Dentritler nöronların diğer nöronlardan uyarı almasını sağlar. Akson gövdeden çıkan

tek bir uzantı şeklindeki yapıdır. Uzunluğu sinirden sinire birkaç milimetreden bir metreye kadar değişebilir (Plowman ve Smith, 2013, s. 590; Van De Graaff ve diğ., 1997, s. 232; Hamill ve Knutzen, 2015, s. 102). Akson (sinir lifi olarak da adlandırılır), elektriksel mesajı (aksiyon potansiyelleri olarak adlandırılır) hücre gövdesinden başka bir nörona veya efektör organa taşır (Fox, 2016, s. 164). Her nöronun yalnızca bir aksonu vardır; bununla birlikte akson, diğer nöronlarda, kas hücrelerinde veya bezlerde sona eren birkaç kollateral dala bölünebilir (Powers ve Howley, 2018, s. 142). Aksonlar, Schwann hücreleri adı verilen yalıtkan bir hücre katmanıyla kaplıdır. Schwann hücrelerinin zarları, aksonun dışını kaplayan aralıklı yapıda miyelin adı verilen büyük miktarda lipid-protein maddesi içeren bir kılıfla kaplıdır (Fox, 2016, s.166; Porcari ve diğ., 2015, s. 248). Miyelin kılıflar schwann hücreleri tarafından üretilir (Hamill ve Knutzen, 2015, s. 103). Duyu organlarından gelen uyarılar miyelinli sinirler tarafından taşınırken iç organlarımızdaki sinirler miyelinsiz sinir hücreleri tarafından taşınır. Akson boyunca miyelin segmentleri arasındaki boşluklara Ranvier boğumu denir ve sinir iletiminde önemli bir rol oynar. Genel olarak, aksonun çapı ne kadar büyükse, sinirsel iletim hızı o kadar büyük olur (Fox, 2016, s. 167; Palastanga ve diğ., 2002, s. 616). Bu nedenle, büyük miyelin kılıflı aksonlar, küçük veya miyelinsiz liflere göre impulsları daha hızlı iletir (Powers ve Howley, 2018, s.142).



Şekil 2.9: Nöronun yapısı (Haff ve Triplett, 2015, s. 5).

Dendritler hücre gövdesine doğru elektriksel uyarılar iletirken, aksonlar elektrik sinyallerini hücre gövdesinden uzağı iletir. Bir elektriksel uyarının sinir sisteminden geçmesi için, bir nörondan diğere nörona geçmesi gerekir. Çoğı nöronun birbiriyle doğrudan bir teması yoktur. Nöronlar sinaps adı verilen küçük bir boşlukla birbirinden ayrılır (Porcari ve diğ, 2015, s. 248). Bir nöronun aksonu ile başka bir nöronun dendriti arasındaki temas noktalarına sinaps denir (Şekil 2.10) (Powers ve Howley, 2018, s.142). Bir sinir hücresinin başka bir sinir hücresiyle veya bir organla bağlantı noktasıdır (Carola ve diğ, 1990, s. 323; Porcari ve diğ, 2015, s. 249; Palastanga ve diğ, 2002, s. 614). İmpulsu sinaps boyunca bir nörondan diğesine iletmek için birinci nöron ikinci nöronun zarında bulunan reseptörlere bağlanarak kimyasal bir nörotransmitter madde salgılar (Porcari ve diğ, 2015, s. 248).

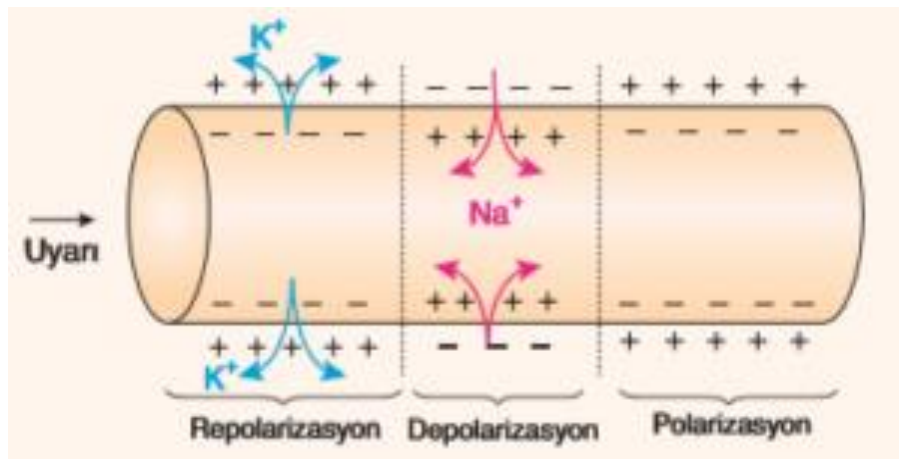


Şekil 2.10: Sinaps oluşumu (Powers ve Howley, 2018, s. 142).

Nöronlar fonksiyonlarına göre duyu nöronları, ara nöronlar ve motor nöronlar olmak üzere üçe ayrılır (McGinnis, 2013, s. 301). Duyu nöronları duyu organlarımız tarafından veya diğere organlar tarafından aldığımız uyarıları MSS ye ileten nöronlardır. Ara nöronlar ise duyu nöronlarından gelen uyarıları alıp değerdendiren ve oluşan cevabı motor nöronlara ileten nöronlardır. Motor nöronlar ise merkezi sistemden aldıkları cevabı tepki organına (kas, salgı benzi gibi) ileten nöronlardır. İç ve dış çevreden gelen uyarıların sinir hücresinde oluşturdukları elektrokimyasal değışimlere impuls denir. Kaslarda kasılmayı sağlayan en küçük uyarı şiddetine ise eşik şiddeti denir. Kas eşik şiddetinin altındaki uyarılara tepki göstermez. Eşik şiddetinin üstündeki uyarılara ise

hep aynı şiddette tepki gösterir. Buna ‘ya hep ya hiç kuralı’ denir (Muscolino, 2018, s. 611; Powers ve Howley, 2018, s. 145).

Nöronlarda impuls iletiminde polarizasyon, depolarizasyon ve repolarizasyon olayları gerçekleşir (Şekil 2.11) (Van De Graaff ve diğ, 1997, s. 236). Polarizasyon dinlenme sırasında nöronların iç kısmının negatif, dış kısmının pozitif yüklü olması durumudur (Plowman ve Smith, 2013, s. 592). Hücre içindeki sodyumların aktif taşımayla hücre dışına geçmeye çalışıp dış kısmı pozitif, iç kısmı negatif duruma getirmesidir. Bu durumun sağlanması için enerji harcanır, hücre bu kutuplaşmayı korumaya çalışır. Depolarizasyon durumunda ise nöron uyarıyı aldığında zarı bulunan sodyum kapıları açılır ve sodyum difüzyon yoluyla hücre içine aktarılır. Hücrenin iç kısmının dışına göre daha pozitif duruma geçtiği bu evreye depolarizasyon denir (Plowman ve Smith, 2013, s. 592; Van De Graaff ve diğ, 1997, s. 236). Repolarizasyon esnasında ise depolarizasyondan sonra hücre zarında bulunan sodyum kapıları kapanır, hücre içine sodyum girişi durdurulur. Potasyum kapıları açılıp, hücre içerisindeki potasyumlar hücre dışına doğru akar. Repolarize durumda sodyum kapısı kapalı, potasyum kapısı açıktır. Repolarizasyon durumunda hücre içi negatif, hücre dışı pozitifdir (Plowman ve Smith, 2013, s. 592). Sinir hücresinin tekrar uyarı alıp impuls iletebilmesi için ilk hali olan polarizasyon durumuna dönmesi gerekir. Sodyum-potasyum pompası devreye girerek sinir hücresi tekrar polarizasyon halini alır. Nöronun zar potansiyelinde kısa sürede görülen değişikliklere aksiyon potansiyeli denir (Van De Graaff ve diğ, 1997, s. 232; Carola ve diğ, 1990, s. 322).

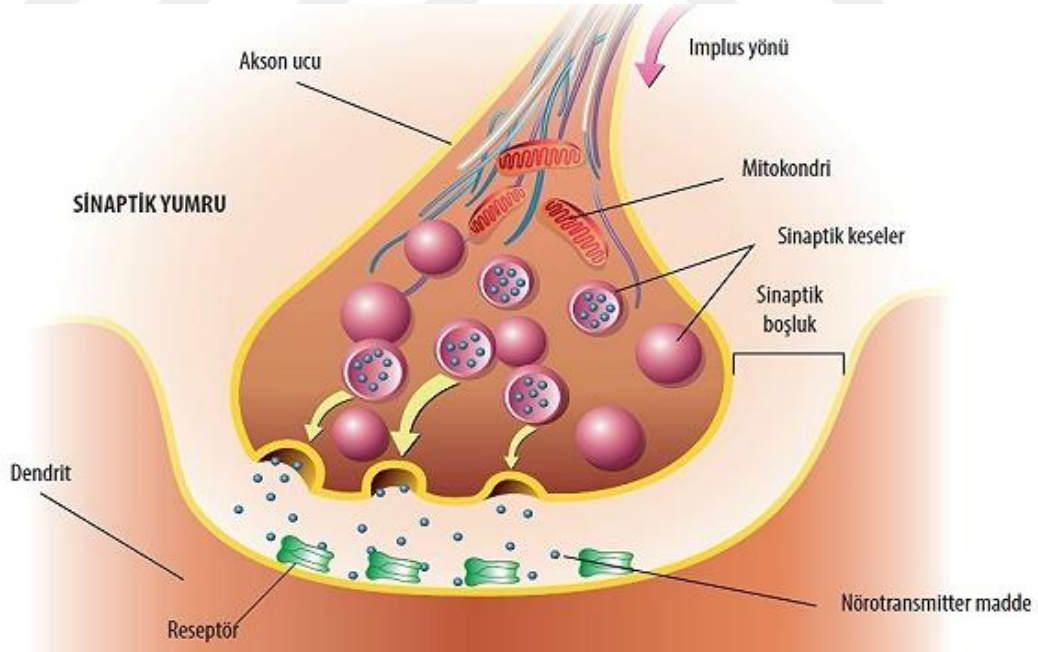


Şekil 2.11: Repolarizasyon, depolarizasyon ve polarizasyon durumları (URL 1).

Sinir sistemi içerisindeki ve sinirler ile kas hücreleri arasındaki tüm bilgiler, aksiyon potansiyeli olarak isimlendirilen elektrik sinyallerle iletilir. Aksiyon potansiyelleri, dinlenme zarı potansiyeli değiştirildiğinde veya depolarize olduğunda sinirler ve kas lifleri gibi uyarılabilir hücrelerde üretilir (Cerny, 2001, s. 74).

2.2.1. Kasılma esnasında gerçekleşen kimyasal olaylar

Çizgili kasa uyarı getiren motor nöronların akson uçları çizgili kasla sinaps yapar. Uyarı motor nöronun akson ucuna gelir. Akson ucundan asetil kolin salgılanır. Asetil kolin kas hücre zarının sodyum geçirgenliğini artırır. Sodyum hücre içine girer ve hücrede elektriksel değişime neden olarak aksiyon potansiyelini başlatır. Aksiyon potansiyeli kas lifi boyunca yayılır. Endoplazmik retikulumdan aktin ve miyozin ipliklerinin arasına kalsiyum boşaltır. Kalsiyum iyonları ATP_{az} enzimini aktifleştirir. ATP_{az} enzimi ATP yi parçalar. Açığa çıkan enerji sayesinde aktin ve miyozin ipleri birbiri üstünde kayarak kas kasılır. Kasılma gerçekleştikten sonra kalsiyum iyonları aktif taşımayla endoplazmik retikulum içine girer ve gevşeme gerçekleşir (Şekil 2.12) (Kenney ve diğ, 2015, s. 231; Fox, 2016, s. 191).



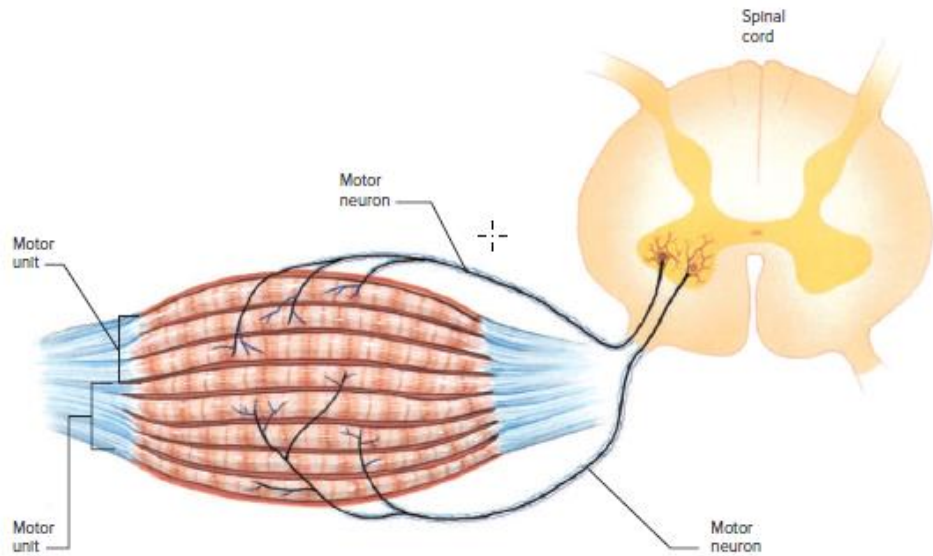
Şekil 2.12: Kas kasılması esnasındaki kimyasal olaylar (URL 2).

2.2.2. Sinir sisteminin yapısı

Sinir sistemi merkezi sinir sistemi (MSS) ve çevresel sinir sistemi (ÇSS) olmak üzere ikiye ayrılır. (Powers ve Howley, 2018, s. 141; Hamill ve Knutzen, 2015, s. 100). Bu yapısal bileşenler birlikte insan hareketinin başlatılması, kontrol edilmesi, izlenmesi, vücudun yönlendirilmesini, vücut aktivitelerinin koordinesini, egzersizlerin özümsemesini, içgüdüsel davranışların programlanmasında görev alır (Van De Graaff ve diğ, 1997, s. 231; Hamill ve Knutzen, 2015, s. 101). MSS beyin ve omurilik olmak üzere ikiye ayrılır (Plowman ve Smith, 2013, s. 590; Hamill ve Knutzen, 2015, s. 100). Beyin sinir sisteminin merkezi işlemcisi görevinde olup, omurilik ise çevresel sinir sisteminden beyne sinyal iletir. ÇSS ise beyin ve omurilikten çıkarak vücuda dağılan sinirlerden oluşur (Porcari ve diğ, 2015, s. 244). ÇSS beyne bağlanan 12 çift kraniyal sinir ve omuriliğe bağlanan 31 çift omurilik siniri olmak üzere toplam 43 çift sinir içerir. Kraniyal ve spinal sinirler doğrudan iskelet kaslarını besler (Kenney ve diğ, 2015, s. 244). Çevresel sinir sistemi motor ve duyuşal sinirlerden oluşmaktadır (Powers ve Howley, 2018, s. 141). Motor sinirler MSS den aldıkları emri tepki organına taşıyan götürücü sinirlerdir. Duyuşal sinirler ise dış çevre ve vücudun iç durumu hakkında bilgileri algılayıp MSS ye taşıyan (götürücü) nöronlardır (McGinnis, 2013, s. 300). Motor sinirler ise somatik ve otonom sinir sistemi olmak üzere ikiye ayrılır (Kenney ve diğ, 2015, s. 220). Hem somatik sinir sistemi hem de otonom sinir sistemi, vücudun egzersize yanıtını kontrol etmede ve düzenlemede önemli roller oynar. Somatik sinir sisteminin egzersizdeki rolü açıktır. İskelet kası motor nörondan sinyal almadıkça kasılmayacaktır. Nörondaki aksiyon potansiyeli, nöronun, büzülmeyi başlatmak için sinyal görevi gören nörotransmitterini serbest bırakmasına neden olur. Böylece somatik sinir sistemi egzersizi doğrudan düzenler (Plowman ve Smith, 2013, s. 593). Somatik sinir sistemi istemli, bilinçli olarak yaptığımız hareketlerin gerçekleşmesini sağlar. Hareketin gerçekleşmesini kontrol eder ve düzenler. MSS den iskelet kaslarına giden miyelinli motor sinirleridir. Otonom sinir sistemi düz kaslar ve kalp gibi istemsiz çalışan kaslara uyarı götüren sinirlerdir. İç organların çoğunun işlevlerini kontrol eder ve düzenler (Plowman ve Smith, 2013, s. 590, McGinnis, 2013, s. 300). Miyelinsiz motor nöronlarından oluşup, birbiriyle zıt çalışan sempatik ve parasempatik sinirlerden oluşur (Kenney ve diğ, 2015, s. 245).

2.2.3. Motor ünite

Tek bir motor nöron ve bu motor nöronların uyardığı kas hücrelerinin tamamına motor ünite denir (Şekil 2.13) (Muratlı ve diğ, 2000, s. 215). Tek bir sinir lifi tarafından innerve edilen tüm kas liflerinden oluşur (Guyton ve Hall, 2005, s. 81). Bir nöron tarafından kontrol edilen liflerin sayısına innervasyon oranı denir. Küçük innervasyon oranına sahip lifler ince motor kontrolü yapabildiklerinden, büyük innervasyon oranına sahip fiberler sadece kaba motor kontrol kapasitesine sahiptir (Hamill ve Knutzen, 2015, s. 104). Kas kasılma sürecinin nöral kontrolünü tanımlayan en küçük fonksiyonel üniteye motor ünitesi denir. Bir motor nöronun hücre gövdesi ve dendritleri, aksonunun çoklu dalları ve onu innerve eden kas lifleri olarak tanımlanır (Konrad, 2005, s. 6). İskelet kaslarının kas lifleri, omurilikte veya beyin sapında bulunan motor çekirdeklerinde kümelenmiş özel bir nöron türü olan motor nöronlar tarafından aktive edilir. Motor nöronların aksonları, hedef kaslara ulaşmak için sinirler boyunca hareket eder, ardından kas içinde dallanır. Her dal, tek bir kas lifi üzerinde bir nöro-kas sinapsı (motor plakası olarak da adlandırılır) oluşturur, böylece aksiyon potansiyelinin sinir sisteminden kas lifine iletilmesini sağlar. Olgun kaslarda, her lifin yalnızca bir motor plakası vardır. Bir motor nöron ve yalnızca bu motor nöron tarafından innerve edilen bir grup kas lifinden oluşan yapı, nöromüsküler sistemin en küçük fonksiyonel ögesi olan bir motor ünite olarak tanımlanır (Zoladz, 2019, s. 51).



Şekil 2.13: Motor ünite (Powers ve Howley, 2018, s. 153).

2.2.4. Motor ünite türleri

Üç fiber tipine karşılık gelen üç farklı motor ünitesi tipi vardır: yavaş kasılan oksidatif (tip I), hızlı kasılan oksidatif (tip IIa) ve hızlı kasılan glikolitik (tip IIb) (Zoladz, 2019, s. 51; Hamill ve Knutzen, 2015, s. 104). Her üç kas lifi türü de tüm kaslarda bulunur, fakat kas içindeki lif tiplerinin oranı değişir. Soleus gibi bazı kaslar esas olarak tip I kas lifleri ve motor ünitelerinden oluşurken, vastus lateralis gibi kaslar yaklaşık % 50 tip I ve geri kalan tip II'dir. Bir motor ünitesindeki tüm kas lifleri aynı tiptedir. Hızlı kasılan glikolitik motor üniteleri (tip IIb), impulsları çok yüksek hızlarda (100 m/s) yürüten ve kasta hızlı kasılma süreleri (yaklaşık 30 ila 40 ms) oluşturan çok büyük alfa motor nöronları tarafından innerve edilir. Sonuç olarak, bu büyük motor üniteleri hızlı kasılan, yüksek gerilimler ve çabuk yorulan kas aktivitesi üretir. Bu motor üniteleri genellikle büyük nöron/lif oranlarına sahiptir ve quadriceps kas grubu gibi vücuttaki en büyük kasların bazılarında bulunur. Bu motor üniteleri sprint, atlama ve ağırlık kaldırma gibi aktivitelerde kullanılır (Hamill ve Knutzen, 2015, s. 104; Kenney ve diğ, 2015, s. 136). Hızlı kasılan oksidatif motor üniteleri (tip IIa) hızlı iletim hızlarına (80 ila 90 m / s) ve kısa kasılma sürelerine (30 ila 50 m/s) sahiptir, ancak bunlar hızlı kasılan glikolitik motor ünitelerine göre avantajlı olup daha fazla yorulmaya dayanıklıdır. Bu motor birimlerinden gelen faaliyetler kano, kürek, maraton gibi aktivitelerde faydalıdır. Yavaş kasılan oksidatif motor üniteleri (tip I) impulsları yavaş iletir (70 ila 80 m / s) ve kasta yavaş kasılma süreleri oluşturur (70 ms). Bu motor üniteler çok az gerilim üretebilir ancak bu gerilimi uzun süre devam ettirebilirler. Tip I lifler diğer iki lif tipinden daha verimlidir. Sonuç olarak, yavaş kasılan motor üniteleri, duruşların korunmasında, eklemlerin stabilize edilmesinde ve yazım ve koşu gibi kaba kas aktiviteleri gibi tekrarlayan aktivitelerin yapılmasında yararlıdır (Hamill ve Knutzen, 2015, s. 104; Zoladz, 2019, s. 53; Porcari ve diğ, 2015, s. 261).

2.2.5. Sinir sisteminin işlevi

Genel olarak sinir sistemi içindeki bilgi akışı şu şekilde ilerler. ÇSS'nin periferik sinirleri içinde yer alan duyuşal nöronlar, duyuşal bilgileri (yani uyarılar) vücut periferinden MSS'ye taşır. MSS daha sonra bu duyuşal bilgileri ara nöronlar aracılığıyla işler. ÇSS'nin periferik bir sinirinin motor nöronları içinde MSS'den periferik bir motor

yanıtı gerçekleştirilir. Bu motor yanıt, kasların kasılmasını yönetir. MSS ile ne kadar entegrasyon gerçekleştiği, yönlendirilen hareketin istemli bir hareket mi yoksa bir refleks hareketi mi olduğuna bağlı olarak büyük ölçüde değişir. Sinir sistemi istemli ve istemsiz (refleks) hareket olmak üzere 2 tip hareket emri verebilir (Muscolino, 2018, s. 613).

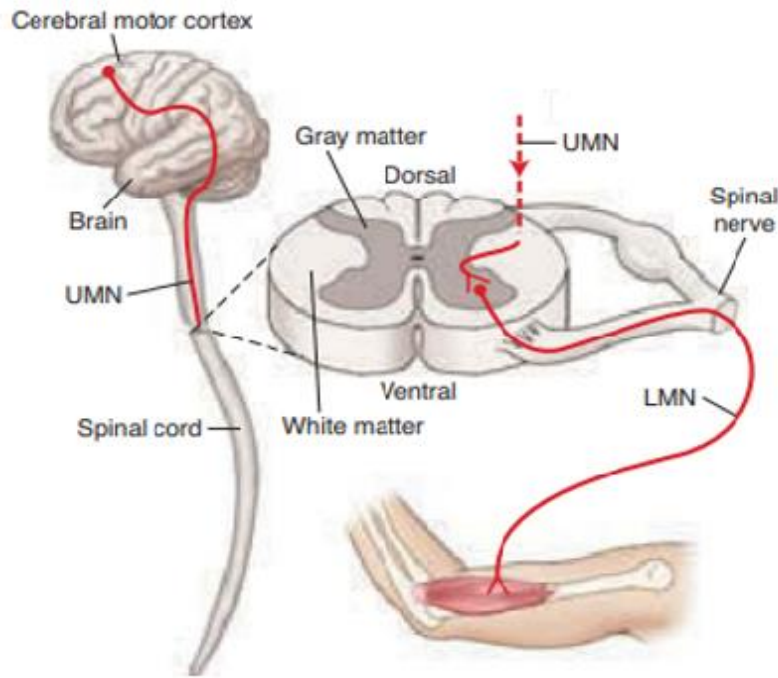
2.2.6. İstemli hareket

İstemli hareketler kas ve sinir sisteminin birlikte çalışmasının bir sonucudur. Her kas lifi somatik bir motor nöron tarafından innerve edilir ve uygun bir uyaran sağlandığında, kas kasılmasına neden olur. Çeşitli faktörlere bağlı olarak, bu uyarıcılar merkezi sinir sisteminin farklı bölümlerinde farklı derecelerde işlenebilir. Bu bölümler serebral korteks, bazal ganglionlar, serebellum, beyin sapı ve omuriliklidir. Serebral korteks istemli hareketlerin oluşmasını sağlar. Vücuttan gelen duyu uyaranlar gerekli cevapların belirlenmesi için bir dereceye kadar serebral korteks de değerlendirilir (Floyd, 2015, s. 49-51). Beyinde duyu stimuluslarının birleştirilip işlenmesinin bir sonucu olarak eklemde hareket yapılacağı belirlenip bu karar beyindeki serebral motor kortekse iletilir (Muscolino, 2018, s. 615). Bazal ganglionlar duruşların ve dengenin korunmasını ve araba kullanmak gibi öğrenilmiş hareketleri kontrol eder. Burada denge ve ritmik faaliyetler için duyu entegrasyon kontrol edilir. Serebellum, duyu dürtülerin toparlandığı yerdir ve harekete göre geri bildirim sağlar. Hareketlerin iyileştirilmesine yardımcı olmak için kas aktivitesinin zamanlamasını ve yoğunluğunu kontrol eder. Beyin sapı, arzu edilen nöromusküler etkilerin uyarılması ve inhibisyonu yoluyla tüm merkezi sinir sistemi aktivitesini bütünleştirir ve uyarılma veya uyanıklık halini sürdürme işlevini yerine getirir. Omurilik, merkezi sinir sistemi ile vücuttaki tüm sinirleri içeren periferik sinir sistemi (PSS) arasındaki ortak yoldur. En spesifik kontrole sahiptir ve kortikal ve bazal ganglion aktivitesinin yanı sıra çeşitli basit ve karmaşık spinal refleksleri birleştirir (Floyd, 2015, s. 49-51).

2.2.6.1. İstemli hareketin başlatılması

Hareketin tüm istemli motor kontrolü, serebral korteks adı verilen serebrumun dış kısmından kaynaklanır (Şekil 2.14). Beyinde duyu stimuluslarının birleştirilip işlenmesi

sonucu bir eklemden hareket yapılacağı belirlenir, bu karar beyinde serebral motor kortekse iletilir. Ardından serebral motor korteks aşağı inen beyaz madde traktus yollarıyla omurlığe emir gönderir (Shumway-Cook ve Woollacott, 2011 s. 48). İstemli hareketlerin çoğu beyin tarafından medulla spinalisten periferik spinal sinirlere doğru yönlendirilir (Kandel ve diğ, 2000, s. 659). Aşağı doğru inen beyaz madde traktusu içindeki nöronlar motor nöronlardır. Daha spesifik olarak, aşağı doğru inen, beyaz madde yolunda ilerleyen bir motor nörona üst motor nöron (ÜMN) adı verilir (Muscolino, 2018, s. 616). ÜMN omurlığın gri maddesinde son bulur. ÜMN, omurlüğün gri maddesi içindeki alt motor nöronla (AMN) sinaps yapar (yani bağlanır). AMN, periferik bir sinirde omurlüğün gri maddesinden dışarı çıkar. Bu AMN'lar daha sonra kas liflerinin kasılma emri aldıkları nöromüsküler bağlantı noktalarında sona erer (Thibodeau ve Patton, 2011, s. 180).



Şekil 2.14: İstemli hareketin başlatılması için sinir sistemi içindeki yollar (Muscolino, 2018, s. 616).

Üst motor nöron (ÜMN), serebrumun üst motor korteksi içinde oluşup omurlüğün aşağı doğru inen beyaz madde yolu boyunca ilerler ve burada omurlüğün gri maddesine girer ve alt motor nöronla (AMN) sinaps yapar. AMN daha sonra omurilikten çıkar ve bir kasa bağlanmak için periferik bir omurilik siniri içinde hareket eder (Muscolino, 2018, s. 616).

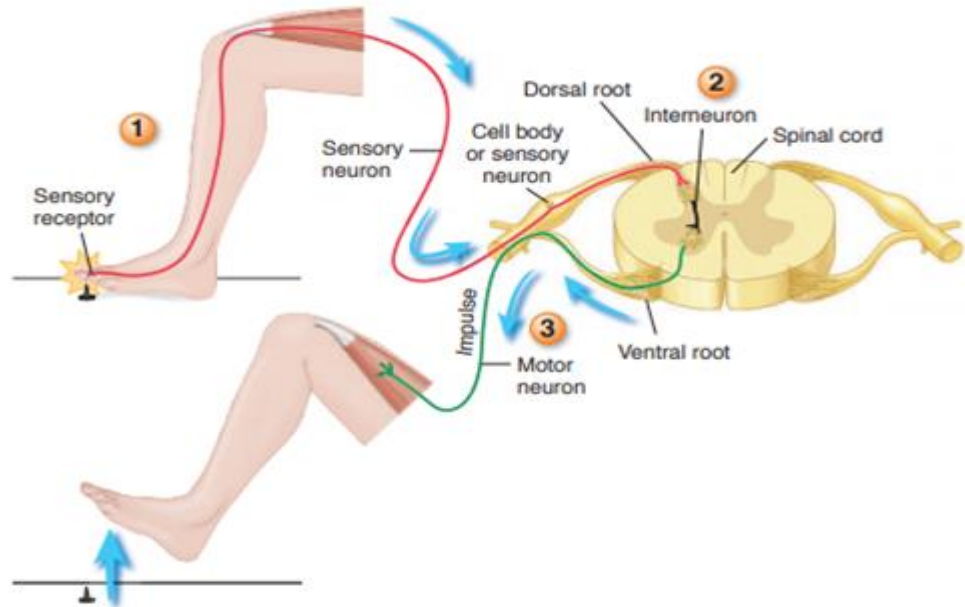
2.2.7. Refleks hareket

Refleks bilinçli kontrol altında olmayan belirli bir uyarana yanıt olarak iskelet kasının istemsiz olarak kasılmasıdır (Jones ve diğ, 2004, s. 51; Porcari ve diğ, 2005; s. 256). Uyarılar karşısında gerçekleşen ani kas ya da bez tepkisine refleks denir. Refleks, bir uyarana karşı öngörülebilir istem dışı yanıttır (Carola ve diğ, 1990, s. 346; Kenney ve diğ, 2015, s. 85). Basit reflekslerin çoğu omurilik düzeyinde ele alınırken, daha karmaşık yanıtlar beyin merkezleri tarafından işlenir (Porcari ve diğ, 2005, s. 256). İskelet kaslarında gerçekleşen reflekse somatik refleks, düz kas, kalp kası ve bezlerde gerçekleşen reflekslere viseral refleks denir. Viseral refleks kalp atım hızı, solunum hızı, sindirim gibi birçok vücut fonksiyonunun kontrolünü sağlar. Her iki tip refleks tipide iç ve dış çevredeki değişimlere karşı homeostazinin korunması amacıyla vücudun hızlı bir şekilde tepki vermesini sağlar (Carola ve diğ, 1990, s. 346). Spinal refleksler nöronların doğrudan beyne gitmeyip omurilik vasıtasıyla gerçekleştiği reflekslerdir. Bu tür refleksin oluşumundan uyarının izlediği yola refleks yayı denir (Carola ve diğ, 1990, s. 346). Refleksler hızlı yanıt oluşturabilme özelliğine sahiptir. Aşırı derecede sıcak bir cisme dokunulduğunda, sıcaklık ve acı algısından önce elin istemsiz olarak hızlı bir şekilde çekilmesi örnek olarak verilebilir. Bu tür bir reflekse MSS henüz hareketi tanımlamadan önce organizmayı korur (Rhoades ve Bell, 2017, s. 96; Ergen, 2002, s. 29). Çeşitli çalışmalarda gerçekleşen derinlik sıçramaları veya hoplamalar esnasında H-refleks uyarılabilirliğinin take off sırasında çok düşük, uçuş aşamasında hala düşük, ancak dokunmadan (touchdown) önce arttığı bulunmuştur. Duruş aşaması sırasında (stance phases), H reflexes aynı kaldığı fakat kalkıştan önce tekrar azaldığı bulunmuştur (Dyhre-Poulsen ve diğ, 1991; Moritani ve diğ, 1990).

2.2.8. Refleks yayı

Refleks yayı olarak adlandırılan temel bir nöron yolu türü, sinir sisteminin işleyişi için önemlidir (Thibodeau ve Patton, 2011, s. 171). Refleks yayı, refleks hareketlerini kontrol eden nöral bir yoldur. Refleks yayı, potansiyel olarak tehdit edici bir uyarana karşı hızlı otomatik bir tepki mekanizması oluşmasını sağlar (Van De Graaff ve diğ, 1997, s. 277). Refleks bir uyarana yanıt olarak üretilen aynı kalıptaki tek tip hareketlerdir. Vücuttaki tipik bir refleks yayı, bir duyu reseptöründen MSS'ye ve

MSS'den bir motor yol boyunca bir efektör organa giden bir sinir yolundan oluşur. Bir uyarıya yanıt olarak iskelet kasının kasılması beyni içerebilir veya içermeyebilir (Porcari ve diğ, 2005, s. 256). En basit refleks yayı türü, sadece iki tür nörondan oluştuğu için iki nöron yayıdır: duyuşal nöronlar ve motor nöronlar. Üç nöron yayı, sonraki en basit tür olup üç tür nörondan oluşurlar; duyuşal nöronlar, internöronlar (ara nöronlar) ve motor nöronlardır (Thibodeau ve Patton, 2011, s. 171). Örneğin, bir ağrı uyarısına verilen basit bir motor refleks yanıtında, reaksiyon, etkilenen uzvu ağrı kaynağından hızla uzaklaştırmaktır. Bu refleks yayının yolları aşağıdaki gibidir (Şekil 2.15): 1. Bir duyuşal ağrı reseptörü (nosiseptör) omuriliğe bir dürtü gönderir. 2. MSS içinde internöron adı verilen duyuşal bilgiyi ileten yapılar uyarılır ve karşılığında motor nöronları uyarır. 3. Uyarılmış internöronlar, uzvu ağrı uyarısından çekmek için gerekli olan iskelet kaslarını kontrol eden spesifik motor nöronların depolarizasyonuna neden olur (Fox, 2016, s. 238; Porcari ve diğ, 2005, s. 256). Bu adımlar, son derece hızlı gerçekleşen bir motor refleksini tanımlar. Motor reflesi hızlı gerçekleşir bunun sebebi iskelet kası hareketi gerçekleşmeden önce dürtü beyne gitmeye ihtiyaç duymaz. Beyin dahil olmadığı için, yalnızca bir seçenek mümkündür ve başka hiçbir hareketin planlanması veya dikkate alınması gerekmez. Başka bir deyişle, bu refleks yanıt sırasında bilinçli kararlar alınmaz (Porcari ve diğ, 2005, s. 257).

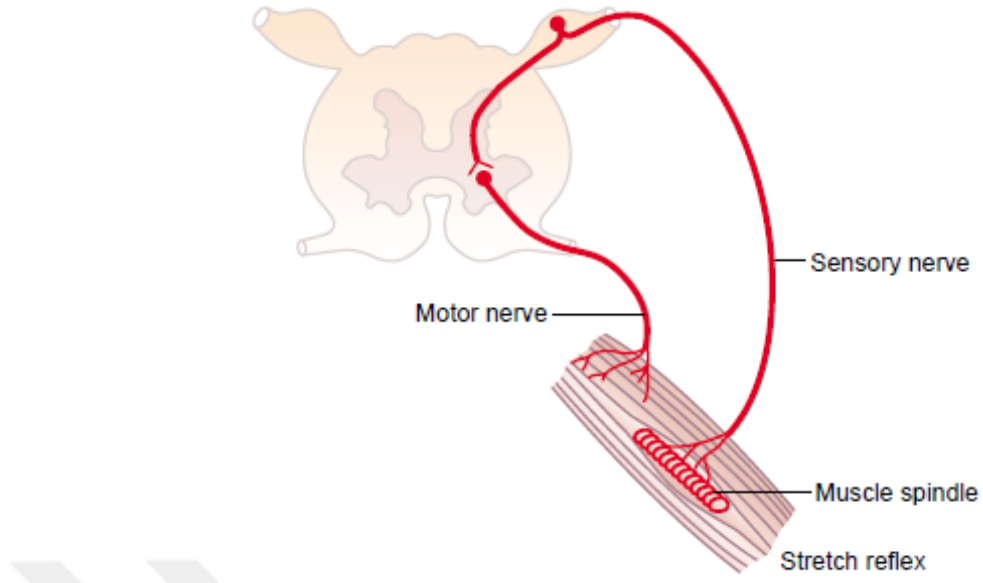


Şekil 2.15: Ağrıyla uyarılan ve uzvu uyarandan çıkarmak için kullanılan bir refleks arkı (Porcari ve diğ, 2005, s. 256).

Ayaktaki bir duyu reseptörü, ağırlı bir uyarıyı algılar ve bir duyu nöronu aracılığıyla omuriliğe bir impuls gönderir. İmpuls omuriliğe dorsal kök yoluyla girer ve duyusal nöron, bir motor nöronla sinaps yapan bir internöron ile sinaps yapar. Motor nöron, omuriliğin ventral kökü boyunca quadriseps kasına bir impuls taşır. İmpuls, uzvu ağrı uyarıcısından uzaklaştırmak için quadriseps kasının kasılmasını uyarır (Porcari ve diğ, 2005, s. 256).

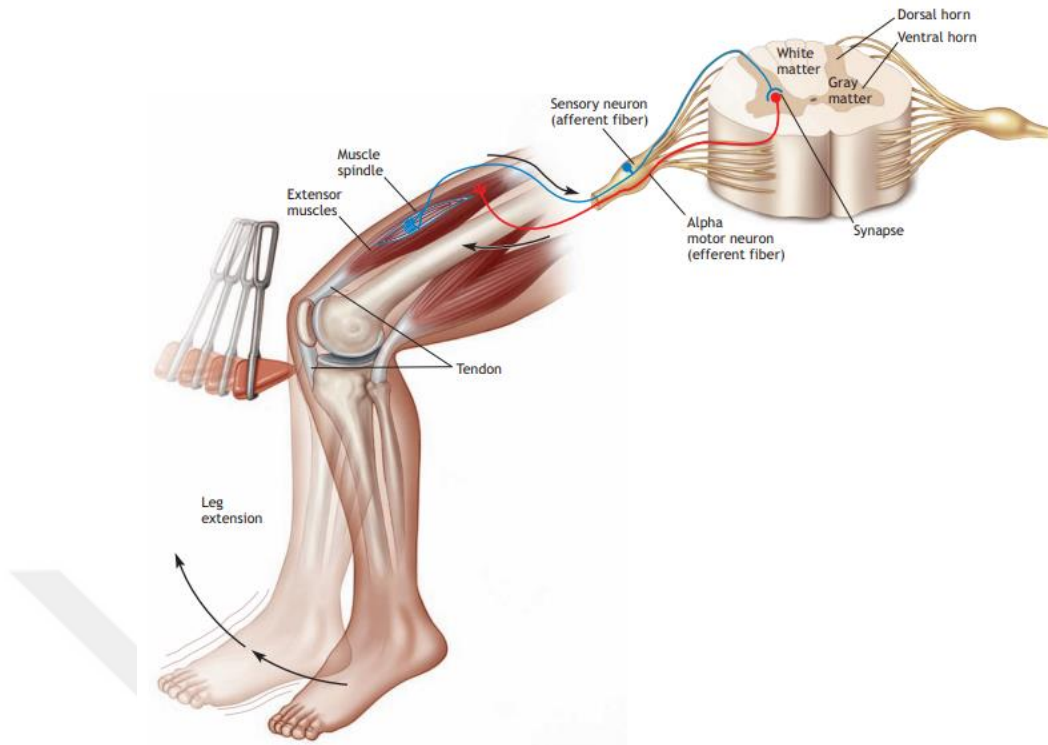
2.2.9. Gerilme (Miyotatik) refleksi

Gerilme refleksi bir monosinaptik refleksi olup, hareketlerin en temelidir ve tamamen omurilik seviyesinde düzenlenir (Hole, 1993, s. 353). Gerilme refleksi, monosinaptik bir refleksi yayı izler (Şekil 2.16). Gerilme refleksi alt ekstremitte, sırt, boyun ve başın ekstansör kaslarını uyararak dik duruma gelmesini ve duruşumuzu korumak için eylem gösterir (Carola ve diğ, 1990, s. 346). Diz sarsıntılı refleksi bir monosinaptik refleksi örneğidir. Gerilme refleksine, doktorların plastik bir tokmak kullanılarak yaptıkları refleksi testi örnek verilir (Hansen ve Kennelly, 2017, s. 4). Buna patellar refleksde denir (Carola ve diğ, 1990, s. 346). Doktorların patellar tendona yaptığı hızlı bir dokunuş, tipik olarak quadriseps kaslarının kısılmasına ve sağlıklı bir kişide diz ekleminin uzamasına neden olur. Kas iğ liflerinden omuriliğe giden sinyaller, quadriseps kasını çalıştırmak için saniyede yaklaşık 100 metre hızla hızlı bir tepkiyi tetikler. Gerilme refleksinin birincil amacı, aşırı gerilmeyi ve kas hasarını önlemek için bir güvenlik önlemi olarak kas gerginliğinin büyüklüğünü izlemektir (Hansen ve Kennelly, 2017, s. 4).



Şekil 2.16: Gerilme refleksi (Guyton ve Hall 2005, s. 677).

Diz sarsıntılı refleksini biraz daha detaylandıracak olursak, duyuşal girdi ve motor çıktı tek bir bağlantı veya sinaps ile ayrılır. Germe refleksine, liflere paralel uzanan modifiye kas liflerini içeren kapsüllenmiş yapılar aracılık eder. Duyu sinir lifleri iğ liflerinin etrafına sarılır ve kas gerilme miktarı ve oranı ile orantılı olarak ateşleme hızlarını artırır. Sinyal pasif olarak triger bölgesine gider ve bir dizi aksiyon potansiyeli oluşturur. Diz sarsıntılı refleksi (Şekil 2.17) (patellar tendon refleksi), sadece iki nöron kullanan basit bir refleks örneğidir (doğrudan bir motor nörona bağlı olan duyuşal bir nöron). Bu refleks patellan ligamanının patellanın hemen altına çarpmasıyla başlatılır. Sonuç olarak, bir tendon ile patellaya bağlanan quadriseps femoris kası hafifçe çekilir ve kas içine yerleştirilen streç reseptörleri uyarılır. Bu reseptörler sırayla, duyuşal bir nöronun lifinden omuriliğin bel bölgesine geçen impulsları tetikler. Omurilik içinde duyuşal akson, bir motor nöronun dendritiyle bir sinaps oluşturur. Dürtü daha sonra motor nöronun aksonu boyunca devam eder ve quadriseps femorise geri döner. Kas kasılma ile cevap verir ve alt bacak uzadıkça refleks tamamlanır (Hole, 1993, s. 353; Guyton ve Hall, 2005, s. 677).



Şekil 2.17: Patellar refleksde yer alan nöral yol (McArdle ve diğ, 2007, s. 396).

Miyotatik refleks aynı zamanda bir pliometrik egzersizde gerilme-kısalma döngüsü ve kuvvet üretimi için anahtar bir mekanizmadır. Bir pliometrik hareketteki kuvvet oranı, elastik bir banda benzer şekilde, hem kasların hem de tendonların elastik özelliklerinden salınan temel elastik enerjiden gelirken, kuvvetin önemli bir katkısı, gerilme refleksinin ortaya çıkardığı kas lifinin hızlı toplanmasından gelir (Hansen ve Kennelly, 2017, s. 4).

2.2.10. Propriyosepsiyona genel bakış

Propriyosepsiyon, motor sistemlerimizin uygun hareketleri ve postürü üretmesi için geribildirim sağlayan duyudur (Silverthorn, 2019). Propriyosepsiyon sinir sisteminin vücudun boşluktaki pozisyon ve hareketlerini bilebilme yetisidir. (Van De Graaff ve diğ, 1997, s. 302; Muscolino, 2018, s. 619). Propriyoseptörler eklemlerin pozisyonunu, tendon ve bağlardaki gerginliği ve kas kasılma durumunu izler (Martini ve diğ, 2016, s. 310). MSS'ye vücut pozisyonu hakkında bilgi sağlayan reseptörlerdir (Powers ve Howley, 2018, s.149). Propriyoseptörler vücut pozisyonu, denge ve hareket hakkında bilgi aktaran duyuşal sinir hücreleridir (Van De Graaff ve diğ, 1997, s. 302). Uyarıcılara karşı duyarlılık gösteren bir reseptör hücresidir. Bir uyarı oluştuğunda, propriyoseptör

uyarılır ve bağılı olduğu duyu nöronu üzerinde hareket eden bir impulsa sebep olur. Sonrasında bu duyu nöronu o impulsu MSS ye taşır (Muscolino, 2018, s. 619). Propriyoseptif bilgiler koordineli hareketler üretmek amacıyla kas kasılma gücünü ve zamanlamasını ayarlamak için kullanılır (Van De Graaff ve diğ, 1997, s. 304). Çeşitli aktivitelerin performansı, vücuttaki nörolojik geri bildirime büyük ölçüde bağlıdır. Çok basit bir şekilde, çevremize tepki verebilmek için çeşitli duyuları kullanırız. Bir topu yakalamak için elimizi ne zaman kaldıracığımızı bilmek gibi. 5 temel duyu organımızın yanı sıra, nöromuskuler aktivite sırasında propriyoseptörler tarafından sağlanan duysal geri bildirimleri alırız (Muscolino, 2018, s. 619; Floyd, 2007, s. 53). Proprioseptörler, cilde, eklemlere, kaslara ve kasın gerginliğine, uzunluğuna ve büzülme durumuna, vücudun ve uzuvların pozisyonuna ve eklemlerin hareketlerine göre geri bildirim sağlayan iç alıcılardır. Bu proprioseptörler, vücudun diğer duyu organları ile birlikte kinesteziye büyük önem taşır (Floyd, 2007, s. 53). Kinestezi terimi vücut parçalarının birbirlerine göre konumlarının bilinçli olarak tanınması ve uzuv hareketinin hızının tanınması anlamına gelir. Bu vücut pozisyonu hissi, hem günlük aktiviteleri hem de atletik becerileri gerçekleştirmek için önemlidir. Karmaşık becerileri gerçekleştirmek için keskin bir vücut pozisyonu hissi gereklidir. Kinestetik olarak bireysel farklılıkların, başarılı olmak için yüksek düzeyde kinestetik duyu gerektiren spor branşların da yarışan sporcular (örneğin, jimnastik, dalış) arasındaki atletik performans farklılıklarının tanımlanmasında önemli bir rol oynadığı düşünülmektedir (Powers ve Howley, 2018, s. 150). Kinestezi, vücudun konumunun bilinçli farkındalığıyla ilgiliyken, propriyosepsiyon, eklem, tendon, kas ve iç kulak içine yerleştirilmiş proprioseptörlerden kaynaklanan uyarılara cevap vererek, vücudun duruş ve hareketi düzenleyebildiği bilinçaltı mekanizmasıdır. Beklenmedik bir şekilde düzensiz veya dengesiz bir yüzeye bastığımızda, iyi bir propriyosepsiyona sahipsek, alt ekstremitedeki ve etrafındaki kaslar, düşmeyi veya yaralanmayı önlemek için uygun şekilde kasılma yaparak çok hızlı bir şekilde yanıt verebilir. Vücudun bu koruyucu tepkisi, nasıl cevap verileceği konusunda bilinçli bir karar verme vaktimiz olmadan gerçekleşir (Floyd, 2007, s. 53). Kaslar; ligamentler ve eklemler, kas faaliyetleri ve vücudun pozisyonu hakkında merkezi sinir sistemini bilgilendiren duysal repeptörlerle donatılmıştır (Rhoades ve Bell, 2017, s. 93). İnsan vücudunda çeşitli reseptörler bulunur. Bunlar

eklem, kas ve iç kulak propriyoseptörleridir. (Van De Graaff ve diğ, 1997, s. 304; Rhoades ve Bell, 2017, s. 93; Martini ve diğ, 2016, s. 310).

2.2.10.1. Eklem propsiyoseptörleri

Eklem reseptörleri, eklem kapsüllerinde ve çevreleyen bağlarda bulunur. Eklemlerde meydana gelen pozisyonlar, hızlar ve ivmelerle ilgili duyu bilgileri iletirler (Porcari ve diğ, 2015, s. 249). Eklem dinamik hareketleri ve statik pozisyonu ile ilgili bilgi verir. Bu bilgi sayesinde vücut parçalarının pozisyonlarının ve hareketlerinin farkında olunması sağlanır. Eklem reseptörleri Pacini cisimcikleri ve Ruffini sonlanmaları olmak üzere ikiye ayrılır. Pacini cisimcikleri sadece pozisyon değişikliklerine duyarlıdır ve pozisyon değişikliği ile uyarılır. Ruffini sonlanmaları eklem pozisyon ve statik pozisyon değişikliklerine duyarlıdır ve bunlarla uyarılır (Muscolino, 2018, s. 621). Eklem reseptörleri, sinovyal eklemlerde bağ dokusu kapsülünde bulunurlar ve buradaki eklemler hareket ettikçe vücut pozisyonundaki değişiklikler ile uyarılırlar (Van De Graaff ve diğ, 1997, s. 304).

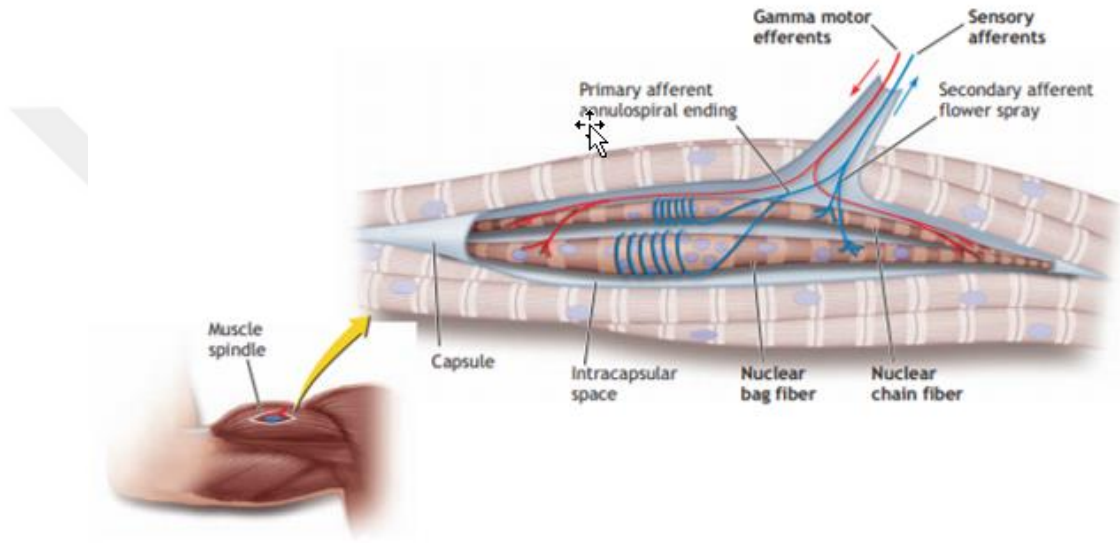
2.2.10.2. Kas propriyoseptörleri

Kas fonksiyonunun uygun şekilde kontrolü, sadece kasın omurilik anterior motor nöronları tarafından uyarılmasıyla değil, aynı zamanda her bir kastan omuriliğe her bir kasın fonksiyonel durumunu gösteren sürekli duyu bilginin geri bildirimini gerektirir (Guyton ve Hall, 2005, s. 675). Bu bilgiyi sağlamak için, kaslar ve tendonlarına bol miktarda iki özel duyu reseptörü verilir. Bunlardan biri kasın göbeğine dağılan ve sinir sistemine bilgi gönderen kas iğleri; kas uzunluğu veya uzunluk değişim hızı hakkında bilgi verir. Diğeri ise kas tendonlarında bulunan ve tendon gerginliği veya gerilim değişim hızı hakkında bilgi ileten golgi tendon organlarıdır (Guyton ve Hall, 2005, s. 675; Zoladz, 2019, s. 89). Vücut kaslarının içinde yer alırlar. Bu duyu reseptörlerine genellikle kas mekanoreseptörleri denir çünkü bu reseptörler kastaki mekanik (basınç / uzunluk) değişikliklere duyarlıdır. Sinir sisteminin, iskelet kası hareketlerini düzgün bir şekilde kontrol edebilmesi için, kasılan kastan sürekli duyu geri bildirim alması gerekir. Bu duyu geri bildirim, bir kas tarafından geliştirilen gergilim veya kas uzunluğuyla ilgilidir (Powers ve Howley, 2018; s. 150).

2.2.10.3. Kas iğcikleri

Kas iğciği, kas liflerine paralel uzanan ve bağ dokusu yoluyla fasiküllere bağlanan bir propriyoseptördür (Şekil 2.18) (Hamill ve Knutzen, 2015, s. 109). Kas iğciği kas uzunluğu ve kasın gerilme hızı ile ilgili bilgiyi taşımakla görevlidir. (Rhoades ve Bell, 2017, s. 93; Magill, 2017, s. 116). Duyusal reseptörlerden olan kas iğcikleri neredeyse tüm iskelet kaslarında bulunur (Rhoades ve Bell, 2017, s. 93). Kas iğcikleri kas içinde yer alan kas propriyoseptörleridir ve kas esneme miktarı ve kas esneme hızına karşı duyarlıdır (Muscolino, 2018, s. 623; Zoladz, 2019, s. 83). Kas uzunluğu bilgisini merkezi sinir sistemine duyusal nöronlar aracılığıyla gönderir. Beyin bu bilgiyi pozisyonu saptamaya yardım etmek için işler. Kas kasılmasının düzenlenmesinde, kas iğciğinin boydaki değişmeye yanıtı önemli rol oynar. Bunu kas gerimine karşı koymak için gerim refleksi (miyotatik refleksi) yoluyla motor nöronları aktifleştirerek gerçekleştirir. Kas iğciği uzun iğsi bir şekil alır (Rhoades ve Bell, 2017, s. 93). İğciğin genişlemiş orta bölgesi duyusal sinir sonlanmalarıyla sarılmış 2-12 arası çizgili kas lifi içeren, içi sıvı dolu kapsüldür (Rhoades ve Bell, 2017, s. 93, Zoladz, 2019, s. 83). Kas iğleri, insan lokomotor kaslarında çok sayıda bulunmaktadır. El kasları gibi en iyi kontrol gerektiren kaslar, en yüksek iğ yoğunluğuna sahiptir. Bunun aksine, quadriceps kası gibi kaba hareketlerden sorumlu olan kaslar nispeten az iğ içerir (Powers ve Howley, 2018, s. 150). Kas iğleri gerilme ve germe refleksine duyarlıdır. Spesifik olarak kas içindeki bağ dokusuna girerler ve kas liflerine paralel olarak ilerlerler. Belirli bir kastaki iğ sayısı, bölge için gereken kontrol seviyesine bağlı olarak değişir. Hızlı bir gerilme meydana geldiğinde MSS ye bir ileti gönderir. MSS daha sonra kasın motor nöronlarını aktive eder ve kasılmasına neden olur (Floyd, 2015, s. 54). Kas iğcikleri bir gerilme reseptörü olarak işlev görür. Kas iğciği bileşenleri öncelikle hızdaki değişimlere duyarlı olan infrafusal kas lifleridir ve bunlar fazik sinir lifi olan tip I tarafından innerve edilirler. Kas iğcikleri hızlı bir şekilde uyarılırlar ve bu uyarılma refleksi olarak agonist ve sinerjist ektrafusal kas liflerinin hızlı kasılmasına neden olur (Shah, 2012; Vander ve diğ, 2001, s. 337). Kas yeterince esnediğinde kas iğciğide esneyip uyarılır, duyusal nöronda impuls oluşur, bu impuls kasın o anki esnekliği hakkında MSS'ni uyarmak için omurlığe gider. Esneyen kasın daha fazla esneyip yırtılabileceği ihtimaline karşı omurlikteki impuls kasın refleksi kasılmasına neden olur. Kasılıp kısalarak oluşabilecek herhangi bir aşırı esnemeyi ve yırtılmayı önler. Bu reflekse kas iğ refleksi (miyotatik

refleks) denir (Muscolino; 2017, s. 623; Porcari ve diğ, 2015, s. 258). Kas iğleri hızlı gerilmeye duyarlıdır ve refleks bir kas kasılmasını tetikleyen koruyucu gerilme reseptörleri olarak işlev görebilir. Bu refleks olası yaralanmaları önlemek için bu kasların daha fazla uzamasını engeller. Genel olarak, MSS, kas iğlerinden gelen afferent bilgileri yorumlar ve aynı kasta kuvvet üretimini artırmak için motor nöronlara bir impuls gönderir. Böylece, kas uzunluğundaki hızlı değişiklikleri tespit ederek, kas iği, kas gücü üretimini artırır. Kas iğ lifleri, pliometrik bir harekette güçlü bir konsantrik kasılmayı tetikleyen birincil duyu mekanizmasıdır (Hansen ve Kennelly, 2017, s. 5).



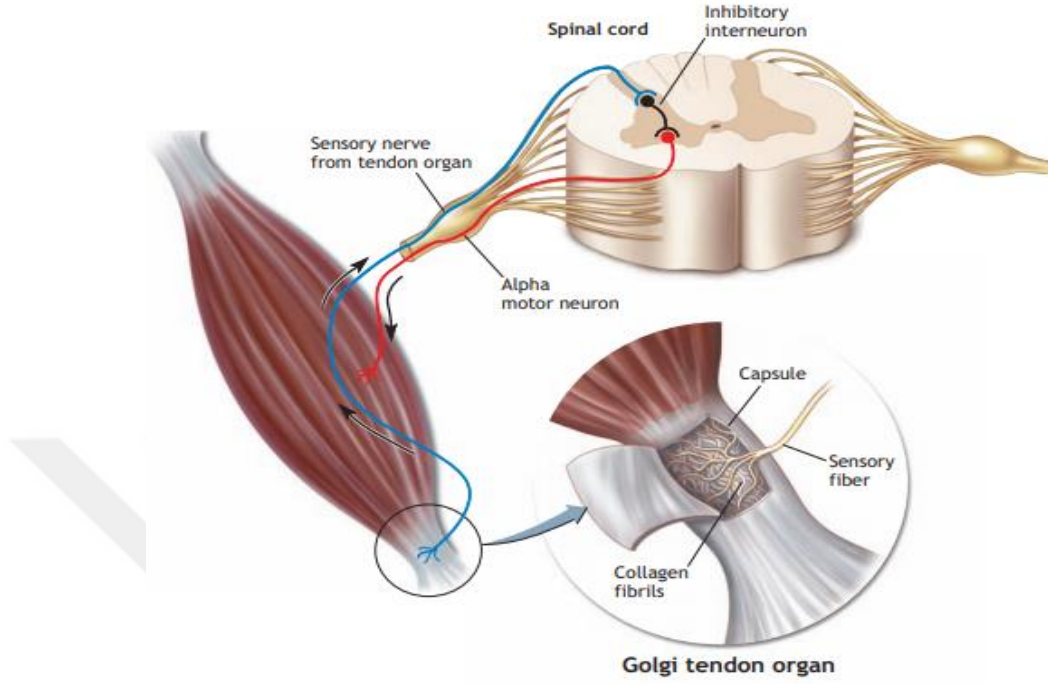
Şekil 2.18: Kas iğciği (McArdle ve diğ, 2007, s. 395).

2.2.10.4. Golgi tendon organları

Golgi tendon organı (GTO) üretilen kuvvetle ilgili bilgiyi taşır. Golgi tendon organları kas ve tendonun birleştiği yerde kas liflerine seri olarak yerleşim gösterir ve tendona uygulanan çekme kuvvetine ve gerginliğe duyarlılık gösterir (Şekil 2.19) (Rhoades ve Bell, 2007, s. 93; Muscolino, 2007, s. 625; Hamill ve Knutzen, 2015, s. 113). Kasların gerilimindeki değişikliklere ve gerilim değişikliği hızlarına duyarlıdırlar. Uyarılan GTO, kasın gevşemesine neden olarak kasın, yaralanmaya sebep olabilecek şekilde aşırı stres altında kalmasına mani olur. Golgi tendon organının kasın aşırı kasılmasına veya gerilmesine karşı koruyucu bir mekanizma olduğu varsayılmıştır. Kas liflerinin aksine, golgi tendon organı kas üzerinde inhibe edici bir etkiye sahiptir. Aktivasyon üzerine, omurilikte impulslar gönderilir, bu da gerilme kasının ve sinerjistlerinin alfa motor

nöronlarının inhibisyonuna neden olur ve böylece üretilen gücü sınırlandırır (Shah, 2012). GTO kasların aşırı kasılması ya da uzamasına karşı koruyucu bir mekanizmadır. Çünkü GTO en azından kendi sinaptik döngüsü içerisindeki bir ara nöronu kullandığı için inhibisyon, Tip I'den monosinaptik bir internöron uyarımından daha fazla zaman gerektirir (Shah, 2012). Bu özel gerilme reseptörü, tendonlarda bulunur ve kuvvetli bir şekilde gerildiğinde, kasılmış bir kasa karşı inhibe edici bir yanıt oluşturmak için omuriliğe sinyaller iletir. Bu şekilde Golgi tendon organının hareketi, kasın aşırı gerginlikten ve olası yaralanmalardan korunmasını sağlayan koruyucu bir mekanizma olarak tasvir edilmiştir. Bu refleks mekanizması, bir kişi aşırı yükseklikten atlayıp yere indiğinde, kuvvetleri dağıtmak ve yaralanmayı önlemek için devreye girebilir. Bununla birlikte, aşırı yüksek bir kutudan sıçrama, bir tendonu hızlı bir şekilde gerebilir ve golgi tendon organlarından inhibe edici bir tepkiye neden olabilir ve sonuçta konsantrik bir kasılmayı durdurabilir (Hansen ve Kennelly, 2017, s. 5). GTO'lar, kas kasılmasının ürettiği gerginliği sürekli olarak izler. Tendonun içinde bulunur ve bu nedenle ektrafüzal liflerle seri halindedir. Temelde, GTO'lar kas kasılması sırasında aşırı kuvveti önlemeye yardımcı olan "güvenlik cihazları" olarak hizmet eder. Aktive edildiğinde, GTO'lar omuriliğe duyuşal nöronlar aracılığıyla bilgi gönderir ve bu da inhibe edici nöronları uyarır. Bu engelleyici refleks, motor nöronların ateşlenmesini önler, kas gücü üretimini azaltır ve bu nedenle kası kasılma kaynaklı yaralanmaya karşı korur. Örneğin, bir kas grubu tarafından üretilen kuvvet miktarı, bireyin GTO'nun engellenmesine gönüllü olarak karşı çıkma yeteneğine bağılı olabilir (Powers ve Howley, 2018; s. 151). Kuvvet eğitimi tendon sertliğini artırdığı için, GTO'nun kuvvet üretimi üzerindeki inhibitör etkilerinin kuvvet antrenmanına yanıt olarak kademeli olarak azaltılması mümkündür (Waugh ve diğ, 2014; Häkkinen ve diğ, 1990). Bu, bir bireyin daha fazla miktarda kas gücü üretmesine ve çoğu durumda spor performansını iyileştirmesine izin verecektir. Son olarak, GTO, ters gerilme refleksi (ters miyotatik refleks olarak da adlandırılır) olarak bilinen bir refleksten de sorumludur. Adından da anlaşılacağı gibi, ters gerilme refleksi, gerilme refleksinin tersidir ve kası besleyen omurilikteki motor nöronların GTO aracılı inhibisyonu ile kas gerginliğinin azalmasına neden olur. Ters esneme refleksi şu şekilde çalışır. Bir kas grubunun kuvvetli kasılması GTO'yu harekete geçirir. GTO, motor nöron ateşlenmesini engellemek ve kas tarafından üretilen kuvvet miktarını azaltmak için omuriliğe bir mesaj göndererek yanıt verir.

İlginç bir şekilde, bir kasın pasif olarak gerilmesi de GTO'yu harekete geçirir ve gerilmiş kasın gevşemesine neden olur (Powers ve Howley, 2018, s.151).



Şekil 2.19: Golgi tendon organı (McArdle ve diğ, 2007, s. 398).

2.2.10.5. İç kulak propriyoseptörleri

Vestibüler aparat içinde bulunan reseptörler, baş pozisyonundaki veya hareket yönündeki herhangi bir değişikliğe duyarlıdır (Pozzo, 1990). İç kulak propriyosepsiyonu genellikle denge hissi olarak adlandırılır (Muscolino, 2018, s. 627). Başın dinamik hareketleri ve statik pozisyonu hakkında bilgi verir (Powers ve Howley, 2015, s. 155). İç kulakta iki tür propriyoseptif organ bulunur. Birincisi statik propriyosepsiyon sağlayan macula olup beyni kafanın statik pozisyonu hakkında bilgilendirir. İkincisi ise beyni başın hareketi hakkında bilgilendiren dinamik propriyosepsiyon sağlayan crista ampullarisdir (Thibodeau ve Patton, 2011, s. 215; Muscolino, 2018, s. 627).

2.2.11. Propriyosepsiyonun motor kontrolündeki rolü

Propriyosepsiyon bilgisi, kaslarda, tendonlarda, bağlarda ve eklem kapsüllerinde bulunan propriyoseptörler tarafından tespit edilir. Kas iğleri, MSS'ye uzuv konumu, yönü ve hızı

hakkında geri bildirim sağlamak için en önemli reseptörlerdir. Golgi-tendon organları, kas gücündeki değişiklikleri tespit eder. Eklem reseptörleri, açılmal hareket veya eklem pozisyonları aşırı sınırlarında olduğunda eklem hareketi hakkında geri bildirim sağlar (Floyd, 2015, s. 51; Farrell ve diğ., 2011, s. 56). Motor kontrolünde propriyosepsiyonun rolünü araştırmak için araştırmacılar, propriyoseptif geri bildirimi ortadan kaldıran veya bozan birkaç deneysel teknik kullanır. Bu araştırmaların sonuçları, propriyoseptif geri beslemenin, hareket doğruluğu, motor komutların başlangıç zamanlaması ve vücut ve uzuv segmentlerinin koordinasyonunun çeşitli yönleri (örneğin postüral kontrol, uzuvlar ve uzuv segmentleri arasındaki uzaysal-zamansal bağlantı ve tercih edilmeyen koordinasyon modellerinin kullanımını gerektiren hareket durumlarına adaptasyonu) dahil olmak üzere çeşitli motor kontrol fonksiyonlarını etkilediğini ortaya koymuştur (Magill, 2017, s. 136). Propriyoseptif bilginin motor kontroldeki rolü iki kategoriye ayrılabilir. İlk kategori, dış çevre ile ilgili olarak propriyosepsiyonun rolünü içerir. Motor programlarının genellikle, dış ortamdaki beklenmedik bozulmalara veya değişikliklere uyum sağlayacak şekilde ayarlanması gerekir. Bu bilginin kaynağı genellikle büyük ölçüde görsel girdi ile ilişkilendirilse de, propriyoseptif girdinin en hızlı veya en doğru olduğu veya her ikisinin birden olduğu birçok durum vardır. Propriyoseptif bilginin motor kontrolünde oynadığı rollerin ikinci kategorisi, dahili olarak oluşturulan motor komutlarının planlanması ve değiştirilmesidir. Bir motor komutundan önce ve sırasında, motor kontrol sistemi, kas-iskelet sistemi bileşenleri içindeki karmaşık mekanik etkileşimleri hesaba katmak için ilgili eklemlerin mevcut ve değişen konumlarını dikkate almalıdır. Propriyosepsiyon, motor kontrol sistemine gerekli segmental hareket ve konum bilgisini en iyi şekilde sağlar (Riemann ve Lephart, 2002).

2.2.12. Kas kontrol sistemi

Kontrol sistemi, gelen duyuşal bilginin (afferent) yorumlanmasına ve ardından bir eylem veya yanıtı (efferent) yürütmek için bir plan formüle etmeye dayanır. Afferent bilgi vücuttaki çeşitli propriyoseptörler aracılığıyla alınır (kas iğleri, golgi tendon organları, eklem mekanoreseptörleri, kutanöz, vestibüler ve görsel). İhtiyaç duyulan herhangi bir dengeyi sağlamak için kas sistemine gönderilen mesaj, bilinçli veya bilinçsiz (refleks olarak) yapılabilir. Örneğin, core kaslarımız, herhangi bir omurga yüklenmesine hazırlanırken gövdeyi stabilize etmek için refleks olarak işlev görür

(Hodges ve Richardson, 1996). Vücudumuzu bilinçli olarak yük beklentisiyle de hazırlayabiliriz (Riemann ve Lephart, 2002). Büyük ağır bir kutuyu tutan bir insanı hayal edelim. Size doğru yürür ve ayakkabısını bağlamak için sizden kutuyu tutmanızı ister. Kollarınıza ağır kutunun yerleştirilmesi beklentisiyle, bu eklemleri stabilize etmek için kalçanızı, omurganızı ve omuzlarınızı bilinçli olarak sertleştireceksiniz. Başka bir deyişle, önceden stabilize ederek vücudu proaktif olarak hazırlayacaksınız. Stabilizasyon için vücudun yaptığı şeylerin çoğu, beyinde bilinçli olarak işlenmek zorunda kalmadan bilinçsizce yapılır. Bu, eklemleri beklenmedik yüklere ve kuvvetlere karşı korumak ve yaralanmayı önlemek için 54 ila 126 milisaniye içinde yeniden etkili olan hızlı bir süreç sağlar (Hodges ve Richardson, 1996). Örneğin, karanlık, alışılmadık bir koridordan geçiyorsunuz ve önünüzde bir basamak görmüyorsunuz. Ayağınız beklediğinizden önce aşağıya düştüğünde ve aniden yere çarptığında, dizinizi sabitlemek ve hasardan korumak için diz çevresindeki kaslar 70 milisaniyeden daha kısa sürede ateşlenmelidir. Bu yanıtı bilinçli olarak düşünmeniz ve işlemeniz gerekli olsaydı, yanıtınız çok yavaş olurdu ve yaralanmalar meydana gelirdi (Porcari ve diğ, 2015, s. 355).

2.2.13. Görme duyusu ve motor kontrol

Dış ve iç ortamlardan gelen uyartıları alan ve canlıyı çevresindeki değişikliklerden haberdar eden yapılara duyu organları denir. Görme, neredeyse tüm hareketlere rehberlik etmek için önemli bir girdi kaynağıdır (Farrell ve diğ, 2011, s. 57). Duyu organları beynin dışarıya açılan penceresidir (Schmidt ve diğ, 2018, s. 199). Duyu organlarında var olan ve uyartıların alınmasını sağlayan özelleşmiş yapılara reseptörler denir. Reseptörler duyu organlarında impuls oluşturur. Gözde bulunan ışığı algılayan reseptörlere fotoreseptörler denir (Betts ve diğ, 2013, s. 567). Vücudumuzda bulunan reseptörler en yoğun olarak %70 oranında gözde bulur (URL 1). Görme, gözlerin dalga boylarındaki ışığı alan ve optik sinir olarak bilinen duyu nöronları aracılığıyla beynin görme korteksine ileten duysal reseptörlerinin sonucudur. Bütün duyu organlarımız içinde en çok güvendiğimiz duyu organımız görme duyusudur. Görme duyusu motor öğrenmenin gerçekleşmesinde çok baskın bir rol oynar (Magill, 2017, s. 123). Görme duyusunun ortadan kalktığı durumda performansın olumsuz olarak etkilendiği bilinmesine rağmen her motor performansın gerçekleşmesi içinde görme duyusunun

gerekli olmadığı bilinmektedir. Örneğin görme engelli bireyler birçok durumda dezavantajlı olmalarına rağmen kendi çevrelerinde çok kolaylıkla hareket edebilmeyi öğrenirler. Performans açısından ise görme duyusunun varlığı, çevredeki nesnelerin hareketleri ve kişinin vücudunun çevredeki hareketi hakkında bilgi sağlar. Motor kontrolün çoğu, motor davranışımızı görsel olarak sunulan bu çevresel talepleri karşılayacak şekilde uyarlamayı içerir (Schmidt ve diğ, 2018, s. 199). Motor kontrolünde en temel sorunu çevrenin temsiline ve vücut şeması algısında beynin vücut parçalarının göreceli konumlarını nasıl kodladığıdır. Psikofiziksel araştırmalara göre, bu uzuv pozisyonu hissi büyük ölçüde vizyona bağlıdır (Graziano, 1999). Görsel bilgi, çeşitli motor aktiviteleri gerçekleştirmek için kritik öneme sahiptir (Carlton, 1992). Hareketin tüm yönlerinde (planlama, kontrol ve değerlendirme) vizyon önemli bir rol oynar (Krigolson ve diğ, 2015). Görme engellendiğinde, iniş (landing) sırasında nöromüsküler kontrolündeki değişiklikler, bireyleri yaralanma riskine sokan hareketleri artırabilir (Grooms ve diğ, 2018). Görsel sistem yaklaşan olaylar ve etrafımızdaki çevre hakkında bilgi sağlar ve bu sebeple lokomotor çıktının planlanmasında kullanılan baskın duyu olduğu düşünülmektedir (Patla 1997).

Görsel bilgi, gözün retinasından beyindeki iki farklı yere iki ayrı yol boyunca iletilir ve bu iki yolun davranış kontrolünde farklı şekilde kullanıldığına dair kanıtlar vardır. Bu iki sistem nesne tanımlama için uzmanlaşmış focal (statik) vizyon ve hareket kontrolü için özelleşmiş ambient (kinetik) vizyondur (Trevvarthen, 1968). Focal vizyon ‘dorsal’, ambient vizyon ise ‘ventral’ olarak adlandırılır (Norman, 2002). İnsanların görme alanlarının merkezindeki nesneleri tanımlamak için kullandıkları görsel sisteme focal vizyon denir. Bilinçlidir ve loş ışıktaki azalır. Öncelikle görme alanımızın merkezinde bulunan nesnelerin bilinçli tanımlanması için uzmanlaşmıştır (Schmidt ve Wrisberg, 2000, s. 109). Kontrast, odak ve yeterli ışık gerektirir. Bu sistem, nesne tanımlama ve çevrenin (bilinçli) algılanması için uzmanlaşmıştır. Bu nedenle focal sistem, kişinin neye baktığına veya neye odaklandığına (veya her ikisine) duyarlıdır (Schmidt ve diğ, 2018, s. 199). Ambient vizyon ise insanların vücutlarının ortamdaki yönünü tespit etmek için kullandıkları görsel sistemdir. Bilinçsizdir, tüm görme alanını alır ve hareket kontrolü için kullanılır (Schmidt ve Wrisberg, 2000, s. 109). Ambient sistemde görsel girdi tam alandır (yaklaşık 180°), odak gerektirmez ve çok düşük ışık koşullarında bile etkili bir şekilde çalışıyor gibi görünmektedir. Gözün retinasını, görüş alanının tüm

bölümlerinden gelen ışık ışınlarının alıcısı olarak düşünebiliriz. Gözün herhangi bir pozisyonu için, bu ışınların benzersiz bir kombinasyonu, gözün uzayda tanımlanmasına izin verir (Schmidt ve diğ., 2018, s. 199). Ventral akım işlemenin, ortamdaki nesneler hakkında bilişsel bilgi sağlamaktan sorumlu olduğu düşünülürken (örneğin, nesne tanımlama), dorsal akım tarafından işlemenin, özellikle hareketin görsel kontrolü için bilgi sağlaması önerilmiştir (Goodale ve Milner, 1992). Bu nedenle, ventral akış işlemenin algı (tanımlama) için vizyon olduğu, dorsal akış işlemenin ise eylem için vizyon olduğudur (Milner ve Goodale, 2008). Ventral akış için, nesnelerin tanımlanması ve tanınması için merkezi olan bilgiler çok önemlidir. Bu, ortamdan alınan bilgileri ve bellekte depolanan bilgileri içerir. Buna karşılık, dorsal akım, bir nesneyle etkileşime girmek için motor sistemimizi nasıl kontrol ettiğimizle ilgili bilgilere özellikle uygundur. Ancak Norman'ın (2002) belirttiği gibi, iki akışta görsel işleme arasında tamamlayıcı bir ilişkinin var olduğunu akılda tutmak önemlidir. Örneğin, bir çekiç ararken, çekicinin tanınması için ventral akım bilgisini ve onu almak için dorsal akım bilgisini kullanırız.

2.2.14. Hareketin görsel kontrolü

Hareketlerin kontrol edilmesinde görmeyi (vizyon) diğer duyarlarımızdan daha fazla kullanıp daha fazla ona güvenme eğiliminde oluruz (Farrell ve diğ., 2011, s. 57). Görme; kornea, göz bebeği, lens, retina gibi yapılardan ışık dalga boylarını alan ve retinaya ulaşan bilgiyi optik sinir yoluyla beyindeki görme korteksine ileten gözlerdeki duyu reseptörlerinden kaynaklanır (Magill, 2017, s. 136). Görsel bilgi, çeşitli motor aktiviteleri gerçekleştirmek için kritik öneme sahiptir. Görsel bilgi, motor kontrolde, nesnelerle, diğer insanlarla ve günlük çevremizle etkileşimde derinlik algısı sağlama; nesneleri, insanları ve diğer çevresel bağlam bileşenlerini belirlememizi sağlayan bilgiler sağlama; çevremizde hareket etmemizi sağlayan bilgiler sağlama; el-göz koordinasyonu faaliyetlerinde yer alan hareketleri koordine etme ve hareket ettikçe hareket düzeltmeleri yapmak gibi önemli rolü vardır (Carlton, 1992; Magill, 2017, s. 136). Temasa kadar geçen zamanda, motor kontrol sistemi, başarılı olmak için dokunmaya ve/veya propriyosepsiyona güvenmelerini gerektiren bir beceriyi öğrenmeye başladıklarında, insanlar tipik olarak dokunma ve/veya propriyosepsiyon yerine vizyonu kullanarak gerekli eylemi başlatır (Magill, 2017, s. 136). Klavye veya

piyano çalmayı öğrenirken parmaklarının klavye tuşlarına vurmasını izlemek, top sürmeyi öğrenirken ellerini izlemek veya bir dans rutini öğrenirken ayaklarını izlemek gibi. Bir kişinin temel vizyonunun (yani bakış noktası), eylem hedefine başarılı bir şekilde ulaşılmasını sağlamak için doğrudan kavranması veya yakalanması gereken bir nesneye odaklandığından emin olunmalıdır. Kişiler, bir beceriyi uygularken, ancak düzeltmeleri yapmak için yeterli zaman olduğunda hareket düzeltmeleri yapabilirler. Sonuç olarak, hareket hataları, kişi bir hareket ayarlaması yapması gerektiğini bilse bile, bir düzeltmeye izin veremeyecek kadar hızlı olan hareket veya çevresel bağlam koşullarının sonucu olabilir. Örnekler arasında, el pozisyonunun onu yakalamak için bir düzeltmeye izin vermeyecek kadar hızlı olan top hızı veya vurmak için raket pozisyonu veya bir ayak pozisyonunu düzeltmek için çok hızlı hareket eden bir kişi veya yoldaki bir engelin üzerinden adım atarken hareket hatası sayılabilir (Magill, 2017, s. 136). Örneğin derinlik sıçraması öğretimi sırasında sporcu başlangıçta sürekli düşeceği yere bakma hissi duyup yere bakmadan hareketi gerçekleştiremeyeceğini düşünür. Fakat zamanla artık yere bakmadan düşme hareketini rahatlıkla gerçekleştirebilir (Magill, 2017, s. 123).

Geleneksel motor öğrenme teorilerinin aksine temel öngörü, öğrenmenin, bir uyarıcı bilgi kaynağından (örneğin, görsel) diğerine (örneğin, kinestezi) bağımlılıkta bir kayma ile sonuçlanmamasıdır. Daha ziyade, başarılı bir performans, edinim (kazanım) sırasında mevcut olan spesifik bilgi kaynaklarına artan bir bağımlılıkla karakterize edilir. Öğrenme, sıkı bir şekilde entegre edilmiş geribildirim kaynakları arasındaki karşılıklı ilişkilerin sürekli iyileştirilmesi olarak görülmektedir. Sonuç olarak, bu ağ ilgili geri bildirim kaynaklarının manipülasyonu nedeniyle bozulursa, performans kötüleşir. Bir motor beceriyi öğrenmenin ya duyuşsal bilgi ihtiyacının azalması ya da kinestetik geribildirim lehine görsel aferentin öneminde bir azalma ile eşitlenebileceği öne sürülür (Proteau ve Elliott, 1992, s. 68). Fleishman ve Rich (1963) çalışmalarında katılımcıların öğrenmenin erken dönemlerinde dışsal (görsel-uzamsal) geribildirime bağımlılıktan, öğrenmenin sonraki aşamalarında propriyoseptif geribildirime geçtiğini gözlemlediler. Bunun yanında propriyosepsiyon uzuvların hem konumu hem de yer değiştirmesi ile ilgili bilgi sağlasa da (Kandel ve diğ, 2000, s. 443), bu kinestetik bilginin görsel temelli motorun yerini alacak kadar yeterince doğru olmadığını öne süren çalışmalar mevcuttur (Proteau ve Elliott, 1992, s. 71). Wallace ve Newell, (1983)

alışmalarında katılımcılara farklı zorluk indeksi seviyeleri altında dokunma görevi (tapping task) yaptırdılar. Düşük zorluk indekslerinin kullanılması, tam görüş altında görmeme durumundan daha iyi bir performansa neden olmazken, daha zor görevlerin tam görme koşulu altında daha doğru yapıldığını gözlemlediler (Wallace ve Newell, 1983).

2.2.15. Görme duyusu ve kas aktivasyonu

Görsel bilginin kas aktivasyonu üzerine etkilerini inceleyen çalışmalar mevcuttur (Mrdakovic ve diğ, 2008; Dietz ve diğ, 1981). Mrdakovic ve diğ, (2008) derinlik sıçraması sırasında inişin uçuş aşamasında, darbeye (impact) hazırlık olarak bir takım nöromüsküler olay meydana geldiğini belirtmişlerdir. Bunlardan biri hazırlık veya iniş öncesi kas aktivasyonu olarak isimlendirilir. İniş öncesi kas aktivitesi veya ön aktivite terimi touchdowndan önce meydana gelen sürekli bir kas aktivitesi birikimini belirtmek için kullanılmıştır (Mrdakovic ve diğ, 2008). Temas öncesi aşamada kas gücü oluşumu sırası şu şekildedir. Bunlar; kas kasılma özelliği ile birlikte kas-tendon yapılarından elastik enerjinin kullanılmasını sağlayan kasılma bileşeninin ilk sertliğini oluşturmak (Dietz ve diğ, 1981; Horita ve diğ, 2002) ve dinamik aktiviteler sırasında eklem rotasyonlarının yeterli yavaşlamasını sağlamak, bu da bağları ve eklemleri yaralanmadan korumak için hareket eden bir mekanizmadır (Neptune ve diğ, 1999). Kas ön aktivitesi, farklı yüksekliklerden derinlik sıçramalar, farklı yüksekliklerden inişler, farklı frekanslarda zıplama, farklı hızlarda koşma ve yürüme ve kesme hareketlerinin tümünde fark edilmiştir (Horita ve diğ, 2002; Kyrolainen ve diğ, 2003; Neptune ve diğ, 1999). İlginç bir şekilde, kollarla öne doğru düşüşü frenlerken (Dietz ve diğ, 1981) ve bir topu yakalamadan önce (Lacquaniti ve Maioli, 1989a) kol kaslarında hazırlayıcı kas aktivitesi de bulunmuştur. Önceki çalışmaların sonuçları (Chimera ve diğ, 2004; Duncan ve McDonagh, 2000) alt ekstremitte kaslarının çoğu için EMG sinyalinin dokunmadan 150 ms önce ortaya çıktığını gösterdi. Daha yüksek bir seviyeden inerken ayak temasını takiben vücudun aşağı doğru momentumunun zayıflamasının altında yatan sensörimotor kontrol mekanizmaları, aşağı inişler incelenerek esas olarak incelenmiştir (Santello, 2005). Bu tür görevlerde, ekstremiteyi çarpma kuvvetlerini emmeye uygun şekilde hazırlamak için önde gelen uzuv kas kuvvetlerinin havada taşınan faz sırasında modüle edilmesi gerekir. Hareket konusunda gözden geçirilen

çalışmalarla tutarlı olarak, derinlik sıçramaları başlatılmadan önce elde edilen görsel bilginin, derinlik sıçraması sırasında hiçbir ek görsel geri bildirim alınmadan, uygun iniş EMG başlangıç zamanı ve genliğini belirlemek için yeterli olduğu gösterilmiştir (Liebermann ve Goodman, 1991). Yaklaşan derinlik sıçrama hakkında hiçbir görsel bilgi olmasa bile, derinlik sıçrama sırasında elde edilen vestibüler veya propriyoseptif geribildirim, inişin güvenli bir şekilde gerçekleşmesini sağlamak için EMG aktivitesinin nasıl ve ne zaman modüle edildiğini belirlemek için yeterli duyuşsal bilgi sağlayabilir (Santello ve McDonagh, 1998).

Magalhães ve Goroso (2009) çalışmalarında bir serbest düşüş paradigmasında görsel bilginin bastırılmasına adaptasyonun olup olmadığı ve iniş hareketlerinin kontrolünü ne ölçüde etkilediğini inceledikleri çalışmalarında dört alt ekstremitte kasının EMG zamanlaması ve genliğinin başlangıç modülasyonu araştırmıştır. Görmenin olduğu ve engellendiği durumlarda katılımcıların düşüşün yüksekliğini tahmin etmesini engellediği bir düzenden drop inişler gerçekleşmiş ve ilk denemelerde elde edilen propriyoseptif ve vestibüler bilgiler tarafından sağlanan ipuçları işlendiğinden, sinir sistemi görsel bilgi eksikliğine hızla adapte olmuş ve açık göz ve kapalı göz durumunda benzer bir motor çıktı (yani EMG modülasyonu) üretilmiştir. Başka bir çalışmada ise açık göz ve kapalı göz inişler sırasında rectus femoris kasında kapalı göz durumunda daha erken bir kas aktivitesi olduğu bulunmuştur. Yani katılımcılar bu çalışmada gözleri bağlıyken gözler açık durumda olduğu gibi tam olarak rahat hareket edememiştir. Böyle bir strateji, diğer zamanlama görevlerinde (Farrow ve diğ, 2005) olduğu gibi deneyim gerektirebilir (Liebermann ve Hoffman, 2005). Deneyimle denekler, içsel bir görsel temsile dayalı bilişsel eylem kontrolüne güvenerek hareketler gerçekleştirebilirler (Heath ve Westwood, 2003).

2.2.16. Görme duyusu ve hareket kinematiği

Görsel bilginin hareketin kinematiği üzerine etkilerini inceleyen çalışmalar mevcuttur (Chu ve diğ, 2012; Knapik ve diğ, 2003). Chu ve diğ, (2012) 139 paraşütle atlayan asker üzerinde yaptıkları çalışmada, görsel girdi ortadan kalktığı durumda gerçekleşen atlayışlarda daha tehlikeli iniş biyomekaniği gösterildiğini belirttiler. Görsel girdi ortadan kalktığı zaman temasın başladığı sırada kalça abduksiyonunda artış olduğunu, maksimum diz fleksiyonunda azalma ve maksimum dikey zemin reaksiyon kuvvetinde

artış olduğunu bulmuşlardır. Paraşütçülerin sakatlanmasındaki en büyük nedenin vizyonda ki değişiklik olduğunu belirtmişlerdir. Bu görüşü destekler nitelikte Knapik ve diğ, (2003) iniş yüzeyinin sınırlı görüş mesafesinin daha yüksek yaralanma riskine katkıda bulunduğuna inanılmaktadır. Başka araştırmacılar da görsel bilginin ortadan kaldırılması durumunun iniş biyomekaniği üzerine etkilerini incelemiştir (Liebermann ve Goodman 2007; Santello ve diğ, 2001; Thompson ve McKinley 1995; Liebermann ve Goodman 1991). Santello ve diğ, (2001), görmenin olmadığı durumda maksimum diz fleksiyonunda azalma ve dikey zemin reaksiyon kuvvetinde (DZRK) artış bulurken, Liebermann ve Goodman (2007, 1991) gözü kapalıyken DZRK'nin değişmediğini veya azaldığını bulmuştur. Başka bir çalışma açık göz ve kapalı göz durumunda vertikal sıçrama yüksekliğini iç odaklanma gerçekleştiren, dış odaklanma gerçekleştiren ve kontrol grupları üzerinde karşılaştırmış, üç grupta da açık göz durumunda kapalı göz duruma göre daha yüksek sıçrama yüksekliği bulmuşlardır. Bu duruma kapalı göz durumunda düşme ile ilgili tedirginlik ve güvensizlik duygularının sebep olabileceğini öne sürmüşler ve görsel bilginin motor performansı üzerinde önemini vurgulamışlardır (Abdollahipour ve diğ, 2016). Lacquaniti ve Maioli (1989a) ise top yakalamada görsel bilginin baskılanmasına adaptasyon çalışmalarında, adaptasyonun, darbe sonrası daha büyük ve daha hızlı uzuv salınımları ile karakterize edildiğini bulmuşlardır (Lacquaniti & Maioli, 1989a). Volkerding ve Ketcham'ın (2013) çalışmasında 0.8 m yükseklikten açık göz ve kapalı göz olarak gerçekleşen derinlik sıçraması sonucunda, katılımcıların gözler kapalı durumda daha fazla yer tepki kuvveti üretebildiğini ve aynı zamanda dansçı grupta kalça fleksiyonunun önemli ölçüde arttığını bulmuşlar ve bu durumu dansçıların stabiliteyi sürdürmek için propriyoseptif girdiyi daha etkili kullandıklarını öne sürmüşlerdir (Volkerding & Ketcham, 2013). Santello ve diğerleri (2001) görsel olmayan duyuusal bilginin sürekli görsel geri bildirim eksikliğini tam olarak telafi edemeyeceği ve bu görsel olmayan bilginin motor çıktısını yeniden düzenlemek için kullanıldığı sonucuna varmışlardır. Bu sonuçlar, görmenin iniş kinematiği için önemli olduğunu göstermektedir (Santello ve diğ, 2001).

2.3. Pliometrik Kavramı

Sürat ve güç gereksinimi duyulan spor dallarında tercih edilen, yüksek şiddetteki egzersizlere pliometrik egzersiz denir (Bayraktar ve Çilli, 2007, s. 2). Genellikle vücut

ağırlığı ile gerçekleştirilen güç çalışmalarıdır (Shah, 2012). Pliometrik çalışmaların amacı atletik performansı artırmak kaslara güçlü ve çabuk tepki vermeyi öğretmektir (Chu ve Myer, 2013, s. 13). Kasların mümkün olan en kısa sürede en fazla kuvveti üretmesini sağlamaktır (Haff ve Triplett, 2015, s. 472). Pliometrik egzersizin belirleyici özelliği kas-tendon ünitesinin uzaması ve ardından doğrudan kısalmasıdır. Kas kasılması öncesinde kasa bir gerilme uygulanırsa kas daha büyük bir kuvvet üretir (Chmielewski ve diğ, 2006; Shah, 2012). Pliometrik egzersizler, hızlı, güçlü hareketler üretmek ve sinir sisteminin işlevlerini geliştirmek için tasarlanmış, genellikle sporda performansı artırmak amacıyla uygulanan bir egzersiz programıdır (Shah, 2012). Kasın hem doğal hem de elastik bileşenlerini, tendonunu ve gerilme refleksini kullanarak birbiri ardına gelen sonraki hareketlerin gücünü arttırması amaçlanmaktadır (Haff ve Triplett, 2015, s. 472). Amaç gücü arttırmak olduğu zaman, pliometrik eğitim vurgulanmaktadır. Bununla birlikte, harekete özgü olan pliometrik drillerin seçilmesi önemlidir; yani, pliometrik diriller sporda meydana gelen hareketlere benzerliklerine göre seçilmelidir. Pliometri, sporcuyu daha hızlı yapmak için tasarlanmış hoplama, sıçrama, atlama ve atma aktivitelerinden oluşur. Pliometrik egzersizler maksimum hızlarda yapılmalıdır. Kasların süratli hareket etmesini için “patlayıcı” hareketler gerçekleştirmek gereklidir (Shah, 2012). Pliometrik egzersizler patlayıcı güç geliştirmek için kullanılan egzersizlerdir (Radcliffe ve Farentinos, 2015, s. 1). Pliometrik egzersizler sırasında alt gövdenin yer yüzeyiyle minimum düzeyde temasına izin verilmelidir. Alt vücut pliometrik egzersizleri hızlı ayak hareketlerini ve yerden hızlıca çıkabilme becerisini vurgular. Pliometrik eğitimin bir amacı da nöromusküler sistemin reaktivitesinin artması için nörolojik reseptörlerin uyarabilirliğini arttırmaktır. Buda uzama-kısalma döngüsü ile gerçekleşir (Shah, 2012). Pliometri, kasın hızlı bir eksantrik ön gerilmesini ve hemen ardından ortaya çıkan konsantrik kas kasılmasını içeren bir direnç antrenmanı şeklidir (Atha, 1981). Herhangi bir pliometrik egzersizde önemli bir husus, seri elastik bileşenlerin yükleme aşamasının ve ön gerilmesinin hızlı olmasını ve bunun daha patlayıcı ve elastik bir hareketle sonuçlanmasını sağlamaktır (Hansen ve Kennelly, 2017, s. 9). Pliometrik egzersizler sadece spor performansını (daha yükseğe sıçrama, daha hızlı koşma gibi) iyileştirmek için değil aynı zamanda iş ve günlük yaşam aktiviteleri sırasındaki verimliliği (eğilme, oturma, atlama gibi) arttırmak içinde kullanılır. Pliometrik egzersizin amacı, birbiri ardına tekrarlanan hareketlerin gücünü

artırmak için hem kasın hem de tendonun gerilme refleksini ve doğal elastik bileşenlerini kullanmasıdır (Potach, 2004, s. 426).

2.3.1. Pliometrik egzersizlerin tarihçesi

Pliometrik egzersizler 1920'lerden beri performansı artıran bir egzersiz sistemini olarak doğu bloku ülkelerinde bilinmekteydi (Hansen ve Kennelly, 2017, s. 8). Ancak 1960'lı yıllardan sonra diğer ülkeler tarafından yavaş yavaş tanınmaya başlandı. Rusya soğuk savaş döneminde bu sıçrama antrenmanları diğer bir ismiyle şok antrenmanlarını uyguluyordu. Rusya'nın bu dönemde gerçekleşen olimpiyatlarda kazandığı başarılar ve kırdıkları dünya rekorları (özellikle atletizm branşında) dünyanın dikkatini çekmeye başladı (Bayraktar ve Çilli, 2017, s. 1). Rusya'nın pliometrik antrenman lideri olan bilim insanı Dr. Yuri Verkoshansky tekrarlı sıçrama alıştırmalarından oluşan bir antrenman programını atletler üzerinde uygulamaktaydı (Bayraktar ve Çilli, 2017, s. 1; Radcliffe ve Farentinos, 2015, s. 1). Dr. Verkoshansky o zamanlar pliometrik antrenmanı şok metodu veya sıçrama antrenmanları olarak isimlendirmekteydi (Davies ve diğ, 2015). Bu antrenmanların amacı bacak ve gövde kaslarının patlayıcı kuvvetini, çeviklik ve sürat özelliklerini artırmaktı. Verkhoshansky, sporcuların daha yüksek seviyede kas performansı geliştirmeleri için, alışıldık eğitim yöntemlerinden benzersiz ve farklı bir uyararla sunulmaları gerektiğine inanıyordu (Chu ve Myer, 2013, s. 30). Pliometrik çalışmaların ilk formlarının uygulandığı bu dönemde antrenmanlar yukarı doğru sıçramalar, farklı yönlerde doğru sıçramalar, kasadan sıçramalar, koşu dirilleri ve ağırlıkla yapılan alıştırmaları içermekteydi (Bayraktar ve Çilli, 2017, s. 1). Doğu bloku ülkelerinde bu alıştırmalar kullanılmış olsa da pliometrik terimi ilk kez 1975 yılında Amerikalı bir atletizm antrenörü olan Fred Wilt tarafından kullanılmıştır (Chu ve Myer, 2013, s. 30; Wilt, 1978). Wilt "artış" ve "ölçüm" anlamına gelen "ply" ve "metric" kelimelerini kullanarak pliometrik kavramını ortaya çıkarmıştır (Wilt, 1978; Hansen ve Kennelly, 2017, s. 7). İlk zamanlar sadece atletler tarafından kullanılan bu yöntem zamanla diğer güç gerektiren spor branşlarında da 1970'lerden itibaren kullanılmaya başlanmıştır (Chu ve Myer, 2013, s. 30; Boraczyński ve Urniaż, 2008; Lehnert ve diğ, 2009). Kuvvet ve sürat gelişiminde geleneksel ağırlık antrenmanlarının yanı sıra özellikle, kuvvet ve sürat arasındaki geçiş aşamasında pliometrik egzersizler bir köprü olarak antrenörler tarafından kullanılmaya başlanmıştır (Bayraktar ve Çilli, 2017, s. 1).

Bu egzersizler, sporcularda kuvveti, gücü ve hızı geliştirmenin bir yolu olarak eğitim uzmanları tarafından yaygın olarak kabul edilmektedir (Simenz ve diğ, 2005).

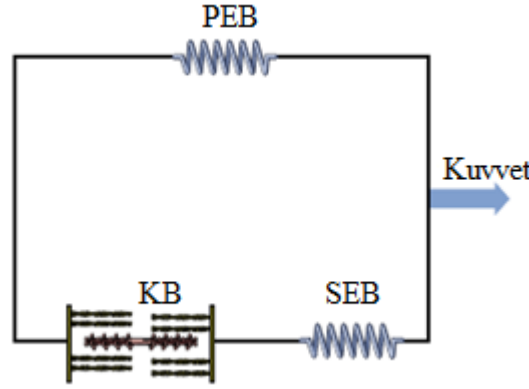
2.3.2. Pliometrik çalışmaların fizyolojik yapısı

Pliometrik egzersizler kas sinir yapısının sahip olduğu temel özellikleri göstermektedir (Bayraktar ve Çilli, 2017, s. 2). Pliometrik hareket esnasında kas boyunun kısılma hareket etmesi öncesinde bir gerilme uygulanırsa ve bu ön gerilmenin hemen sonrasında kas boyu kısalarak hareket üretilirse kuvvet çıktısının daha büyük olduğu gözlenmiştir. Kasın uzamasının ardından hızla kısalarak kasılması uzama-kısalma döngüsü (Stretch-Shortening Cycle) olarak adlandırılır (Shah, 2012; Bayraktar ve Çilli, 2017, s.2). Bu döngü pliometrik egzersizlerin temelini oluşturur (Wilk ve diğ, 1993). Bu süreçte kas, tendon, bağ dokuların mekanik özellikleri ve kas sinir yapısının önemli işlevleri vardır. Bu yapılardan bazıları kası aşırı gerilmelere bağlı olarak ortaya çıkabilecek sakatlıklardan koruma görevi olan miyotatik refleks bir diğeri ise kasın elastik bant özelliği göstererek gerilmenin ardından daha yüksek kuvvet üretebilme kabiliyetidir (Bayraktar ve Çilli, 2017, s.2). Derinlik sıçraması sırasında kas aktivasyonu, uzama-kısalma döngüsünde düzenlenir. Uzama-kısalma döngüsünün etkinliği, önceden aktifleştirilmiş ve eksantrik olarak gerilmiş kas-tendon kompleksinden konsantrik itme fazına anında transferine bağlıdır. Touchdown durumunda yerçekimi önleyici kasların gerilmesi ile oluşan refleks katkısı (eksantrik faz) kas sertliğini arttırdığı ve bu nedenle izole konsantrik harekete kıyasla konsantrik faz sırasındaki performansı arttırdığı düşünülmektedir (Gollhofer ve diğ, 1992; Voigt ve diğ, 1998).

2.3.3. Pliometrik egzersizin mekanik modeli

Mekanik modelde, kas-yapısındaki bileşenlerde elastik enerji hızlı bir gerilme ile artar ve daha sonra depolanır. Bu hareketi hemen bir konsantrik kas hareketi takip ettiğinde, depolanan elastik enerji serbest bırakılarak toplam kuvvet üretimi artar (Potach, 2004, s. 426). Hill, iskelet kası davranışlarını açıklamak için bir görsel model oluşturmuştur (Şekil 2.20). Mekanik modelde kas-tendinöz birimin işlevini üç mekanik bileşen oluşturur. Bunlar seri elastik bileşen (SEB), paralel elastik bileşen (PEB) ve kontraktıl bileşendir (KB) (Hill, 1970). SEB pliometrik egzersiz sırasında kuvvet üretimine

birincil katkıda bulunur. SEB, bazı kas bileşenlerini içerirken, bu yapının çoğunluğunu oluşturan tendonlardır (Turner ve Comfort, 2017, s. 271). Müskülotendinöz ünite gerildiğinde, eksantrik bir kas hareketinde olduğu gibi, elastik bileşen serisi bir yay gibi hareket eder ve uzar; uzadıkça, elastik enerji depolanır. Kas eksantrik hareketten hemen sonra konsantrik bir harekete başlarsa, depolanan enerji serbest bırakılır ve elastik bileşen serisi, kasları ve tendonları gerilmemiş şekillerine doğal olarak geri döndürerek toplam güç üretimine katkıda bulunur. Eksantrik eylemden hemen sonra konsantrik bir kas hareketi gerçekleşmezse veya eksantrik faz çok uzunsa veya verilen eklem etrafında çok büyük bir hareket gerektiriyorsa, depolanan enerji dağılır ve ısı olarak kaybolur (Haff ve Triplett, 2015, s. 472; Hill, 1970; Potach, 2004, s. 426; Turner ve Comfort, 2017, s. 271).



Şekil 2.20: İskelet kası fonksiyonunun mekanik modeli (Hill, 1970).

SEB, gerildiğinde üretilen kuvveti artıran elastik enerjiyi depolar. Kontraktil bileşeni KB, (yani, aktin, miyozin ve çapraz köprüler) konsantrik kas hareketi sırasında kas kuvvetinin birincil kaynağıdır. PEB (yani, epimisyum, perimisyum, endomisyum ve sarkolemma), uyarılmamış kas gerilmesi ile pasif bir kuvvet uygular (Haff ve Triplett, 2015, s. 472).

2.3.4. Pliometrik egzersizin nöromuskuler modeli

Nörofizyolojik model, gerilme refleksi kullanılarak konsantrik kas hareketinin güçlendirilmesini içerir (Haff ve Triplett, 2015, s. 472). Kasın kasılma bileşenlerinin gerilmenin neden olduğu kuvvet-hız özelliklerinde bir değişiklik ile ilgilidir (Potach, 2004, s. 426). Gerilme refleksi, vücudun kasları geren bir dış uyarana istemsiz tepkisiidir

(Matthews ve diğ, 1990). Pliometrik egzersizin bu refleksif bileşeni temel olarak kas iğ aktivitesinden oluşur. Kas iğleri, gerilmenin hızına ve büyüklüğüne duyarlı olan propriyoseptif organlardır. Hızlı bir gerilme tespit edildiğinde, kas aktivitesi refleks olarak artar (Guyton ve Hall, 2005, s. 595). Pliometrik egzersizler sırasında, kas iğleri, refleks bir kas hareketine neden olan hızlı bir gerilme ile uyarılır. Bu dönüşlü tepki, agonistin kasındaki aktiviteyi kuvvetlendirir veya artırır, böylece kasın ürettiği gücü artırır. Mekanik modelde olduğu gibi, konsantrik bir kas hareketi hemen bir gerilmeyi takip etmiyorsa, gerdirmeye refleksinin kuvvetlendirici yeteneği etkisiz duruma gelir (Haff ve Triplett, 2015, s. 472). Gerilme refleksi kullanılarak konsantrik kas kuvveti artırılır. Gerilme refleksi, vücudun dış bir uyarana istemsiz tepkisidir (Potach, 2004, s. 426). Kas iğ fonksiyonunun en basit belirtisi, kas gerilme refleksidir. Bir kas aniden gerildiğinde, iğlerin uyarılması, gerilmiş kasın büyük iskelet kası liflerinin ve ayrıca yakın bağlantılı sinerjik kasların refleks kasılmasına neden olur (Guyton ve Hall, 2005, s. 677). Pliometrik egzersizin bu refleksif bileşeni, esas olarak kas iğ aktivitesinden oluşur. Kas iğleri, gerginliğin hızına ve büyüklüğüne duyarlı olan kas içi organlardır. Hızlı bir gerginlik tespit edildiğinde, kas aktivitesi refleks olarak artar. Bu refleksif yanıt, agonist kasındaki aktiviteyi güçlendirir veya artırır, böylece kasın ürettiği kuvveti artırır (Potach, 2004, s. 426). Chimera ve diğ. (2004) bayan sporcularda pliometrik antrenmanların kas aktivasyon stratejileri ve performansa etkisini inceledikleri çalışmalarında, pliometrik antrenmanların kalça eklem kaslarının diz stabilitesine yardımcı olabilecek faydalı nöromusküler adaptasyonlara sebep olduğunu bulmuştur.

2.3.5. Uzama kısıalma döngüsü

Uzama kısıalma döngüsü mekanik ve nörofizyolojik mekanizmaları birleştirir ve pliometrik egzersizin temelini oluşturur. Hızlı bir eksantrik kas hareketi gerilme refleksini uyarır ve elastik enerjinin depolanması sonraki gelen konsantrik hareketler sırasında üretilen kuvveti artırır (Haff ve Triplett, 2015, s. 474; Avela ve diğ, 1996). Kas ve tendon kombinasyonu, hızlı eksantrik harekette olduğu gibi hızla gerildiğinde, sinir sistemi, hareketin yönünü tersine çevirme çabasıyla daha büyük bir kuvvet üretmek için daha büyük bir kas lifi oranı olarak yanıt verir (Komi ve diğ, 1982). Uzama kısıalma döngüsü, seri elastik bileşenlerin enerji depolama kapasitesini ve gerilme refleksinin uyarımını, minimum bir süre zarfında daha fazla motor ünitenin aktiviteye katılımını

sağlamak için kullanılır (Haff ve Triplett, 2015, s. 473). Kas kasılmalarının sıralanması ve zamanlaması üretilen toplam kuvveti artırabilir. Bir kas aniden gerildiğinde konsantrik kas kasılması öncesi bir eksantrik kas kasılması gerçekleşirse, konsantrik fazda üretilen kuvvet izole bir konsantrik hareketten daha fazladır. Bu döngü uzama kısılma döngüsü olarak adlandırılıp genellikle kas iğleri ve golgi tendon organı entegrasyonu ile işlev görür (Baechle ve Earle, 2008, s.415). Eksantrik gerilme fazı sırasında eksantrik enerji depolanır, geçiş yapar ve konsantrik kasılma fazında kullanılır. Hareketin eksantrik evresinde bir gerilme refleksi oluşur. Daha sonra daha kuvvetli bir konsantrik kasılma ile sonuçlanan gerilmiş kas aktivasyonunu artırır. Bu durumun etkili olabilmesi için geçiş evresinin hemen gerçekleşmesi gerekir aksi taktirde eksantrik fazda kazanılan potansiyel enerji ısı olarak kaybolur. Geçiş aşaması ne kadar kısa olursa kuvvet üretimi o kadar etkili olur (Floyd, 2015, s. 60). Kasda bulunan bağ dokusu, kasdaki elastik bileşenlere izin verir. Aynı bir lastik bant gibi, bandın gerilmesi ve sonra geri çekilmesi gibi, bağ dokusunda gerilebilir ve geri çekilebilir. Bu eksantrik bir uzamanın ardından kasın hızlı konsantrik bir kısılmasından oluşan kas uzama- kısılma döngüsünün bir parçasıdır Derinlik sıçramaları gibi pliometrik antrenmanların kas gücünü artırmada çok etkili olmasının nedeni, bu elastik bileşeni kasta antrene etmesidir (Brown, 2007, s. 4). Uzama-kısılma döngüsü, seri elastik bileşenlerin enerji depolama yeteneğini ve kısa bir süre içerisinde kasların etkinliğe maksimum bir düzeyde katılımına olanak veren gerilme refleksinin uyarılması ile açıklayan bir modeldir (Potach, 2014, s. 428). Uzama kısılma döngüsü 3 aşamada incelenir (Potach, 2004, s. 428; Haff ve Triplett, 2015, s. 473).

1.aşama agonist kas gruplarının ön gerilim uygulamasını içeren eksantrik fazdır. Bu aşamada seri elastik bileşenler elastik enerji depolar ve kas iğcikleri uyarılır (Haff ve Triplett, 2015, s. 473; Potach, 2004, s. 428). Kas iğcikleri gerildiğinde Tip1a afferent sinir lifleri vasıtasıyla omurlığın ventral köküne bir sinyal gönderilir. Eksantrik fazı hayal etmek için uzun atlamayı düşünebiliriz. Ayağın yere temasından çökme kısmına kadar olan bölüm eksantrik fazdır (Haff ve Triplett, 2015, s. 473). Eksantrik gerilim yoluyla bu fazın amacı yükün kinetik enerjisini absorbe etmek ve hareket yönünü tersine çevirmektir. Uygulanan yük sonucunda kas tendon birimlerinin gerilmesi ile enerjinin emilmesi gerçekleşir (Bosco ve diğ, 1981). Bu aşamanın amacı kas reseptörlerini uyarmak ve kas iğlerini harekete geçirmektir. Bu elastik ön gerilme

potansiyel kinetik enerjiyi seri elastik bileşenlere ve paralel elastik bileşenlere yükler ve bu durumda konsantrik kuvvet üretimine katkıda bulunur. Uzama kısalma döngüsünün performans üzerindeki olumlu (artan ortalama hız, güç artışı, daha yüksek peak kuvvet ve ivme artışı gibi) etkisini gözlemleyen birçok çalışma mevcuttur (Wu ve diğ, 2010; Behrens ve diğ, 2014; Frost ve diğ, 2010; Ramírez-Campillo ve diğ, 2013). Uzama kısalma döngüsünün güçlendirilmesi gerilmenin büyüklüğü, hızı ve süresi ile orantılı olduğunu vurgulayan çalışmalarda mevcuttur. Bu sebeple bu değişkenlerden herhangi birinin değiştirilmesi yüklenme aşaması sırasında depolanan enerji miktarı üzerinde güçlü bir etkiye sahip olacaktır (Jidovtseff ve diğ, 2014). Countermovement sıçrama hareketinde hareketin başından, hareketin dibine (çöküş sonuna) kadar geçen süre eksantrik faza örnek verilebilir (Potach, 2004, s. 428).

2. aşama eksantrik ve konsantrik fazlar arasındaki zamandır ve amortisman aşaması olarak adlandırılır. Bu eksantrik fazın bitiminden, konsantrik kas hareketinin başlamasına kadar geçen zamandır (Haff ve Triplett, 2015, s. 473; Potach, 2004, s. 428). Eksantrik ve konsantrik kas hareketleri arasında Tipla afferent sinirlerin omuriliğin ventral kökündeki alfa motor nöronları ile sinaps olduğu bir gecikme vardır. Alfa motor nöronları daha sonra sinyallerini agonist kas grubuna iletir. Uzama kısalma döngüsünün bu aşaması güç üretilmesine olanak sağlayan önemli bir aşamadır ve süresi kısa tutulmalıdır (Haff ve Triplett, 2015, s. 473). Eğer amortizasyon fazı çok uzun sürerse, eksantrik faz sırasında depolanan enerji ısı olarak dağılır (Cavagna, 1977; Potach, 2004, s. 428) ve gerilme refleksi konsantrik faz sırasında kas aktivitesini artırmaz (Haff ve Triplett, 2015, s. 473). Amortisman süresi ne kadar kısa olursa, pliometrik hareket o kadar etkili ve güçlüdür çünkü depolanmış enerji geçişte verimli bir şekilde kullanılır (McNeely, 2005; Chmielewski ve diğ, 2006). Ayrıca, amortisman aşaması ne kadar kısa olursa, iş çıktısı o kadar büyük olur çünkü depolanan elastik enerji maksimum düzeyde kullanılır (Asmussen ve diğ, 1974). Amortisman aşamasını azaltmak, pliometrik eğitimin temel hedeflerinden biridir (Carter ve diğ, 2007; Chmielewski ve diğ, 2006; Chu ve Myer, 2013, s.8). Yine uzun atlama sporunu düşünelim. Sporcu sıçrama esnasında yerle ayakların temas ettiği anda ve hareket durduktan sonra amortisman aşaması sona ermiştir (Haff ve Triplett, 2015, s. 473). Bu faz aynı zamanda negatif bir işten pozitif bir işe geçme aşaması olarak da söylenebilir. Negatif işten pozitif işe geçiş bu aşamada meydana geldiğinden, çeşitli araştırmalar kasın izometrik bir kasılma

durumunda olduğunu tanımlamıştır (Chu ve Myer, 2013, s.8). Kişinin aşağı doğru yarım çömelmesi durduğunda, amortisman aşaması başlamıştır. Yukarı doğru hareket başlar başlamaz, amortisman aşaması sona ermiştir (Potach, 2004, s. 428).

3.aşama konsantrik evredir. Vücudun eksantrik ve amortisman evrelerine verdiği tepkidir (Potach, 2004, s. 428). Bu aşamada eksantrik faz sırasında elastik bileşenler serisinde depolanan enerji ya sonraki hareketin kuvvetini artırmak için kullanılır yada ısı olarak yayılır. Bu depolanan elastik enerji, konsantrik faz sırasında izole edilmiş konsantre kas hareketinin ötesinde üretilen kuvveti artırır (Haff ve Triplett, 2015, s. 473). Konsantrik kısalma fazı genellikle pliometrinin güç üretim aşaması, performans fazı, rebond veya itme aşaması olarak da adlandırılır (Chmielewski ve diğ, 2006). Bu faz önceden gerilmiş kasların elastik özelliklerini kullanan biyomekanik tepkidir. Bu aşama kasın konsantrik bir kas hareketine geçmesiyle başlar ve yükün (vücudun) uzaya yansıtılmasıyla devam eder (Lundin ve diğ, 1985). Ek olarak alfa motor nöronları agonist kas grubunu uyararak refleksiv bir konsantrik kas hareketi ile sonuçlanır. Bu alt sistemlerin etkinliği, pliometrik egzersizlerin uygun bir şekilde yapılması için esastır. Yine bir uzun atlamacıyı düşünelim. Hareket yukarı doğru başlar başlamaz amortisman aşaması sona ermiştir ve uzama kısalma döngüsünün konsantrik aşaması başlamıştır. Bu örnekte amortisman kaslardan biri gastrocnemiusdur. Yere iniş dokunma sırasında gastrocnemius hızlı bir şekilde gerilir (eksantrik faz). Kas konsantrik olarak plantar ayak bileğini esnetir ve sporcunun zemini itmesine izin verir. Kas-tendon gerilme oranı pliometrik egzersiz için çok önemlidir. Yüksek gerilme hızı, uzama kısalma döngüsü konsantrik fazı sırasında daha fazla motor birim aktivasyonu ve aktivitesi ile sonuçlanır (Haff ve Triplett, 2015, s. 473).

2.3.6. Pliometrik çalışma modelleri

Bu bölümde yöntemde belirtilen, vertikal olarak gerçekleşen pliometrik egzersizlere fizyolojik benzerliklerinden dolayı squat sıçrama, countermovement sıçrama ve drop sıçrama ele alınacaktır.

2.3.6.1. Squat sıçrama (SS)

Squat sıçrama sırasında ayaklar omuz genişliğinde açık, çömelme pozisyonunda (uyluklar yere paralel), eller belde veya baş arkasında ve patlayıcı bir şekilde maksimum yüksekliğe vertikal olarak gerçekleşir (Baechle ve Earle, 2008, s.428). SS, ekipman gerektirmeyen ve yerinde gerçekleştirilebilen temel bir egzersizdir (Hansen ve Kennelly, 2017, s. 33). Kalça fleksörleri, quadrisepsler, gastroknemius, hamstringler ve gluteallerde güç geliştirmek için temel bir hareket olup birçok spora uygulanabilir. Squat sıçramada temel vurgu, her çabada maksimum yüksekliğe ulaşmaktır (Radcliffe ve Farentinos, 2015, s. 54). SS, yalnızca tamamen konsantrik bir hareket sırasında hızla kuvvet geliştirme yeteneğinin bir değerlendirmesini sağlar (McGuigan ve diğ, 2006; Young, 1995). Kısa uygulama süresi nedeniyle, dinamik hareketler sırasında hızla kuvvet geliştirme kapasitesini değerlendirmek için sıklıkla kullanılır (Van Hooren, 2017). Örneğin, bir kişinin 1RM squatının yaklaşık %30'unu harici bir direnç olarak kullanarak squat sıçrama yapması performansı daha da artırır (Wilson ve diğ, 1996).

2.3.6.2. Countermovement sıçrama (CMS)

CMS'de, kişi ayakta durur ve aşağı doğru bir hareket başlatır, hemen ardından yukarı doğru bir hareket kalkışa yol açar. Dikey olarak sıçramak için konsantrik kas aktivitesini kullanmadan önce vücudun ağırlık merkezinin hızlı bir şekilde inmesine izin verir. CMS performansı neredeyse her zaman SS performansından daha iyidir ve performanstaki farkın uzama-kısaltma döngüsünün etkin kullanımını yansıttığı düşünülmektedir. Aynı zamanda CMS sırasında elde edilen yükseklik veya üretilen güç, SS sırasındakinden daha yüksektir. Kısa uygulama süresi nedeniyle, dinamik hareketler sırasında hızla kuvvet geliştirme kapasitesini değerlendirmek için sıklıkla kullanılır (Van Hooren ve Zolotarjova, 2017). CMS'nin, uzama-kısaltma döngüsü hareketlerinde hızla kuvvet üretme yeteneğinin bir değerlendirmesini sağladığına inanılmaktadır (McGuigan ve diğ, 2006; Young, 1995).

2.3.6.3. Derinlik sıçraması (DS)

Pliometrik egzersizlerin atletik gelişim için birçok faydası vardır. Uzama kısaltma döngüsü içeren pliometrik egzersizlere mutlaka sıçrama yeteneğini en üst seviyeye

çıkarmaya yönelik bir antrenman programı dahil edilmelidir (Joyce ve Lewindon, 2014, s. 174). Derinlik sıçraması ise uzama kısılma döngüsünün gelişimi için temel bir egzersizdir (Pedley ve diğ, 2017). Sporcunun mümkün olduğunca yükseğe zıplamadan önce bir yükseklikten düştüğü derinlik sıçramaları (düşme atlamaları olarak da bilinir), dikey atlamayı geliştirmek için en etkili pliometrik egzersizlerden biridir (Bobbert, 1990; Sheppard ve diğ, 2008; Bobbert ve Huijing, 1987; Bobbert ve diğ, 1986; Clutch ve diğ, 1983). Bu egzersiz dikey konsantrik itiş hareketi gerçekleşmeden önce nöromusküler sistemdeki iyi adaptasyonundan dolayı ve aktivite öncesi özelliklerinden dolayı aşırı eksantrik hareketi temsil etmektedir (Horita, 2002; Walshe ve Wilson, 1997). Derinlik sıçraması kullanmanın birincil amacı, düşmeden kaynaklanan ivme ve hızdaki artış boyunca ek eksantrik bir yük sağladığı için, eksantrik hareketin gerilme yükünü artırmasıdır (Joyce ve Lewindon, 2014, s. 173). Derinlik sıçramaları, sporcunun vücut ağırlığını ve yer çekimini kullanarak yere karşı kuvvet uygulamasını sağlar (Chu ve Myer, 2013, s. 140). Nöromusküler potansiyelin kullanılması açısından patlayıcı güç gelişimi için en önemli antrenman yöntemi olarak derinlik sıçramaları görünmektedir (Finni ve diğ, 2000; Pedley ve diğ, 2017). Derinlik sıçramaları, zıplama yüksekliğini veya daha spesifik olarak bacaklarda patlayıcı gücü iyileştirir. Ayrıca genel çabukluğu, çalışma hızını ve kesme (cutting task) işlemlerini geliştirmek için kullanılırlar (Yessis, 2009, s. 58).

– Derinlik Sıçraması Mekanikliği

Hızlı gerilme kısılma döngüsünün işlevini geliştirmek için yapılan temel bir egzersizdir (Bayraktar ve Çilli, 2017, s. 35). Derinlik sıçrama da, sporcuyu yükseltilmiş bir platformdan düşüşün ardından aniden yukarı doğru en yükseğe çıkmaya çalışır (Potach, 2004, s. 450). Düşüş kasta ön gerilmeye neden olur ve bu ön gerilmenin ardından konsantrik kasılma gerçekleşir. Derinlik sıçrama esnasında 3 mekanik evre gözlenmektedir. Birinci evrede sporcunun düşüş süresince yer çekimine bağlı olarak kazandığı enerjinin yönünü terse çevirmeye çalıştığı eksantrik evredir. Bu evrede sporcunun yenmesi gereken kuvvet, düştüğü yüksekliğe bağlı olarak kazandığı hız ve kütlesi ile ilişkilidir. İkinci evre eksantrik evrenin sona erdiği an, kasın uzamasının durduğu izometrik evredir. Bu evrede miyotatik refleks devreye girerken kasa kasılma emri iletilmektedir. Üçüncü evrede ise eksantrik evrede gerilen kas tıpkı elastik bir bant gibi davranarak hızla kısalır. Miyotatik reflekse bağlı olarak kasa iletilen kasılma emri

ile kasılan kasta kasılğan elemanların yanında, elastik elemanlarda depolanan enerjinin geri kazanılmasında rol oynar. Bu 3 evre uzama-kısalma döngüsü olarak adlandırılmaktadır (Bayraktar ve Çilli, 2017, s. 35; Yessis, 2009, s. 58; Shah, 2012).

– Derinlik Sıçraması için Hazır Bulunuşluk

Derinlik sıçramalarını gerçekleştirebilmek için uzun süreler sprint veya direnç antrenmanlarının tamamlanmış olması gerekir. Sıçramayı gerçekleştiren kas gruplarında minimum 1 yıllık bir ağırlık antrenman geçmişinin olması gerekir. Pliometrik çalışmalara katılmak için sporcunun kendi vücut ağırlığının tahminen 1.5-2,5 katı serbest ağırlıklarla squat hareketini yapıyor durumda olması beklenir (Bayraktar ve Çilli, 2017, s. 40). Bomp'a göre ise genç atletlerin 2-4 yıl düşük şiddette pliometrik çalışmalarla bağ ve tendonlarını güçlendirdikten sonra yüksek şiddetteki derinlik sıçramalarına başlamasını önermektedir.

2.3.7. Pliometrik eğitimi etkileyen faktörler

Pliometrik antrenmanın etkileri antrenman seviyesi, cinsiyet, yaş, spor aktivitesi, vücut ağırlığı, geçmiş sakatlıklar, yüzey, güvenlik önlemleri veya pliometrik antrenmana aşinalık gibi çeşitli deneklerin özelliklerine bağlı olarak farklılık gösterebilir (De Villarreal ve diğ, 2009; Allerheiligen ve Rogers, 1995). Pliometrik eğitimlere katılacak bireyler daha önceden direnç eğitimi programlarına katılmış olmalıdır. Aksi halde pliometrik egzersizleri gerçekleştirmesi tavsiye edilmez. Pliometrik egzersizler sırasında eksantrik evre önemli ölçüde güç ve kas kontrolü gerektirir. Bu nedenle, bireyler pliometrik eğitim programına başlamadan önce temel egzersizleri (örn. çömelme, bench press, deadlift) içeren bir direnç eğitimi programına katılması gerekmektedir (Potach, 2004, s. 430). Ergenlik öncesi çocukların kemiklerinin epifiz plakaları henüz kapanmadığı için ve kemikler osteoporozla zayıfladığından (Kaeding ve Whitehead, 1998), derinlik sıçramaları ve diğer yüksek yoğunluklu alt vücut pliometrik driller bu grup için uygun değildir (Allerheiligen ve Rogers, 1995; Holcomb ve diğ, 1998). 14 yaşından küçük ve 60 yaşından büyük bireylerde antrenör, pliometrik antrenman planını hazırlarken dikkatli olmalı ve en uygun olan eğitimi tercih etmelidir (Potach, 2004, s. 430).

2.4. İlgili Araştırmalar

Santello ve diğ. (2001) görme ve görme duyusunun engellenerek gerçekleştiği farklı yükseklikteki (0.2, 0.4, 0.6 ve 0.8 m) drop iniş hareketinde, zirve vücut kütlesi merkezinin yer değiştirmesinin ve eklem rotasyonlarının benzer olduğunu tespit etmişlerdir. Bu durum katılımcıların farklı yüksekliklerdeki drop inişlere adaptasyon sağladığı anlamına gelmektedir. Aynı zamanda bacak kaslarından gelen elektromiyografik sinyallerin genliği ve zamanlamasının da görmenin olduğu ve engellendiği durumlarda benzer olduğunu bulmuşlardır. Görme olmadan gerçekleşen inişler %10 daha büyük zemin reaksiyon kuvvetleri, %10 daha küçük diz eklemi rotasyonu, peak eklem rotasyonları arasındaki farklı zaman aralıkları, daha değişken yer reaksiyon kuvvetleri ve zirve vücut kütlesi merkezinin yer değiştirmesine kadar geçen sürelerle karakterize edildi. Bu çalışma da görsel olmayan duyu bilgilerin sürekli görsel geri bildirim eksikliğini tam olarak telafi edemediği ve bu görsel olmayan bilgilerin motor çıktısını yeniden düzenlemek için kullanıldığı sonucuna varmışlardır. Bu sonuçlar, kas aktivitesi onsetinin çok doğru zamanlaması ve iniş kinematiği için görme duyusunun önemini ortaya koymaktadır.

Jones ve Watt (1971a) 23 genç yetişkin üzerinde farklı yüksekliklerden gerçekleşen (12.7, 25.4 ve 38.1 cm) tek bacak aşağı doğru adım hareketi esnasında gastrocnemius kasının EMG aktivitesini incelemişler ve zemine temas etmeden 141 ms önce EMG aktivitesinin başlayıp, yerle temastan sonraki 131. milisaniyede sona erdiğini gözlemlemişlerdir. İniş sırasındaki yavaşlamanın, inişteki herhangi bir mekanik gerilmeden refleks olarak ortaya çıkan faaliyetten ziyade önceden programlanmış bir tepki ile ortaya çıktığını belirtmişlerdir. Yine aynı çalışmada tek bacak tekrarlı ritmik hoplama hareketi sırasında gastrocnemius kası EMG değerleri incelenmiş yerle temas anından 84 ms önce bir EMG aktivitesi başlayıp yerle temastan 263 ms sonra sona ermiştir. Tek bacak ritmik tekrarlı hoplama her inişin, tek adım aşağı doğru iniş hareketinde olduğu gibi önceden belirlenmiş bir nöromüsküler aktivite modeli tarafından gerçekleştirildiği anlaşılmaktadır. İniş esnasındaki kas kontrolünün, iniş anından çok önce büyük bir zamanlama hassasiyeti ile merkezi sinir sisteminde formüle edilen ve buradan gönderilen önceden programlanmış bir sinirsel mesaja dayandığı sonucuna varılmıştır.

Jones ve Watt (1971b) 8 sağlıklı yetişkin üzerinde aniden ve habersiz (beklenmeyen) bir düşüş sırasında gastrocnemius kasının aktivitesini inceledikleri çalışmalarında düşmenin başlamasından yaklaşık 74.2 ms sonra başlayan bir aktivite patlaması buldular. Bu aktivite patlamasının otolit aparatından kaynaklanan, mekanik iniş olayıyla alakalı bir refleks aktivitesi olduğunu ve inişin önceden programlanmış kontrolüyle ilgilendiğini öne sürdüler.

Radebold ve diğ. (2000) sağlıklı bireylerde ve kronik bel ağrısı olan hastalarda gövdeye uygulanan ani yükün kas yanıtlarına etkisini inceledikleri çalışmalarında bel ağrısı olan hastaların sağlıklı kontrol deneklerinin aksine, ani yük salınımına cevap olarak önemli ölçüde farklı bir kas yanıtı gösterdiğini bulmuşlardır. Bu farklılıklar belde sakatlıkları önleyici veya bel omurgasını stabilize etmek için bir dengeleme mekanizması oluşturmaktan kaynaklanmaktadır.

Britto ve diğ. (2014) erkek ve bayan sporcuların quadriceps ve hamstring kaslarının iniş öncesi miyoelektriksel aktivitesini inceledikleri çalışmalarında derinlik sıçrama yüksekliği arttıkça quadriceps kasının miyoelektriksel aktivitesinin %15-20 oranında arttığını fakat hamstring kası için bir farklılık olmadığını bulmuşlardır.

Greenwood ve Hopkins (1976a) ani düşüşler esnasında kas yanıtlarını inceledikleri çalışmalarında EMG'nin 200 ms den uzun süren düşüşler sırasında netleştiği, ilk pik noktanın, üst ve alt ekstremitelerde kaslarında serbest bırakıldıktan sonra yaklaşık 60 ile 90 ms arasında başladığını ve serbest bırakıldıktan sonra yaklaşık 200 ms sürdüğü ifade edilmiştir. Bu ilk tepe noktasının, serbest kalmaya karşı bir irkilme tepkisi olduğu ve ilk tepe sırasında inişte bacak kaslarındaki gerilime bağlı herhangi bir yavaşlamanın kısmen tesadüfi olduğu ileri sürülmektedir. Yeterli süreli düşüşler de, daha sonra sadece alt uzuvların kaslarında ikinci bir aktivite zirvesi izleyen göreceli bir sessizlik dönemi görülür. 2. pik inişten hemen önce meydana gelir. İnişin istemli kontrolü ile ilgili aktivitenin bu olduğu ileri sürülmektedir.

Ferreira ve diğ. (2011) 25 sağlıklı ve aktif birey üzerinde gözlerin açık ve kapalı olduğu durumlarda stabil ve stabil olmayan (trambolin, denge platformu, propriyoseptif disk ve propriyoseptif tahta) zeminlerdeki ayak bileği kaslarının aktivasyonunun analizini yaptıkları çalışmalarında sabit olmayan zeminlerde (trambolin hariç) gözler kapalıyken kas aktivasyonunun önemli derecede arttığını bulmuşlardır. Bütün zeminlerde tibialis

anterior ve peroneus longus kasları en büyük miyoelektriksel aktivite gösteren kaslar olmuştur. Proprioseptif testlerde ise gözleri kapalı olarak gerçekleşen test durumlarında, gözler açık duruma göre daha büyük bir EMG aktivitesi gözlenmiştir.

Liebermann ve diğ. (2007) açık ve kapalı göz gerçekleşen serbest düşme aktivitesi sırasında iniş öncesi kas zamanlaması ve iniş sonrası etkilerini inceledikleri çalışmalarında 3 farkı yükseklikten (15-45-75m) yapılan serbest düşme sonucunda gözler kapalı durumdayken rectus femoris kasının aktivasyonun daha erken başladığını bulmuşlardır. Yere temas sırasında ortaya çıkan kuvvet yayılımı ise gözlerin açık ve kapalı olduğu durumlar arasında farklılık göstermemektedir.

Chu ve diğ. (2012) 139 asker üzerinde, görsel girdi ortadan kalktığı daha tehlikeli iniş biyomekaniği gösteriyor adlı çalışmalarında, görsel girdi ortadan kalktığı zaman temasın başladığı sırada kalça abdüksiyonunda artış olduğunu, maksimum diz fleksiyonunda azalma ve maksimum dikey zemin reaksiyon kuvvetinde artış olduğunu bulmuşlardır. Görsel geri bildirimin olmadığı durumda sol bacakta maksimum ayak bileği dorsifleksiyonu zamanlamasında artışın sağ bacağına göre daha erken olduğunu bulmuşlardır.

Taube ve diğ. (2008) derinlik sıçraması sırasında farklı fazlardaki spinal ve kortisipinal eksitabilitenin modülasyonunu incelemişlerdir. 31 cm yükseklikten yapılan derinlik sıçraması sonucunda transkraniyal manyetik stimülasyon ve H refleksinin neden olduğu motorların uyarılmasını sağlayan güçler sonunda soleus kasının kısa, orta ve gecikmeli fazlardaki tepkilerini ortaya çıkarmışlardır. EMG ile alınan ölçümler sonunda kısa fazda H reflekslerin en yüksek olduğu (172%), orta fazda (133%), uzun fazda (123%) ve gecikmeli fazda (110%) olarak düştüğü sonucuna ulaşılmıştır. Transkraniyal manyetik stimülasyonun ise kısa orta ve uzun fazlarda bir fark olmadığı fakat gecikmeli fazda (122%) oranında olduğu görülmüştür.

Chimera ve diğ. (2004) bayan sporcularda pliometrik antrenmanların kas aktivasyon stratejileri ve performansa etkisini inceledikleri çalışmalarında, pliometrik antrenmanların kalça eklemlerinin diz stabilitesine yardımcı olabilecek faydalı nöromusküler adaptasyonlara sebep olduğunu bulmuştur.

Shetty'nin (2019) derinlik sıçraması iniş evresi için görsel feedback'in üç boyutlu kuvvet üzerine etkisini incelediği çalışmasında gözler kapalı 24 inç (60m) yükseklikten

gerçekleşen derinlik sıçrama esnasında mediolateral, anteroposterior ve vertikal yönde daha fazla zemin reaksiyon kuvveti olduğunu tespit etmiştir.

Volkerding ve Ketcham (2013) dansçı ve dansçı olmayan bireylerde derinlik sıçraması (DS) iniş evresindeki biyomekanik ve proprioseptif farklılıkları inceledikleri çalışmalarında, 3 farklı yükseklikten (0.2, 0.5, 0.8 m) açık göz ve kapalı göz DS gerçekleştirmişlerdir. Bu sıçramalar esnasında 100 Hz de hızlı çekim yapan kamera ile alt ekstremit eklemler açıları kaydedilmiş ve vücut ağırlığına göre zirve dikey yer reaksiyon kuvveti, kuvvet platformu ile kaydedilmiştir. 0.8 m DS sonucu hem dansçı olan, hem dansçı olmayan grupta gözler kapalı durumda açık göz gerçekleşen duruma oranla daha fazla yer tepki kuvveti üretmişlerdir. Kapalı göz gerçekleşen derinlik sıçraması sonucunda yükseklik artışıyla birlikte kalça ve diz ekleminin eklem hareket genişliği artmıştır. 0.8 m den gerçekleşen kapalı göz derinlik sıçraması sonucu dansçı grupta kalça fleksiyonu önemli ölçüde artmıştır.

Yapılan çalışmalarda bazı kas kontrol mekanizmalarının ortadan kaldırıldığı durumlarda gerçekleştirilen farklı hareketlerde kinematik ve kas aktivasyonu ile ilgili değişkenlerde benzerlikler ve farklılıklar olduğu gözlenmiştir.

BÖLÜM 3. YÖNTEM

3.1. Araştırma Grubu

Araştırma grubunu, pliometrik antrenman geçmişi olan, çalışmaya engel teşkil edecek bir sakatlığı olmayan amatör U19 takımındaki 23 gönüllü futbol oyuncusu (ort. $\pm$ SD yaş; 18,1 $\pm$ 0,8, boy; 176,7 $\pm$ 6,0 cm, vücut ağırlığı; 72,2 $\pm$ 23,5 kg, sporcu yaşı; 7,5 $\pm$ 3,0, BMI; 21,7 $\pm$ 2,1, vücut yağ oranı; 9,9 $\pm$ 4,1) oluşturmaktadır. Araştırma grubundaki sporcular haftada 5 gün, günde ortalama 90 dk antrenman yapan sporculardır. Araştırma grubunun seçimi öncesi tüm sporculara çalışma hakkında bilgi verildi, testler tanıtıldı, olası oluşabilecek risk faktörleri ve faydalar belirtildi. Çalışmadan önce sporculara bilgilendirilmiş gönüllü onam formu imzalatıldı. Çalışma için Sakarya Uygulamalı Bilimler Üniversitesi Rektörlüğü Lisansüstü Eğitim Enstitüsü Müdürlüğü'nden 36762342/100/ sayılı etik kurulu onayı alınıp Helsinki Deklerasyonuna uygun olarak çalışma yürütüldü.

3.2. Araştırma Dizaynı

Bazı kas kontrol mekanizmalarının ortadan kaldırılması durumunda gerçekleştirilen pliometrik egzersizlere verilen kas yanıtlarının incelenmesi amacıyla 4 farklı durum oluşturuldu.

Bunlar;

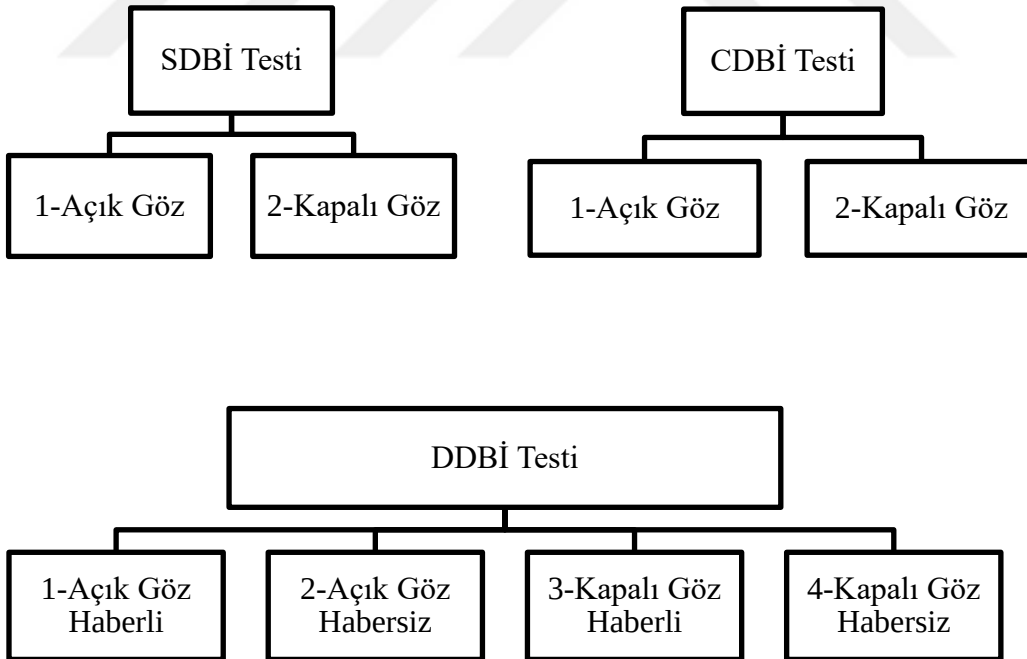
1-Açık Göz Haberli (Kendi istekleri ile haberli durumda, göz açık olarak)	3-Kapalı Göz Haberli (Kendi istekleri ile haberli durumda, göz kapalı olarak)
2-Açık Göz Habersiz (Habersiz ve aniden göz açık olarak)	4-Kapalı Göz Habersiz (Habersiz ve aniden göz kapalı olarak)

Sporcular modifiye edilmiş dikey bacak itiş aletinde 3 ayrı test gerçekleştirdi (Şekil 3.1).

Bunlar:

- 1) Vücut ağırlığına eşit büyüklükte bir ağırlığın, 90 derece diz eklem açısında iken sadece eksantrik kasılma ile yukarı doğru fırlatıldığı, squat dikey bacak itiş (SDBİ) testi
- 2) Vücut ağırlığına eşit büyüklükte bir ağırlığın, hızla aşağı doğru hareketi ile gerçekleşen eksantrik kasılmanın hemen ardından gerçekleşen konsantrik kasılma ile yukarı doğru fırlatıldığı countermovement dikey bacak itiş (CDBİ) testi
- 3) 20 cm yükseklikten serbest bırakılan, vücut ağırlığına eşit büyüklükteki ağırlığın hızla yukarı doğru fırlatıldığı drop dikey bacak itiş (DDBİ) testidir.

SDBİ ve CDBİ testleri açık göz ve kapalı göz olmak üzere iki ayrı durumda uygulandı. DDBİ testi ise açık göz haberli, açık göz habersiz, kapalı göz haberli ve kapalı göz habersiz olmak üzere dört ayrı durumda uygulandı.



Şekil 3.1: Araştırma dizaynı.

Her bir test esnasında acromion, greater trochanter, femoral lateral epicondyle, lateral malleolus ve beşinci metatarsın üzerine yerleştirilen markerlar takip edildi. Elde edilen konum değerleri kullanılarak, kalça eklemi, diz eklemi ve ayak bileği eklemine ait açısal konum değerleri hesaplandı. Aynı zamanda kalça, diz ve ayak ucuna ait touchdown, eksantrik kasılma, konsantrik kasılma ve take off açı değerleri takip edilip bu evrelerin gerçekleştiği süreler kaydedildi. Kinematik verilerin yanında her bir test öncesi ve süresince Rectus Femoris (RF), Vastus Medialis (VM), Vastus Lateralis (VL), Semitendinosus (ST), Semimembranosus (SM), Biceps Femoris (BF), LGastrocnemius (G) ve Tibialis Anterior (TA) kaslarına ait yüzey EMG sinyalleri 1000 Hz veri toplama sıklığında kaydedildi. İşlenen ham EMG verisi kullanılarak her bir kastan elde edilen en yüksek MVC yüzde değerleri, her bir kasın en yüksek MVC yüzde değerine ulaştığı zaman, RMS ve ortalama frekans değerleri belirlenen evreler için hesaplandı.

3.3. Verilerin Toplanması

Testler toplam 48 saat sürede iki ayrı iş gününde Sakarya Uygulamalı Bilimler Üniversitesi Spor Bilimleri Fakültesi Performans Analiz Laboratuvarında gerçekleştirildi (Şekil 3.2). Sporculara uygun zaman dilimlerinde randevu verildi ve her bir sporcu için 1 saat zaman ayrıldı. Sporcular test alanına hazır halde ulaştıklarında antropometrik ölçümleri yapıldı ve ardından toplam 20 dk süren ısınma protokolünü gerçekleştirdiler. Isınma protokolünden 2 dk sonra sporculara kinematik verilerin elde edilebilmesi için belirlenen anatomik noktalara markerlar ve EMG verilerinin toplanabilmesi için elektrotlar ortalama 10 dk içerisinde önceden hazır ve temiz halde bulunan ekipmanlarla eklemler ve kas yüzeylerine yerleştirildi. Hazırlıkların tamamlanmasının ardından sporculardan hamstring kas grubu, quadriceps kas grubu, gastrocnemius ve tibialis anterior kaslarına ait MVC (maksimum voluntary contraction) EMG değerleri 3'er saniye sürelerde, 2 tekrar olarak 2 dk dinlenme aralıklarıyla kaydedildi. MVC ölçümleri alındıktan 2 dk sonrasında ise sporcular SDBİ ve CDBİ testlerini 2 farklı durumda 2 tekrar olarak açık göz-kapalı göz olarak ve DDBİ testini ise 4 farklı durumda 2 tekrar olarak açık göz haberli, açık göz habersiz, kapalı göz haberli, kapalı göz habersiz olarak gerçekleştirdiler. Testler rastgele sırayla gerçekleşip testler arası 2 dk dinlenme süresi verilmiştir.



Şekil 3.2: SUBU Spor Bilimleri Fakültesi Performans Analiz Laboratuvarı.

3.4. Isınma Protokolü

Sporcuların testleri maksimum eforla gerçekleştirmeleri ve olası bir sakatlık riskini önlemek amacıyla geniş bir ısınma protokolü uygulandı. Her bir sporcuya deneyimli bir eğitmen tarafından 5 dk genel ısınma (koşu bandında düz koşu), 10 dk ise futbola özgü koşu, sıçrama ve dinamik stretching hareketlerini içeren özel bir ısınma protokolü uygulatıldı. Sonrasında testlere özgü ısınma amacıyla SDBİ, CDBİ ve DDBİ testleri birer tekrar olarak uygulatıldı.

3.5. Veri Toplama Araçları

3.5.1. Antropometrik ölçümler

Sporcuların vücut ağırlıkları, vücut yağ oranları ve beden kütle indeksleri Tanita Segmental Body Composition Monitor InnerScan BC-545N -Japonya, boy ölçümleri ise Seca 213 Almanya 1 mm hassasiyete sahip taşınabilir stadiometre ile ölçüldü.

Sporcuların antropometrik ölçümleri test gününde gerçekleştirilmiş ve ölçümler alınırken sporculardan çıplak ayak olmaları istenmiştir. Sporcular ölçümler esnasında hafif kıyafetler giymişlerdir. Testler öncesi katılımcıların kafein vb tüketmemeleri istenmiş, zorlayıcı fiziksel aktivitelerden kaçınmaları söylenmiştir.

3.5.2. Squat dikey bacak itiş (SDBİ) testi

Sporculardan 2 farklı durum için beden ağırlıklarına eşit büyüklükte olan bar üzerindeki ağırlığı bacaklar 90 derece diz fleksiyonundayken ayaklarının üstünde tutmaları ve hazır komutunun verilmesinin ardından kendilerini hazır hissettikleri an yukarı doğru fırlatmaları istendi. Yukarı fırlatma aşaması için fırlatabilecekleri en yüksek noktaya kadar fırlatma talimatı verildi. Fırlatma işleminden sonra sporcu plakayı tekrar ayakları ile tutup beklemesi söylendi. Bu test 2'şer tekrar olarak gerçekleştirilip, birinci tekrarın ardından sporcu kendini hazır hissettiği an ikinci tekrarı gerçekleştirdi. Hareketin en doğru olarak gerçekleştirildiği tekrar analiz için kullanıldı. Her bir durum için EMG verilerinin kaydedilmesi 8 sn lik bir zaman dilimi içinde gerçekleşti. Testler sporcunun kendini hazır ve rahat hissettiği an teyit edilerek gerçekleştirildi. Eller ise göğüs üzerinde serbest bir pozisyondaydı.

Birinci durumda (Şekil 3.3) sporculardan kendi istekleri ile göz açık durumda dikey bacak itiş testini gerçekleştirmeleri istendi (Açık Göz).



Şekil 3.3: Açık göz squat dikey bacak itiş testi.

- İkinci durumda (Şekil 3.4) kendi istekleri ile göz kapalı durumda dikey bacak itiş testini gerçekleştirmeleri istenildi (Kapalı Göz).



Şekil 3.4: Kapalı göz squat dikey bacak itiş testi.

3.5.3. Countermovement dikey bacak itiş (CDBİ) testi

Sporculardan 2 farklı durum için beden ağırlıklarına eşit büyüklükteki ağırlığı şekil 3.5 deki gibi ayaklarının üstünde tutmaları ve kendilerini hazır hissettiklerinde pre-stretching yapıp yukarı doğru fırlatmaları istendi. Yukarı fırlatma aşaması için fırlatabilecekleri en yüksek noktaya kadar fırlatma talimatı verildi. Fırlatma işleminden sonra sporcu plakayı tekrar ayakları ile tutup beklemesi söylendi. Bu test 2'şer tekrar olarak gerçekleşip, birinci tekrarın ardından sporcu kendini hazır hissettiği an ikinci tekrarı gerçekleştirdi. Hareketin en doğru olarak gerçekleştirildiği tekrar analiz için kullanıldı. Her bir durum için EMG verilerinin kaydedilmesi 8 lik bir zaman dilimi içinde gerçekleşti. Testler sporcunun kendini hazır ve rahat hissettiği an teyit edilerek gerçekleştirildi. Eller ise göğüs üzerinde serbest bir pozisyondaydı.

Birinci durumda (Şekil 3.5) sporculardan kendi istekleri ile göz açık durumda dikey bacak itiş testini gerçekleştirmeleri istendi (Açık Göz).



Şekil 3.5: Açık göz countermovement dikey bacak itiş testi.

- İkinci durumda (Şekil 3.6) kendi istekleri ile göz kapalı durumda dikey bacak itiş testini gerçekleştirmeleri istenildi (Kapalı Göz).



Şekil 3.6: Kapalı göz countermovement dikey bacak itiş testi.

3.5.6. Drop dikey bacak itiş (DDBİ) testi

Sporculardan 4 farklı durum için bacaklarını şekildeki (3.7) pozisyona getirip hazır olduktan sonra beden ağırlıklarına eşit büyüklükte bir ağırlık 20 cm yükseklikten serbest bırakıldı. Sporcu ayaklarının üstüne düşen ağırlığı ayaklarıyla platformun birleşme anından hemen sonra (düşer düşmez) mümkün olduğunca en yükseğe fırlatma talimatı

verildi. Fırlatma işleminden sonra sporcu plakayı tekrar ayakları ile tutup beklemesi söylendi. Bu test 2'ser tekrar olarak gerçekleşip, birinci tekrarın ardından sporcu kendini hazır hissettiği an ikinci tekrarı gerçekleştirdi. Hareketin en doğru olarak gerçekleştirildiği tekrar analiz için kullanıldı. Her bir durum için EMG verilerinin kaydedilmesi 8 sn lik bir zaman dilimi içinde gerçekleşti. Testler sporcunun kendini hazır ve rahat hissettiği an teyit edilerek gerçekleştirildi. Eller ise göğüs üzerinde serbest bir pozisyondaydı.

Birinci durumda (Şekil 3.7) sporculardan kendi istekleri ile göz açık durumda (Göz Açık Haberli).

Sporcular bacaklarını şekildeki pozisyona getirip hazır olduktan sonra komutla birlikte kendi vücut ağırlığına eşit büyüklükteki ağırlık uzaktan kontrol kumandasıyla 20 cm yükseklikten serbest bırakılmıştır.



Şekil 3.7: Açık göz haberli drop dikey bacak itiş testi.

- İkinci durumda (Şekil 3.8) habersiz ve aniden göz açık durumda (Göz Açık Haberiz).

Sporculara ağırlığın serbest düşme zamanıyla ilgili hiçbir bilgi verilmemiştir. Sporcu hazır halde beklerken, herhangi bir anda kendi vücut ağırlığına eşit büyüklükteki ağırlık uzaktan kontrol kumandasıyla 20 cm yükseklikten serbest bırakılmıştır.



Şekil 3.8: Açık göz habersiz drop dikey bacak itiş testi.

- Üçüncü durumda (Şekil 3.9) kendi istekleri ile göz kapalı durumda (Göz Kapalı Haberli).

Sporcular gözleri kapalı durumda bacaklarını şekildeki pozisyona getirip hazır olduktan sonra komutla birlikte kendi vücut ağırlığına eşit büyüklükteki ağırlık uzaktan kontrol kumandasıyla 20 cm yükseklikten serbest bırakılmıştır.



Şekil 3.9: Kapalı göz haberli drop dikey bacak itiş testi.

- Dördüncü durumda (Şekil 3.10) habersiz ve aniden göz kapalı durumda (Göz Kapalı Habersiz).

Sporculara ağırlığın serbest düşme zamanıyla ilgili hiçbir bilgi verilmemiştir. Sporcu gözleri kapalı durumda hazır halde beklerken, herhangi bir anda kendi vücut ağırlığına eşit büyüklükteki ağırlık uzaktan kontrol kumandasıyla 20 cm yükseklikten serbest bırakılmıştır.

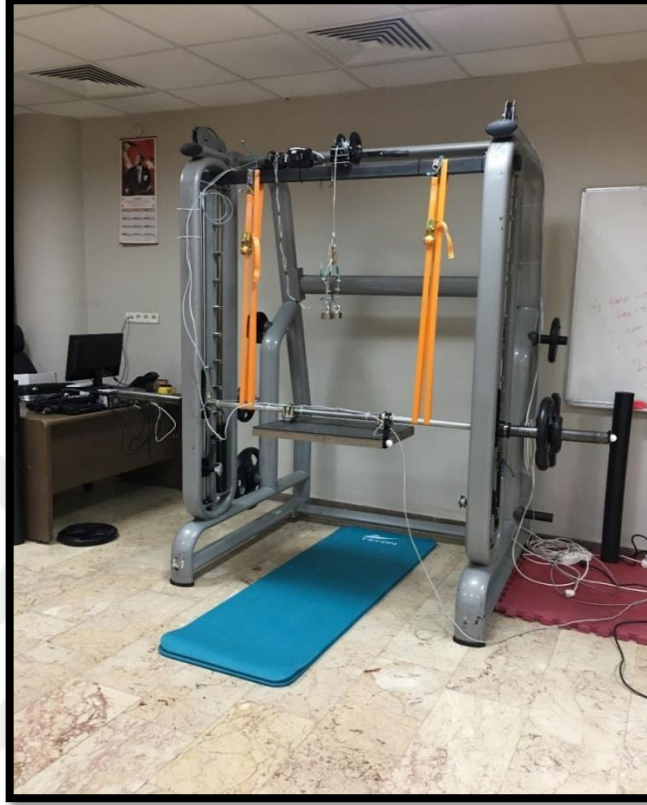


Şekil 3.10: Kapalı göz habersiz drop dikey bacak itiş testi.

3.6. Dikey Bacak İtiş Platformu

Smith Machine aleti modifiye edilerek (Şekil 3.11) dikey bacak itiş platformu hazırlandı. Modifiye sırasında bar üzerine 45 cm eninde 60 cm genişliğinde demir platform klamens ile monte edildi. Demir plakanın altına ise aynı büyüklüğe sahip tahta plaka yerleştirilip sporcuların ayaklarının kaymaması için kaymaz bant yapıştırıldı. Bu eklemelerle birlikte barın ağırlığı 42 kg olmuştur. Barda oluşabilecek bir dönme hareketinin önüne geçmek için, bar her iki uç tarafından sabitlendi. Yine smith machine in üst tarafına 60x40 mm boyutunda demir profil kaynak ile sabitlendi. Profilin merkezine ise makaralı el vinci vidalar ile sabitlendi. Makaranın ucuna çelik halat ile iki adet elektromıknatıs, mapalar ile sabitlendi. Elektromıknatısların birbirine çarpması ve zarar görmesini engellemek için ise kenarı sünger ile kaplandı. Smith machine makinasının güvenlik kolları yerden 50 cm yüksekliğine sabitlenip güvenlik önlemi alındı. Bunun yanı sıra ikinci güvenlik önlemi olarak iki adet spanzet platformun iki ucuna her bir sporcunun bacak boyuna göre ayarlanıp yerleştirildi. Sporcunun vücut ağırlığına eşit büyüklükteki ağırlığı sağlamak için ise barlara gerektiği kadar ağırlık

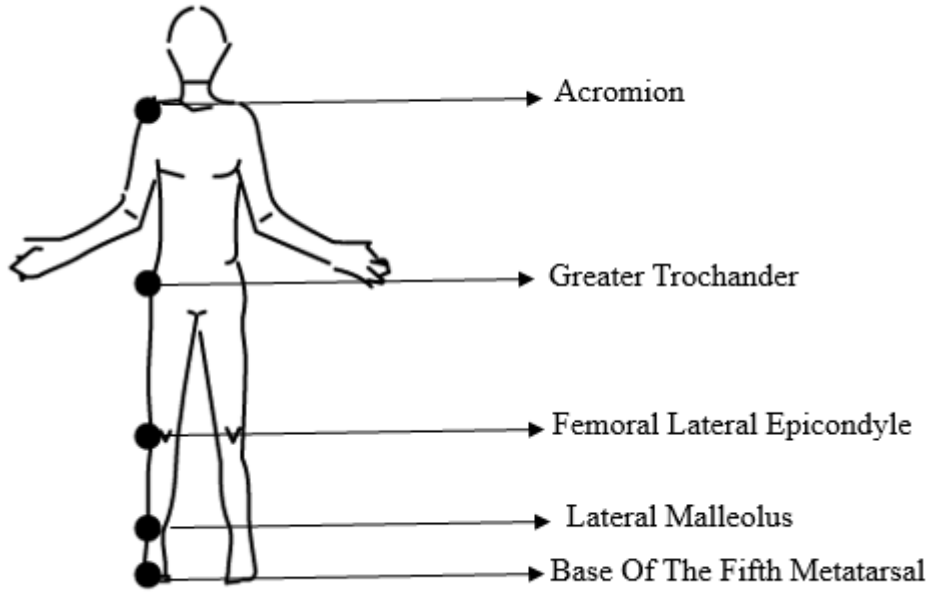
eklendi. Platformun serbest bırakılmasında kullanılan elektromıknatıslar ve kinematik veri ile EMG verisinin senkronizasyonu için platformun üzerine eklenen led Delsys Trigger modülü ile tetiklenerek sistemin eş zamanlı çalışması sağlandı.



Şekil 3.11: Dikey bacak itiş platformu.

3.7. Sistemin Elektronik Çalışma Şeması

Anahtar aktif konumunda iken röle 1 enerjilenir ve kontağı konum değiştirir, kontak üzerinden mıknatıs 1 ve mıknatıs 2 enerjilenir ve plakayı tutar. Anahtar pasif konuma getirildiğinde röle 1'in enerjisi kesilir ve röle 2 enerjilenir. Röle 1'in kontağı üzerinden sinyal lambası aktif konuma geçerek görsel uyarı verir. Röle 2'in kontağı üzerinden trigger tetiklemesi dijital sinyal gönderir. Anahtar tekrar aktif konuma getirildiğinde röle 1 enerjilenir ve röle 2'nin enerjisi kesilir. Sinyal lambası uyarı vermez ve trigger ucundan sinyal alınmaz. Röle 1 kontağı üzerinden mıknatıslar tekrar enerjilenir (Şekil 3.12).



Şekil 3.13: Anatomik marker noktaları.

3.9. EMG Ölçümleri

Farklı durumlarda gerçekleşen hareketlerdeki kas aktivasyonunun ölçülmesi amacıyla elektromiyografi (EMG) ölçümleri gerçekleştirildi. Her bir test esnasında Rectus Femoris, Vastus Medialis, Vastus Lateralis, Semitendinosus, Semimembranosus, Biceps Femoris, Lateral Gastrocnemius ve Tibialis Anterior kaslarına ait yüzey EMG sinyalleri 1000 Hz veri toplama sıklığında kaydedildi (Şekil 3.14). EMG verilerinin kaydedilmesinde 8 kanallı Delsys Bagnoli™ EMG kablolu veri toplama sistemi kullanıldı (Şekil 3.15). Verilerin işlenmesinde ve analizinde ise Matlab R2016a programı kullanıldı. EMG verileri alınmadan bir gün önce sporcuların alt ekstremiteleri deri yüzeyindeki kıllar tıraşlanıp gelinmesi söylendi, buna rağmen deri yüzeyleri uygun hale gelmeyen sporcular test öncesi tekrar tıraş edilip, %70 alkol oranına sahip likit cilt temizleyici ile ölü deriler temizlendi. Elektrotlar Rectus Femoris, Vastus Medialis, Vastus Lateralis, Semitendinosus, Semimembranosus, Biceps Femoris, Lateral Gastrocnemius ve Tibialis Anterior kaslarının üzerine, kas göbeğinin üzerine gelecek şekilde, kas liflerinin uzunlamasına eksenine boyunca (longitudinal axis) SENIAM kitapçığındaki yerleştirme alanları referans alınarak (Hermens ve diğ, 2000) yerleştirilip esnek flaster 10cm x 10cm ile sabitlendi. Referans elektrodu ise fibulanın baş kısmına yerleştirildi. Kablolar ise hareketin gerçekleşmesini etkileyebilecek olası bir problemin

önüne geçmek için elastik bir bantla lumbal bölgeye sabitlendi. Daha sonra elektrotlar 8 kanallı Delsys Bagnoli™ EMG kablolu veri toplama sistemine bağlanıp sinyal kalitesi kontrol edildi. Tüm elektrotlar yerleştirildikten sonra kablodan veya elektrotlardan gelen sinyallerde (movement artifacts) bir problem olup olmadığı ve crosstalk durumunun oluşmadığından emin olmak için dize ve kalçaya fleksiyon ve ekstansiyon hareketleri yaptırılıp sinyalin net bir şekilde gelip gelmediği kontrol edildi.



Şekil 3.14: EMG Marker noktaları.

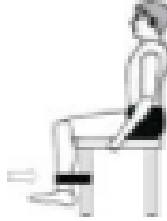


Şekil 3.15: Delsys Bagnoli™ EMG System.

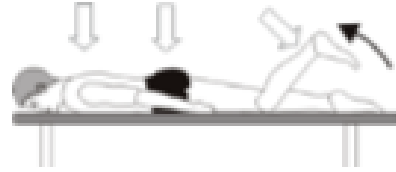
3.10. Maksimal İstemli Kasılma (MVC) EMG Ölçümleri

Sinyalin net bir şekilde geldiğinden emin olunduktan sonra quadriceps, hamstring, gastrocnemius ve tibialis anterior kaslarına ait MVC EMG sinyalleri iki dk aralıklarla kaydedildi. MVC EMG sinyallerinin kaydedilmesinde ABC of EMG kullanım klavuzunda belirtilen (Şekil 3.16) MVC ölçüm protokolleri uygulandı (Konrad, 2005).

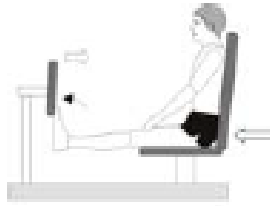
Sinyaller kaydedilirken, sporculardan komutla birlikte hedef kas grubunu 3 sn maksimum şiddette kasmaları istenmiş daha sonra 5 sn dinlenmeleri istenmiş tekrar komutla 3 sn daha kasmaları istenmiştir.



Şekil 16-a. Quadriceps Kası MVC Ölçümü



Şekil 16-b. Hamstring Kası MVC Ölçümü



Şekil 16-c. Gastrocnemius kası MVC ölçümü



Şekil 16-d. Tibialis Anterior kası MVC ölçümü

Şekil 3.16: MVC ölçümleri (Konrad, 2005, s.32).

3.11. Verilerin Analizi

3.11.1. Kinematik verilerin analizi

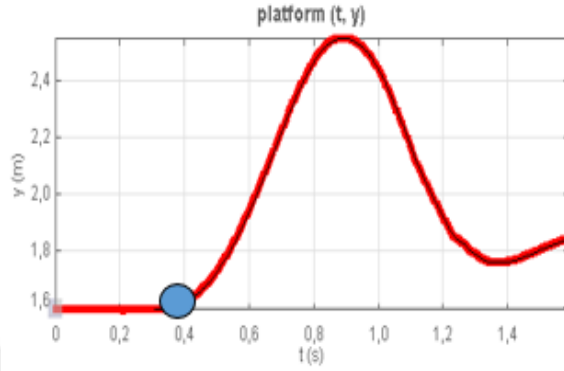
Kaydedilen görüntüler iki boyutlu hareket analizi yazılımı TRACER 6.0.1 ile işlenerek kinematik veriler elde edilmiştir.

3.11.1.1. Squat dikey bacak itiş testi kinematik analizi

-Squat dikey bacak itiş hareketi sırasında hareketin başlangıç anındaki ayak bileği, diz ve kalça eklemlerinin açısı, hareketin take off anındaki ayak bileği, diz ve kalça eklemlerinin açısı, konsantrik evre süresi, platformun uçuş süresi, platformun uçuş yüksekliği, platformun

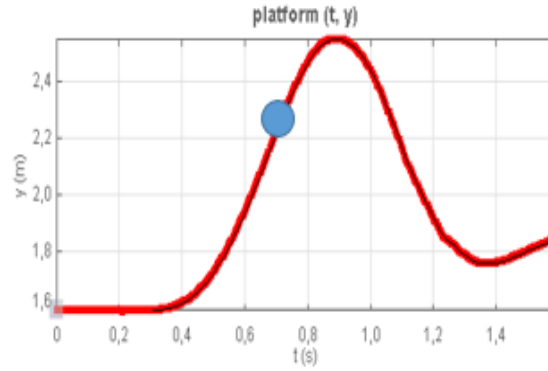
take off anındaki dikey hızı ve take off anındaki ayak bileği, diz ve kalça eklem açısal hızı değerleri hesaplanmıştır.

Hareketin başlangıç anı ve konsantrik evre başlangıç anı: Diz eklem açısındaki değişimin başladığı an (Şekil 3.17).



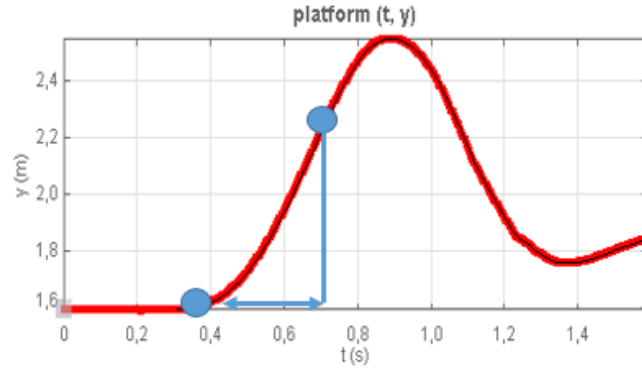
Şekil 3.17: SDBİ testi hareketin başlangıç anı ve konsantrik evre başlangıç anı grafiği ve görseli.

Konsantrik evre bitiş anı ve take off anı: Ayaklar ile platformun ayrıldığı an (Şekil 3.18).



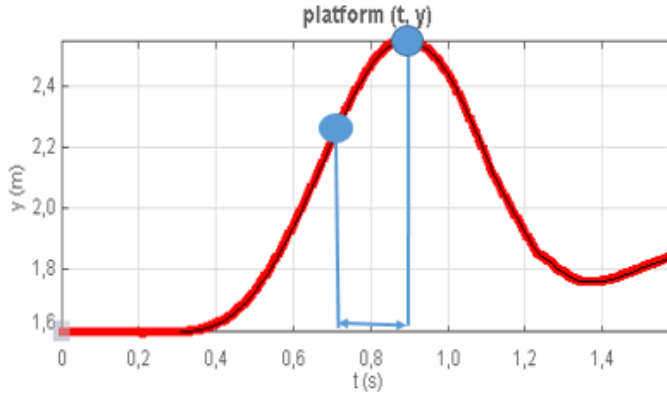
Şekil 3.18: SDBİ testi konsantrik evre bitiş anı ve take off anı grafiği ve görseli.

Konsantrik evre süresi: Konsantrik evre başlangıcı ile konsantrik evre sonu arasında geçen süre (Şekil 3.19).



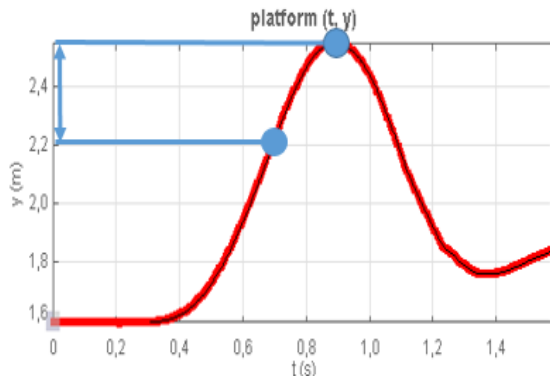
Şekil.3.19: SDBİ testi konsantrik evre süresi grafiği.

Platformun uçuş süresi: Ayakların platformdan ayrıldığı an ile platformun ulaştığı en yüksek nokta arasında geçen süre (Şekil 3.20).



Şekil 3.20: SDBİ testi platformun uçuş süresi grafiği ve görseli.

Platformun uçuş yüksekliği: Ayakların platformdan ayrıldığı an ile platformun ulaştığı en yüksek nokta arasındaki mesafe (Şekil 3.21).

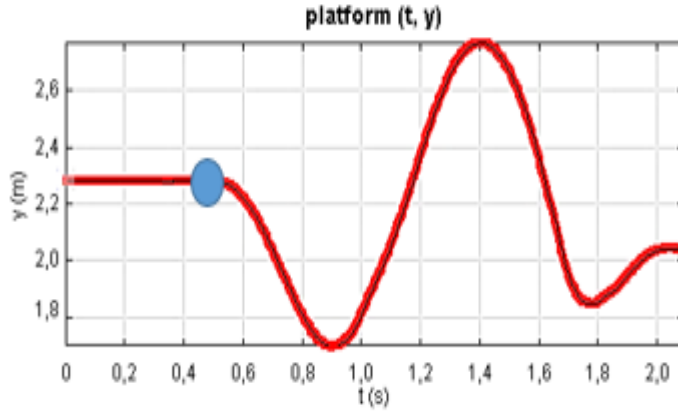


Şekil 3.21: SDBİ testi platformun uçuş yüksekliği grafiği ve görseli.

3.11.1.2. Countermovement dikey bacak itiş testi kinematik analizi

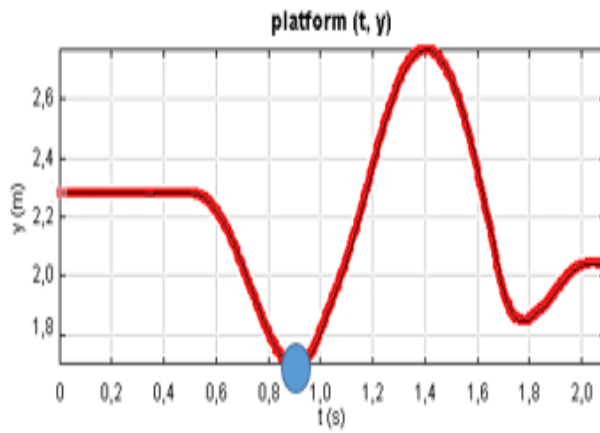
-Countermovement dikey bacak itiş hareketi sırasında hareketin başlangıç anındaki ayak bileği, diz ve kalça eklem açısı, eksantrik evre sonundaki ayak bileği, diz ve kalça eklem açısı, take off anındaki ayak bileği, diz ve kalça eklem açısı, eksantrik evre süresi, konsantrik evre süresi, platformun uçuş süresi, platformun uçuş yüksekliği, platformun take off anındaki dikey hızı ve take off anındaki ayak bileği, diz ve kalça eklem açısal hızı değerleri hesaplanmıştır.

Hareketin başlangıç anı ve eksantrik evre başlangıç anı: Diz eklem açısındaki değişimin başladığı an (Şekil 3.22).



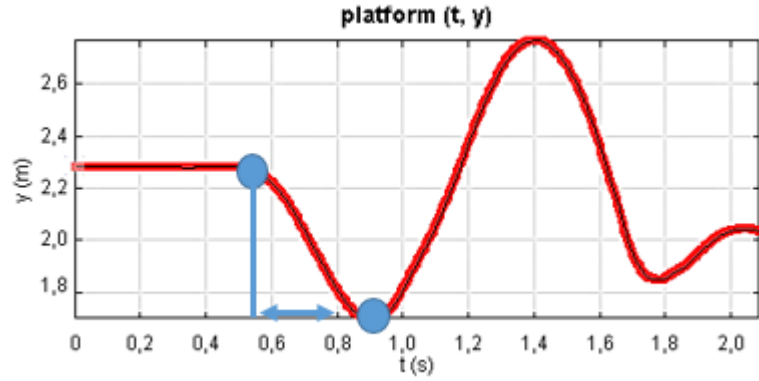
Şekil 3.22: CDBİ testi hareketin başlangıç anı ve eksantrik evre başlangıç anı grafiği ve görseli.

Eksantrik evre bitiş anı: Diz eklem açısının en küçük olduğu an (Şekil 3.23).



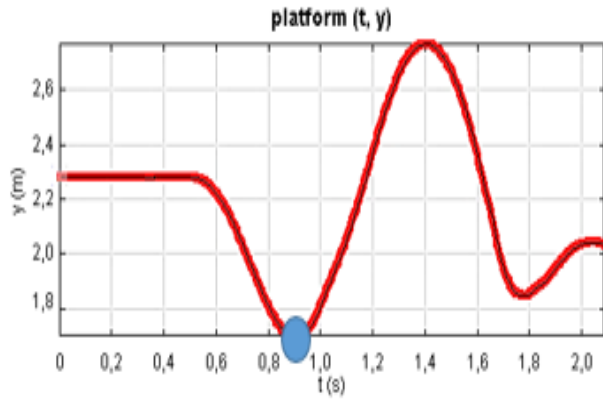
Şekil 3.23: CDBİ testi eksantrik evre bitiş anı grafiği ve görseli.

Eksantrik evre süresi: Eksantrik evre başı ile eksantrik evre bitişı arasında geçen süre (Şekil 3.24).



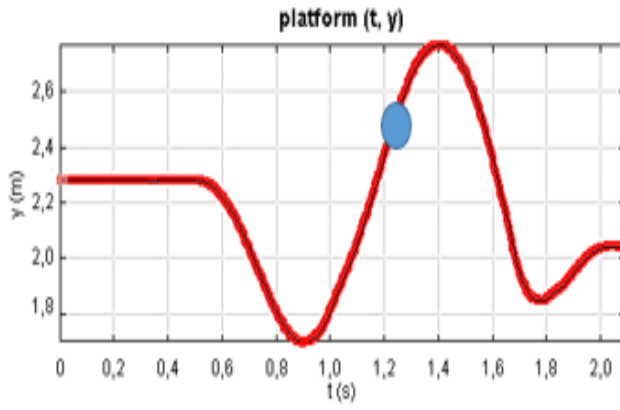
Şekil 3.24: CDBİ testi eksantrik evre süresi grafiğı.

Konsantrik evre başlangıcı anı: Eksantrik evrenin bitişinden sonraki diz eklem açısının büyümeye başladığı an (Şekil 3.25).



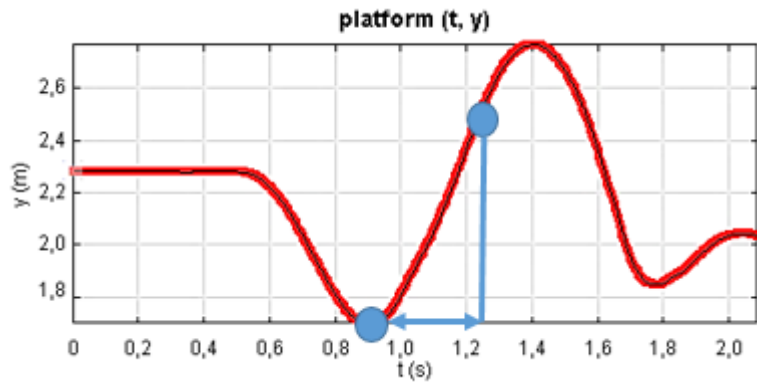
Şekil 3.25: CDBİ testi konsantrik evre başlangıcı anı grafiğı ve görseli.

Konsantrik evre bitişı anı ve hareketin take off anı: Ayaklar ile platformun ayrıldığı an (Şekil 3.26).



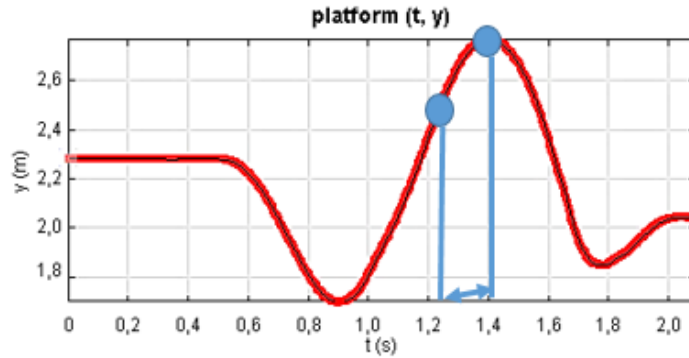
Şekil 3.26: CDBİ testi konsantrik evre bitiş anı ve hareketin take off anı grafiği ve görseli.

Konsantrik evre süresi: Konsantrik evre başlangıcı ile konsantrik evre sonu arasında geçen süre (Şekil 3.27).



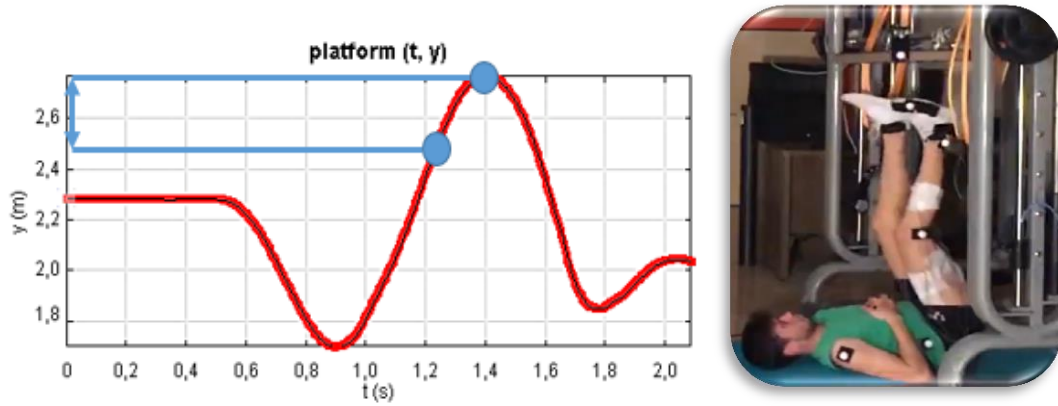
Şekil 3.27: CDBİ testi konsantrik evre süresi grafiği.

Platformun uçuş süresi: Ayakların platformdan ayrıldığı an ile platformun ulaştığı en yüksek nokta arasında geçen süre (Şekil 3.28).



Şekil 3.28: CDBİ testi platformun uçuş süresi grafiği ve görseli.

Platformun uçuş yüksekliği: Ayakların platformdan ayrıldığı an ile platformun ulaştığı en yüksek nokta arasındaki mesafe (Şekil 3.29).

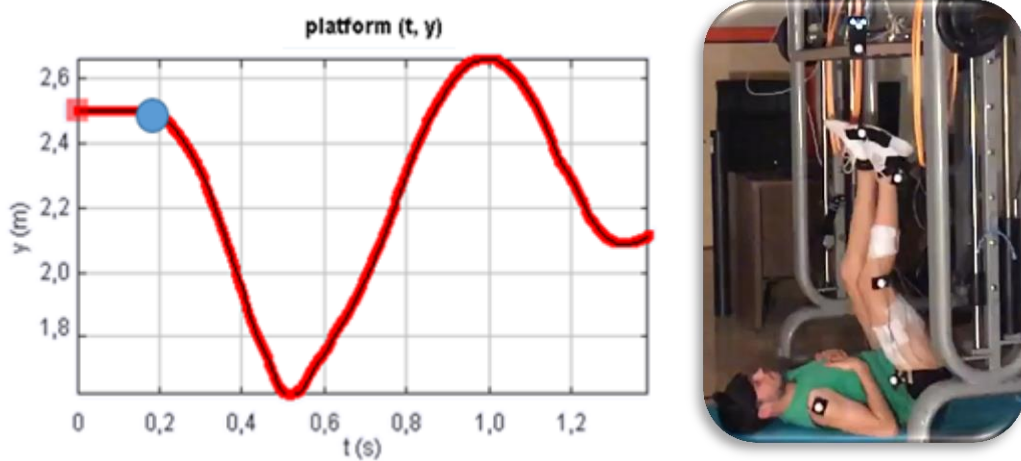


Şekil 3.29: CDBİ testi platformun uçuş yüksekliği grafiği ve görseli.

3.11.1.3. Drop dikey bacak itiş testi kinematik analizi

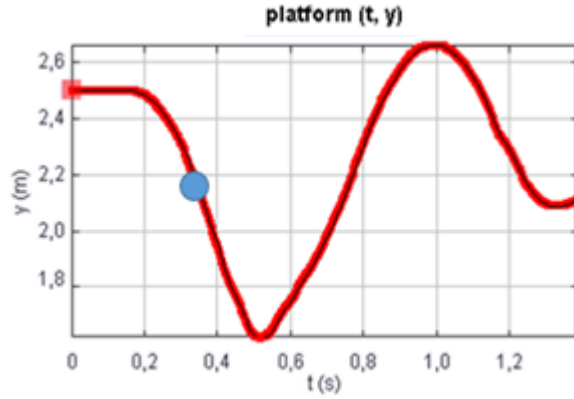
-Drop dikey bacak itiş hareketi sırasında hareketin touchdown anındaki ayak bileği, diz ve kalça eklem açısı, take off anındaki ayak bileği, diz ve kalça eklem açısı, eksantrik evre sonundaki ayak bileği, diz ve kalça eklem açısı, eksantrik evre süresi, konsantrik evre süresi, platformun uçuş süresi, platformun uçuş yüksekliği, platformun take off anındaki dikey hızı ve touchdown anındaki ayak bileği, diz ve kalça eklem açısal hızı ve take off anındaki ayak bileği, diz ve kalça eklem açısal hızı değerleri hesaplanmıştır.

Hareketin başlangıç anı: Platformun serbest bırakıldığı an (Şekil 3.30).



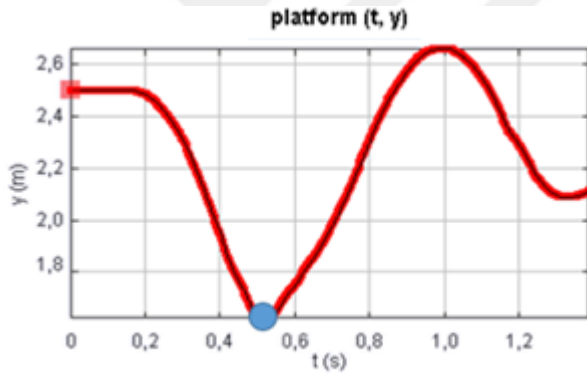
Şekil 3.30: DDBİ testi hareketin başlangıç anı grafiği ve görseli.

Hareketin touchdown anı ve eksantrik evre başlangıç anı: Platformun serbest bırakılmasından sonra ayaklarla platformun bulunduğu an (Şekil 3.31).



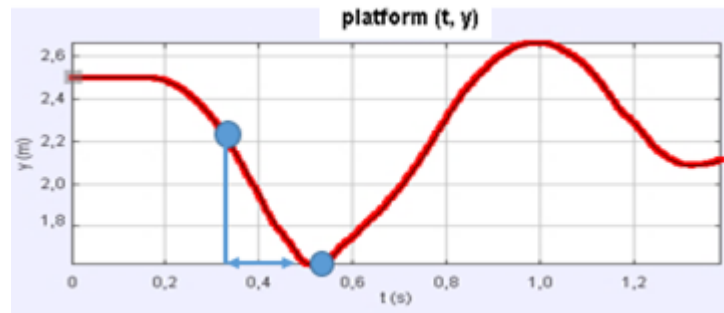
Şekil 3.31: DDBİ testi hareketin touchdown anı ve eksantrik evre başlangıç anı grafiği ve görseli.

Eksantrik evre bitiş anı: Diz eklem açısının en küçük olduğu an (Şekil 3.32).



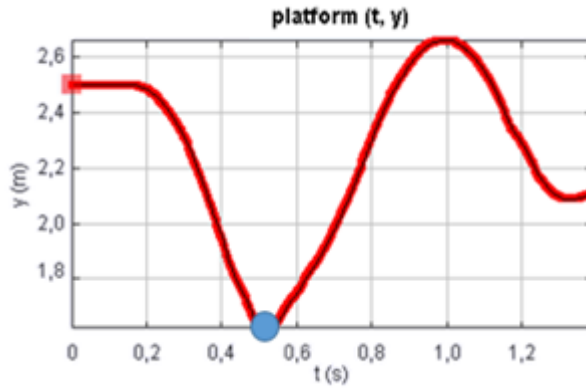
Şekil 3.32: DDBİ testi eksantrik evre bitiş anı grafiği ve görseli.

Eksantrik evre süresi: Eksantrik evre başı ile eksantrik evre bitiş arasında geçen süre (Şekil 3.33).



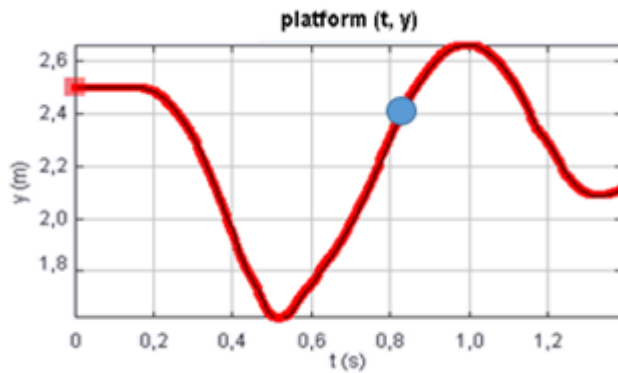
Şekil 3.33: DDBİ testi eksantrik evre süresi grafiği.

Konsantrik evre başlangıcı anı: Eksantrik evrenin bitişinden sonraki diz eklem açısının büyümeye başladığı an (Şekil 3.34).



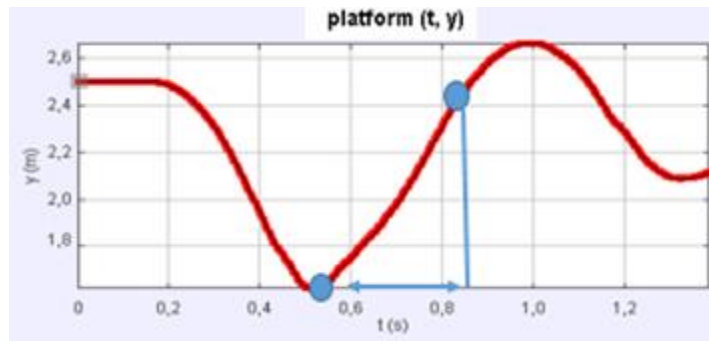
Şekil 3.34: DDBİ testi konsantrik evre başlangıç anı grafiği ve görseli.

Konsantrik evre bitiş anı ve hareketin take off anı: Ayaklar ile platformun ayrıldığı an (Şekil 3.35).



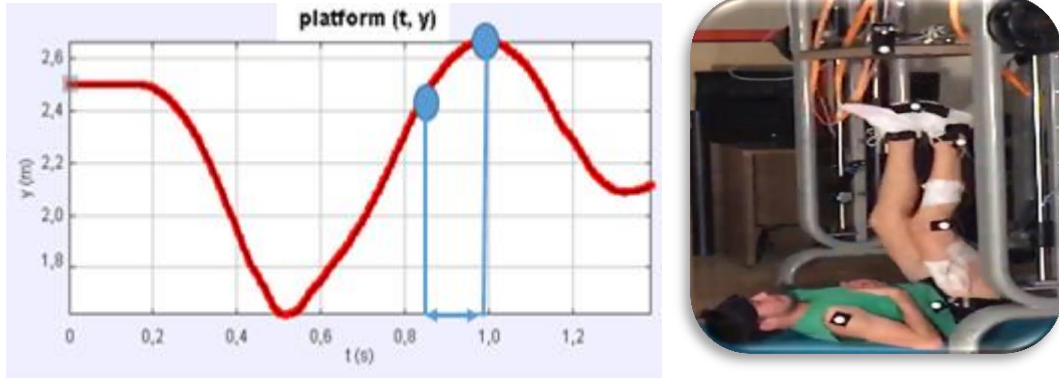
Şekil 3.35: DDBİ testi konsantrik evre bitiş anı ve hareketin take off anı grafiği ve görseli.

Konsantrik evre süresi: Konsantrik evre başlangıcı ile konsantrik evre sonu arasında geçen süre (3.36).



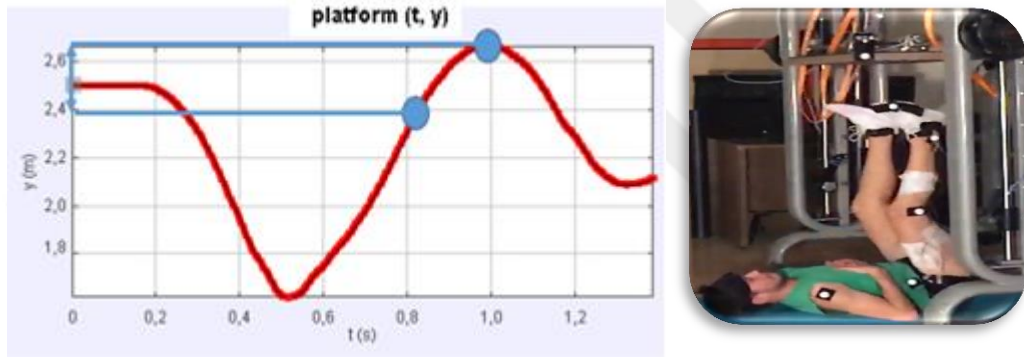
Şekil 3.36: DDBİ testi konsantrik evre süresi grafiği.

Platformun uçuş süresi: Ayakların platformdan ayrıldığı an ile platformun ulaştığı en yüksek nokta arasında geçen süre (Şekil 3.37).



Şekil 3.37: DDBİ testi platformun uçuş süresi grafiği ve görseli.

Platformun uçuş yüksekliği: Ayakların platformdan ayrıldığı an ile platformun ulaştığı en yüksek nokta arasındaki mesafe (Şekil 3.38).

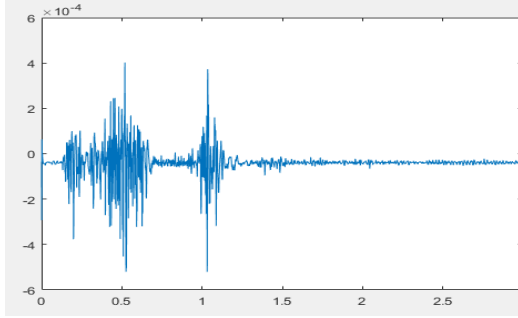


Şekil 3.38: DDBİ testi platformun uçuş yüksekliği grafiği ve görseli.

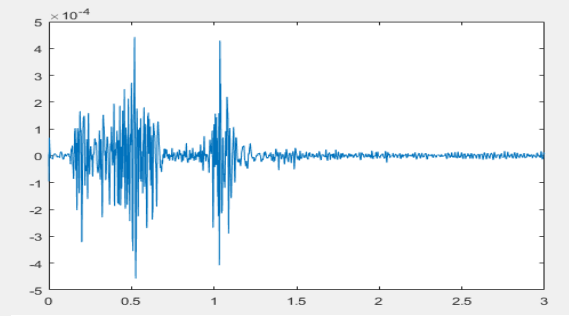
3.11.2. EMG verilerinin analizi

Hareketler esnasında kaydedilen yüzey EMG sinyalleri 1000 Hz veri toplama sıklığında kaydedildi (Şekil 3.39). EMG verilerinin analizinde MATLAB R2016a programı kullanıldı. Ham EMG verisini filtrelemek için 10-500 Hz aralığında band pass filtre uygulanmıştır (Şekil 3.40). 50 Hz olan şebeke gürültüsünü azaltmak için ise Notch filtre uygulanmıştır. Daha sonra verilere full wave rectification uygulanıp negatif veriler pozitif yöne katlanmıştır (Şekil 3.41). Maksimal izometrik kasılmadaki EMG verileri kullanılarak normalizasyon işlemi yapılmış ve MVC% değerleri hesaplanmıştır (Şekil 3.42). Sonrasında ise kasların üretebildiği en yüksek MVC% değerleri, kasların en

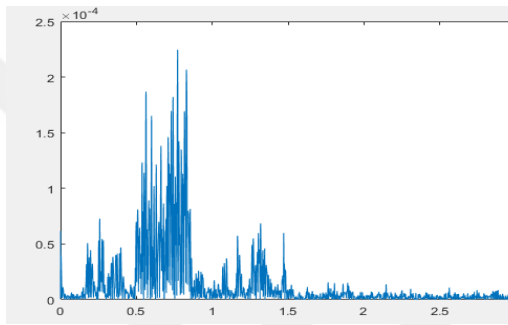
yüksek MVC% değerine ulaştığı zaman, her bir evredeki RMS değerleri ve ortalama frekans değerleri hesaplanmıştır.



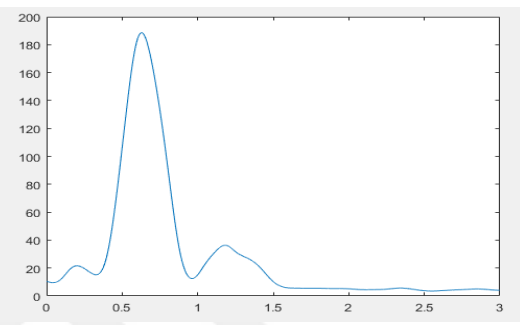
Şekil 3.39: Ham EMG verisi



Şekil 3.40: Filtrelenmiş veri



Şekil 3.41: Full wave rectification



Şekil 3.42: Normalize edilmiş MVC %

3.11.2.1. Squat dikey bacak itiş testi EMG analizi

Squat dikey bacak itiş hareketi belirli evrelere ayrılarak analiz işlemi gerçekleştirilmiştir. Bu evreler;

- 1) Konsantrik evre (Hareketin başlangıç anı ile take off arasında geçen evre).
- 2) Platform uçuş evresi (Take off anı ile platformun ulaştığı en yüksek nokta arasında geçen evre).

Hareket sırasında her bir kastan elde edilen en yüksek MVC% değeri, hareket boyunca en yüksek MVC yüzde değerinin oluştuğu zaman, hareket boyunca her bir evredeki RMS değeri ve hareket boyunca her bir evredeki EMG sinyalleri frekanslarının ortalaması hesaplandı.

3.11.2.2. Countermovement dikey bacak itiş testi EMG analizi

Countermovement dikey bacak itiş hareketi belirli evrelere ayrılarak analiz işlemi gerçekleştirilmiştir. Bu evreler;

- 1) Eksantrik evre (Hareketin başlangıç anı ile eksantrik evre sonu arasında geçen evre).
- 2) Konsantrik evre (Konsantrik evre başlangıcı ile konsantrik evre sonu (take off anı) arasında geçen evre).
- 3) Platform uçuş evresi (Take off anı ile platformun ulaştığı en yüksek nokta arasında geçen evre).

Hareket sırasında her bir kastan elde edilen en yüksek MVC yüzde değeri, hareket boyunca en yüksek MVC yüzde değerinin olduğu zaman, hareket boyunca her bir evredeki RMS değeri ve hareket boyunca her bir evredeki EMG sinyalleri frekanslarının ortalaması hesaplandı.

3.11.2.3. Drop dikey bacak itiş testi EMG analizi

Drop dikey bacak itiş hareketi belirli evrelere ayrılarak analiz işlemi gerçekleştirilmiştir. Bu evreler;

- 1) Pre-touchdown evresi (Hareketin başlangıç anı ile touchdown arasında geçen evre).
- 2) Eksantrik evre (Touchdown ile eksantrik evre sonu arasında geçen evre).
- 3) Konsantrik evre (Konsantrik evre başı ile konsantrik evre sonu (take off anı) arasında geçen evre).
- 4) Platform uçuş evresi (Take off anı ile platformun ulaştığı en yüksek nokta arasında geçen evre).

Hareket sırasında her bir kastan elde edilen en yüksek MVC yüzde değeri, hareket boyunca en yüksek MVC yüzde değerinin olduğu zaman, hareket boyunca her bir evredeki RMS değeri, hareket boyunca her bir evredeki EMG sinyalleri frekanslarının ortalaması ve her bir kas için touchdown anından en yüksek MVC yüzde değerinin olduğu an arasında geçen süre hesaplandı.

3.12. Verilerin İstatistiksel Analizi

Verilerin analizinde IBM Spss İstatistik 24 paket programı kullanıldı. Verilerin normal dağılıp dağılmadığını belirlemek için Shapiro Wilk testi uygulanıp verilerin normal dağılım göstermediği görüldü. SDBİ ve CDBİ testleri için açık göz ve kapalı göz durumlarının karşılaştırılmasında “Wilcoxon İşaretli Sıralar Testi” kullanıldı. DDBİ test için ise Açık Göz Haberli-Açık Göz Habersiz-Kapalı Göz Haberli-Kapalı Göz Habersiz durumlardaki dörtlü karşılaştırma için “Freidman Testi” uygulandı. Farkın olduğu durumlarda farkın kaynağını tespit etmek için ise “Pairwise Multiple Comparasion Testi” uygulanmıştır.

Tablo 3.1: İstatistiksel analiz.

Test	Durumlar	İstatistiksel Analiz
SDBİ	1-Açık Göz	Shapiro Wilk Normallik Testi Wilcoxon İşaretli Sıralar Testi
CDBİ	2-Kapalı Göz	
DDBİ	1-Açık Göz Haberli	Shapiro Wilk Normallik Testi Friedman Testi Pairwise Multiple Comparasion Testi
	2-Açık Göz Habersiz	
	3-Kapalı Göz Haberli	
	4-Kapalı Göz Habersiz	

BÖLÜM 4. ARAŞTIRMA BULGULARI

Bu bölümde bulgular, SDBİ, CDBİ ve DDBİ testi bulguları olmak üzere 3 ana başlık altında verilmiştir. Her bir başlık kinematik ve EMG bulguları olmak üzere iki bölüme ayrılmıştır.

4.1. SDBİ Testi Bulguları

4.1.1. SDBİ testi kinematik bulgular

Tablo 4.1: SDBİ testi "hareketin başlangıç anındaki eklem açısı (°)" değerlerinin karşılaştırılması.

		N	Mean	SS	Min	Max	25th	50th	75th	Z	p
Ayak	O	23	89,38	11,17	61,0	109,2	82,7	91,1	94,7	0,487	0,626
Bileği	Ø	23	88,96	10,49	71,7	108,9	81,9	87,3	96,6		
Diz	O	23	117,59	16,10	97,7	165,9	107,7	114,9	122,9	0,487	0,626
	Ø	23	118,59	15,27	90,4	159,5	108,3	113,7	126,5		
Kalça	O	23	69,63	11,73	49,1	94,0	62,8	67,4	77,3	2,114	0,034*
	Ø	23	72,47	12,13	50,2	98,5	62,9	73,6	83,5		

*p<0,05; O: Açık Göz; Ø: Kapalı Göz

Tablo 4.1’de çalışma grubunun açık göz (O) ve kapalı göz (Ø) olarak gerçekleşen SDBİ testi "hareketinin başlangıç anındaki eklem açısı (°)" değerlerinin “Wilcoxon İşaretli Sıralar” testi karşılaştırma sonuçları görülmektedir. Analiz sonuçlarına göre ayak bileği ve diz eklemi açısı değerlerinin benzer olduğu ($p>0,05$), buna karşın kalça eklemi açısı değerlerinin birbirinden farklılık gösterdiği ($p<0,05$) tespit edilmiştir. Hareketin başlangıç anındaki kalça eklemi açısı kapalı göz durumda açık göz duruma göre daha büyüktür.

Tablo 4.2: SDBİ testi "hareketin take off anındaki eklem açısı (°)" değerlerinin karşılaştırılması.

		N	Mean	SS	Min	Max	25th	50th	75th	Z	p
Ayak Bileği	O	23	138,55	12,24	110,7	162,9	130,6	139,3	146,6	-1,445	0,148
	Ø	23	131,30	21,56	54,6	156,1	124,9	136,9	147,1		
Diz	O	23	171,97	6,25	158,0	179,6	167,7	173,3	177,3	-0,350	0,726
	Ø	23	171,64	5,67	158,6	179,1	169,2	171,2	176,3		
Kalça	O	23	102,60	10,61	82,5	124,5	96,4	101,8	112,7	-1,445	0,148
	Ø	23	105,20	10,92	82,3	128,5	97,8	106,3	111,3		

O: Açık Göz; Ø: Kapalı Göz

Tablo 4.2’de çalışma grubunun açık göz (O) ve kapalı göz (Ø) olarak gerçekleşen SDBİ testi "hareketin take off anındaki eklem açısı (°)" değerlerinin “Wilcoxon İşaretli Sıralar” testi karşılaştırma sonuçları görülmektedir. Analiz sonuçlarına göre ayak bileği, diz ve kalça eklem açısı değerlerinin benzer olduğu tespit edilmiştir ($p>0,05$).

Tablo 4.3: SDBİ testi "konsantrik evre süresi (s)" değerlerinin karşılaştırılması.

		N	Mean	SS	Min	Max	25th	50th	75th	Z	p
Konsantrik Evre Süresi	O	23	0,479	0,120	0,267	0,763	0,400	0,455	0,529	-0,791	0,429
	Ø	23	0,461	0,092	0,304	0,696	0,404	0,450	0,516		

O: Açık Göz; Ø: Kapalı Göz

Tablo 4.3’de çalışma grubunun açık göz (O) ve kapalı göz (Ø) olarak gerçekleşen SDBİ testi "konsantrik evre süresi (s)" değerlerinin “Wilcoxon İşaretli Sıralar” testi karşılaştırma sonuçları görülmektedir. Analiz sonuçlarına göre konsantrik evre süresi değerlerinin benzer olduğu tespit edilmiştir ($p>0,05$).

Tablo 4.4: SDBİ testi "platform uçuş süresi (s)" değerlerinin karşılaştırılması.

		N	Mean	SS	Min	Max	25th	50th	75th	Z	p
Platform Uçuş Süresi	O	23	0,123	0,022	0,090	0,182	0,103	0,121	0,130	-1,506	0,132
	Ø	23	0,129	0,029	0,083	0,185	0,106	0,135	0,148		

O: Açık Göz; Ø: Kapalı Göz

Tablo 4.4’de çalışma grubunun açık göz (O) ve kapalı göz (Ø) olarak gerçekleşen SDBİ testi “platformun uçuş süresi (s)” değerlerinin “Wilcoxon İşaretli Sıralar” testi karşılaştırma sonuçları görülmektedir. Analiz sonuçlarına göre platformun uçuş süresi değerlerinin benzer olduğu tespit edilmiştir ($p>0,05$).

Tablo 4.5: SDBİ testi "platformun uçuş yüksekliği (cm)" değerlerinin karşılaştırması.

		N	Mean	SS	Min	Max	25th	50th	75th	Z	p
Platform Uçuş	O	23	11,74	4,0	6	22	10	10	14	-0,102	0,919
Yüksekliği	Ø	23	11,61	3,9	5	20	8	12	14		

O: Açık Göz; Ø: Kapalı Göz

Tablo 4.5’de çalışma grubunun açık göz (O) ve kapalı göz (Ø) olarak gerçekleşen SDBİ testi "platform uçuş yüksekliği (cm)" değerlerinin “Wilcoxon İşaretli Sıralar” testi karşılaştırma sonuçları görülmektedir. Analiz sonuçlarına platform uçuş yüksekliği değerlerinin benzer olduğu tespit edilmiştir ($p>0,05$).

Tablo 4.6: SDBİ testi "platformun take off anındaki dikey hızı (m/s)" değerlerinin karşılaştırılması.

		N	Mean	SS	Min	Max	25th	50th	75th	Z	p
Platform	O	23	2,881	0,694	1,484	4,782	2,420	2,936	3,207	-1,399	0,162
Dikey Hızı	Ø	23	3,043	0,500	2,117	3,984	2,611	3,107	3,351		

O: Açık Göz; Ø: Kapalı Göz

Tablo 4.6’da çalışma grubunun açık göz (O) ve kapalı göz (Ø) olarak gerçekleşen SDBİ testi "platformun take off anındaki dikey hızı (m/s)" değerlerinin “Wilcoxon İşaretli Sıralar” testi karşılaştırma sonuçları görülmektedir. Analiz sonuçlarına platformun take off anındaki dikey hızı değerlerinin benzer olduğu tespit edilmiştir ($p>0,05$).

Tablo 4.7: SDBİ testi "take off anındaki eklem açısal hız (°/s)" değerlerinin karşılaştırılması.

		N	Mean	SS	Min	Max	25th	50th	75th	Z	p
Ayak Bileği	O	23	11,77	8,92	0,7	36,2	5,5	9,7	17,9	-0,227	0,820
	Ø	23	10,67	9,42	0,0	30,5	2,3	7,4	19,3		
Diz	O	23	38,13	20,70	0,9	81,3	19,2	37,1	51,2	-0,760	0,447
	Ø	23	33,31	20,29	2,2	74,6	11,9	35,2	49,6		
Kalça	O	23	29,43	16,35	2,4	56,1	18,2	25,9	43,3	-0,669	0,503
	Ø	23	27,40	20,36	0,1	71,9	5,6	25,0	37,7		

O: Açık Göz; Ø: Kapalı Göz

Tablo 4.7’de çalışma grubunun açık göz (O) ve kapalı göz (Ø) olarak gerçekleşen SDBİ testi "take off anındaki eklem açısal hız (°/s)" değerlerinin “Wilcoxon İşaretli Sıralar” testi karşılaştırma sonuçları görülmektedir. Analiz sonuçlarına göre ayak bileği, diz ve kalça eklemi take off anındaki eklem açısal hız değerlerin benzer olduğu tespit edilmiştir ($p>0,05$).

4.1.2. SDBİ testi EMG bulguları

Tablo 4.8: SDBİ testi her bir kastan elde edilen en yüksek MVC yüzde değerlerinin karşılaştırılması.

		N	Mean	SS	Min	Max	25th	50th	75th	χ^2	p
G	O	22	88,85	49,68	24,09	200,76	52,11	74,16	122,29	-0,308	0,758
	Ø	23	89,85	70,59	10,37	307,60	42,04	64,92	101,54		
ST	O	22	84,30	144,57	0,00	713,46	28,05	48,96	83,41	-1,581	0,114
	Ø	22	89,43	149,28	0,00	730,73	29,99	49,15	84,04		
BF	O	22	61,19	44,08	2,88	224,08	37,05	54,45	67,36	-1,802	0,072
	Ø	23	56,99	39,82	2,27	191,81	32,14	45,30	66,95		
SM	O	21	65,32	38,54	24,14	158,63	29,54	56,70	90,86	-0,330	0,741
	Ø	23	65,19	35,98	21,45	141,53	38,45	52,48	78,85		
RF	O	22	96,82	50,65	28,86	225,19	65,48	86,32	111,33	-0,633	0,527
	Ø	23	86,72	50,52	19,91	247,13	55,22	78,45	104,98		
VL	O	23	166,86	76,56	31,95	324,99	107,13	156,23	222,43	-0,699	0,503
	Ø	23	172,78	87,89	56,52	435,78	117,46	161,57	215,27		
VM	O	23	139,76	136,02	46,75	715,62	73,47	111,42	174,29	-0,213	0,831
	Ø	23	124,71	63,45	51,42	319,63	75,69	114,79	161,35		
TA	O	22	63,72	46,44	17,48	207,88	31,11	49,94	75,07	-0,698	0,485
	Ø	23	71,94	92,64	17,27	437,02	29,37	40,72	67,02		

O: Açık Göz; Ø: Kapalı Göz; G: Gastrocnemius; ST: Semitendinosus; BF: Biceps Femoris; SM: Semimembranosus; RF: Rectus Femoris; VL: Vastus Lateralis; VM: Vastus Medialis; TA: Tibialis Anterior

Tablo 4.8’de çalışma grubunun açık göz (O) ve kapalı göz (Ø) olarak gerçekleşen SDBİ testi her bir kastan elde edilen en yüksek MVC yüzde değerlerinin “Friedman” testi karşılaştırma sonuçları görülmektedir. Analiz sonuçlarına göre G, ST, BF, SM, RF, VL, VM ve TA kaslarından elde edilen en yüksek MVC yüzde değerlerinin benzer olduğu ($p>0,05$) tespit edilmiştir.

Tablo 4.9: SDBİ testi her bir kasın en yüksek MVC yüzde değerine ulaştığı zaman (s) değerlerinin karşılaştırılması.

		N	Mean	SS	Min	Max	25th	50th	75th	χ^2	p
G	O	22	0,902	0,363	0,001	1,516	0,733	0,979	1,166	-1,120	0,263
	Ø	23	0,821	0,434	0,001	1,812	0,527	0,834	1,038		
ST	O	22	0,978	0,323	0,477	1,660	0,692	0,960	1,202	-0,601	0,548
	Ø	23	1,008	0,509	0,001	1,922	0,547	0,978	1,421		
BF	O	23	0,876	0,466	0,001	1,554	0,638	0,952	1,177	-0,016	0,987
	Ø	23	0,871	0,587	0,001	1,882	0,374	0,893	1,390		
SM	O	22	1,009	0,268	0,505	1,483	0,761	1,019	1,198	-0,146	0,884
	Ø	23	1,024	0,424	0,354	1,827	0,714	0,937	1,412		
RF	O	22	0,907	0,390	0,001	1,724	0,635	0,863	1,164	-2,419	0,016*
	Ø	23	0,727	0,465	0,001	1,777	0,389	0,752	0,916		
VL	O	23	0,832	0,386	0,375	1,904	0,550	0,773	0,993	-1,095	0,274
	Ø	23	0,825	0,450	0,234	1,910	0,504	0,730	0,926		
VM	O	23	0,803	0,266	0,373	1,278	0,608	0,769	1,071	-1,399	0,162
	Ø	23	0,714	0,394	0,001	1,719	0,527	0,717	0,884		
TA	O	22	0,840	0,488	0,001	1,487	0,320	0,945	1,251	-0,698	0,485
	Ø	23	0,923	0,534	0,001	1,812	0,569	1,043	1,231		

*p<0,05; O: Açık Göz; Ø: Kapalı Göz; G: Gastrocnemius; ST: Semitendinosus; BF: Biceps Femoris; SM: Semimembranosus; RF: Rectus Femoris; VL: Vastus Lateralis; VM: Vastus Medialis; TA: Tibialis Anterior

Tablo 4.9’da çalışma grubunun açık göz (O) ve kapalı göz (Ø) olarak gerçekleşen SDBİ testi esnasındaki her bir kasın en yüksek MVC yüzde değerine ulaştığı zaman (s) değerlerinin “Friedman” testi karşılaştırma sonuçları görülmektedir. Analiz sonuçlarına göre, G, ST, BF, SM, VL, VM ve TA kaslarının en yüksek MVC yüzdesine ulaştığı zaman değerlerinin benzer olduğu (p>0,05) buna karşın RF kasında farklılık olduğu tespit edilmiştir (p<0,05). RF kası kapalı göz durumunda açık göz duruma göre daha kısa sürede daha yüksek MVC yüzde değeri göstermiştir.

Tablo 4.10: SDBİ testi her bir kasın konsantrik evredeki RMS (V) değerlerinin karşılaştırılması.

		N	Mean	SS	Min	Max	25th	50th	75th	χ^2	p
G	O	22	4,42E-05	2,60E-05	5,34E-06	1,05E-04	2,68E-05	3,87E-05	5,76E-05	-1,531	0,126
	Ø	21	4,85E-05	2,46E-05	1,53E-05	1,00E-04	2,68E-05	4,68E-05	6,35E-05		
ST	O	22	6,20E-05	4,02E-05	5,70E-06	2,05E-04	3,89E-05	5,26E-05	7,81E-05	-2,549	0,011*
	Ø	23	7,60E-05	4,47E-05	1,46E-05	2,42E-04	5,44E-05	6,98E-05	9,46E-05		
BF	O	23	4,95E-05	2,31E-05	6,90E-06	1,06E-04	3,47E-05	4,81E-05	6,04E-05	-0,852	0,394
	Ø	23	5,58E-05	2,72E-05	1,59E-05	1,28E-04	3,75E-05	5,04E-05	6,23E-05		
SM	O	22	7,27E-05	4,30E-05	9,06E-06	1,90E-04	4,91E-05	6,80E-05	9,79E-05	-0,633	0,527
	Ø	23	8,36E-05	3,24E-05	9,99E-06	1,51E-04	6,71E-05	8,00E-05	8,64E-05		
RF	O	22	1,48E-04	2,04E-04	2,69E-05	8,04E-04	6,50E-05	8,91E-05	1,25E-04	-0,146	0,884
	Ø	23	1,25E-04	1,18E-04	3,18E-05	5,71E-04	6,76E-05	9,28E-05	1,19E-04		
VL	O	23	1,89E-04	2,15E-04	1,76E-05	8,60E-04	8,44E-05	1,39E-04	1,75E-04	-1,764	0,078
	Ø	23	1,93E-04	1,57E-04	2,09E-05	8,26E-04	1,32E-04	1,67E-04	2,08E-04		
VM	O	23	1,94E-04	2,95E-04	2,81E-05	1,45E-03	5,75E-05	9,17E-05	1,86E-04	-1,947	0,052
	Ø	23	1,81E-04	1,52E-04	4,26E-05	6,22E-04	8,90E-05	1,27E-04	2,06E-04		
TA	O	22	5,21E-05	4,96E-05	2,00E-05	2,61E-04	3,00E-05	4,03E-05	5,04E-05	-0,503	0,615
	Ø	23	5,41E-05	5,75E-05	1,11E-05	3,01E-04	3,10E-05	3,95E-05	5,27E-05		

*p<0,05; O: Açık Göz; Ø: Kapalı Göz; G: Gastrocnemius; ST: Semitendinosus; BF: Biceps Femoris; SM: Semimembranosus; RF: Rectus Femoris; VL: Vastus Lateralis; VM: Vastus Medialis; TA: Tibialis Anterior

Tablo 4.10’da çalışma grubunun açık göz (O) ve kapalı göz (Ø) olarak gerçekleşen SDBİ testi her bir kasın konsantrik evredeki RMS (V) değerlerinin “Friedman” testi karşılaştırma sonuçları görülmektedir. Analiz sonuçlarına göre G, BF, SM, RF, VL, VM ve TA kaslarının konsantrik evredeki RMS değerlerinin benzer olduğu ($p>0,05$) buna karşın ST kasında farklılık olduğu tespit edilmiştir ($p<0,05$). ST kası kapalı göz durumda açık göz duruma göre daha yüksek RMS değeri göstermiştir.

Tablo 4.11: SDBİ testi her bir kasın platformun uçuş evresindeki RMS (V) değerlerinin karşılaştırılması.

		N	Mean	SS	Min	Max	25th	50th	75th	χ^2	p
G	O	21	2,12E-05	2,29E-05	3,88E-06	1,06E-04	7,92E-06	1,22E-05	3,14E-05	-0,956	0,339
	Ø	23	1,37E-05	1,26E-05	2,84E-06	6,06E-05	5,07E-06	9,23E-06	1,96E-05		
ST	O	22	6,39E-05	8,96E-05	3,13E-06	3,44E-04	1,39E-05	2,48E-05	7,18E-05	-1,120	0,263
	Ø	23	4,99E-05	8,99E-05	5,07E-06	3,82E-04	1,29E-05	2,05E-05	3,92E-05		
BF	O	23	3,56E-05	2,97E-05	3,33E-06	1,25E-04	1,28E-05	2,60E-05	5,56E-05	-1,369	0,171
	Ø	23	2,84E-05	3,25E-05	2,83E-06	1,46E-04	9,56E-06	1,69E-05	3,29E-05		
SM	O	22	4,88E-05	4,04E-05	6,23E-06	1,42E-04	1,37E-05	4,04E-05	7,44E-05	-1,023	0,306
	Ø	23	3,34E-05	2,67E-05	8,79E-06	1,06E-04	1,52E-05	2,42E-05	3,72E-05		
RF	O	21	1,29E-04	1,47E-04	2,41E-05	6,70E-04	5,17E-05	8,93E-05	1,29E-04	-1,825	0,068
	Ø	23	1,05E-04	1,67E-04	2,12E-05	8,14E-04	3,84E-05	5,64E-05	1,00E-04		
VL	O	23	1,56E-04	1,89E-04	1,69E-05	8,29E-04	3,67E-05	7,81E-05	2,45E-04	-2,646	0,008*
	Ø	23	9,76E-05	1,34E-04	6,24E-06	6,52E-04	3,50E-05	5,94E-05	8,51E-05		
VM	O	22	1,24E-04	1,26E-04	2,37E-05	5,81E-04	4,82E-05	7,49E-05	1,98E-04	-2,516	0,012*
	Ø	23	9,31E-05	1,11E-04	7,85E-06	5,46E-04	3,65E-05	5,94E-05	1,03E-04		
TA	O	22	4,56E-05	1,60E-05	2,02E-05	7,63E-05	3,30E-05	4,92E-05	5,70E-05	-0,485	0,627
	Ø	21	4,42E-05	2,22E-05	1,13E-05	8,28E-05	2,70E-05	3,68E-05	6,65E-05		

O: Açık Göz; Ø: Kapalı Göz; *p<0,05; G: Gastrocnemius; ST: Semitendinosus; BF: Biceps Femoris; SM: Semimembranosus; RF: Rectus Femoris; VL: Vastus Lateralis; VM: Vastus Medialis; TA: Tibialis Anterior

Tablo 4.11’de çalışma grubunun açık göz (O) ve kapalı göz (Ø) olarak gerçekleşen SDBİ testi her bir kasın platformun uçuş evresindeki RMS (V) değerlerinin “Friedman” testi karşılaştırma sonuçları görülmektedir. Analiz sonuçlarına göre, çalışma grubunun G, ST, BF, SM, RF ve TA kaslarının platformun uçuş evresindeki RMS değerlerinin benzer olduğu ($p>0,05$) buna karşın VL ve VM kaslarında farklılık olduğu ($p<0,05$) tespit edilmiştir. VL ve VM kasları açık göz durumda kapalı göz duruma göre daha yüksek RMS değeri göstermiştir.

Tablo 4.12: SDBİ testi esnasında her bir kasın konsantrik evredeki EMG sinyalleri ortalama frekans (Hz) değerlerinin karşılaştırılması.

		N	Mean	SS	Min	Max	25th	50th	75th	χ^2	p
G	O	22	62,92	9,44	47,65	78,30	52,68	62,82	70,84	-0,633	0,527
	Ø	23	63,49	9,53	48,66	83,90	54,75	65,25	68,99		
ST	O	22	67,32	12,30	47,12	85,93	56,69	67,54	78,24	-0,308	0,758
	Ø	23	68,16	12,83	41,82	92,65	58,20	69,26	76,04		
BF	O	23	69,06	14,36	45,49	94,57	58,92	67,80	77,13	-0,122	0,903
	Ø	23	70,90	15,30	50,96	98,13	56,65	68,65	81,55		
SM	O	22	91,59	15,19	69,33	127,67	80,43	89,83	102,65	-1,282	0,200
	Ø	23	97,38	14,24	74,41	120,25	83,45	94,55	110,52		
RF	O	22	72,82	15,81	49,87	112,48	60,33	70,90	85,79	-1,217	0,223
	Ø	23	75,88	14,15	47,85	100,44	66,06	71,26	90,66		
VL	O	23	73,47	16,34	46,07	106,70	59,45	71,10	89,94	-1,156	0,248
	Ø	23	71,28	13,80	50,69	104,51	60,99	69,68	81,57		
VM	O	23	74,91	14,18	48,86	96,19	63,77	75,03	88,26	-0,700	0,484
	Ø	23	73,77	13,72	51,49	106,80	63,43	72,16	81,86		
TA	O	22	94,94	17,37	64,74	128,38	79,62	90,93	107,42	-0,373	0,709
	Ø	23	91,40	19,16	54,66	135,00	82,64	91,12	101,34		

O: Açık Göz; Ø: Kapalı Göz; G: Gastrocnemius; ST: Semitendinosus; BF: Biceps Femoris; SM: Semimembranosus; RF: Rectus Femoris; VL: Vastus Lateralis; VM: Vastus Medialis; TA: Tibialis Anterior

Tablo 4.12’de çalışma grubunun açık göz (O) ve kapalı göz (Ø) olarak gerçekleşen SDBİ testi her bir kasın konsantrik evredeki EMG sinyalleri ortalama frekans (Hz) değerlerinin “Friedman” testi karşılaştırma sonuçları görülmektedir. Analiz sonuçlarına göre, çalışma grubunun G, ST, BF, SM, RF, VL, VM ve TA kaslarının konsantrik evredeki EMG sinyalleri ortalama frekans değerlerinin benzer olduğu ($p>0,05$) tespit edilmiştir.

Tablo 4.13: SDBİ testi esnasında her bir kasın platformun uçuş evresindeki EMG sinyalleri ortalama frekans (Hz) değerlerinin karşılaştırılması.

		N	Mean	SS	Min	Max	25th	50th	75th	χ^2	p
G	O	22	63,00	11,29	45,27	89,44	54,40	62,12	70,87	-1,153	0,249
	Ø	23	60,08	11,18	40,31	100,97	54,24	60,07	63,89		
ST	O	22	70,63	22,50	27,11	113,83	60,89	69,89	82,89	2,127	0,033*
	Ø	23	61,81	18,92	27,74	92,37	48,73	63,21	76,24		
BF	O	23	65,33	21,34	29,62	105,22	50,74	59,20	78,05	-0,852	0,394
	Ø	23	68,74	20,22	33,07	115,86	52,42	65,34	84,81		
SM	O	22	76,51	25,79	29,32	118,44	58,60	83,83	97,11	-1,347	0,178
	Ø	23	85,42	27,11	37,08	119,40	61,70	96,14	108,65		
RF	O	22	78,31	16,51	43,54	118,95	68,56	77,99	86,82	-0,406	0,685
	Ø	23	77,62	11,48	57,87	99,63	69,90	78,20	87,31		
VL	O	23	80,24	17,50	48,22	129,47	66,44	81,35	88,32	-0,213	0,831
	Ø	23	78,68	14,00	56,85	110,21	66,86	75,81	88,69		
VM	O	23	79,61	17,55	46,97	115,55	70,75	80,38	87,15	-0,639	0,523
	Ø	23	78,18	11,57	48,12	102,84	72,29	78,35	85,88		
TA	O	22	81,47	19,48	38,46	113,15	67,82	81,95	93,81	-0,763	0,445
	Ø	23	83,00	20,56	35,55	122,09	69,50	78,69	96,58		

*p<0,05; O: Açık Göz; Ø: Kapalı Göz; G: Gastrocnemius; ST: Semitendinosus; BF: Biceps Femoris; SM: Semimembranosus; RF: Rectus Femoris; VL: Vastus Lateralis; VM: Vastus Medialis; TA: Tibialis Anterior

Tablo 4.13’de çalışma grubunun açık göz (O) ve kapalı göz (Ø) olarak gerçekleşen SDBİ testi her bir kasın platformun uçuş evresindeki EMG sinyalleri ortalama frekans (Hz) değerlerinin “Friedman” testi karşılaştırma sonuçları görülmektedir. Analiz sonuçlarına göre, çalışma grubunun G, BF, SM, RF, VL, VM ve TA kaslarının platformun uçuş evresindeki EMG sinyalleri ortalama frekans değerlerinin benzer olduğu (p>0,05) buna karşın ST kası için farklılık olduğu (p<0,05) tespit edilmiştir. ST kası platformun uçuş evresinde açık göz durumda kapalı göz duruma göre daha yüksek EMG sinyali frekans ortalaması göstermiştir.

4.2. CDBİ Testi Bulguları

4.2.1. CDBİ testi kinematik bulgular

Tablo 4.14. CDBİ testi "hareketin başlangıç anındaki eklem açısı (°)" değerlerinin karşılaştırılması.

		N	Mean	SS	Min	Max	25th	50th	75th	Z	p
Ayak Bileği	O	23	108,27	8,11	95,1	125,6	102,9	107,7	113,3	-0,106	0,915
	Ø	23	106,86	9,68	82,4	126,5	99,1	108,7	112,5		
Diz	O	23	170,89	6,99	154,8	179,7	166,9	172,1	176,3	-1,338	0,181
	Ø	23	165,67	21,17	75,6	179,2	165,3	171,0	176,1		
Kalça	O	23	110,09	17,42	80,3	177,1	104,0	108,0	114,2	-0,441	0,659
	Ø	23	107,36	10,96	77,5	125,6	103,7	108,8	114,1		

O: Açık Göz; Ø: Kapalı Göz

Tablo 4.14’de çalışma grubunun açık göz (O) ve kapalı göz (Ø) olarak gerçekleşen CDBİ testi "hareketin başlangıç anındaki eklem açısı (°)" değerlerinin “Wilcoxon İşaretli Sıralar” testi karşılaştırma sonuçları görülmektedir. Analiz sonuçlarına göre ayak bileği, diz ve kalça eklemi hareketin başlangıç anındaki eklem açısı değerlerinin benzer olduğu tespit edilmiştir ($p>0,05$).

Tablo 4.15: CDBİ testi "hareketin eksantrik evre sonundaki eklem açısı (°)" değerlerinin karşılaştırılması.

		N	Mean	SS	Min	Max	25th	50th	75th	Z	p
Ayak Bileği	O	23	82,41	7,24	68,7	95,7	78,2	82,4	86,0	-0,639	0,523
	Ø	23	79,53	13,46	37,9	107,5	75,0	82,3	88,0		
Diz	O	23	123,24	15,59	103,9	178,5	115,1	121,7	125,3	-1,202	0,229
	Ø	23	125,23	13,47	103,2	156,3	118,8	124,7	131,5		
Kalça	O	23	79,87	12,36	50,2	104,8	74,9	79,9	88,1	-0,666	0,506
	Ø	23	77,62	12,45	46,8	98,7	72,1	78,8	86,5		

O: Açık Göz; Ø: Kapalı Göz

Tablo 4.15’de çalışma grubunun açık göz (O) ve kapalı göz (Ø) olarak gerçekleşen CDBİ testi "hareketin eksantrik evre sonundaki eklem açısı (°)" değerlerinin “Wilcoxon İşaretli Sıralar” testi karşılaştırma sonuçları görülmektedir. Analiz sonuçlarına göre ayak bileği, diz ve kalça eklemi eksantrik evre sonundaki eklem açısı değerlerinin benzer olduğu tespit edilmiştir ($p>0,05$).

Tablo 4.16: CDBİ testi "hareketin take off anındaki eklem açısı (°)" değerlerinin karşılaştırılması.

		N	Mean	SS	Min	Max	25th	50th	75th	Z	p
Ayak Bileği	O	23	138,88	11,70	108,1	156,2	132,2	140,7	147,7	-1,643	0,100
	Ø	23	132,89	15,52	75,9	148,5	122,2	138,7	143,5		
Diz	O	23	171,60	8,12	153,5	179,6	164,3	174,5	178,9	-0,593	0,553
	Ø	23	168,33	16,03	105,0	179,5	163,2	175,2	177,5		
Kalça	O	23	107,19	13,56	77,9	142,6	99,8	106,0	112,5	-0,730	0,465
	Ø	23	105,35	13,86	78,5	142,3	94,5	104,8	110,8		

O: Açık Göz; Ø: Kapalı Göz

Tablo 4.16’da çalışma grubunun açık göz (O) ve kapalı göz (Ø) olarak gerçekleşen CDBİ testi "hareketin take off anındaki eklem açısı (°)" değerlerinin “Wilcoxon İşaretli Sıralar” testi karşılaştırma sonuçları görülmektedir. Analiz sonuçlarına göre ayak bileği, diz ve kalça eklemi take off anındaki eklem açı değerlerinin benzer olduğu tespit edilmiştir ($p>0,05$).

Tablo 4.17: CDBİ testi "eksantrik evre süresi (s)" değerlerinin karşılaştırması.

		N	Mean	SS	Min	Max	25th	50th	75th	Z	p
Eksantrik Evre Süresi	O	23	0,513	0,166	0,258	0,891	0,379	0,471	0,620	-0,06	0,951
	Ø	23	0,502	0,140	0,321	0,841	0,379	0,492	0,579		

O: Açık Göz; Ø: Kapalı Göz

Tablo 4.17’de çalışma grubunun açık göz (O) ve kapalı göz (Ø) olarak gerçekleşen CDBİ testi, "eksantrik evre süresi (s)" değerlerinin “Wilcoxon İşaretli Sıralar” testi karşılaştırma sonuçları görülmektedir. Analiz sonuçlarına göre eksantrik evre süresi değerlerinin benzer olduğu tespit edilmiştir ($p>0,05$).

Tablo 4.18: CDBİ testi "konsantrik evre süresi (s)" değerlerinin karşılaştırması.

		N	Mean	SS	Min	Max	25th	50th	75th	Z	p
Konsantrik Evre Süresi	O	23	0,311	0,050	0,238	0,454	0,271	0,312	0,334	0,000	1,000
	Ø	23	0,309	0,066	0,191	0,508	0,271	0,304	0,346		

O: Açık Göz; Ø: Kapalı Göz

Tablo 4.18’de çalışma grubunun açık göz (O) ve kapalı göz (Ø) olarak gerçekleşen CDBİ testi "konsantrik evre süresi (s)" değerlerinin “Wilcoxon İşaretli Sıralar” testi karşılaştırma sonuçları görülmektedir. Analiz sonuçlarına göre konsantrik evre süresi değerlerinin benzer olduğu tespit edilmiştir ($p>0,05$).

Tablo 4.19: CDBİ testi "platform uçuş süresi (s)" değerlerinin karşılaştırması.

		N	Mean	SS	Min	Max	25th	50th	75th	Z	p
Platform	O	23	0,127	0,021	0,091	0,177	0,113	0,130	0,137	-0,309	0,758
Uçuş Süresi	Ø	23	0,145	0,077	0,058	0,398	0,106	0,135	0,143		

O: Açık Göz; Ø: Kapalı Göz

Tablo 4.19’da çalışma grubunun açık göz (O) ve kapalı göz (Ø) olarak gerçekleşen CDBİ testi “platformun uçuş süresi (s)” değerlerinin “Wilcoxon İşaretli Sıralar” testi karşılaştırma sonuçları görülmektedir. Analiz sonuçlarına göre platformun uçuş süresi değerlerinin benzer olduğu tespit edilmiştir ($p>0,05$).

Tablo 4.20: CDBİ testi "platformun uçuş yüksekliği (cm)" değerlerinin karşılaştırması.

		N	Mean	SS	Min	Max	25th	50th	75th	Z	p
Platform Uçuş	O	23	11,65	4,52	4,0	24,0	8,0	11,0	15,0	-0,681	0,496
Yüksekliği	Ø	23	11,04	4,04	5,0	23,0	8,0	11,0	13,0		

O: Açık Göz; Ø: Kapalı Göz

Tablo 4.20’de çalışma grubunun açık göz (O) ve kapalı göz (Ø) olarak gerçekleşen CDBİ testi “platformun uçuş yüksekliği (cm)” değerlerinin “Wilcoxon İşaretli Sıralar” testi karşılaştırma sonuçları görülmektedir. Analiz sonuçlarına göre platformun uçuş yüksekliği değerlerinin benzer olduğu tespit edilmiştir ($p>0,05$).

Tablo 4.21: CDBİ testi "platformun take off anındaki dikey hızı (m/s)" değerlerinin karşılaştırılması.

		N	Mean	SS	Min	Max	25th	50th	75th	Z	p
Platform	O	23	2,823	0,857	0,007	3,623	2,860	3,009	3,239	-0,989	0,323
Dikey Hızı	Ø	23	2,650	1,013	0,055	3,804	2,558	2,945	3,175		

O: Açık Göz; Ø: Kapalı Göz

Tablo 4.21’de çalışma grubunun açık göz (O) ve kapalı göz (Ø) olarak gerçekleşen CDBİ testi "platformun take off anındaki dikey hızı (m/s)" değerlerinin “Wilcoxon İşaretli Sıralar” testi karşılaştırma sonuçları görülmektedir. Analiz sonuçlarına platformun take off anındaki dikey hızı değerlerinin benzer olduğu tespit edilmiştir ($p>0,05$).

Tablo 4.22: CDBİ testi "take off anındaki eklem açısız hızı (°/s)" değerklerinin karşılaştırılması.

		N	Mean	SS	Min	Max	25th	50th	75th	Z	p
Ayak Bileği	O	23	16,77	20,70	0,0	91,5	3,5	9,2	25,0	-0,180	0,855
	Ø	23	17,22	19,89	0,4	78,3	3,4	9,4	21,0		
Diz	O	23	30,92	24,80	4,1	94,0	14,2	22,1	38,5	-0,460	0,648
	Ø	23	26,64	17,06	3,6	61,8	9,9	26,9	40,0		
Kalça	O	23	32,55	27,51	1,4	118,0	14,3	27,6	44,2	-0,850	0,394
	Ø	23	27,89	25,67	0,6	115,1	10,0	22,5	38,7		

O: Açık Göz; Ø: Kapalı Göz

Tablo 4.22’de çalışma grubunun açık göz (O) ve kapalı göz (Ø) olarak gerçekleşen CDBİ testi "take off anındaki eklem açısız hızı (°/s)" değerklerinin “Wilcoxon İşaretlı Sıralar” testi karşılaştırma sonuçları görölmektedir. Analiz sonuçlarına göre ayak bileği, diz ve kalça eklem açısız hız değerklerinin benzer olduğu tespit edilmiştir ($p>0,05$).

4.2.2. CDBİ testi EMG bulguları

Tablo 4.23: CDBİ testi esnasındaki her bir kastan elde edilen en yüksek MVC yüzde değerklerinin karşılaştırılması.

		N	Mean	SS	Min	Max	25th	50th	75th	χ^2	p
G	O	23	55,90	43,82	1,42	154,00	24,33	38,22	102,92	-0,308	0,758
	Ø	23	60,70	42,25	7,66	159,53	26,79	46,60	80,52		
ST	O	23	41,07	42,99	0,00	206,23	17,54	28,82	51,18	-1,199	0,230
	Ø	21	33,06	21,45	0,00	102,97	20,46	30,38	42,80		
BF	O	23	41,72	26,55	1,63	101,53	20,85	38,33	56,79	-0,539	0,590
	Ø	23	45,49	26,05	1,27	111,37	29,93	43,19	53,31		
SM	O	22	29,87	21,13	4,40	96,96	15,77	23,86	44,84	-1,207	0,227
	Ø	21	40,28	38,73	7,02	134,96	17,61	25,44	44,74		
RF	O	23	55,70	36,76	6,68	163,82	27,14	49,90	71,47	-0,471	0,638
	Ø	22	68,39	71,97	5,89	317,38	23,10	49,79	84,60		
VL	O	23	105,32	69,94	3,89	273,03	49,82	98,71	151,52	-0,601	0,548
	Ø	22	106,63	73,64	6,10	254,60	54,03	84,43	147,17		
VM	O	23	95,94	86,88	4,20	412,00	39,61	79,54	140,37	-0,568	0,570
	Ø	22	101,82	105,92	7,45	514,67	40,28	67,94	142,75		
TA	O	23	38,10	54,78	8,54	271,24	13,06	20,57	39,80	-0,828	0,408
	Ø	22	49,23	69,02	10,83	336,60	15,15	28,47	53,48		

O: Açık Göz; Ø: Kapalı Göz; G: Gastrocnemius; ST: Semitendinosus; BF: Biceps Femoris; SM: Semimembranosus; RF: Rectus Femoris; VL: Vastus Lateralis; VM: Vastus Medialis; TA: Tibialis Anterior

Tablo 4.23’de çalışma grubunun açık göz (O) ve kapalı göz (Ø) olarak gerçekleşen CDBİ testi esnasındaki her bir kastan elde edilen en yüksek MVC yüzde değerklerinin

“Friedman” testi karşılaştırma sonuçları görülmektedir. Analiz sonuçlarına göre, çalışma grubunun G, ST, BF, SM, RF, VL, VM ve TA kaslarından elde edilen en yüksek MVC yüzde değerlerinin benzer olduğu ($p>0,05$) tespit edilmiştir.

Tablo 4.24: CDBİ testi esnasındaki her bir kasın en yüksek MVC yüzde değerine ulaştığı zaman (s) değerlerinin karşılaştırılması.

		N	Mean	SS	Min	Max	25th	50th	75th	χ^2	p
G	O	23	0,549	0,443	0,001	1,299	0,001	0,743	0,851	-1,120	0,263
	Ø	23	0,400	0,457	0,001	1,524	0,001	0,128	0,810		
ST	O	23	0,674	0,474	0,001	1,322	0,116	0,771	1,115	-0,560	0,575
	Ø	21	0,615	0,455	0,001	1,524	0,087	0,656	0,948		
BF	O	23	0,397	0,455	0,001	1,299	0,001	0,196	0,783	-0,497	0,619
	Ø	23	0,350	0,437	0,001	1,524	0,001	0,028	0,698		
SM	O	22	0,536	0,440	0,001	1,322	0,095	0,567	0,877	-0,592	0,554
	Ø	21	0,586	0,467	0,001	1,524	0,001	0,653	0,936		
RF	O	23	0,616	0,456	0,001	1,230	0,001	0,743	1,040	-1,045	0,296
	Ø	22	0,701	0,444	0,001	1,524	0,364	0,808	1,065		
VL	O	23	0,865	0,288	0,001	1,322	0,743	0,847	1,079	-0,860	0,390
	Ø	22	0,792	0,383	0,001	1,524	0,655	0,872	1,052		
VM	O	23	0,809	0,388	0,001	1,322	0,725	0,876	1,098	-0,860	0,390
	Ø	23	0,736	0,364	0,001	1,524	0,575	0,799	0,884		
TA	O	23	0,654	0,443	0,001	1,322	0,123	0,718	1,079	-0,276	0,783
	Ø	22	0,660	0,375	0,001	1,471	0,431	0,702	0,885		

O: Açık Göz; Ø: Kapalı Göz; G: Gastrocnemius; ST: Semitendinosus; BF: Biceps Femoris; SM: Semimembranosus; RF: Rectus Femoris; VL: Vastus Lateralis; VM: Vastus Medialis; TA: Tibialis Anterior

Tablo 4.24’de çalışma grubunun açık göz (O) ve kapalı göz (Ø) olarak gerçekleşen CDBİ testi esnasındaki her bir kasın en yüksek MVC yüzde değerine ulaştığı zaman (s) değerlerinin “Friedman” testi karşılaştırma sonuçları görülmektedir. Analiz sonuçlarına göre, çalışma grubunun G, ST, BF, SM, RF, VL, VM ve TA kaslarının en yüksek MVC yüzdesine ulaştığı zaman değerlerinin benzer olduğu ($p>0,05$) tespit edilmiştir.

Tablo 4.25. CDBİ testi esnasındaki her bir kasın eksantrik evredeki RMS (V) değerlerinin karşılaştırılması.

		N	Mean	SS	Min	Max	25th	50th	75th	χ^2	p
G	O	23	2,75E-05	2,79E-05	1,44E-06	1,16E-04	1,14E-05	1,81E-05	3,22E-05	-0,335	0,738
	Ø	23	2,50E-05	1,82E-05	4,09E-06	9,09E-05	1,64E-05	1,84E-05	3,49E-05		
ST	O	23	4,64E-05	6,97E-05	2,60E-06	3,57E-04	1,99E-05	2,70E-05	4,31E-05	-0,921	0,357
	Ø	21	4,50E-05	5,23E-05	1,53E-05	2,57E-04	1,93E-05	2,63E-05	5,45E-05		
BF	O	22	3,67E-05	2,36E-05	2,64E-06	9,93E-05	1,98E-05	2,80E-05	4,90E-05	-0,925	0,355
	Ø	23	3,76E-05	2,04E-05	1,32E-05	1,06E-04	2,37E-05	3,32E-05	4,19E-05		
SM	O	21	3,25E-05	1,86E-05	8,65E-06	8,22E-05	1,88E-05	2,56E-05	4,79E-05	-0,762	0,446
	Ø	19	3,17E-05	1,95E-05	7,28E-06	9,53E-05	1,54E-05	2,87E-05	3,98E-05		
RF	O	23	6,88E-05	6,14E-05	9,44E-06	2,75E-04	2,50E-05	5,41E-05	7,95E-05	-0,644	0,520
	Ø	19	7,87E-05	1,04E-04	8,25E-06	4,66E-04	2,15E-05	5,30E-05	8,56E-05		
VL	O	23	9,03E-05	7,78E-05	4,17E-06	3,79E-04	3,60E-05	8,38E-05	1,14E-04	-0,644	0,520
	Ø	19	9,75E-05	9,63E-05	5,54E-06	4,43E-04	3,75E-05	8,96E-05	9,57E-05		
VM	O	23	1,06E-04	1,38E-04	4,99E-06	6,78E-04	4,30E-05	7,08E-05	1,17E-04	-0,523	0,601
	Ø	20	1,17E-04	1,87E-04	6,42E-06	8,77E-04	3,88E-05	5,97E-05	1,25E-04		
TA	O	23	3,10E-05	2,28E-05	1,04E-05	1,09E-04	1,83E-05	2,51E-05	3,48E-05	-0,443	0,658
	Ø	19	3,26E-05	2,77E-05	1,08E-05	1,23E-04	1,67E-05	2,39E-05	3,73E-05		

O: Açık Göz; Ø: Kapalı Göz; G: Gastrocnemius; ST: Semitendinosus; BF: Biceps Femoris; SM: Semimembranosus; RF: Rectus Femoris; VL: Vastus Lateralis; VM: Vastus Medialis; TA: Tibialis Anterior

Tablo 4.25’de çalışma grubunun açık göz (O) ve kapalı göz (Ø) olarak gerçekleşen CDBİ testi esnasındaki her bir kasın eksantrik evredeki RMS değerlerinin “Friedman” testi karşılaştırma sonuçları görülmektedir. Analiz sonuçlarına göre, çalışma grubunun G, ST, BF, SM, RF, VL, VM ve TA kaslarının eksantrik evredeki RMS (V) değerlerinin benzer olduğu ($p>0,05$) tespit edilmiştir.

Tablo 4.26: CDBİ testi esnasında her bir kasın konsantrik evredeki RMS (V) değerlerinin karşılaştırılması.

		N	Mean	SS	Min	Max	25th	50th	75th	χ^2	p
G	O	23	5,76E-05	4,02E-05	1,34E-05	1,77E-04	2,73E-05	4,36E-05	8,46E-05	-0,852	0,394
	Ø	23	5,63E-05	3,43E-05	1,78E-05	1,62E-04	3,21E-05	4,67E-05	6,96E-05		
ST	O	23	9,42E-05	1,05E-04	1,70E-05	5,25E-04	4,27E-05	6,23E-05	1,19E-04	-1,894	0,058
	Ø	21	6,89E-05	4,99E-05	2,02E-05	2,42E-04	3,78E-05	5,50E-05	8,78E-05		
BF	O	22	5,68E-05	2,80E-05	2,35E-05	1,14E-04	3,41E-05	4,93E-05	8,22E-05	-0,243	0,808
	Ø	23	5,43E-05	2,66E-05	1,89E-05	1,28E-04	3,52E-05	3,90E-05	7,48E-05		
SM	O	22	8,73E-05	3,70E-05	2,94E-05	1,60E-04	6,61E-05	8,50E-05	1,10E-04	-1,381	0,167
	Ø	21	1,04E-04	5,25E-05	4,13E-05	2,37E-04	6,12E-05	9,92E-05	1,27E-04		
RF	O	23	1,54E-04	2,04E-04	2,21E-05	8,97E-04	6,65E-05	9,06E-05	1,39E-04	-1,269	0,204
	Ø	20	1,51E-04	1,81E-04	8,55E-06	8,01E-04	6,24E-05	8,78E-05	2,44E-04		
VL	O	23	1,92E-04	2,00E-04	2,67E-05	8,60E-04	9,53E-05	1,25E-04	2,08E-04	-0,448	0,654
	Ø	20	2,15E-04	1,88E-04	3,70E-06	7,92E-04	9,68E-05	1,60E-04	2,85E-04		
VM	O	23	1,77E-04	1,69E-04	3,52E-05	8,00E-04	9,59E-05	1,15E-04	1,80E-04	-1,060	0,289
	Ø	21	2,07E-04	2,52E-04	1,44E-05	1,14E-03	7,03E-05	1,14E-04	2,73E-04		
TA	O	23	4,82E-05	2,42E-05	2,38E-05	1,36E-04	3,01E-05	4,67E-05	5,43E-05	-0,633	0,527
	Ø	22	5,17E-05	3,24E-05	9,63E-06	1,32E-04	2,97E-05	4,34E-05	6,71E-05		

O: Açık Göz; Ø: Kapalı Göz; G: Gastrocnemius; ST: Semitendinosus; BF: Biceps Femoris; SM: Semimembranosus; RF: Rectus Femoris; VL: Vastus Lateralis; VM: Vastus Medialis; TA: Tibialis Anterior

Tablo 4.26’da çalışma grubunun açık göz (O) ve kapalı göz (Ø) olarak gerçekleşen CDBİ testi esnasındaki her bir kasın konsantrik evredeki RMS değerlerinin “Friedman” testi karşılaştırma sonuçları görülmektedir. Analiz sonuçlarına göre, çalışma grubunun G, ST, BF, SM, RF, VL, VM ve TA kaslarının konsantrik evredeki RMS (V) değerlerinin benzer olduğu ($p>0,05$) tespit edilmiştir.

Tablo 4.27: CDBİ testi esnasındaki her bir kasın platformun uçuş evresindeki RMS (V) değerlerinin karşılaştırılması.

		N	Mean	SS	Min	Max	25th	50th	75th	χ^2	p
G	O	23	1,93E-05	1,72E-05	1,68E-06	5,92E-05	6,76E-06	1,11E-05	3,35E-05	-0,791	0,429
	Ø	23	2,25E-05	1,74E-05	2,57E-06	6,05E-05	1,02E-05	1,80E-05	3,11E-05		
ST	O	23	7,73E-05	1,43E-04	4,50E-06	6,79E-04	1,53E-05	3,02E-05	8,45E-05	-1,408	0,159
	Ø	21	4,01E-05	4,13E-05	5,15E-06	1,91E-04	1,60E-05	2,63E-05	5,25E-05		
BF	O	23	3,55E-05	3,37E-05	4,72E-06	1,14E-04	1,08E-05	1,92E-05	5,89E-05	-1,186	0,236
	Ø	23	3,07E-05	2,57E-05	3,50E-06	9,69E-05	1,14E-05	2,22E-05	4,04E-05		
SM	O	22	4,49E-05	3,67E-05	1,90E-06	1,18E-04	1,60E-05	2,80E-05	7,68E-05	-0,411	0,681
	Ø	21	6,21E-05	6,34E-05	3,95E-06	2,49E-04	1,17E-05	4,39E-05	8,75E-05		
RF	O	23	2,30E+01	1,27E-04	1,74E-04	3,03E-05	7,16E-04	4,61E-05	6,93E-05	-0,373	0,709
	Ø	22	2,00E+01	1,08E-04	9,63E-05	1,67E-05	4,23E-04	4,21E-05	8,18E-05		
VL	O	23	1,25E-04	1,38E-04	1,55E-05	6,62E-04	5,57E-05	7,42E-05	1,29E-04	-0,859	0,391
	Ø	20	1,26E-04	1,29E-04	1,05E-05	5,34E-04	4,21E-05	8,31E-05	1,47E-04		
VM	O	23	1,21E-04	1,28E-04	3,17E-05	5,33E-04	4,72E-05	7,63E-05	1,51E-04	-1,269	0,204
	Ø	20	1,05E-04	1,03E-04	2,75E-05	4,59E-04	4,23E-05	6,43E-05	1,28E-04		
TA	O	23	5,40E-05	5,06E-05	1,27E-05	2,52E-04	2,53E-05	3,78E-05	6,59E-05	-0,503	0,615
	Ø	22	6,47E-05	7,63E-05	1,74E-05	3,16E-04	2,52E-05	4,18E-05	5,56E-05		

O: Açık Göz; Ø: Kapalı Göz; G: Gastrocnemius; ST: Semitendinosus; BF: Biceps Femoris; SM: Semimembranosus; RF: Rectus Femoris; VL: Vastus Lateralis; VM: Vastus Medialis; TA: Tibialis Anterior

Tablo 4.27’de çalışma grubunun açık göz (O) ve kapalı göz (Ø) olarak gerçekleşen CDBİ testi esnasındaki her bir kasın platformun uçuş evresindeki RMS değerlerinin “Friedman” testi karşılaştırma sonuçları görülmektedir. Analiz sonuçlarına göre, çalışma grubunun G, ST, BF, SM, RF, VL, VM ve TA kaslarının platformun uçuş evresindeki RMS (V) değerlerinin benzer olduğu ($p>0,05$) tespit edilmiştir.

Tablo 4.28: CDBİ testi esnasında her bir kasın eksantrik evredeki EMG sinyalleri ortalama frekans (Hz) değerlerinin karşılaştırılması.

		N	Mean	SS	Min	Max	25th	50th	75th	χ^2	p
G	O	23	62,88	9,69	47,02	82,79	54,20	62,30	67,07	-0,182	0,855
	Ø	23	62,15	10,71	48,42	83,51	51,81	62,07	70,15		
ST	O	23	68,69	15,97	38,50	109,78	57,59	66,91	73,36	-0,365	0,715
	Ø	21	69,40	14,81	42,68	112,12	60,23	68,01	79,08		
BF	O	23	75,06	15,22	49,57	98,50	63,02	71,72	90,88	-0,426	0,670
	Ø	23	72,44	14,85	51,92	98,66	60,81	71,48	85,24		
SM	O	22	90,30	20,11	40,05	121,93	78,17	86,66	106,71	-1,792	0,073
	Ø	21	83,40	22,21	33,69	118,22	63,02	84,66	103,10		
RF	O	23	73,11	14,40	52,53	106,98	59,16	70,54	80,93	-0,341	0,733
	Ø	22	71,69	12,01	50,62	96,28	63,66	71,66	80,27		
VL	O	23	71,19	10,23	58,08	96,11	63,77	69,93	75,55	-0,438	0,661
	Ø	22	72,61	10,08	59,88	94,47	63,33	71,62	77,26		
VM	O	23	72,43	12,67	52,22	101,47	61,31	69,87	79,35	-1,156	0,248
	Ø	23	75,43	14,42	58,10	114,97	68,82	71,44	77,40		
TA	O	23	92,89	23,54	54,86	145,64	69,74	92,30	111,62	-0,081	0,935
	Ø	22	95,35	18,68	49,02	119,63	86,35	95,98	111,65		

O: Açık Göz; Ø: Kapalı Göz; G: Gastrocnemius; ST: Semitendinosus; BF: Biceps Femoris; SM: Semimembranosus; RF: Rectus Femoris; VL: Vastus Lateralis; VM: Vastus Medialis; TA: Tibialis Anterior

Tablo 4.28’de çalışma grubunun açık göz (O) ve kapalı göz (Ø) olarak gerçekleşen CDBİ testi esnasındaki her bir kasın eksantrik evredeki EMG sinyalleri ortalama frekans (Hz) değerlerinin “Friedman” testi karşılaştırma sonuçları görülmektedir. Analiz sonuçlarına göre, çalışma grubunun G, ST, BF, SM, RF, VL, VM ve TA kaslarının eksantrik evredeki EMG sinyalleri ortalama frekans (hz) değerlerinin benzer olduğu ($p>0,05$) tespit edilmiştir.

Tablo 4.29. CDBİ testi esnasında her bir kasın konsantrik evredeki EMG sinyalleri ortalama frekans (Hz) değerlerinin karşılaştırılması.

		N	Mean	SS	Min	Max	25th	50th	75th	χ^2	p
G	O	23	62,88	9,69	47,02	82,79	54,20	62,30	67,07	-0,182	0,855
	Ø	23	62,15	10,71	48,42	83,51	51,81	62,07	70,15		
ST	O	23	68,69	15,97	38,50	109,78	57,59	66,91	73,36	-0,365	0,715
	Ø	21	69,40	14,81	42,68	112,12	60,23	68,01	79,08		
BF	O	23	75,06	15,22	49,57	98,50	63,02	71,72	90,88	-0,426	0,670
	Ø	23	72,44	14,85	51,92	98,66	60,81	71,48	85,24		
SM	O	22	90,30	20,11	40,05	121,93	78,17	86,66	106,71	-1,792	0,073
	Ø	21	83,40	22,21	33,69	118,22	63,02	84,66	103,10		
RF	O	23	73,11	14,40	52,53	106,98	59,16	70,54	80,93	-0,341	0,733
	Ø	22	71,69	12,01	50,62	96,28	63,66	71,66	80,27		
VL	O	23	71,19	10,23	58,08	96,11	63,77	69,93	75,55	-0,438	0,661
	Ø	22	72,61	10,08	59,88	94,47	63,33	71,62	77,26		
VM	O	23	72,43	12,67	52,22	101,47	61,31	69,87	79,35	-1,156	0,248
	Ø	23	75,43	14,42	58,10	114,97	68,82	71,44	77,40		
TA	O	23	92,89	23,54	54,86	145,64	69,74	92,30	111,62	-0,081	0,935
	Ø	22	95,35	18,68	49,02	119,63	86,35	95,98	111,65		

O: Açık Göz; Ø: Kapalı Göz; G: Gastrocnemius; ST: Semitendinosus; BF: Biceps Femoris; SM: Semimembranosus; RF: Rectus Femoris; VL: Vastus Lateralis; VM: Vastus Medialis; TA: Tibialis Anterior

Tablo 4.29’da çalışma grubunun açık göz (O) ve kapalı göz (Ø) olarak gerçekleşen CDBİ testi esnasındaki her bir kasın konsantrik evredeki EMG sinyalleri ortalama frekans (Hz) değerlerinin “Friedman” testi karşılaştırma sonuçları görülmektedir. Analiz sonuçlarına göre, çalışma grubunun G, ST, BF, SM, RF, VL, VM ve TA kaslarının konsantrik evredeki EMG sinyalleri ortalama frekans (Hz) değerlerinin benzer olduğu ($p>0,05$) tespit edilmiştir.

Tablo 4.30: CDBİ testi esnasındaki her bir kasın platformun uçuş evresindeki EMG sinyalleri ortalama frekans (Hz) değerlerinin karşılaştırılması.

		N	Mean	SS	Min	Max	25th	50th	75th	χ^2	p
G	O	23	58,54	10,85	40,61	75,74	49,86	57,35	68,66	-0,273	0,784
	Ø	23	59,09	11,06	42,45	88,09	51,31	57,18	63,59		
ST	O	23	61,42	18,75	30,35	104,14	46,10	62,36	68,02	-0,087	0,931
	Ø	21	62,09	17,74	22,77	90,30	52,63	62,46	75,06		
BF	O	23	59,74	15,52	34,49	89,98	48,74	56,72	76,22	-0,213	0,831
	Ø	23	61,65	14,63	35,97	88,41	50,71	60,37	75,25		
SM	O	22	83,83	28,61	33,21	126,57	56,92	89,40	107,76	-0,859	0,391
	Ø	21	78,45	33,81	33,46	143,08	46,18	84,55	106,01		
RF	O	23	78,54	11,70	57,14	103,60	71,65	79,06	86,72	-0,893	0,372
	Ø	22	76,26	11,27	51,13	91,15	70,92	78,00	85,80		
VL	O	23	76,45	14,81	49,02	98,57	63,53	80,48	85,84	-0,146	0,884
	Ø	22	75,60	10,13	55,11	90,38	67,91	78,17	83,47		
VM	O	23	76,98	12,56	49,05	94,31	63,92	78,77	87,21	-0,487	0,627
	Ø	23	76,99	12,42	55,61	109,42	67,55	74,86	84,89		
TA	O	23	87,68	18,62	53,64	118,86	77,81	90,84	100,63	-0,438	0,661
	Ø	22	85,74	22,78	29,51	122,54	70,75	86,38	102,79		

O: Açık Göz; Ø: Kapalı Göz; G: Gastrocnemius; ST: Semitendinosus; BF: Biceps Femoris; SM: Semimembranosus; RF: Rectus Femoris; VL: Vastus Lateralis; VM: Vastus Medialis; TA: Tibialis Anterior

Tablo 4.30’da çalışma grubunun açık göz (O) ve kapalı göz (Ø) olarak gerçekleşen CDBİ testi esnasındaki her bir kasın platformun uçuş evresindeki EMG sinyalleri ortalama frekans (Hz) değerlerinin “Friedman” testi karşılaştırma sonuçları görülmektedir. Analiz sonuçlarına göre, çalışma grubunun G, ST, BF, SM, RF, VL, VM ve TA kaslarının platformun uçuş evresindeki EMG sinyalleri ortalama frekans (hz) değerlerinin benzer olduğu ($p>0,05$) tespit edilmiştir.

4.3. DDBİ Testi Bulguları

4.3.1. DDBİ testi kinematik bulgular

Tablo 4.31: DDBİ testi "hareketin touchdown anındaki eklem açısı (°)" değerlerinin karşılaştırılması.

		N	Mean	SS	Min	Max	25th	50th	75th	χ^2	p
Ayak Bileği	O	23	110,90	13,26	85,4	135,9	101,4	109,3	123,0	5,504	0,138
	Ö	23	110,25	12,20	87,5	128,5	100,5	107,4	123,0		
	Ø	23	108,13	11,76	84,6	133,8	100,3	108,7	116,5		
	Ø	23	111,85	12,03	88,6	138,3	101,9	111,9	118,8		
Diz	O	23	157,62	15,84	126,4	178,4	147,7	159,9	173,2	2,154	0,541
	Ö	23	156,04	15,42	126,0	177,0	141,5	157,1	167,6		
	Ø	23	158,91	12,53	137,2	176,6	147,7	158,3	172,5		
	Ø	23	159,67	11,92	141,0	179,9	149,6	155,7	171,3		
Kalça	O	23	90,79	12,32	65,7	107,5	83,9	90,7 b	101,6	14,009	0,003*
	Ö	23	90,00	13,03	68,4	123,0	79,7	88,6 b	100,8		
	Ø	23	93,97	9,90	71,5	108,8	86,9	94,4 ba	101,3		
	Ø	23	95,33	11,34	80,1	116,7	84,0	95,9 a	107,3		

*p<0,05; a,b: Farklı harfler içeren grupların arasında fark vardır. O: Açık Göz Haberli; Ö: Açık Göz Habersiz; Ø: Kapalı Göz Haberli; Ø: Kapalı Göz Habersiz

Tablo 4.31’ de çalışma grubunun açık göz haberli (O), açık göz habersiz (Ö), kapalı göz haberli (Ø) ve kapalı göz habersiz (Ø) olarak gerçekleşen DDBİ testi "hareketin touchdown anındaki eklem açısı (°)" değerlerinin “Friedman” testi karşılaştırma sonuçları görülmektedir. Analiz sonuçlarına göre ayak bileği ve diz eklemi açı değerlerinin benzer olduğu ($p>0,05$), buna karşın kalça eklemi açı değerlerinin birbirinden farklılık gösterdiği tespit edilmiştir ($p<0,05$). Buna göre, kapalı göz habersiz kalça eklemi açısı ile açık göz haberli ve açık göz habersiz kalça eklemi açısı arasında farklılık görülmektedir ($p<0,05$). Bu sonuçlar, kapalı göz habersiz olarak gerçekleştirilen kalça eklemi açısının açık göz haberli ve açık göz habersiz kalça eklemi açısına göre daha büyük olduğunu göstermektedir. Ayrıca diğer gruplar arasındaki kalça eklemi açı değeri benzerdir ($p>0,05$).

Tablo 4.32: DDBİ testi " hareketin take off anındaki eklem açısı (°)" değerlerinin karşılaştırılması.

		N	Mean	SS	Min	Max	25th	50th	75th	χ^2	p
Ayak Bileği	O	23	136,77	14,06	103,0	156,0	129,4	140,5	147,3	1,591	0,661
	Ö	23	136,67	14,82	99,5	160,0	127,1	140,1	147,1		
	Ø	23	135,63	10,93	116,8	156,4	127,8	133,6	145,9		
	Ø	23	138,33	9,50	117,8	150,3	130,5	137,8	147,7		
Diz	O	23	171,48	6,45	158,8	180,0	165,2	172,1	178,7	2,113	0,549
	Ö	23	171,21	6,70	155,6	179,7	166,2	171,0	178,2		
	Ø	23	173,21	6,17	155,8	179,9	171,1	175,0	177,4		
	Ø	23	173,35	5,89	155,8	179,7	171,6	175,0	176,6		
Kalça	O	23	109,49	15,26	81,7	147,0	99,4	104,5	117,4	6,287	0,098
	Ö	23	106,52	15,49	81,9	148,3	94,8	104,3	116,4		
	Ø	23	101,72	23,88	11,6	133,6	95,9	104,2	113,5		
	Ø	23	109,18	15,43	85,8	140,2	97,5	108,6	120,2		

O: Açık Göz Haberli; Ö: Açık Göz Habersiz; Ø: Kapalı Göz Haberli; Ø: Kapalı Göz Habersiz

Tablo 4.32’de açık göz haberli (O), açık göz habersiz (Ö), kapalı göz haberli (Ø) ve kapalı göz habersiz (Ø) olarak gerçekleşen DDBİ testi "hareketin take off anındaki eklem açısı (°)" değerlerinin “Friedman” testi karşılaştırma sonuçları görülmektedir. Analiz sonuçlarına göre take off anındaki ayak bileği, diz ve kalça eklem açısı değerlerinin benzer olduğu tespit edilmiştir ($p>0,05$).

Tablo 4.33: DDBİ testi " hareketin eksantrik evre sonundaki eklem açısı (°)" değerlerinin karşılaştırılması.

		N	Mean	SS	Min	Max	25th	50th	75th	χ^2	p
Ayak Bileği	O	23	91,11	10,04	67,0	106,4	84,6	91,1	100,9	6,496	0,090
	Ö	23	87,09	9,93	68,2	109,5	81,0	86,0	94,2		
	Ø	23	90,48	12,44	47,6	105,0	86,2	91,8	100,6		
	Ø	23	90,18	11,75	65,2	106,3	82,0	92,6	99,1		
Diz	O	23	116,15	15,48	92,7	161,3	106,4	114,9	124,9	2,487	0,478
	Ö	23	116,07	12,50	89,3	134,4	106,0	117,5	127,1		
	Ø	23	115,97	12,01	98,9	135,6	101,7	117,2	127,2		
	Ø	23	117,11	12,86	90,7	148,2	108,8	115,5	125,4		
Kalça	O	23	63,34	12,69	35,5	86,7	56,6	67,3ba	70,5	11,609	0,009*
	Ö	23	62,13	9,76	41,3	78,7	55,9	64,5b	68,4		
	Ø	23	65,55	11,64	39,7	86,7	62,2	68,5ba	71,6		
	Ø	23	67,42	13,76	44,2	100,4	55,7	69,2a	77,3		

* $p<0,05$; O: Açık Göz Haberli; Ö: Açık Göz Habersiz; Ø: Kapalı Göz Haberli; Ø: Kapalı Göz Habersiz;
a,b: Farklı harfler içeren grupların arasında fark vardır.

Tablo 4.33’de açık göz haberli (O), açık göz habersiz (Ö), kapalı göz haberli (Ø) ve kapalı göz habersiz (Ø) olarak gerçekleşen DDBİ testi "hareketin eksantrik evre

sonundaki eklem açısı ($^{\circ}$)" değerlerinin "Friedman" testi karşılaştırma sonuçları görülmektedir. Analiz sonuçlarına göre ayak bileği ve diz eklem açısı değerlerinin benzer olduğu ($p>0,05$), buna karşın kalça eklemi açısı değerlerinin birbirinden farklılık gösterdiği tespit edilmiştir ($p<0,05$). Buna göre, açık göz habersiz kalça eklemi açısı ile kapalı göz habersiz kalça eklem açısı değerlerinin birbirinden farklılık gösterdiği ($p<0,05$) tespit edilip kapalı göz habersiz kalça eklem açısı daha büyüktür. Ayrıca diğer gruplar arasındaki kalça eklemi açısı değeri benzerdir ($p>0,05$).

Tablo 4.34: DDBİ testi "eksantrik evre süresi (s)" değerlerinin karşılaştırılması.

		N	Mean	SS	Min	Max	25th	50th	75th	χ^2	p
Eksantrik Evre Süresi	O	23	0,165	0,057	0,067	0,275	0,125	0,155	0,204	0,840	0,840
	Ö	23	0,170	0,056	0,075	0,262	0,129	0,179	0,208		
	Ø	23	0,168	0,049	0,091	0,291	0,137	0,162	0,191		
	Ø	23	0,174	0,061	0,104	0,391	0,138	0,158	0,200		

O: Açık Göz Haberli; Ö: Açık Göz Habersiz; Ø: Kapalı Göz Haberli; Ø: Kapalı Göz Habersiz.

Tablo 4.34’de açık göz haberli (O), açık göz habersiz (Ö), kapalı göz haberli (Ø) ve kapalı göz habersiz (Ø) olarak gerçekleşen DDBİ testi "eksantrik evre süresi (s)" değerlerinin "Friedman" testi karşılaştırma sonuçları görülmektedir. Analiz sonuçlarına göre eksantrik evre süresi değerlerin benzer olduğu tespit edilmiştir ($p>0,05$).

Tablo 4.35: DDBİ testi "konsantrik evre süresi (s)" değerlerinin karşılaştırılması.

		N	Mean	SS	Min	Max	25th	50th	75th	χ^2	p
Konsantrik Evre Süresi	O	23	0,356	0,101	0,225	0,562	0,271	0,329	0,421	1,731	0,630
	Ö	23	0,345	0,089	0,217	0,559	0,292	0,316	0,371		
	Ø	23	0,341	0,091	0,229	0,605	0,279	0,325	0,375		
	Ø	23	0,348	0,096	0,204	0,650	0,287	0,338	0,367		

O: Açık Göz Haberli; Ö: Açık Göz Habersiz; Ø: Kapalı Göz Haberli; Ø: Kapalı Göz Habersiz.

Tablo 4.35’de açık göz haberli (O), açık göz habersiz (Ö), kapalı göz haberli (Ø) ve kapalı göz habersiz (Ø) olarak gerçekleşen DDBİ testi "konsantrik evre süresi (s)" değerlerinin "Friedman" testi karşılaştırma sonuçları görülmektedir. Analiz sonuçlarına göre konsantrik evre süresi değerlerinin benzer olduğu tespit edilmiştir ($p>0,05$).

Tablo 4.36: DDBİ testi "platform uçuş süresi (s)" değerlerinin karşılaştırılması.

		N	Mean	SS	Min	Max	25th	50th	75th	χ^2	p
Platform Uçuş Süresi	O	23	0,119	0,062	0,036	0,356	0,088	0,113	0,137	3,783	0,286
	Ö	23	0,112	0,032	0,038	0,181	0,097	0,119	0,130		
	Ø	23	0,124	0,035	0,051	0,207	0,112	0,119	0,132		
	Ø	23	0,120	0,053	0,011	0,274	0,088	0,118	0,148		

O: Açık Göz Haberli; Ö: Açık Göz Habersiz; Ø: Kapalı Göz Haberli; Ø: Kapalı Göz Habersiz.

Tablo 4.36’da çalışma grubunun açık göz haberli (O), açık göz habersiz (Ö), kapalı göz haberli (Ø) ve kapalı göz habersiz (Ø) olarak gerçekleşen DDBİ testi "platform uçuş süresi (s)" değerlerinin “Friedman” testi karşılaştırma sonuçları görülmektedir. Analiz sonuçlarına göre platform uçuş süresi değerlerinin benzer olduğu tespit edilmiştir ($p>0,05$).

Tablo 4.37: DDBİ testi "platform uçuş yüksekliği (cm)" değerlerinin karşılaştırılması.

		N	Mean	SS	Min	Max	25th	50th	75th	χ^2	p
Platform Uçuş Yüksekliği	O	23	11,30	3,94	6	23	8	11	13	0,959	0,811
	Ö	23	11,83	3,75	5	20	9	12	14		
	Ø	23	11,91	4,58	6	24	9	11	14		
	Ø	23	11,74	3,71	5	20	9	11	14		

O: Açık Göz Haberli; Ö: Açık Göz Habersiz; Ø: Kapalı Göz Haberli; Ø: Kapalı Göz Habersiz.

Tablo 4.37’de çalışma grubunun açık göz haberli (O), açık göz habersiz (Ö), kapalı göz haberli (Ø) ve kapalı göz habersiz (Ø) olarak gerçekleşen DDBİ testi "platform uçuş yüksekliği (cm)" değerlerinin “Friedman” testi karşılaştırma sonuçları görülmektedir. Analiz sonuçlarına göre platform uçuş yüksekliği değerlerinin benzer olduğu tespit edilmiştir ($p>0,05$).

Tablo 4.38: DDBİ testi "platformun dikey hızı (m/s)" değerlerinin karşılaştırılması.

		N	Mean	SS	Min	Max	25th	50th	75th	χ^2	p
Platformun Dikey Hızı	O	23	2,817	0,525	1,833	3,889	2,437	2,880	3,153	4,258	0,235
	Ö	23	2,910	0,565	1,152	3,686	2,670	3,000	3,284		
	Ø	23	2,630	0,651	0,790	3,400	2,227	2,692	3,220		
	Ø	23	2,954	0,545	1,736	4,000	2,638	3,000	3,301		

O: Açık Göz Haberli; Ö: Açık Göz Habersiz; Ø: Kapalı Göz Haberli; Ø: Kapalı Göz Habersiz.

Tablo 4.38’de çalışma grubunun açık göz haberli (O), açık göz habersiz (Ö), kapalı göz haberli (Ø) ve kapalı göz habersiz (Ø) olarak gerçekleşen DDBİ testi "platformun dikey hızı (m/s)" değerlerinin “Friedman” testi karşılaştırma sonuçları görülmektedir. Analiz sonuçlarına göre platformun dikey hızı değerlerinin benzer olduğu tespit edilmiştir ($p>0,05$).

Tablo 4.39: DDBİ testi "touchdown anındaki eklem açısız hız (°/s)" değerlerinin karşılaştırılması.

		N	Mean	SS	Min	Max	25th	50th	75th	χ^2	p
Ayak Bileği	O	23	10,53	12,12	0,8	42,2	1,2	6,4	15,6	2,266	0,519
	Ö	23	9,94	21,48	0,0	99,4	0,4	3,6	7,0		
	Ø	23	11,77	22,05	0,2	102,8	1,2	5,5	9,8		
	Ø	23	9,90	11,02	0,1	41,1	1,6	6,4	15,1		
Diz	O	23	12,77	13,90	0,4	49,1	1,8	6,7	21,4	1,776	0,620
	Ö	23	12,79	16,47	0,0	65,9	0,8	6,8	20,0		
	Ø	23	8,87	15,70	0,0	75,9	1,1	3,9	10,4		
	Ø	23	7,57	8,65	0,1	31,9	1,5	3,4	10,9		
Kalça	O	23	5,51	15,79	0,1	77,1	0,4	1,3	4,1	3,478	0,324
	Ö	23	3,99	6,21	0,0	20,9	0,2	1,0	5,3		
	Ø	23	2,21	3,17	0,0	12,0	0,4	0,8	3,2		
	Ø	23	2,14	3,68	0,0	14,8	0,2	0,9	2,3		

O: Açık Göz Haberli; Ö: Açık Göz Habersiz; Ø: Kapalı Göz Haberli; Ø: Kapalı Göz Habersiz.

Tablo 4.39’da açık göz haberli (O), açık göz habersiz (Ö), kapalı göz haberli (Ø) ve kapalı göz habersiz (Ø) olarak gerçekleşen DDBİ testi "touchdown anındaki eklem açısız hız (°/s)" değerlerinin “Friedman” testi karşılaştırma sonuçları görülmektedir. Analiz sonuçlarına göre ayak bileği, diz ve kalça eklemi açısız hız değerlerinin benzer olduğu tespit edilmiştir ($p>0,05$).

Tablo 4.40: DDBİ testi "take off anındaki açısız hız (°/s)" değerlerinin karşılaştırılması.

		N	Mean	SS	Min	Max	25th	50th	75th	χ^2	p
Ayak Bileği	O	23	29,39	23,40	2,7	87,8	11,1	23,9	46,1	1,140	0,767
	Ö	23	25,43	20,45	2,3	68,7	7,7	19,9	42,4		
	Ø	23	20,65	14,81	1,1	56,2	7,5	17,4	35,3		
	Ø	23	23,73	22,01	0,0	91,8	6,3	18,5	31,6		
Diz	O	23	27,23	19,33	3,2	75,0	11,4	25,6	40,6	3,261	0,353
	Ö	23	32,33	19,25	2,7	79,5	17,1	28,1	45,6		
	Ø	23	31,30	21,74	1,9	78,4	13,1	23,7	50,7		
	Ø	23	38,71	21,38	3,9	79,1	24,5	34,9	53,0		

Tablo 4.40 (Devam): DDBİ testi "take off anındaki açısız hız (°/s)" değerlerinin karşılaştırılması.

		N	Mean	SS	Min	Max	25th	50th	75th	χ^2	p
Kalça	O	23	30,79	22,61	1,3	96,0	15,9	28,3	47,0	3,943	0,268
	Ö	23	29,12	18,59	5,6	68,3	13,2	27,2	44,7		
	Ø	23	28,95	16,86	2,6	55,1	8,2	33,5	43,1		
	Ø	23	23,73	16,00	2,2	47,7	8,6	27,2	39,7		

O: Açık Göz Haberli; Ö: Açık Göz Habersiz; Ø: Kapalı Göz Haberli; Ø: Kapalı Göz Habersiz.

Tablo 4.40'da açık göz haberli (O), açık göz habersiz (Ö), kapalı göz haberli (Ø) ve kapalı göz habersiz (Ø) olarak gerçekleşen DDBİ testi "take off anındaki eklem açısız hız (°/s)" değerlerinin "Friedman" testi karşılaştırma sonuçları görülmektedir. Analiz sonuçlarına göre ayak bileği, diz ve kalça eklemi açısız hız değerlerinin benzer olduğu tespit edilmiştir ($p>0,05$).

4.3.2. DDBİ testi EMG bulguları

Tablo 4.41: DDBİ testi esnasındaki her bir kasta elde edilen en yüksek MVC yüzde değerlerinin karşılaştırılması.

		N	Mean	SS	Min	Max	25th	50th	75th	χ^2	p
G	O	21	97,37	59,13	21,17	240,50	57,82	81,11	131,97	1,048	0,790
	Ö	21	110,21	83,79	7,79	372,00	56,95	83,76	159,74		
	Ø	21	90,71	63,22	24,27	286,68	60,84	70,20	94,04		
	Ø	21	100,08	64,38	24,13	273,47	52,02	89,87	127,11		
ST	O	20	54,13	31,06	0,00	126,25	28,67	49,63a	78,26	8,246	0,041*
	Ö	20	61,26	68,35	0,00	316,47	30,77	40,75ab	73,12		
	Ø	20	45,82	33,59	0,00	152,28	27,48	39,07b	51,48		
	Ø	20	51,23	32,23	0,00	147,26	30,88	47,43ab	59,59		
BF	O	20	54,34	32,65	4,77	124,67	33,09	47,49	76,71	2,126	0,547
	Ö	20	51,99	29,91	4,00	107,30	29,91	47,53	69,99		
	Ø	20	51,66	32,40	3,89	125,99	30,05	40,80	66,74		
	Ø	20	47,50	23,03	4,19	100,07	31,26	47,70	61,30		
SM	O	21	185,93	321,68	22,91	1348,33	39,36	59,62	172,70	2,455	0,484
	Ö	21	162,04	428,29	13,84	2015,99	33,86	46,52	98,29		
	Ø	21	129,51	215,91	19,86	956,09	34,43	51,28	108,12		
	Ø	21	123,85	218,83	19,24	1032,41	39,30	56,56	111,92		
RF	O	21	94,96	54,08	26,33	242,14	50,27	87,44	118,59	1,593	0,661
	Ö	21	76,75	33,07	24,59	150,05	55,75	72,40	93,13		
	Ø	21	85,46	32,12	31,24	151,62	56,58	83,42	106,35		
	Ø	21	86,77	40,89	31,39	182,10	57,30	71,78	121,43		

Tablo 4.41 (Devam): DDBİ testi esnasındaki her bir kastan elde edilen en yüksek MVC yüzde değerlerinin karşılaştırılması.

		N	Mean	SS	Min	Max	25th	50th	75th	χ^2	p
VL	O	20	158,84	104,69	53,12	409,56	76,25	134,99	190,94	2,457	0,483
	Ö	20	139,43	98,67	22,08	434,22	71,13	123,87	151,06		
	Ø	20	135,26	76,35	41,90	331,74	75,18	117,42	167,57		
	Ø	20	135,98	73,41	49,80	323,80	84,18	107,68	177,37		
VM	O	20	153,49	134,79	46,03	663,65	74,49	120,37	181,81	6,980	0,073
	Ö	20	113,28	76,41	14,97	364,77	62,90	93,72	146,06		
	Ø	20	139,58	108,42	44,13	491,43	74,62	116,83	148,99		
	Ø	20	133,00	91,18	45,80	458,08	85,64	107,84	148,84		
TA	O	21	83,04	56,98	30,18	258,50	44,93	55,56	109,10	3,632	0,304
	Ö	21	60,37	36,41	3,34	150,56	38,70	48,04	85,40		
	Ø	21	80,12	51,63	24,99	249,83	47,60	68,22	96,88		
	Ø	21	69,26	62,35	25,45	321,13	39,21	49,89	81,15		

*p<0,05; a,b: Farklı harfler içeren grupların arasında fark vardır. O: Açık Göz Haberli; Ö: Açık Göz Habersiz; Ø: Kapalı Göz Haberli; Ø: Kapalı Göz Habersiz; G: Gastrocnemius; ST: Semitendinosus; BF: Biceps Femoris; SM: Semimembranosus; RF: Rectus Femoris; VL: Vastus Lateralis; VM: Vastus Medialis; TA: Tibialis Anterior.

Tablo 4.41’de çalışma grubunun açık göz haberli (O), açık göz habersiz (Ö), kapalı göz haberli (Ø) ve kapalı göz habersiz (Ø) olarak gerçekleşen DDBİ testi esnasındaki her bir kastan elde edilen en yüksek MVC yüzde değerlerinin “Friedman” testi karşılaştırma sonuçları görülmektedir. Analiz sonuçlarına göre G, BF, SM, RF, VL, VM ve TA kaslarının üretebildiği en yüksek MVC yüzde değerlerinin benzer olduğu (p>0.05) buna karşın ST kasında farklılık olduğu (p<0.05) tespit edilmiştir. Buna göre ST kası açık göz haberli durum ile kapalı göz haberli durum arasında farklılık olup (p<0,05) ST kası açık göz haberli durumda daha yüksek MVC yüzde değeri göstermiştir. Ayrıca diğer gruplar arasındaki MVC yüzde değerleri benzerdir (p>0,05).

Tablo 4.42: DDBİ testi esnasındaki her bir kasın en yüksek MVC yüzde değerine ulaştığı zaman (s) değerlerinin karşılaştırılması.

		N	Mean	SS	Min	Max	25th	50th	75th	χ^2	p
G	O	20	0,494	0,141	0,196	0,766	0,436	0,502	0,571	3,814	0,282
	Ö	20	0,476	0,116	0,239	0,775	0,426	0,477	0,516		
	Ø	20	0,490	0,133	0,180	0,812	0,436	0,490	0,561		
	Ø	20	0,549	0,148	0,237	0,896	0,460	0,530	0,587		
ST	O	22	0,444	0,144	0,186	0,790	0,329	0,433	0,567	6,208	0,102
	Ö	22	0,516	0,141	0,263	0,960	0,440	0,508	0,558		
	Ø	22	0,523	0,198	0,220	1,139	0,440	0,492	0,564		
	Ø	22	0,537	0,189	0,240	1,009	0,428	0,512	0,606		
BF	O	22	0,402	0,158	0,194	0,749	0,241	0,418	0,530	6,111	0,106
	Ö	22	0,399	0,135	0,165	0,701	0,279	0,444	0,482		
	Ø	22	0,397	0,153	0,181	0,832	0,260	0,404	0,491		
	Ø	22	0,469	0,146	0,240	0,798	0,367	0,483	0,550		
SM	O	21	0,494	0,124	0,272	0,770	0,432	0,483	0,598	4,630	0,201
	Ö	21	0,492	0,183	0,001	0,743	0,367	0,515	0,623		
	Ø	21	0,505	0,155	0,268	0,907	0,405	0,506	0,599		
	Ø	21	0,542	0,136	0,342	0,870	0,450	0,527	0,615		
RF	O	20	0,472	0,181	0,310	0,935	0,343	0,358	0,573	1,470	0,689
	Ö	20	0,452	0,188	0,850	0,890	0,339	0,359	0,602		
	Ø	20	0,473	0,180	0,255	0,863	0,326	0,385	0,615		
	Ø	20	0,482	0,175	0,250	0,807	0,341	0,411	0,644		
VL	O	19	0,480	0,123	0,347	0,728	0,365	0,451	0,627	4,226	0,238
	Ö	19	0,475	0,106	0,287	0,625	0,407	0,477	0,569		
	Ø	19	0,510	0,130	0,280	0,784	0,433	0,480	0,607		
	Ø	19	0,479	0,141	0,300	0,767	0,347	0,474	0,620		
VM	O	21	0,494	0,172	0,310	0,935	0,356	0,477	0,557	1,442	0,696
	Ö	21	0,546	0,211	0,280	1,104	0,351	0,552	0,617		
	Ø	21	0,508	0,163	0,270	0,832	0,351	0,516	0,633		
	Ø	21	0,472	0,136	0,294	0,755	0,350	0,453	0,565		
TA	O	22	0,383	0,184	0,240	0,970	0,272	0,313	0,382	5,301	0,151
	Ö	22	0,393	0,224	0,181	0,921	0,260	0,299	0,420		
	Ø	22	0,408	0,183	0,239	0,905	0,294	0,332	0,436		
	Ø	22	0,432	0,211	0,176	0,808	0,261	0,330	0,662		

O: Açık Göz Haberli; Ö: Açık Göz Habersiz; Ø: Kapalı Göz Haberli; Ø: Kapalı Göz Habersiz; G: Gastrocnemius; ST: Semitendinosus; BF: Biceps Femoris; SM: Semimembranosus; RF: Rectus Femoris; VL: Vastus Lateralis; VM: Vastus Medialis; TA: Tibialis Anterior

Tablo 4.42’de çalışma grubunun açık göz haberli (O), açık göz habersiz (Ö), kapalı göz haberli (Ø) ve kapalı göz habersiz (Ø) olarak gerçekleşen DDBİ testi esnasındaki her bir kasın en yüksek MVC yüzde değerine ulaştığı zamanın (s) değerlerinin “Friedman” testi

karşılaştırma sonuçları görülmektedir. Analiz sonuçlarına göre G, ST, BF, SM, RF, VL, VM ve TA kaslarının en yüksek MVC yüzde değerine ulaştığı zaman değerlerinin benzer olduğu ($p>0,05$) tespit edilmiştir.



Tablo 4.43: DDBİ testi esnasındaki her bir kasın pre-touchdown evresindeki RMS (V) değerlerinin karşılaştırılması.

		N	Mean	SS	Min	Max	25th	50th	75th	χ^2	p
G	O	21	2,81E-05	1,60E-05	7,31E-06	6,60E-05	1,43E-05	2,66E-05	3,82E-05	4,486	0,214
	Ö	21	2,94E-05	1,62E-05	7,38E-06	6,15E-05	1,64E-05	2,78E-05	4,03E-05		
	Ø	21	2,25E-05	1,46E-05	5,70E-06	6,55E-05	1,20E-05	1,92E-05	2,69E-05		
	Ø	21	2,01E-05	1,22E-05	4,59E-06	4,80E-05	9,27E-06	1,61E-05	2,96E-05		
ST	Ø	21	2,01E-05	1,22E-05	4,59E-06	4,80E-05	9,27E-06	1,61E-05 b	3,29E-05	10,143	0,017*
	O	21	2,39E-05	1,06E-05	7,55E-06	4,48E-05	1,66E-05	2,02E-05 ab	3,37E-05		
	Ö	21	2,52E-05	1,63E-05	7,47E-06	7,48E-05	1,61E-05	1,82E-05 ab	2,85E-05		
	Ø	21	2,40E-05	1,60E-05	7,32E-06	6,74E-05	1,25E-05	2,01E-05 a	2,43E-05		
BF	Ø	21	1,98E-05	1,40E-05	6,42E-06	5,90E-05	1,15E-05	1,59E-05	5,49E-05	6,660	0,084
	O	20	4,32E-05	2,16E-05	1,11E-05	8,39E-05	1,93E-05	4,37E-05	5,06E-05		
	Ö	20	4,25E-05	2,88E-05	1,31E-05	1,23E-04	2,04E-05	3,59E-05	5,06E-05		
	Ø	20	3,61E-05	2,44E-05	5,20E-06	8,64E-05	1,73E-05	3,02E-05	5,07E-05		
SM	Ø	20	3,21E-05	2,23E-05	9,28E-06	7,72E-05	1,13E-05	2,63E-05	4,42E-05	0,853	0,837
	O	19	3,01E-05	2,26E-05	1,01E-05	1,01E-04	1,35E-05	2,21E-05	3,33E-05		
	Ö	19	3,00E-05	2,90E-05	5,31E-06	1,39E-04	1,42E-05	2,25E-05	4,05E-05		
	Ø	19	3,88E-05	4,83E-05	1,14E-05	2,32E-04	1,92E-05	2,51E-05	5,78E-05		
RF	Ø	19	3,98E-05	3,77E-05	8,40E-06	1,41E-04	1,57E-05	2,55E-05	3,69E-05	4,317	0,224
	O	21	3,70E-05	2,86E-05	1,57E-05	1,45E-04	2,31E-05	2,78E-05	4,87E-05		
	Ö	21	4,23E-05	2,89E-05	1,18E-05	1,39E-04	2,40E-05	3,60E-05	5,50E-05		
	Ø	21	5,10E-05	3,81E-05	1,27E-05	1,76E-04	2,75E-05	4,68E-05	6,32E-05		
VL	Ø	21	5,28E-05	5,69E-05	6,88E-06	2,31E-04	1,79E-05	3,27E-05	4,00E-05	0,660	0,883
	O	20	4,12E-05	4,29E-05	1,37E-05	2,03E-04	1,71E-05	2,96E-05	4,80E-05		
	Ö	20	3,90E-05	2,37E-05	1,18E-05	9,67E-05	2,16E-05	3,46E-05	4,68E-05		
	Ø	20	4,50E-05	4,65E-05	8,65E-06	2,02E-04	1,73E-05	2,89E-05	4,78E-05		

Tablo 4.43 (Devam): DDBİ testi esnasındaki her bir kasın pre-touchdown evresindeki RMS (V) değerlerinin karşılaştırılması.

		N	Mean	SS	Min	Max	25th	50th	75th	χ^2	p
VM	Ø	20	4,65E-05	4,61E-05	1,12E-05	2,02E-04	2,12E-05	3,44E-05	4,19E-05	6,543	0,088
	O	21	4,60E-05	4,32E-05	2,01E-05	2,15E-04	2,53E-05	3,14E-05	5,17E-05		
	Ö	21	4,39E-05	2,48E-05	1,24E-05	1,06E-04	2,93E-05	3,30E-05	5,02E-05		
	Ø	21	5,56E-05	5,05E-05	1,60E-05	2,32E-04	3,14E-05	4,14E-05	4,68E-05		
TA	Ø	21	5,55E-05	6,11E-05	1,21E-05	2,78E-04	2,58E-05	3,43E-05	4,94E-05	0,382	0,944
	O	22	3,97E-05	2,43E-05	1,17E-05	1,09E-04	2,23E-05	3,57E-05	6,17E-05		
	Ö	22	4,22E-05	3,47E-05	1,40E-06	1,56E-04	1,67E-05	3,51E-05	6,25E-05		
	Ø	22	4,51E-05	3,36E-05	6,30E-06	1,55E-04	2,16E-05	3,31E-05	5,62E-05		

*p<0,05; a,b: Farklı harfler içeren grupların arasında fark vardır. O: Açık Göz Haberli; Ö: Açık Göz Habersiz; Ø: Kapalı Göz Haberli; Ø: Kapalı Göz Habersiz; G: Gastrocnemius; ST: Semitendinosus; BF: Biceps Femoris; SM: Semimembranosus; RF: Rectus Femoris; VL: Vastus Lateralis; VM: Vastus Medialis; TA: Tibialis Anterior

Tablo 4.43’de çalışma grubunun açık göz haberli (O), açık göz habersiz (Ö), kapalı göz haberli (Ø) ve kapalı göz habersiz (Ø) olarak gerçekleşen DDBİ testi esnasındaki her bir kasın pre-touchdown evresindeki RMS değerlerinin “Friedman” testi karşılaştırma sonuçları görülmektedir. Analiz sonuçlarına göre G, BF, SM, RF, VL, VM ve TA kaslarının pre-touchdown evresindeki RMS (V) değerlerinin benzer olduğu (p>0,05) buna karşın ST kasında farklılık olduğu (p<0,05) tespit edilmiştir. Buna göre, ST kası açık göz haberli durum ile kapalı göz habersiz durum arasında farklılık olup (p<0,05) ST kası kapalı göz habersiz durumda daha yüksek RMS değeri göstermiştir. Ayrıca diğer gruplar arasındaki RMS değerleri benzerdir (p>0,05).

Tablo 4.44: DDBİ testi esnasında her bir kasın eksantrik evredeki RMS (V) değerlerinin karşılaştırılması.

		N	Mean	SS	Min	Max	25th	50th	75th	χ^2	p
G	O	21	5,38E-05	3,59E-05	1,53E-05	1,47E-04	2,68E-05	3,81E-05	7,15E-05	5,743	0,125
	Ö	21	5,24E-05	2,91E-05	9,80E-06	1,20E-04	3,23E-05	4,68E-05	7,26E-05		
	Ø	21	4,03E-05	1,83E-05	1,83E-05	7,99E-05	2,43E-05	3,34E-05	5,82E-05		
	Ø	21	4,18E-05	2,12E-05	9,10E-06	8,08E-05	2,03E-05	4,09E-05	5,89E-05		
ST	O	21	7,15E-05	6,11E-05	1,82E-05	2,46E-04	3,10E-05	4,66E-05	9,37E-05	2,886	0,410
	Ö	21	6,03E-05	4,40E-05	1,29E-05	2,11E-04	3,21E-05	4,33E-05	8,01E-05		
	Ø	21	5,66E-05	5,15E-05	1,40E-05	2,48E-04	2,44E-05	3,52E-05	7,77E-05		
	Ø	21	5,48E-05	3,85E-05	2,02E-05	1,56E-04	2,66E-05	3,77E-05	7,24E-05		
BF	O	20	8,04E-05	4,64E-05	1,56E-05	1,69E-04	4,44E-05	7,41E-05	1,12E-04	6,900	0,075
	Ö	20	7,35E-05	3,72E-05	2,55E-05	1,59E-04	4,24E-05	6,65E-05	8,65E-05		
	Ø	20	6,91E-05	4,09E-05	1,97E-05	1,69E-04	3,94E-05	5,31E-05	9,30E-05		
	Ø	20	6,15E-05	3,22E-05	1,54E-05	1,38E-04	4,06E-05	5,53E-05	8,96E-05		
SM	O	21	1,67E-04	2,93E-04	1,88E-05	1,33E-03	4,34E-05	5,74E-05	1,50E-04	2,200	0,532
	Ö	21	1,89E-04	4,54E-04	6,80E-06	2,12E-03	3,56E-05	5,97E-05	1,48E-04		
	Ø	21	1,40E-04	2,11E-04	1,71E-05	7,81E-04	4,64E-05	6,40E-05	1,06E-04		
	Ø	21	1,46E-04	2,38E-04	2,05E-05	8,60E-04	3,75E-05	5,53E-05	1,05E-04		
RF	O	21	1,69E-04	1,82E-04	3,38E-05	7,43E-04	8,69E-05	1,12E-04	1,63E-04	6,657	0,084
	Ö	21	1,13E-04	7,36E-05	2,25E-05	3,40E-04	6,08E-05	9,59E-05	1,35E-04		
	Ø	21	1,46E-04	1,22E-04	4,07E-05	4,73E-04	6,85E-05	1,14E-04	1,57E-04		
	Ø	21	1,57E-04	1,78E-04	4,56E-05	7,10E-04	6,27E-05	9,94E-05	1,67E-04		
VL	O	20	1,64E-04	1,61E-04	5,05E-05	7,49E-04	8,15E-05	1,18E-04	1,57E-04	4,440	0,218
	Ö	20	1,25E-04	6,00E-05	2,96E-05	3,14E-04	9,33E-05	1,15E-04	1,46E-04		
	Ø	20	1,40E-04	1,25E-04	4,55E-05	5,62E-04	6,94E-05	1,10E-04	1,42E-04		
	Ø	20	1,52E-04	1,51E-04	3,35E-05	6,09E-04	7,70E-05	1,07E-04	1,46E-04		

Tablo 4.44 (Devam): DDBİ testi esnasında her bir kasın eksantrik evredeki RMS (V) değerlerinin karşılaştırılması.

		N	Mean	SS	Min	Max	25th	50th	75th	χ^2	p
VM	O	21	2,01E-04	2,56E-04	6,41E-05	1,21E-03	8,30E-05	1,20E-04	1,69E-04	2,543	0,468
	Ö	21	1,50E-04	1,42E-04	2,65E-05	6,98E-04	7,48E-05	1,06E-04	1,63E-04		
	Ø	21	2,02E-04	2,50E-04	3,92E-05	9,15E-04	7,85E-05	9,87E-05	1,79E-04		
	Ø	21	1,90E-04	2,40E-04	4,66E-05	1,13E-03	7,71E-05	1,23E-04	1,76E-04		
TA	O	22	1,06E-04	4,66E-05	4,11E-05	2,57E-04	7,47E-05	1,02E-04 a	1,19E-04	8,455	0,037*
	Ö	22	8,65E-05	4,21E-05	1,40E-06	1,83E-04	5,79E-05	7,86E-05 ab	1,13E-04		
	Ø	22	1,09E-04	6,59E-05	3,19E-05	3,11E-04	6,94E-05	9,19E-05 ab	1,20E-04		
	Ø	22	8,33E-05	3,20E-05	4,20E-05	1,53E-04	5,69E-05	8,69E-05 b	9,98E-05		

*p<0,05; a,b: Farklı harfler içeren grupların arasında fark vardır. O: Açık Göz Haberli; Ö: Açık Göz Habersiz; Ø: Kapalı Göz Haberli; Ø: Kapalı Göz Habersiz; G: Gastrocnemius; ST: Semitendinosus; BF: Biceps Femoris; SM: Semimembranosus; RF: Rectus Femoris; VL: Vastus Lateralis; VM: Vastus Medialis; TA: Tibialis Anterior

Tablo 4.44’de çalışma grubunun açık göz haberli (O), açık göz habersiz (Ö), kapalı göz haberli (Ø) ve kapalı göz habersiz (Ø) olarak gerçekleşen DDBİ testi esnasında her bir kasın eksantrik evredeki RMS değerlerinin “Friedman” testi karşılaştırma sonuçları görülmektedir. Analiz sonuçlarına göre G, ST, BF, SM, RF, VL ve VM kaslarının eksantrik evredeki RMS (V) değerlerinin benzer olduğu (p>0,05) buna karşın TA kasında farklılık olduğu (p<0,05) tespit edilmiştir. Buna göre, TA kasında açık göz haberli durum ile kapalı göz habersiz durum arasında farklılık olup (p<0,05), açık göz haberli durumda daha yüksek RMS değeri göstermiştir. Ayrıca diğer gruplar arasındaki RMS değerleri benzerdir (p>0,05).

Tablo 4.45: DDBİ testi esnasında her bir kasın konsantrik evredeki RMS (V) değerlerinin karşılaştırılması.

		N	Mean	SS	Min	Max	25th	50th	75th	χ^2	p
G	O	21	8,57E-05	5,59E-05	2,51E-05	2,70E-04	4,89E-05	7,54E-05	1,08E-04	2,543	0,468
	Ö	21	8,81E-05	5,71E-05	8,56E-06	2,23E-04	5,63E-05	7,20E-05	1,07E-04		
	Ø	21	7,50E-05	4,05E-05	2,27E-05	1,74E-04	4,19E-05	6,60E-05	9,96E-05		
	Ø	21	8,09E-05	3,64E-05	2,41E-05	1,76E-04	5,10E-05	7,82E-05	9,75E-05		
ST	O	22	9,70E-05	5,88E-05	3,62E-05	2,83E-04	6,05E-05	8,08E-05	1,21E-04	4,473	0,215
	Ö	22	1,07E-04	1,09E-04	1,10E-05	5,30E-04	5,21E-05	7,95E-05	1,10E-04		
	Ø	22	1,19E-04	1,74E-04	2,09E-05	8,61E-04	5,24E-05	7,18E-05	1,10E-04		
	Ø	22	1,09E-04	1,25E-04	3,30E-05	6,50E-04	5,90E-05	8,21E-05	1,07E-04		
BF	O	20	6,99E-05	2,99E-05	2,01E-05	1,29E-04	4,44E-05	6,76E-05	9,16E-05	1,560	0,668
	Ö	20	6,98E-05	2,94E-05	2,53E-05	1,29E-04	4,42E-05	7,10E-05	9,55E-05		
	Ø	20	6,45E-05	2,45E-05	2,94E-05	1,12E-04	4,46E-05	6,23E-05	7,89E-05		
	Ø	20	7,15E-05	2,86E-05	2,43E-05	1,45E-04	5,54E-05	6,77E-05	8,49E-05		
SM	O	21	2,38E-04	4,66E-04	7,15E-05	2,23E-03	8,07E-05	1,05E-04	1,95E-04	0,714	0,870
	Ö	21	2,83E-04	7,70E-04	6,39E-06	3,63E-03	7,59E-05	1,09E-04	1,41E-04		
	Ø	21	1,31E-04	5,99E-05	6,53E-05	2,73E-04	8,07E-05	1,09E-04	1,70E-04		
	Ø	21	1,66E-04	1,63E-04	3,76E-05	6,74E-04	8,44E-05	1,13E-04	1,79E-04		
RF	O	21	1,89E-04	2,84E-04	4,56E-05	1,13E-03	6,52E-05	1,13E-04 a	1,34E-04	8,143	0,043*
	Ö	21	1,18E-04	1,26E-04	3,83E-05	6,37E-04	7,16E-05	8,75E-05 b	9,86E-05		
	Ø	21	1,37E-04	1,08E-04	4,63E-05	4,79E-04	7,32E-05	8,92E-05 ab	1,74E-04		
	Ø	21	1,63E-04	1,94E-04	3,73E-05	7,90E-04	6,25E-05	8,98E-05 ab	1,44E-04		
VL	O	20	2,28E-04	2,50E-04	4,75E-05	1,03E-03	1,15E-04	1,66E-04	2,11E-04	4,200	0,241
	Ö	20	1,73E-04	1,73E-04	4,99E-05	8,68E-04	7,84E-05	1,51E-04	1,86E-04		
	Ø	20	1,89E-04	1,85E-04	6,14E-05	8,38E-04	1,00E-04	1,26E-04	2,01E-04		
	Ø	20	2,07E-04	2,42E-04	6,28E-05	9,44E-04	8,36E-05	1,39E-04	1,73E-04		

Tablo 4.45 (Devam): DDBİ testi esnasında her bir kasın konsantrik evredeki RMS (V) değerlerinin karşılaştırılması.

		N	Mean	SS	Min	Max	25th	50th	75th	χ^2	p
VM	O	21	2,49E-04	3,08E-04	7,61E-05	1,45E-03	1,07E-04	1,62E-04	2,17E-04	5,171	0,160
	Ö	21	1,63E-04	1,15E-04	3,42E-05	5,62E-04	9,46E-05	1,39E-04	1,88E-04		
	Ø	21	1,98E-04	1,72E-04	7,52E-05	8,24E-04	1,03E-04	1,56E-04	1,92E-04		
	Ø	21	2,13E-04	2,29E-04	4,34E-05	1,03E-03	1,09E-04	1,41E-04	2,19E-04		
TA	O	20	6,26E-05	2,49E-05	2,76E-05	1,04E-04	4,31E-05	5,29E-05 a	9,06E-05	11,520	0,009*
	Ö	20	5,08E-05	2,47E-05	1,26E-06	9,88E-05	3,95E-05	4,77E-05 b	6,04E-05		
	Ø	20	6,37E-05	2,86E-05	2,51E-05	1,59E-04	4,52E-05	5,97E-05 ba	7,09E-05		
	Ø	20	6,08E-05	1,88E-05	3,51E-05	9,99E-05	4,89E-05	5,44E-05 a	7,65E-05		

*p<0,05; a,b: Farklı harfler içeren grupların arasında fark vardır. O: Açık Göz Haberli; Ö: Açık Göz Habersiz; Ø: Kapalı Göz Haberli; Ø: Kapalı Göz Habersiz; G: Gastrocnemius; ST: Semitendinosus; BF: Biceps Femoris; SM: Semimembranosus; RF: Rectus Femoris; VL: Vastus Lateralis; VM: Vastus Medialis; TA: Tibialis Anterior

Tablo 4.45’de çalışma grubunun açık göz haberli (O), açık göz habersiz (Ö), kapalı göz haberli (Ø) ve kapalı göz habersiz (Ø) olarak gerçekleşen DDBİ testi esnasında her bir kasın konsantrik evredeki RMS (V) değerlerinin “Friedman” testi karşılaştırma sonuçları görülmektedir. Analiz sonuçlarına göre G, ST, BF, SM, VL ve VM kaslarının konsantrik evredeki RMS değerlerinin benzer olduğu (p>0,05) buna karşın RF ve TA kasları için farklılık olduğu (p<0,05) tespit edilmiştir. Buna göre RF kası için açık göz haberli durum ile açık göz habersiz durum arasında farklılık olup (p<0,05) açık göz haberli durum daha yüksek RMS değeri göstermiştir. Ayrıca diğer gruplar arasındaki RMS değerleri benzerdir (p>0,05). TA kası ise açık göz habersiz, açık göz haberli ve kapalı göz habersiz durumları arasında farklılık olup (p<0,05) kapalı göz habersiz durumda daha yüksek RMS değeri göstermiştir. Ayrıca diğer gruplar arasındaki RMS değerleri benzerdir (p>0,05).

Tablo 4.46: DDBİ testi esnasında her bir kasın platformun uçuş evresindeki RMS (V) değerlerinin karşılaştırılması.

		N	Mean	SS	Min	Max	25th	50th	75th	χ^2	p
G	O	20	1,58E-05	1,00E-05	5,54E-06	3,94E-05	8,55E-06	1,28E-05	1,82E-05	1,380	0,710
	Ö	20	1,31E-05	7,33E-06	5,11E-06	2,67E-05	6,81E-06	1,04E-05	2,16E-05		
	Ø	20	1,36E-05	9,51E-06	5,44E-06	4,36E-05	7,12E-06	1,01E-05	1,59E-05		
	Ø	20	1,40E-05	1,41E-05	3,42E-06	6,59E-05	6,24E-06	1,01E-05	1,64E-05		
ST	O	22	2,91E-05	3,19E-05	9,23E-06	1,49E-04	1,28E-05	1,89E-05	2,81E-05	0,164	0,983
	Ö	22	5,51E-05	1,12E-04	4,88E-06	4,66E-04	1,06E-05	1,63E-05	4,08E-05		
	Ø	22	3,73E-05	5,35E-05	4,46E-06	2,36E-04	1,14E-05	1,83E-05	3,44E-05		
	Ø	22	3,56E-05	4,68E-05	4,68E-06	1,66E-04	9,44E-06	1,47E-05	4,13E-05		
BF	O	20	2,47E-05	1,88E-05	5,10E-06	7,37E-05	9,83E-06	2,20E-05 a	3,22E-05	8,220	0,042*
	Ö	20	2,21E-05	1,54E-05	4,26E-06	6,40E-05	8,16E-06	2,25E-05 ab	2,90E-05		
	Ø	20	1,95E-05	1,67E-05	4,39E-06	5,97E-05	7,28E-06	1,41E-05 b	2,41E-05		
	Ø	20	1,95E-05	1,38E-05	3,79E-06	5,19E-05	1,04E-05	1,57E-05 ab	2,35E-05		
SM	O	20	4,89E-05	4,57E-05	4,49E-06	1,58E-04	1,62E-05	3,63E-05	5,78E-05	4,380	0,223
	Ö	20	4,22E-05	5,84E-05	1,15E-05	2,80E-04	1,47E-05	2,71E-05	4,45E-05		
	Ø	20	3,04E-05	2,05E-05	3,83E-06	8,41E-05	1,30E-05	2,47E-05	4,26E-05		
	Ø	20	3,71E-05	3,06E-05	5,34E-06	1,21E-04	1,22E-05	3,08E-05	5,19E-05		
RF	O	21	1,47E-04	2,83E-04	9,00E-06	1,27E-03	3,64E-05	7,30E-05	1,04E-04	5,114	0,164
	Ö	21	8,87E-05	8,19E-05	1,56E-05	3,61E-04	3,93E-05	7,33E-05	9,67E-05		
	Ø	21	1,24E-04	1,61E-04	1,49E-05	6,64E-04	4,14E-05	6,13E-05	1,32E-04		
	Ø	21	1,41E-04	1,92E-04	1,74E-05	7,31E-04	4,84E-05	7,75E-05	1,24E-04		
VL	O	20	1,25E-04	2,01E-04	5,80E-06	7,72E-04	2,51E-05	5,84E-05	1,05E-04	1,260	0,739
	Ö	20	7,47E-05	6,55E-05	1,05E-05	3,07E-04	3,02E-05	5,61E-05	9,73E-05		
	Ø	20	1,15E-04	1,66E-04	1,83E-05	6,49E-04	3,98E-05	6,13E-05	9,93E-05		
	Ø	20	1,38E-04	2,52E-04	6,60E-06	9,48E-04	3,53E-05	4,51E-05	1,02E-04		

Tablo 4.46 (Devam): DDBİ testi esnasında her bir kasın platformun uçuş evresindeki RMS (V) değerlerinin karşılaştırılması.

		N	Mean	SS	Min	Max	25th	50th	75th	χ^2	p
VM	O	20	1,31E-04	1,83E-04	1,07E-05	7,97E-04	4,13E-05	7,40E-05	1,06E-04	2,160	0,540
	Ö	20	8,81E-05	7,31E-05	1,85E-05	2,90E-04	4,28E-05	6,70E-05	1,09E-04		
	Ø	20	1,32E-04	1,60E-04	3,07E-05	5,96E-04	4,66E-05	7,24E-05	1,37E-04		
	Ø	20	1,33E-04	1,58E-04	1,57E-05	5,80E-04	5,06E-05	6,94E-05	1,48E-04		
TA	O	22	5,81E-05	4,17E-05	6,09E-06	1,40E-04	2,25E-05	4,64E-05	9,58E-05	3,000	0,392
	Ö	22	5,83E-05	4,19E-05	1,12E-06	1,65E-04	2,51E-05	4,78E-05	8,37E-05		
	Ø	22	6,10E-05	5,35E-05	1,04E-05	2,19E-04	2,76E-05	3,80E-05	9,40E-05		
	Ø	22	6,09E-05	3,70E-05	1,43E-05	1,38E-04	3,35E-05	4,91E-05	8,63E-05		

O: Açık Göz Haberli; Ö: Açık Göz Habersiz; Ø: Kapalı Göz Haberli; Ø: Kapalı Göz Habersiz; G: Gastrocnemius; ST: Semitendinosus; BF: Biceps Femoris; SM: Semimembranosus; RF: Rectus Femoris; VL: Vastus Lateralis; VM: Vastus Medialis; TA: Tibialis Anterior

Tablo 4.46’da çalışma grubunun açık göz haberli (O), açık göz habersiz (Ö), kapalı göz haberli (Ø) ve kapalı göz habersiz (Ø) olarak gerçekleşen DDBİ testi esnasındaki her bir kasın platformun uçuş evresindeki RMS (V) değerlerinin “Friedman” testi karşılaştırma sonuçları görülmektedir. Analiz sonuçlarına göre G, ST, SM, RF, VL, VM ve TA kaslarının platformun uçuş evresindeki RMS değerlerinin benzer olduğu ($p>0,05$) buna karşın BF kasının farklılık gösterdiği ($p<0,05$) tespit edilmiştir. Buna göre, BF kası açık göz haberli durum ile kapalı göz haberli durum arasında fark olup ($p<0,05$) açık göz haberli durumda daha yüksek RMS değeri göstermiştir. Ayrıca diğer gruplar arasındaki RMS değerleri benzerdir ($p>0,05$).

Tablo 4.47: DDBİ testi her bir kasın pre-touchdown evresindeki EMG sinyalleri ortalama frekans (Hz) değerlerinin karşılaştırılması.

		N	Mean	SS	Min	Max	25th	50th	75th	χ^2	p
G	O	21	85,78	21,29	49,15	138,61	68,99	83,43	101,17	1,514	0,679
	Ö	21	86,93	32,85	43,68	143,63	57,39	76,86	117,63		
	Ø	21	93,90	28,67	44,89	145,24	72,97	88,11	116,68		
	Ø	21	91,31	34,10	51,26	152,13	57,28	87,95	123,88		
ST	O	22	88,56	22,72	50,87	144,28	74,32	86,32	103,52	2,291	0,514
	Ö	22	87,56	34,25	43,36	146,46	62,55	75,74	121,64		
	Ø	22	91,74	23,42	39,56	123,85	78,91	91,95	113,68		
	Ø	22	86,12	35,32	25,12	144,38	63,45	73,92	117,44		
BF	O	22	84,74	26,27	34,08	138,67	65,21	81,23	103,27	1,909	0,591
	Ö	22	86,70	35,28	28,18	151,77	57,90	82,83	115,47		
	Ø	22	95,72	32,94	55,89	154,59	63,11	89,87	130,64		
	Ø	22	90,51	33,72	56,29	159,68	62,52	75,79	127,99		
SM	O	21	89,86	37,62	30,90	161,01	60,57	81,40	120,99	0,257	0,968
	Ö	21	93,63	35,99	26,78	180,26	66,83	94,86	112,03		
	Ø	21	90,88	33,06	30,85	154,40	69,76	88,48	108,64		
	Ø	21	93,48	32,49	28,02	148,79	70,26	93,91	125,23		
RF	O	21	101,51	24,58	71,14	163,95	81,48	96,22	121,22	1,514	0,679
	Ö	21	94,90	24,88	60,69	147,21	80,15	85,09	106,66		
	Ø	21	93,78	24,61	57,71	138,84	74,62	88,85	109,52		
	Ø	21	97,06	26,82	41,74	151,62	83,03	95,41	108,18		
VL	O	20	91,82	24,99	55,24	139,14	73,73	82,69	107,33	4,020	0,259
	Ö	20	87,06	21,19	63,82	138,16	72,50	78,31	99,78		
	Ø	20	89,83	25,53	62,33	151,12	68,84	80,40	113,46		
	Ø	20	82,14	15,40	58,21	120,42	69,83	81,72	88,76		
VM	O	21	90,01	27,19	38,12	151,27	69,56	84,76	110,40	1,286	0,733
	Ö	21	87,02	28,33	46,63	143,71	64,43	74,98	112,46		
	Ø	21	87,60	24,68	38,28	129,85	67,39	82,13	111,99		
	Ø	21	82,80	18,38	48,77	118,58	68,26	84,46	96,06		
TA	O	22	107,49	18,01	80,56	144,75	94,43	106,36	116,54	1,473	0,689
	Ö	22	101,91	26,99	57,79	159,32	79,44	97,83	111,43		
	Ø	22	105,87	17,99	77,54	156,93	93,97	105,51	111,91		
	Ø	22	105,08	20,39	74,89	141,36	88,12	101,62	116,17		

O: Açık Göz Haberli; Ö: Açık Göz Habersiz; Ø: Kapalı Göz Haberli; Ø: Kapalı Göz Habersiz; G: Gastrocnemius; ST: Semitendinosus; BF: Biceps Femoris; SM: Semimembranosus; RF: Rectus Femoris; VL: Vastus Lateralis; VM: Vastus Medialis; TA: Tibialis Anterior

Tablo 4.47’de çalışma grubunun açık göz haberli (O), açık göz habersiz (Ö), kapalı göz haberli (Ø) ve kapalı göz habersiz (Ø) olarak gerçekleşen DDBİ testi esnasında her bir kasın pre-touchdown evresindeki EMG sinyalleri ortalama frekans (Hz) değerlerinin

“Friedman” testi karşılaştırma sonuçları görülmektedir. Analiz sonuçlarına göre G, ST, BF, SM, RF, VL, VM ve TA kaslarının pre-touchdown evresindeki EMG sinyalleri ortalama frekans değerlerinin benzer olduğu ($p>0,05$) tespit edilmiştir.

Tablo 4.48: DDBİ testi her bir kasın eksantrik evredeki EMG sinyalleri ortalama frekans (Hz) değerlerinin karşılaştırılması.

		N	Mean	SS	Min	Max	25th	50th	75th	χ^2	p
G	O	21	65,34	19,94	38,87	115,67	50,62	62,22	73,50	1,229	0,746
	Ö	21	60,84	10,59	41,03	78,43	51,61	61,80	69,51		
	Ø	21	60,98	9,66	44,12	79,58	52,86	59,56	68,80		
	Ø	21	59,44	11,64	43,01	81,66	50,17	56,04	67,68		
ST	O	22	63,05	20,61	2,17	105,51	54,30	60,48	72,04	0,218	0,975
	Ö	22	64,12	13,59	40,92	88,86	54,41	62,64	78,37		
	Ø	22	62,86	15,59	30,58	102,05	54,96	61,98	69,37		
	Ø	22	64,19	15,46	36,13	101,60	52,75	64,07	73,40		
BF	O	22	65,42	21,72	5,22	107,29	51,70	67,09	80,24	0,927	0,819
	Ö	22	67,90	16,65	36,53	112,20	58,38	66,47	74,21		
	Ø	22	68,53	14,30	49,14	109,65	58,39	68,00	76,26		
	Ø	22	70,47	15,97	45,55	105,77	56,81	67,88	80,40		
SM	O	21	85,35	26,37	44,08	132,72	64,95	83,24	106,67	7,343	0,062
	Ö	21	93,58	30,21	39,99	134,82	69,35	97,98	119,69		
	Ø	21	94,95	25,21	41,23	126,28	79,60	99,56	115,61		
	Ø	21	100,08	22,94	50,76	126,39	85,41	108,34	118,73		
RF	O	21	74,37	12,20	57,37	100,83	63,63	73,14	81,74	1,457	0,692
	Ö	21	74,83	12,61	52,76	92,55	63,67	73,85	86,34		
	Ø	21	72,05	14,18	46,85	90,71	59,08	77,46	84,24		
	Ø	21	72,82	12,95	53,57	99,24	60,13	74,69	81,28		
VL	O	20	70,21	13,43	43,31	95,30	60,51	75,44	79,44	4,380	0,223
	Ö	20	71,81	10,95	48,35	92,47	63,15	72,54	79,73		
	Ø	20	73,29	17,62	51,40	110,37	58,69	69,30	82,42		
	Ø	20	73,47	12,30	52,50	95,47	66,52	72,56	81,80		
VM	O	21	70,07	17,86	33,01	102,36	59,65	68,86	83,51	1,914	0,590
	Ö	21	72,45	13,42	37,29	91,36	65,87	72,45	86,11		
	Ø	21	73,75	16,01	48,14	117,80	65,46	71,51	79,73		
	Ø	21	73,35	15,72	48,21	122,21	62,29	72,86	81,67		
TA	O	22	97,22	27,66	50,16	171,14	75,63	94,89	119,28	2,127	0,546
	Ö	22	99,78	17,66	69,85	134,94	84,91	102,36	112,70		
	Ø	22	89,25	23,34	30,63	135,30	77,36	87,92	108,57		
	Ø	22	95,64	23,28	39,33	132,18	77,08	97,52	109,75		

O: Açık Göz Haberli; Ö: Açık Göz Habersiz; Ø: Kapalı Göz Haberli; Ø: Kapalı Göz Habersiz; G: Gastrocnemius; ST: Semitendinosus; BF: Biceps Femoris; SM: Semimembranosus; RF: Rectus Femoris; VL: Vastus Lateralis; VM: Vastus Medialis; TA: Tibialis Anterior

Tablo 4.48’de çalışma grubunun açık göz haberli (O), açık göz habersiz (Ö), kapalı göz haberli (Ø) ve kapalı göz habersiz (Ø) olarak gerçekleşen DDBİ testi her bir kasın eksantrik evredeki EMG sinyalleri ortalama frekans (Hz) değerlerinin “Friedman” testi karşılaştırma sonuçları görülmektedir. Analiz sonuçlarına göre, G, ST, BF, SM, RF, VL, VM ve TA kaslarının eksantrik evredeki EMG sinyalleri frekanslarının ortalaması değerlerinin benzer olduğu ($p>0,05$) tespit edilmiştir.

Tablo 4.49: DDBİ testi her bir kasın konsantrik evredeki EMG sinyalleri ortalama frekans (Hz) değerlerinin karşılaştırılması.

		N	Mean	SS	Min	Max	25th	50th	75th	χ^2	p
G	O	21	65,34	19,94	38,87	115,67	50,62	62,22	73,50	1,229	0,746
	Ö	21	60,84	10,59	41,03	78,43	51,61	61,80	69,51		
	Ø	21	60,98	9,66	44,12	79,58	52,86	59,56	68,80		
	Ø	21	59,44	11,64	43,01	81,66	50,17	56,04	67,68		
ST	O	22	63,05	20,61	2,17	105,51	54,30	60,48	72,04	0,218	0,975
	Ö	22	64,12	13,59	40,92	88,86	54,41	62,64	78,37		
	Ø	22	62,86	15,59	30,58	102,05	54,96	61,98	69,37		
	Ø	22	64,19	15,46	36,13	101,60	52,75	64,07	73,40		
BF	O	22	65,42	21,72	5,22	107,29	51,70	67,09	80,24	0,927	0,819
	Ö	22	67,90	16,65	36,53	112,20	58,38	66,47	74,21		
	Ø	22	68,53	14,30	49,14	109,65	58,39	68,00	76,26		
	Ø	22	70,47	15,97	45,55	105,77	56,81	67,88	80,40		
SM	O	21	85,35	26,37	44,08	132,72	64,95	83,24	106,67	7,343	0,062
	Ö	21	93,58	30,21	39,99	134,82	69,35	97,98	119,69		
	Ø	21	94,95	25,21	41,23	126,28	79,60	99,56	115,61		
	Ø	21	100,08	22,94	50,76	126,39	85,41	108,34	118,73		
RF	O	21	74,37	12,20	57,37	100,83	63,63	73,14	81,74	1,457	0,692
	Ö	21	74,83	12,61	52,76	92,55	63,67	73,85	86,34		
	Ø	21	72,05	14,18	46,85	90,71	59,08	77,46	84,24		
	Ø	21	72,82	12,95	53,57	99,24	60,13	74,69	81,28		
VL	O	20	70,21	13,43	43,31	95,30	60,51	75,44	79,44	4,380	0,223
	Ö	20	71,81	10,95	48,35	92,47	63,15	72,54	79,73		
	Ø	20	73,29	17,62	51,40	110,37	58,69	69,30	82,42		
	Ø	20	73,47	12,30	52,50	95,47	66,52	72,56	81,80		

Tablo 4.49 (Devam): DDBİ testi her bir kasın konsantrik evredeki EMG sinyalleri ortalama frekans (Hz) değerlerinin karşılaştırılması.

		N	Mean	SS	Min	Max	25th	50th	75th	χ^2	p
VM	O	21	70,07	17,86	33,01	102,36	59,65	68,86	83,51	1,914	0,590
	Ö	21	72,45	13,42	37,29	91,36	65,87	72,45	86,11		
	Ø	21	73,75	16,01	48,14	117,80	65,46	71,51	79,73		
	Ø	21	73,35	15,72	48,21	122,21	62,29	72,86	81,67		
TA	O	22	97,22	27,66	50,16	171,14	75,63	94,89	119,28	2,127	0,546
	Ö	22	99,78	17,66	69,85	134,94	84,91	102,36	112,70		
	Ø	22	89,25	23,34	30,63	135,30	77,36	87,92	108,57		
	Ø	22	95,64	23,28	39,33	132,18	77,08	97,52	109,75		

O: Açık Göz Haberli; Ö: Açık Göz Habersiz; Ø: Kapalı Göz Haberli; Ø: Kapalı Göz Habersiz; G: Gastrocnemius; ST: Semitendinosus; BF: Biceps Femoris; SM: Semimembranosus; RF: Rectus Femoris; VL: Vastus Lateralis; VM: Vastus Medialis; TA: Tibialis Anterior

Tablo 4.49’da çalışma grubunun açık göz haberli (O), açık göz habersiz (Ö), kapalı göz haberli (Ø) ve kapalı göz habersiz (Ø) olarak gerçekleşen DDBİ testi her bir kasın konsantrik evredeki EMG sinyalleri ortalama frekans (Hz) değerlerinin “Friedman” testi karşılaştırma sonuçları görülmektedir. Analiz sonuçlarına göre G, ST, BF, SM, RF, VL, VM ve TA kaslarının konsantrik evredeki EMG sinyalleri ortalama frekans değerlerinin benzer olduğu ($p>0,05$) tespit edilmiştir.

Tablo 4.50: DDBİ testi her bir kasın platformun uçuş evresindeki EMG sinyalleri ortalama frekans (Hz) değerlerinin karşılaştırılması.

		N	Mean	SS	Min	Max	25th	50th	75th	χ^2	p
G	O	21	57,86	11,98	35,03	75,40	47,40	59,34	67,95	3,000	0,392
	Ö	21	53,83	14,92	30,98	104,98	46,01	52,29	58,56		
	Ø	21	53,01	15,31	25,94	93,41	45,76	50,45	63,39		
	Ø	21	55,55	10,63	38,13	72,85	45,88	56,83	63,29		
ST	O	22	58,70	18,42	27,02	92,90	41,71	58,36	71,79	0,164	0,983
	Ö	22	61,41	20,80	27,01	100,08	45,86	60,72	78,66		
	Ø	22	62,69	22,58	25,23	104,58	46,38	56,36	84,15		
	Ø	22	58,80	21,17	14,28	100,96	39,47	62,43	71,48		
BF	O	22	64,78	20,77	21,76	104,40	49,93	65,53	83,14	4,855	0,183
	Ö	22	58,59	24,61	24,94	137,74	42,37	54,91	66,75		
	Ø	22	54,34	10,10	38,99	75,88	47,17	50,82	61,76		
	Ø	22	58,97	25,13	31,61	133,72	42,86	52,19	61,09		
SM	O	21	77,02	36,68	21,79	149,61	50,13	66,01	106,91	2,429	0,488
	Ö	21	73,82	28,98	25,95	138,61	47,02	76,01	87,47		
	Ø	21	72,71	29,66	27,99	132,92	46,91	72,77	100,19		
	Ø	21	77,15	33,44	27,86	136,71	49,46	79,43	99,94		

Tablo 4.50 (Devam): DDBİ testi her bir kasın platformun uçuş evresindeki EMG sinyalleri ortalama frekans (Hz) değerlerinin karşılaştırılması.

		N	Mean	SS	Min	Max	25th	50th	75th	χ^2	p
RF	O	21	80,45	18,52	59,51	135,23	66,70	77,29	88,60	1,686	0,640
	Ö	21	80,33	17,25	44,82	114,95	66,63	74,45	94,12		
	Ø	21	84,66	14,79	55,98	108,65	71,38	88,90	96,22		
	Ø	21	80,02	22,38	30,08	129,21	66,00	81,30	95,67		
VL	O	20	75,91	16,65	53,02	108,05	61,99	75,78	88,40	6,180	0,103
	Ö	20	83,04	14,83	50,17	103,73	72,83	87,16	96,30		
	Ø	20	77,91	18,97	46,95	128,53	67,45	75,72	86,64		
	Ø	20	77,87	14,34	45,69	106,59	70,88	78,81	85,29		
VM	O	21	72,54	17,14	32,35	100,14	60,84	75,17	87,61	5,971	0,113
	Ö	21	79,70	18,51	34,82	108,09	67,96	83,21	90,30		
	Ø	21	78,72	13,56	59,86	105,46	68,30	75,90	83,64		
	Ø	21	79,51	18,43	45,01	103,52	60,73	78,56	96,94		
TA	O	22	87,83	24,39	42,38	126,56	66,05	86,63	112,55	0,818	0,845
	Ö	22	89,43	23,82	55,09	151,64	74,41	85,02	97,46		
	Ø	22	86,30	24,82	45,18	146,60	69,55	85,16	100,36		
	Ø	22	82,27	29,33	36,94	133,66	60,66	82,60	103,17		

O: Açık Göz Haberli; Ö: Açık Göz Habersiz; Ø: Kapalı Göz Haberli; Ø: Kapalı Göz Habersiz; G: Gastrocnemius; ST: Semitendinosus; BF: Biceps Femoris; SM: Semimembranosus; RF: Rectus Femoris; VL: Vastus Lateralis; VM: Vastus Medialis; TA: Tibialis Anterior

Tablo 4.50’de çalışma grubunun açık göz haberli (O), açık göz habersiz (Ö), kapalı göz haberli (Ø) ve kapalı göz habersiz (Ø) olarak gerçekleşen DDBİ testi her bir kasın platformun uçuş evresindeki EMG sinyalleri ortalama frekans (Hz) değerlerinin “Friedman” testi karşılaştırma sonuçları görülmektedir. Analiz sonuçlarına göre, çalışma grubunun G, ST, BF, SM, RF, VL, VM ve TA kaslarının platformun uçuş evresindeki EMG sinyalleri ortalama frekans değerlerinin benzer olduğu ($p>0,05$) tespit edilmiştir.

Tablo 4.51: DDBİ testi esnasındaki her bir kas için touchdown anından en yüksek MVC yüzde değerinin oluştuğu an arasında geçen süre (s) değerlerinin karşılaştırılması.

		N	Mean	SS	Min	Max	25th	50th	75th	χ^2	p
G	O	19	0,315	0,147	0,013	0,577	0,260	0,293 ab	0,401	9,222	0,026*
	Ö	19	0,291	0,116	0,079	0,566	0,228	0,283 a	0,386		
	Ø	19	0,265	0,180	-0,224	0,608	0,237	0,282 ab	0,383		
	Ø	19	0,372	0,135	0,232	0,717	0,277	0,327 b	0,394		
ST	O	21	0,251	0,152	0,016	0,598	0,124	0,251	0,386	4,608	0,203
	Ö	21	0,318	0,148	0,054	0,765	0,240	0,311	0,374		
	Ø	21	0,319	0,202	0,057	0,935	0,221	0,273	0,370		
	Ø	21	0,344	0,191	0,069	0,830	0,242	0,307	0,394		
BF	O	21	0,213	0,159	0,019	0,557	0,043	0,207 ab	0,337	10,952	0,012*
	Ö	21	0,203	0,145	-0,022	0,506	0,072	0,226 ab	0,281		
	Ø	21	0,188	0,152	0,002	0,620	0,057	0,196 a	0,276		
	Ø	21	0,273	0,154	0,002	0,593	0,173	0,303 b	0,354		
SM	O	20	0,296	0,132	0,084	0,578	0,227	0,263	0,414	5,653	0,130
	Ö	20	0,291	0,196	-0,199	0,552	0,136	0,308	0,449		
	Ø	20	0,299	0,166	0,046	0,698	0,197	0,305	0,418		
	Ø	20	0,345	0,141	0,126	0,665	0,238	0,330	0,403		
RF	O	21	0,287	0,203	0,114	0,827	0,131	0,166	0,391	0,301	0,960
	Ö	21	0,268	0,211	-0,115	0,695	0,106	0,191	0,430		
	Ø	21	0,241	0,202	-0,191	0,650	0,110	0,179	0,385		
	Ø	21	0,289	0,178	0,054	0,590	0,130	0,246	0,468		
VL	O	19	0,289	0,132	0,147	0,541	0,192	0,248	0,435	5,905	0,116
	Ö	19	0,261	0,151	-0,122	0,448	0,169	0,274	0,386		
	Ø	19	0,317	0,138	0,092	0,571	0,200	0,301	0,469		
	Ø	19	0,298	0,153	0,103	0,562	0,153	0,277	0,439		
VM	O	20	0,303	0,195	0,089	0,827	0,154	0,266	0,390	2,940	0,401
	Ö	20	0,352	0,217	0,063	0,895	0,133	0,367	0,445		
	Ø	20	0,301	0,169	0,082	0,653	0,122	0,302	0,446		
	Ø	20	0,277	0,136	0,089	0,538	0,151	0,246	0,386		
TA	O	21	0,191	0,185	0,049	0,799	0,073	0,116	0,241	2,512	0,473
	Ö	21	0,197	0,238	-0,077	0,750	0,055	0,111	0,236		
	Ø	21	0,207	0,187	0,040	0,692	0,091	0,118	0,242		
	Ø	21	0,225	0,219	-0,045	0,612	0,060	0,120	0,487		

O: Açık Göz Haberli; Ö: Açık Göz Habersiz; Ø: Kapalı Göz Haberli; Ø: Kapalı Göz Habersiz; G: Gastrocnemius; ST: Semitendinosus; BF: Biceps Femoris; SM: Semimembranosus; RF: Rectus Femoris; VL: Vastus Lateralis; VM: Vastus Medialis; TA: Tibialis Anterior

Tablo 4.51’de çalışma grubunun açık göz haberli (O), açık göz habersiz (Ö), kapalı göz haberli (Ø) ve kapalı göz habersiz (Ø) olarak gerçekleşen DDBİ testi esnasında her bir kas için touchdown anından en yüksek MVC yüzde değerinin oluştuğu an arasında

geçen süre (s) değerlerinin “Friedman” testi karşılaştırma sonuçları görülmektedir. Analiz sonuçlarına göre, çalışma grubunun ST, SM, RF, VL, VM ve TA kaslarının touchdown anından en yüksek MVC yüzde değerinin oluştuğu an arasında geçen süre değerlerinin benzer olduğu ($p>0,05$) buna karşın G ve BF kaslarında farklılık olduğu tespit edilmiştir ($p<0,05$). Buna göre, G kası kapalı göz habersiz durum ile açık göz habersiz durum arasında fark olup ($p<0,05$) açık göz habersiz durumda daha kısa sürede touchdown anından sonra en yüksek MVC yüzde değerine ulaşmıştır. Ayrıca diğer gruplar arasındaki touchdown anından en yüksek MVC yüzde değerinin oluştuğu an arasında geçen süre değerleri benzerdir ($p>0,05$). BF kası ise kapalı göz habersiz durum ile kapalı göz haberli durum arasında fark olup ($p<0,05$), kapalı göz haberli durumda daha kısa sürede touchdown anından sonra en yüksek MVC yüzde değerine ulaşmıştır. Ayrıca diğer gruplar arasındaki touchdown anından en yüksek MVC yüzde değerinin oluştuğu an arasında geçen süre değerleri benzerdir ($p>0,05$).

BÖLÜM 5. TARTIŞMA, SONUÇ VE ÖNERİLER

5.1. Tartışma

Bu araştırmada bazı kas kontrol mekanizmalarının ortadan kaldırılması durumunda gerçekleştirilen pliometrik egzersizlere verilen kas yanıtları ve kinematik değerlerin incelenmesi amaçlandı. Bu amaç doğrultusunda SDBİ ve CDBİ testleri açık göz ve kapalı göz olarak iki ayrı durumda, DDBİ testi ise açık göz haberli, açık göz habersiz, kapalı göz haberli ve kapalı göz habersiz olmak üzere 4 ayrı durumda uygulandı. Alt problemlerimiz doğrultusunda, açık göz ve kapalı göz olarak gerçekleşen SDBİ ve CDBİ testleri bir başlık altında, açık göz haberli, açık göz habersiz, kapalı göz haberli ve kapalı göz habersiz olmak üzere 4 ayrı durumda gerçekleşen DDBİ testi başka bir başlık altında tartışılmıştır. Her ana başlık kinematik bulgular ve EMG bulguları olmak üzere 2 alt başlık altında tartışılmıştır.

5.1.1. SDBİ ve CDBİ testlerine ait kinematik bulguların tartışması

SDBİ testinde hareketin başlangıç anındaki kalça eklemleri açısı kapalı göz durumunda açık göz duruma göre daha büyüktür. Literatür incelendiğinde açık göz ve kapalı göz olarak gerçekleşen hareketlere verilen kinematik yanıtların farklılık gösterdiğini belirten çalışmalar mevcuttur. Tek bacak ayakta dururken bel ağrısı olan ve olmayan kişilerde omurga bölgesinin kinematik ve kinetik analizinin incelendiği bir çalışmada, tekrarlayan bel ağrısı olan denekler, gözleri açık durumda gözler kapalı duruma göre daha yüksek lumbar omurga stabilitesi gösterdiği belirtilmiştir. Lumbar omurganın bu daha yüksek stabilitesi, ayakta duran uzuvdan olası bir ağrıdan kaçınma stratejisine bağlı olabileceği belirtildi. Bel ağrısı grubu ayrıca gözlerin kapalı olduğu durumda kinetik stabiliteyi önemli ölçüde azalttı (Sung ve Leininger, 2015). Başka bir çalışmada açık göz ve kapalı göz gerçekleşen dart fırlatma aktivitesi sırasında kinematik ölçümler yapılmış açık göz durumunda daha isabetli atışlar gerçekleşmiş ve elin kaldırma fazındaki pozisyonunun gövdeye daha yakın olduğu bulunmuştur. Böylece, hareketin erken aşaması dikkat ile

ilişkilendirilir ve son aşaması fırlatma doğruluğu hakkındaki görsel geri bildirim ile ilişkilendirilir. Eli göz kapalı durumda kaldırmak, kas gerginliğinde bir artışı yansıtır ve bu da hareketin doğruluğunda bir azalmaya neden olur (Smirnov ve diğ., 2019). Bu sonuçlardan anlaşıldığı üzere görmenin vücudun oryantasyonunu düzenlendiğini (Bardy ve Laurent, 1998) ve hareketin doğru olarak gerçekleşmesinde önemli bir katkısının olduğunu söyleyebiliriz. Aynı zamanda bu duruma sebep olarak psikolojik etkenler de söz konusu olabilir. Yaşlılarda düşme korkusu ve postural performansın incelendiği bir çalışmada düşme korkusu olan ve olmayan bireylerin açık göz ve kapalı göz durumdaki denge testleri sonuçları incelenmiştir. Düşme korkusu olan bireyler, düşme korkusu olmayan bireylere göre açık göz ve kapalı göz durumunda daha düşük denge performans değerleri gösterdikleri gözlenmiştir (Maki ve diğ., 1991). Bu çalışmada ise katılımcılar kapalı göz durumunda iken ağırlığı fırlatma aşamasında korku yaşamış olabilirler. Bu sebeple de kendilerini daha güvenli bir pozisyona almak amacıyla daha geniş bir açıda daha rahat bir kontrol ortamı yaratmış olabilirler.

SDBİ testinde hareketin başlangıç anındaki ayak bileği ve diz eklem açıları, take off anındaki ayak bileği, diz ve kalça eklem açıları, konsantrik ve platformun uçuş evresi süreleri, platformun uçuş yüksekliği, platformun take off anındaki dikey hızı ve take off anındaki ayak bileği, diz ve kalça eklem açısal hızları kinematik değerleri açık göz ve kapalı göz durumunda benzerlik göstermektedir. CDBİ testi esnasında hareketin başlangıç anındaki, eksantrik evre sonundaki ve take off anındaki ayak bileği, diz ve kalça eklem açıları, eksantrik, konsantrik ve platformun uçuş evre süreleri, platformun uçuş yüksekliği, platformun take off anındaki dikey hızı ve take off anındaki ayak bileği, diz ve kalça eklem açısal hızı kinematik değerleri açık göz ve kapalı göz durumunda benzerlik göstermektedir. Bu sonuçlara benzer olarak, kronik ayak bileği dengesizliği olan profesyonel futbolcularda gözler açık ve gözler kapalı durumlardaki somatosensoriyel motor dengenin incelendiği bir çalışmada göz açık ve göz kapalı gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı gözlenmiştir. Kronik ayak bileği dengesizliği olan futbolcular için gözler kapalı yapılan denge antrenmanı gözler açık yapılan duruma göre daha iyi olmadığı belirtilmiştir (Rodríguez-Sanz ve diğ., 2021). Başka bir çalışmada düşük, orta ve yüksek yetenekli sporcular açık göz ve kapalı göz durumunda powerlift squat gerçekleştirmiş, düşük ve orta yetenekli katılımcıların teknik performansı, görsel bilgilerin kaldırılmasıyla önemli ölçüde azalmıştır. Bunun yanı sıra yüksek yetenekli

gruplarda böyle bir fark oluşmamış daha tutarlı hareket ve zamanda tutarlılık gösterdikleri belirtilmiştir. Yetenekli gruptaki sporcular görme yerine kinestetik bilgileri kullanmış ve hareketi doğru bir teknikle gerçekleştirmiştir. Yüksek yetenekli grup için görmenin önemli olduğu fakat gerekli olmadığı anlaşılmaktadır. Az yetenekli grup ise hareketi gerçekleştirirken görme duyusuna daha çok güvenirler (Bennett ve Davids, 1995). Bu çalışmadaki katılımcı grubu pliometrik antrenmanlar konusunda oldukça tecrübeli olup, SDBİ ve CDBİ testlerini de daha önceden familirizasyon antrenmanlarında uygulamıştır. Bu sebeple bu çalışmada da sporcular yetenekli sporcu kategorisine girip, görme yerine kinestetik bilgilere daha çok güvenmiş olup görme duyusuna ihtiyaç duymamış olabilirler. Sonuç olarak açık göz ve kapalı göz durumda gerçekleşen CDBİ ve SDBİ testlerinin her iki durumda benzer kinematik değerler gösterdiğini ve hareketlerin dengeli bir şekilde gerçekleştiğini söyleyebiliriz.

5.1.2. SDBİ ve CDBİ testlerine ait EMG bulgularının tartışması

SDBİ testi esnasında açık göz ve kapalı göz durumda, her bir kastan elde edilen en yüksek MVC yüzde değerleri benzerdir. Kaslarının en yüksek MVC yüzdesine ulaştığı zaman değerleri RF kası hariç diğer kaslarda açık göz ve kapalı göz durumda benzerdi. RMS değerleri açık göz ve kapalı göz durumda konsantrik evrede ST kası hariç diğer kaslarda, platformun uçuş evresinde ise VL ve VM kasları haricinde diğer kaslarda benzerdi. EMG sinyalleri ortalama frekans değerleri konsantrik evrede tüm kaslarda, platformun uçuş evresinde ST kası haricindeki diğer kaslarda benzerdir. CDBİ testi esnasında kaslarının üretebildiği en yüksek MVC yüzde değerleri, kaslarının en yüksek MVC yüzdesine ulaştığı zaman, kaslarının eksantrik, konsantrik ve platformun uçuş evresindeki RMS değerleri ve frekans değerleri açık göz ve kapalı göz durumda benzerlik göstermektedir. Bu sonuçlara benzer olarak, squat hareketi sırasında görmenin (vizyon) alt vücut kasları üzerindeki etkisinin incelendiği bir çalışmada açık göz ve kapalı göz durumlarda VL, VM, ST, RF, BF, TA ve G kaslarının yüzey elektromiyografisi ile kas aktiviteleri analiz edilmiştir. Sonuç olarak gözlerin açık ve kapalı olduğu durumlardaki EMG yanıtlarının anlamlı bir farklılık göstermediği bulunmuştur (Keleş ve diğ, 2010). Kamibayashi ve Muro (2006) gözlerin açık ve kapalı olduğu durumlardaki düşüşler sırasında kasların ön aktivasyon başlangıç (onset) zamanlamasının benzer olduğunu belirtmiştir. Motor kontrol sisteminin, görsel bilgi

olmadan beklenen temasa kabaca uygun bir zamanda kas aktivitesini başlatabildiği rapor etmişlerdir. Rosen ve diğ, (2013) fonksiyonel ayak bileği dengesizliği olan ve sağlıklı bireylerde açık göz ve kapalı göz durumlarda bilinmeyen bir yükseklikten gerçekleşen lateral drop sıçrama esnasındaki kas yanıtlarını incelemişlerdir. Sonuç olarak açık göz ve kapalı göz durumlardaki kas aktivitesinin farklılık göstermediğini bulmuşlardır. Başka bir çalışmada Laurent ve diğ, (1988), periferik görsel ipuçlarının kısıtlanmasının bir koşu bandında yürüme sırasında performansı düşürmediğini bulmuştur. Liebermann ve Goodman (1991) ise iniş sırasında etkiyi azaltmada görmenin rolünü incelenmiş ve sonuç olarak açık göz ve kapalı göz olarak gerçekleşen landing impactlerinin benzer olduğu gözlenmiştir. Bu sonuca göre çevrenin olaydan önce bilindiği kendi kendine başlayan düşmeler sırasında, daha yumuşak bir iniş stratejisi benimsemek için görsel rehberliğin gerekli olmadığını belirtmişlerdir. Bu nedenle vizyonun, zeminle olan etkilerin azaltılmasına yardımcı olmadığını, aksine, görsel bilgiye bağımlılığın, daha uygun bir iniş stratejisinin benimsenmesine engel olabileceğini bildirmişlerdir. Vizyonun olduğu gruptaki katılımcılar yalnızca bu sürekli bilgi kaynağına güvenirken, gözleri bağlı olduğu gruptaki katılımcılar belirli bir strateji benimsemiş ve bunun yerine önceden hazırlanmıştır. Görsel ipuçlarının yokluğunda katılımcılar, olayın zamansal tahmini ve düşme yüksekliğinin görsel bir temsili gibi bilişsel faktörlerden faydalanmış olabilir (Liebermann ve Goodman, 1991). Çevrenin görsel bir temsili elde edilmesiyle birleştirilen bilişsel süreçlerin (Thomson, 1983; Elliott ve Madalena, 1987; Laurent ve Thomson, 1988) sürekli görsel girdi ihtiyacının yerini almış olabileceği tahmin edilir. Cowan ve diğ. (2005) bireylerin gözlerini kapattıklarında onlar farkında olsun olmasın, çevrelerinin anlık görüntülerini alıp bunu mekânsal referanslama ve görsel imge yönelimi aracı olarak hafızalarında sakladığını belirtmiştir. Hareket boyunca uzayda vücutlarını kontrol etmenin bir yolu olarak bu zihinsel uzamsal haritaya geri dönmeye devam ettiklerini, bu nedenle görme duyusunu kullanmasalar bile referans olarak görsel geri bildirim unsurlarına güvendiklerini belirtmiştir. Bu gibi altta yatan durumlardan dolayı göz kapalı durumda vücut kendini harekete önceden hazırlayabilmekte ve göz açık ve kapalı durumda benzer sonuçlar üretebildiği düşünülmektedir.

SDBİ testinde RF kası kapalı göz durumda açık göz duruma göre daha kısa sürede daha yüksek MVC yüzde değeri göstermiştir. SDBİ testinde konsantrik evrede ST kası kapalı

göz durumunda açık göz duruma göre daha yüksek RMS değeri göstermiştir. Kamibayashi ve Muro (2006) gözlerin açık ve kapalı olduğu durumlarda sert ve sert olmayan zeminlere gerçekleşen inişler sırasındaki gerilme refleksi yanıtlarının her iki zeminde de, gözler kapalı durumda, gözler açık duruma göre daha büyük olduğunu belirtmişlerdir. Bu durum refleks kazancının görsel baskılama ile arttırılabildiğini göstermektedir. Lacquaniti ve Maioli (1989b), top yakalamada görsel bilginin bastırılması üzerine yapılan çalışmalarında, gerilme refleksinde daha büyük tepkilerle karakterize edilen bir modifikasyon buldu. Ayrıca Santello (2001), görmenin engellendiğinde, temastan sonra daha büyük gerilme refleks yanıtının gözlemlendiğini bildirdi. Görsel olmayan propriyoseptif ve vestibüler gibi duyuşsal bilgilerin, görme olduğu duruma göre daha büyük refleks yanıtını gösterdiği gibi, görsel bilginin baskılanmasını tam olarak telafi edemediği düşünülmektedir.

SDBİ testinde platformun uçuş evresinde VL ve VM kasları açık göz durumunda kapalı göz duruma göre daha yüksek RMS değeri göstermiştir. SDBİ testinde platformun uçuş evresinde ST kası açık göz durumunda kapalı göz duruma göre daha yüksek EMG sinyali frekans ortalaması göstermiştir. Kapalı göz durumunda gerçekleşen aktiviteler sırasında açık göz duruma göre EMG aktivitesinin düştüğünü rapor eden çalışmalar mevcuttur (Greenwood ve Hopkins, 1976b; Freedman ve diğ., 1976). Greenwood ve Hopkins (1976b), açık göz ve kapalı göz olarak bilinmeyen bir yükseklikten gerçekleşen drop sıçramalardaki EMG aktivitesini incelemiş ve kapalı göz durumunda zemin temasından önce soleus kas aktivitesinin azaldığını bulmuşlardır. Benzer bir çalışmada Freedman ve diğ. (1976), katılımcıların gözleri bağlıyken açık göz duruma göre gastrocnemius ve soleus kaslarının zeminle temasından önce azalmış EMG genliği ile sonuçlandığını gözlemlemiştir. Helm ve diğ. (2019) bilinen ve bilinmeyen bir zemine gerçekleşen drop sıçramaları karşılaştırdığı çalışmasında bilinmeyen zemine gerçekleşen sıçramalar sırasında soleus ve medial gastrocnemius için EMG aktivitesinde bir düşüş ortaya çıktığını gözlemlemiştir. Pınar ve diğ. (2010) iki ayak üstünde stabil bir ortamda ve tek ayak üstünde stabil olmayan bir ortamda açık göz ve kapalı göz durumdaki soleus kasındaki H refleksi aktivitesini ölçmüşler ve kapalı göz durumunda H refleksi aktivitesinin azaldığını bulmuştur. Soleus Ia liflerine yönelik presinaptik inhibisyonadaki değişikliklerin bu kazanç değişikliklerini düzenlediği tahmin edilmektedir. Kamibayashi ve Muro (2006) gözler kapalı olarak gerçekleşen inişler sırasında gözler açık duruma

göre medial gastrocnemius ve tibialis antreior kaslarının daha düşük RMS değeri gösterdiğini gözlemlemiştir. Benzer bir çalışmada Lacquaniti ve Maioli (1987) ön kol kaslarında bir topu yakalamaya yönelik ön aktivasyonların gözler kapalıyken gözler açık duruma göre kesinlikle azaldığını buldular. Bu çalışmaların hepsi bizim çalışmamızın bulgusunu destekler nitelikte olup gözler kapalı durumda daha yüksek bir kas aktivasyonun gözlemlenmediğini göstermektedir. Bu durumun sebebinin Santello (2001) hareketi başlatmadan önce edinilen görsel ipuçlarının entegrasyonuna bağlamıştır. Görsel olmayan duyuusal bilgi kaynaklarının da kullanılması ve mevcut olduğunda sürekli görme ile entegre edilmesi muhtemeldir. Daha yüksek bir kas aktivasyonu elde edilmek istendiği zaman gözler açık olarak gerçekleşen aktiviteler tercih edilebilir.

5.1.3. DDBİ testine ait kinematik bulguların tartışması

DDBİ testi esnasında touchdown anındaki ve eksantrik evre sonundaki kalça eklemi açıları kapalı göz habersiz durumda diğer durumlara göre en büyük değere sahiptir. Uvuz hareketlerimiz vücudumuz ile çevre arasındaki etkileşimler (Lackner ve Dizio, 1994; Lacquaniti ve Maioli, 1989a) ve hareketlerin doğru olarak gerçekleşmemesi (Shadmehr ve Mussa-Ivaldi, 1994) nedeniyle planlanan yörüngelerden sapabilir. Hareketleri düzeltmek ve motor sistemini stabilize etmek için feedback kontrol mekanizmaları gereklidir (Ito ve Gomi, 2020). İstemli kasılmaya ek olarak hızlı bir sensorimotor süreci geribildirim kontrolüne büyük ölçüde katkıda bulunur. Örneğin, bir gerilme refleksi, proprioseptif girdi tarafından yönlendirilen geri bildirim kontrolünün işlevini sağlar. Kas iğleri postural değişikliklerle ortaya çıkan kas gerginliğini tespit ettiğinde, kas, esneme refleksinin önemli işlevlerinden biri olan postür veya hareket hatasını telafi etmek için hızlı ve istemsiz bir şekilde aktive edilir (Marsden ve diğ, 1981). Görsel-motor refleksif yanıt da hızlı feedback kontrolüne katkıda bulunur (Ito ve Gomi, 2020). Litertürde açık göz ve kapalı göz olarak veya farklı durumlarda kinematik ölçümleri inceleyen çalışmalar mevcuttur. Santello ve diğ. (2001) insanda drop sıçrama aktivitesi sırasında görme duyusunun olduğu ve engellendiği durumlarda hangi proprioseptif ve vestibüler bilgilerin devreye girdiğini gözlemlemiştir. İniş (landing) sırasında gözler kapalı olduğu durumda % 10 daha küçük diz eklemi rotasyonları, peak eklem rotasyonları arasında farklı zaman gecikmeleri, daha değişken yer reaksiyon

kuvvetleri ve peak vücut kütle merkezi yer değiştirmesinin zirve yaptığı zamanlarda farklılık bulmuştur. Görsel olmayan duyuşal bilgiler sürekli görsel geribildirim eksikliğini tam olarak telafi edememiş ve bu görsel olmayan bilgi, motor çıkışını yeniden düzenlemek için kullanılmıştır. Bu sonuçlar, kas aktivitesi başlangıcının çok doğru zamanlaması ve iniş kinematiğı için görmenin önemli olduğunu göstermektedir (Santello, 2001). Helm ve diğ. (2019) bilinen ve bilinmeyen bir zemine gerçekleşen drop sıçramaları karşılaştırdığı çalışmasında bilinmeyen zemine gerçekleşen sıçramalar sırasında sıçrama yüksekliğinin azaldığını ve yerle temas süresinin uzadığını gözlemlemiştir. Chu ve diğ.'nin (2012) 139 asker üzerinde, görsel girdi ortadan kalktığında daha tehlikeli iniş biyomekaniğı gösteriyor adlı çalışmalarında, görsel girdi ortadan kalktığı zaman temasın başladığı sırada kalça abdüksiyonunda artış olduğunu bulmuşlardır. Görme duyusunun olduğu ve engellendiğı iki ayrı durumda drop dikey sıçrama iniş (landing) esnasındaki görsel-motor kontrolün rolünün incelendiğı bir başka çalışmada görme duyusunun engellendiğı durumda sagittal ve frontal düzlemde iniş diz kinematiğinin değıştiğı gözlemlenmiştir. Bu sonuç görsel-motor yeteneğın klinik olarak önemli bir seviyede diz nöromüsküler kontrolüne katkıda bulunabileceğini göstermiştir (Grooms ve diğ, 2018). Başka bir çalışmada 10 yetişkin erkek katılımcı görsel bilgi olduğu ve görsel bilginin olmadığı durumlarda 30 cm yükseklikten drop sıçramalar gerçekleştirmiş kinematik ve kinetik değışkenleri kaydedilmiştir. Görsel bilginin olduğu durum, görsel bilginin olmadığı duruma göre daha yüksek medial-lateral kuvvet, pik dikey kuvvet ve yükleme hızı göstermiştir. Bu durum, görsel kontrol koşulunda daha sert bacadan ve tepe dikey kuvvete daha az zaman verilmesinden kaynaklanmıştır. Dikey ağırlık merkezinin tedirginliğinin (sarsımın) artması nedeniyle bacak sertliğı azalabilir, ancak iniş sırasında impuls kuvvetini azaltan iniş stratejisi görsel kontrol koşulunda değışebilir (Lee ve diğ, 2020). Ani dengesizlik uyarıları oluştuğunda postüröl denge kontrolü için kullanılan vücudun serebral korteksi ve kas aktivite kalıplarının incelendiğı bir çalışmada bireylerin gözler açık ve kapalıyken yöne özgü kararsızlık uyarıcıları uygulandığında fizyolojik sinyalleri incelendi. Elektroensefalografi (EEG) sonuçları, katılımcının gözleri açık ve kapalıyken gama dalgalarının dengesiz bir uyarı ile önemli ölçüde arttığını göstermiştir. Bilginin nispeten entegre olduğu ve görsel bilgi olmadan egzersizin planlandığı egzersiz planlama alanında gözler kapalıyken artan gama dalgası oranının düşük olduğunu belirtildi. EMG

sonuçları, postüral kontrole düşük odaklanma nedeniyle EEG'de daha az gama dalgası gösterdi çünkü katılımcılar dengeyi temeli olan ağırlık merkezini gözlemleyemediler. Gövde ve alt ekstremita kasları, daha büyük vücut pertürbasyon açısı nedeniyle daha fazla kullanıma eğilimindeydi. Bu sonuçlar, beklenmedik bir dış dengesizlik uyarısı meydana geldiğinde insan beyninin ve kaslarının postural dengeyi nasıl koruduğuna ilişkin temel veriler olarak kullanılabilir (Shin ve diğ, 2020). Sabit ve sabit olmayan zeminlere gerçekleşen drop sıçramalar sırasında sabit olmayan zeminde daha düşük drop sıçrama yüksekliği, daha düşük kalça ve bacak kas aktivitesi ve daha düşük diz fleksiyon açısı bulundu. Bu bulgular stabil yüzeylerde yapılan pliometrik egzersizlerin performans artışı için en etkili uyarıyı sağlayabileceği yönündedir (Lesinski ve diğ, 2018). Lacquaniti ve Maioli (1989a) görsel bildirimin olduğu ve olmadığı durumlarda gerçekleşen yakalama etkinliği (top) sırasında bir adaptasyon olup olmadığı inceledikleri çalışmalarında kapalı göz durumunda impacti takiben dirsek, el bileği ve metakarpofalangeal açıların açık göz duruma göre daha salınımlı olduğunu belirtmişlerdir. Volkerding ve Ketcham (2013) dansçı ve dansçı olmayan bireylerde derinlik sıçraması iniş evresindeki biyomekanik ve propriyoseptif farklılıkları inceledikleri çalışmalarında, 3 farklı yükseklikten (0.2 m, 0.5 m, 0.8 m) açık göz ve kapalı göz derinlik sıçraması gerçekleştirmişlerdir. 0.8 m den gerçekleşen derinlik sıçraması sonucu hem dansçı olan, hem dansçı olmayan grupta gözler kapalı durumda, açık göz duruma göre daha fazla yer tepki kuvveti üretmişlerdir. Kapalı göz gerçekleşen derinlik sıçraması sonucunda yükseklik artışıyla birlikte kalça ve diz ekleminin eklem hareket genişliği artmıştır. 0.8 m den gerçekleşen kapalı göz derinlik sıçraması sonucu dansçı grupta kalça fleksiyonu önemli ölçüde artmıştır. İniş (landing) sırasında görmenin rolü isimli bir çalışmada iniş öncesi kinematiklerin ve iniş mekaniğinin, aşağı inme aşaması sırasında mevcut olan görsel geri bildirim türüne göre modüle edilip edilmediği incelenmiştir. Görmenin engellendiği durumlarda görmenin olduğu duruma göre daha uzun hareket süresi, daha büyük ayak bileği plantar fleksiyonu ve daha büyük diz fleksiyonu gözlenmiştir. Bu durumun aksine ileriye doğru vücut kütle merkezi konumlandırma, hız, sertlik (stiffness) ve başlangıç uvuzunun ağırlık kaldırması gibi durumlar azalmıştır. Bu duruma sebep olarak kapalı göz durumunda iniş sırasında kendilerini güvene almak istemeleri ve zemini incelemeye çalışmaları olabilir (Buckley ve diğ, 2008).

DDBİ testi esnasında touchdown anındaki ve eksantrik evre sonundaki ayak bileği ve diz eklem açıları, take off anındaki ayak bileği, diz ve kalça eklem açıları, eksantrik evre, konsantrik evre ve platformun uçuş süreleri, platformun uçuş yüksekliği, platformun take off anındaki dikey hızı, touchdown anındaki ve take off anındaki ayak bileği, diz ve kalça eklem açısal hızları kinematik değerleri açık göz haberli, açık göz habersiz, kapalı göz haberli ve kapalı göz habersiz durumlarda benzerlik göstermektedir. Literatürü incelediğinde bu bulguları destekler nitelikte benzer sonuçlara rastlanılmıştır (Chu ve diğ, 2012). Örneğin, Chu ve diğ. (2012) yerle temas anında ayak bileği plantar fleksiyon ve ayakbileği dorsi fleksiyon açılarının açık göz ve kapalı göz durumda gerçekleşen drop sıçrama aktivitesinde benzer olduğunu belirtti. Liebermann ve Goodman (1991, 2007) ise açık göz ve kapalı göz gerçekleşen düşüşler sırasında her iki durumda benzer yer reaksiyon kuvvetleri uygulandığını gözlemledi. Bu araştırmacılar, düşmenin başlatılmadan önce çevre ve düşme yüksekliğini görebilmenin, görme eksikliğini telafi etmek için yeterli geri bildirim sağladığını keşfettiler. Araştırmacılar, çevresel ipuçlarının önceden görülmesi durumunda düşme sırasında görsel rehberliğin gerekli olmadığı sonucuna varmışlardır. Bu çalışmada sporculara her bir durumda sabit bir yükseklikten ağırlık serbest bırakılmış ve sporcular ölçüm öncesi birçok kez alıştırma yapmışlardır. Aynı zamanda sporcular branşları gereği bu tür pliometrik egzersizleri daha önceden antrenman programlarında sıklıkla uygulamışlardır. Bununla birlikte sporcular platformun düşüş yüksekliğinde farkındaydı. Öğrenme etkisinin de işin içine girdiği ve hareketin gerçekleşmesinin mükemmelleştiğini söyleyebiliriz. Aynı zamanda propriyoseptif mekanizmalarında işlevinin artması sonucu hareketler benzer kinematikte gerçekleşmiş olabilir. Başka bir çalışmada insanda görme ve görme duyusu engellenerek gerçekleşen iniş (landing) hareketleri esnasındaki bacak kaslarının aktivitesinin incelenmiş, 0,2-0,4-0,6-0,8 m yüksekliklerden drop jump aktivitesi gerçekleştirilmiş ve görme duyusunun olduğu ve olmadığı her iki durumda da hareketin son aşamalarında peak center of body mass (CM) displacements (vücut merkezinin zirve yer değiştirmesi) ve eklem rotasyonlarının benzer olduğu görülmüştür (Santello, 2001). Fakat bu araştırmacı kapalı göz hareketi önce gerçekleştirmiş ve sporcu platforma çıkmadan önce gözleri kapatılmıştır. Sporcu düşeceği yüksekliği bilmemektedir ve asıl ölçümden önce deneme yapmamışlardır. Bu çalışmada herhangi bir adaptasyon durumundan ne yazık ki bahsedemiyoruz fakat

katılımcıların görsel bilgiler engellendiğinde iniş kontrolünü farklı yüksekliklere uyarlayabildiklerini ve hareketi uyarlamak için görsel olmayan duyuşsal bilgileri kullanabileceğini göstermektedir.

5.1.4. DDBİ testine ait EMG bulgularının tartışması

DDBİ testi esnasında her bir kastan elde edilen en yüksek MVC yüzde değeri açık göz haberli, açık göz habersiz, kapalı göz haberli ve kapalı göz habersiz durumlarda sadece ST kasında farklılık gösterip, ST kası açık göz haberli durumda en yüksek MVC yüzde değeri göstermiştir. DDBİ testi esnasındaki RMS değeri eksantrik evrede TA kasında, konsantrik evrede RF kasında, platformun uçuş evresinde ise BF kasında farklılık gösterip açık göz haberli durumda daha yüksektir. Bu sonuçların ortak özelliği açık göz haberli durumda daha yüksek MVC yüzde değeri ve RMS değeri görülmesidir. Aslında bu sonuç beklenen bir sonuç olmayıp bizim hipotezlerimize zıt bir sonuçtur. Bu çalışmada gözler kapalı aniden ve habersiz durumlarda daha yüksek kas aktivasyonun görülmesi beklenmekteydi. Kasların vizyonun engellediği bir ortamda aniden ve habersiz bir durumda daha fazla çalışacağı (aktivasyon göstereceği) düşünölmüştü. Fakat bu sonuçlar vizyonun kas aktivasyonu üzerindeki önemini açıkça ortaya koymaktadır. Literatür incelendiğinde benzer ve zıt sonuçları bulan çalışmalarla karşılaşölmüştür. Özellikle zemin temasından önceki kas aktivitelerini, kendiliğinden başlatılan drop düşüşler sırasında (Fukuda ve diğ. 1987; Greenwood ve Hopkins, 1976) veya yere sıçramalar sırasında gözlemleyen çalışmalar mevcuttur (Dyhre-Poulsen ve diğ. 1991; McKinley ve Pedotti, 1992; Santello ve McDonagh, 1998; Dyhre-Poulsen ve diğ. 1980; Jones ve Watt, 1971b). Bu iniş öncesi kas kasılmalarının doğası gereği refleks yerine önceden programlandığı ve inişle ilişkili erken yavaşlama fazının kontrolü için supraspinal merkezlerin etkisi altında olduğı düşünölmüştür (McKinley ve diğ. 1983). Bu tür iniş öncesi aktivasyonun amacının, inişteki darbe kuvvetini en aza indirmek için inişten önce kas sertliğini ayarlamak olduğı düşünölmektedir (Santello ve McDonagh, 1998) ve genellikle kas aktivitesi ölçümleriyle tanımlanmıştır (Liebermann ve Goodman, 2007). Kol kaslarında kollarla ileriye doğru düşmeyi frenlerken (Dietz ve Noth, 1978; Dietz ve diğ. 1981) ve top yakalamadan hemen önce de (Lacquaniti ve Maioli, 1989a; Lacquaniti ve Maioli, 1989b) hazırlık kas aktivitesi bulunmuştur.

Jones ve Watt (1971a) 23 genç yetişkin üzerinde tek bacak aşağı doğru adım hareketi (12,7 cm, 25,4 cm ve 38,1 cm) sırasında gastrocnemius kasının EMG aktivitesini inceledikleri çalışmalarında zemine temas etmeden 141 ms önce EMG aktivitesinin başlayıp, yerle temastan sonraki 131. ms de sona erdiğini gözlemlediler. İniş sırasındaki yavaşlamanın, inişteki herhangi bir mekanik gerilmeden refleks olarak ortaya çıkan faaliyetten ziyade önceden programlanmış bir tepki ile ortaya çıktığını belirtmişlerdir. Yine aynı çalışmada tek bacak tekrarlı ritmik hoplama hareketi sırasında gastrocnemius kası EMG değerleri incelenmiş yerle kontak anından 84 ms önce bir EMG aktivitesi başlayıp yerle temastan 263 ms sonra sona ermiştir. Tek bacak ritmik tekrarlı hoptamada her inişin, tek adım aşağı doğru iniş hareketinde olduğu gibi önceden belirlenmiş bir nöromüsküler aktivite modeli tarafından gerçekleştirildiği anlaşılmaktadır. İniş esnasındaki kas kontrolünün, iniş anından çok önce büyük bir zamanlama hassasiyeti ile merkezi sinir sisteminde formüle edilen ve buradan gönderilen önceden programlanmış bir sinirsel mesaja dayandığı sonucuna varılmıştır. Sonuçlar, ani pasif esneme kuvvetlerine karşı koymaya uygun kompleks kas kasılmalarının önceden programlanmasının ve bu kuvvetlerin ortaya çıkmadan önce başlamasının önemini vurgulamaktadır. Bir başka çalışmada bilinen ve bilinmeyen yüksekliklerden açık göz ve kapalı göz olarak gerçekleşen inişlerdeki (yere atlayış-sıçrama) görmenin rolünün incelendiği bir çalışmada iniş öncesi kas aktivitesi incelenmiş ve sonuçlar, görme duyusunun engellendiği durumda kas onsetleri üzerinde yalnızca boy randomize edildiğinde etkiye sahip olduğunu göstermiştir. İniş öncesi (prelanding) EMG'yi tetiklemeye yönelik stratejilerin değişken olduğu ve bu değişkenliklerin duyuusal modalitelerin mevcudiyetine ve vizyona bağlı olabileceğini belirtmişlerdir (Thompson ve McKinley, 1995). Vidal ve diğ. (1979), EMG aktivitelerini, çeşitli kaslarda (splenius, quadriceps femoris, soleus ve tibialis anterior) maymunlar üzerinde de incelemişlerdir. Maymunlar, bir elektromıknatısa asılı özel bir sandalyeye oturmuş ve beklenmedik bir şekilde 90 cm yükseklikten düşürülmüştür. EMG yanıtları rastgele sunulan üç koşulda kaydedilmiştir. Bunlardan birincisi göz açık, ikincisi başlarına içi siyah renk olan bir kutu geçirilmiş şekilde ve üçüncüsü başlarına siyah beyaz dama desenli kutu geçirilmiş şekildedir. Siyah beyaz dama desenli kutu geçirilmiş durumda test edilen tüm kaslarda EMG yanıtında önemli bir azalma olduğunu tespit etmişlerdir. Siyah renk bir kutu geçirilmiş durumdaki EMG yanıtları ise

göz açık ile siyah beyaz dama desenli kutu geçirilmiş durum arasında değerler gösterdiğini belirtmişlerdir. Bu durum kas aktivasyonu üzerinde görme duyusunun önemini ortaya koymaktadır. Görsel ipuçları, inişe verimli bir hazırlık sağlamak için kasların genliğini doğru bir şekilde ayarlayabilmektedir (Vidal ve diğ., 1979). İnsanda düşüş (fall) sırasında alt ekstremitte kaslarının elektromiyografik yanıtlarının incelendiği bir çalışmada 13 sağlıklı genç birey üzerinde beklenmeyen (aniden habersiz) ve kendi kendine başlatılan (haberli) durumlarda 30 cm yükseklikten düşüşler gerçekleştirilmiştir. Kendiliğinden başlatılan düşüşler sırasında medial gastrocnemius kas yanıtı aniden ve habersiz duruma göre daha kısa sürede gerçekleştirilmiştir (Fu ve Hui-Chan, 2002). Ito ve Gomi (2020) motor görevlerde herhangi bir değişiklik olmaksızın görsel geri bildirimin bozulması ve ortadan kaldırılmasıyla önemli bir gerilme refleksi zayıflaması bulmuşlardır. Ayrıca, gerilme refleksi genliğinin, durum tahminlerini bozacak şekilde artan eliminasyon süreleri ile azaldığını belirtmişlerdir. Bu nedenle gözlemlenen gerilme refleksi zayıflamasının özellikle el durumlarının tahminindeki belirsizlik artışına atfedildiğini ve gerilme reflekslerinin oluşumuna çok modlu katkıları olduğunu göstermektedir (Ito ve Gomi, 2020). Freedman ve diğ. (1976) farklı yüksekliklerden düşüş (step down) sırasında gelişen EMG paternleri ve kuvvetleri inceledikleri çalışmalarında aşağı inen (step down) ekstremitenin EMG aktivitesi, dikey çarpma kuvveti ve diz açısını ölçmüşlerdir. Çalışmada katılımcıların dış ortamı iniş sırasında gözleri bağlanması veya aşıl tendonu titreşimi ile değiştirmişlerdir. Sonuçlar, katılımcıya adım yüksekliği hakkında bilgi verilirse ve duyu sistemi titreşim verilmezse, triceps surae kasının ayağın yere çarpma (temas) zamanından önce kasıldığını göstermiştir. Titreşim varlığında veya adım yüksekliği bilinmiyorsa, triceps surae ayakla temastan önce kasılmamıştır. Bu, triceps suare uzayan kasılmasıyla gücünü azaltmak yerine, iskelet yapısı tarafından absorbe edilmesi gereken büyük bir geçici kuvvet oluşturmuştur.

DDBİ testi esnasındaki RMS değerleri pre-touch down evresinde ST kasında, konsantrik evrede ise TA kasında farklılık gösterip kapalı göz habersiz durumda daha yüksektir. Her bir kas için touchdown anından en yüksek MVC yüzde değerinin olduğu an arasında geçen süre değerleri G ve BF kaslarında farklılık gösterip, G kası açık göz habersiz durumda, BF kası ise kapalı göz haberli durumda daha kısa sürede touchdown anından sonra en yüksek MVC yüzde değerine ulaşmıştır. Beklenmedik bir

düşüş sırasında farklı zamanlarda, hem refleksif hem de istemli tepkiler gözlemlenebilir (Liebermann ve Goodman, 2007). Araştırmacılar aniden ve habersiz (beklenmeyen) gerçekleşen drop düşüşler sırasında serbest bırakıldıktan (hareket başladıktan) yaklaşık 80 mslik bir gecikmeyle ayak bileği ve el bileği plantar ve dorsifleksörlerinde erken bir kas yanıtı (EMG burst) ortaya çıktığını bulmuşlardır (Greenwood ve Hopkins, 1976a; Jones ve Watt, 1971b). Bu erken yanıtların vestibüler kaynaklı olduğu (Greenwood ve Hopkins, 1976a) ve beklenmedik düşüşlerde iniş kontrolü için doğal olarak gerçekleşen bir refleks olduğu düşünülmektedir (Lacour ve diğ, 1978). Bu ilk aktivite patlamasının oluşması için 100 ms den uzun bir süre gereklidir. Düşük yükseklikteki düşüşlerin (landing) (<100 ms), vestibüler otolit reflekslerinin oluşması için hazırlık süresine ve iniş sarsıntılarını azaltmak için gerekli olan kas kuvvetini oluşturmaya izin vermediği öne sürülmüştür (Jones ve Watt, 1971). Aynı zamanda katılımcılar istemli bir şekilde (aniden ve habersiz olmayan, kendi kendine başlatılan) hareketi gerçekleştirdiğinde bu refleksiv kas yanıtı gözlemlenmemiştir (Greenwood ve Hopkins, 1976a). Bu ilk refleksif patlamayı genellikle, yerle temas anından 40-140 ms önce başlayan ikincil bir istemli aktivite patlaması izler. Bu istemli kas aktivitesi sadece alt ekstremitte kaslarında belirgin olarak görülmüş olup yumuşak bir iniş gerçekleştirmek için ortaya çıkmıştır. Fakat bu ikinci EMG aktivitesi patlamasının oluşması için düşüş yüksekliğinin veya süresinin yeterli olması gerekmektedir. 200 ms den kısa sürede gerçekleşen düşüşlerde bu ikinci EMG aktivitesi patlamasına rastlanmamıştır. Sonuç olarak ilk EMG aktivitesi patlamasının salım durumu ile ilişkili olduğu, ikinci EMG kas aktivitesi patlamasının iniş (landing) ile ilişkili olduğunu söyleyebiliriz (Greenwood ve Hopkins, 1976a). Aynı zamanda ilk EMG aktivitesi patlamasının iniş yüzeyinin görüşüne (vizyonun olması durumu) bağlı olduğu tartışılmıştır (Greenwood ve Hopkins, 1976a; Greenwood ve Hopkins, 1976b). İnsanda düşüş (fall) sırasında alt ekstremitte kaslarının elektromiyografik yanıtlarının incelendiği bir çalışmada 13 sağlıklı genç birey üzerinde beklenmeyen (aniden habersiz) ve kendi kendine başlatılan (haberli) durumlarda 30 cm yükseklikten drop düşüşler gerçekleştirilmiştir. Beklenmedik düşüşler (aniden ve habersiz) sırasında tibialis anterior kası kendiliğinden başlatılan düşüşlere kıyasla daha kısa sürede kas aktivasyonu göstermiştir (Fu ve Hui-Chan, 2002). Greenwood ve Hopkins (1976a) çalışmasını destekler nitelikte, Jones ve Watt (1971b) 8 sağlıklı yetişkin üzerinde aniden ve habersiz (beklenmeyen) bir düşüş sırasında gastrocnemius

kasının aktivitesini inceledikleri çalışmalarında düşmenin başlamasından yaklaşık 74.2 ms sonra başlayan bir aktivite patlaması buldular. Bu aktivite patlamasının gerilme refleksi yanıtından ziyade bu aktivitenin otolit aparatından kaynaklanan, mekanik iniş olayıyla alakalı bir refleksi aktivitesi olduğunu ve inişin önceden programlanmış kontrolüyle ilgilendiğini öne sürdüler. Gerilme refleksinin aktiviteye bir katkısının olmadığını belirttiler. Watt (1976), serbest düşüş sırasında kedilerde kas aktivitesini ölçerken bu hipotezin onayını elde etti. Elektromiyografik aktivite, aniden ve beklenmedik bir şekilde yerden 50 cm yükseklikten düşen kediler üzerinde ölçüldü. Test edilen tüm kasların (sternomastoid, splenius, gastrocnemius ve tibialis anterior) elektriksel aktivasyonu iki farklı aşamada meydana geldi. Erken bir patlama, serbest bırakılma anından itibaren 15 ms gibi erken bir zamanda başladı ve genellikle 100 ms ile kayboldu. Kas aktivitesinin daha sonraki bir aşaması, serbest bırakıldıktan 75-140 ms sonra başladı. Sonuçlar, ani düşmeler sonucu gerçekleşen erken elektromiyografik yanıtın bir otolit-spinal reflekse bağlı olduğunu doğruluyor gibi görünmektedir. Liebermann ve diğ. (2007) açık ve kapalı göz gerçekleşen serbest düşme aktivitesi sırasında iniş öncesi kas zamanlaması ve iniş sonrası etkilerini inceledikleri çalışmalarında 3 farklı yükseklikten (15-45-75m) yapılan serbest düşme sonucunda gözler kapalı durumdayken rectus femoris kasının aktivasyonun daha erken başladığını bulmuşlardır. Gastrocnemius ve rectus femoris kasları kapalı göz durumunda açık göz duruma göre EMG onsetsinden touchdown a kadar geçen süre daha büyüktür. Bu nedenle, düşmeden önce çevreyi bilmenin sürekli bir görsel girdi ihtiyacını azaltmaya yardımcı olabileceği görülmektedir. Bu tür girdilerin alaka düzeyi, iniş yüksekliği arttıkça göz ardı edilemez, ancak bilişsel faktörler (örneğin, belirli ipuçlarına dikkat ve düşüş beklentisi), günlük olarak karşılaşılan kısa süreli düşüşler sırasında eylemlerin zamanlamasında baskın bir rol oynayabilir. Ferreira ve diğ. (2011) 25 sağlıklı ve aktif birey üzerinde gözlerin açık ve kapalı olduğu durumlarda stabil ve stabil olmayan (trambolin, denge platformu, propriyoseptif disk ve propriyoseptif tahta) zeminlerdeki ayak bileği kaslarının aktivasyonunun analizini yaptıkları çalışmalarında sabit olmayan zeminlerde gözler kapalıyken kas aktivasyonunun önemli derecede arttığını bulmuşlardır. Propriyoseptif testlerde ise gözleri kapalı olarak gerçekleşen test durumlarında, gözler açık duruma göre daha büyük bir EMG aktivitesi gözlenmiştir.

DDBİ testi esnasında her bir kastan elde edilen en yüksek MVC yüzde değerleri açık göz haberli, açık göz habersiz, kapalı göz haberli ve kapalı göz habersiz durumlarda ST kası hariç diğer kaslarda benzerlik göstermektedir. Kasların en yüksek MVC yüzde değerine ulaştığı zaman değerleri benzerdir. RMS değerleri pre-touchdown evresinde ST kasında, eksantrik evrede TA kasında, konsantrik evrede RF ve TA kasında, platformun uçuş evresinde ise BF kasında farklılık gösterip diğer kaslarda benzerlik göstermektedir. Kasların pre-touchdown, eksantrik konsantrik ve platformun uçuş evresinde geçen EMG sinyalleri frekans ortalaması değerleri benzerdir. Her bir kas için touchdown anından en yüksek MVC yüzde değerinin olduğu an arasında geçen süre değerleri G ve BF kasları hariç diğer kaslarda benzerlik göstermektedir. Bu sonuçları destekler nitelikte insanda görmenin (vizyon) olduğu ve görme duyusu engellenerek gerçekleşen iniş (landing) hareketleri esnasındaki bacak kaslarının aktivitesinin incelendiği bir çalışmada 0,2 m, 0,4 m, 0,6 m, 0,8 m yüksekliklerden derinlik sıçraması aktivitesi gerçekleştirilmiş ve görme duyusu ortadan kaldırıldığında hangi proprioseptif ve vestibüler bilgilerin devreye girdiğini gözlenmiştir. Bacak kaslarından gelen elektromiyografik sinyallerin genliği ve zamanlaması görme duyusunun olduğu ve olmadığı her iki durumda da her bir yükseklik için benzer olduğu bulunmuştur (Santello ve diğ, 2001). Yine Santello (2005) revizyonunda drop sıçrama iniş verilerinden yola çıkarak EMG zamanlamasının görme olsun veya olmasın farklı olmadığını savunmuştur. Santello ve McDonagh (1998), görme yerine, vestibüler bilginin iniş öncesi dönemde EMG aktivitesinin zamanlamasını ve genliğini modüle etmede rol oynayabileceğini öne sürmüştür. Liebermann ve Hoffman (2005) hareketlerin deneyimle uygulanabileceğini savundu ve ayrıca, bir motor performansı sırasında görmenin mevcut olmasının mutlaka görsel girdinin her zaman kullanıldığını ima etmediği sonucuna vardı. Sonuç olarak, iniş sırasında optik akışın mevcudiyeti, kendiliğinden başlayan düşmelerde hazırlayıcı kas hareketlerini tetiklemede önemli bir rol oynadığını belirtti. Lacquaniti ve Maioli, (1989a) görsel bildirimin olduğu ve olmadığı durumlarda gerçekleşen yakalama etkinliği (top) sırasında bir adaptasyon olup olmadığı inceledikleri çalışmalarında katılımcılara düşme yüksekliği ve bir topun kütlesi hakkında önceden bilgi vermişler ve bir işitsel işaret ile serbest bırakma zamanını işaret etmişlerdir. Sonuç olarak kapalı göz durumunda topu yakalama yeteneği bozulmamış ve bir adaptasyon gerçekleşmiştir. Katılımcılar etkinin ortaya çıkardığı

tepkiyi önceden ayarlamıştır. Hazırlık EMG aktivitesi, kapalı göz durumunda iniş (landing) hareketleri yapan insanlarda hızlı bir adaptasyon modeli sunuyor adlı çalışmada açık göz ve kapalı göz durumunda 4 ayrı yükseklikten drop sıçramalar gerçekleştirilmiştir. İlk denemelerde elde edilen propriyoseptif ve vestibüler bilgilerle sağlanan ipuçları işlendiğinden, sinir sistemi görsel bilgi eksikliğine hızla adapte olmuş ve dolayısıyla mevcut görme ile aktiviteyi gerçekleştirirken gözlenene benzer bir motor çıkışı (yani, iniş öncesi EMG modülasyonu) üretmiştir (Magalhães ve Goroso, 2009). Dietz ve Noth (1978) göz açık ve kapalı durumda, düşme yüksekliğinin katılımcı tarafından bilinmesi şartıyla, iniş momentine göre her iki durumda benzer bir triseps innervasyon zamanlamasının olduğunu gözlemlemiştir. Bu sonuçlara göre, görme mevcut olmadığı zaman propriyoseptif ve vestibüler bilginin entegrasyonunun görmenin yerini alabileceğini ve benzer kas aktivitelerinin görülebileceği anlaşılmaktadır (Santello ve diğ., 2001).

5.2. Sonuç

5.2.1. SDBİ testi sonuçları

SDBİ testi sonuçları kinematik ve EMG ölçüm sonuçları olmak üzere iki başlık altında verilmiştir.

5.2.1.1. SDBİ testi kinematik ölçüm sonuçları

SDBİ testinde hareketin başlangıç anındaki ayak bileği ve diz eklem açısı benzerlik gösterip, kalça eklemi açısı kapalı göz durumunda açık göz duruma göre daha büyüktür. Hareketin take off anındaki ayak bileği, diz ve kalça eklem açısı, konsantrik evre ve platformun uçuş süresi, platform uçuş yüksekliği, platformun take off anındaki dikey hızı ve take off anındaki ayak bileği, diz ve kalça eklem açısal hızları kinematik değerleri açık göz ve kapalı göz durumunda benzerdir. Sonuç olarak hareketin açık göz ve kapalı göz durumunda benzer bir kinematik gösterdiğini söyleyebiliriz.

5.2.1.2. SDBİ Testi EMG ölçüm sonuçları

SDBİ testi esnasında açık göz ve kapalı göz durumunda her bir kastan elde edilen en yüksek MVC yüzde değerleri benzerdir. Kasların en yüksek MVC yüzdesine ulaştığı zaman değerleri RF kası hariç diğer kaslarda açık göz ve kapalı göz durumunda benzerdi. RF kası ise kapalı göz durumunda açık göz duruma göre daha kısa sürede daha yüksek MVC yüzde değeri göstermiştir. RF kası MVC yüzde süresinin kısa olması kalça eklem açısı büyüklüğü ile uyumlu bir sonuçtur. Konsantrik evredeki RMS değerleri açık göz ve kapalı göz durumunda ST kası hariç diğer kaslarda benzer değerler gösterdi. ST kası kapalı göz durumunda açık göz duruma göre daha yüksek RMS değeri göstermiştir. Platformun uçuş evresindeki RMS değerleri açık göz ve kapalı göz durumunda VL ve VM kasları haricinde diğer kaslarda benzerdi. VL ve VM kasları açık göz durumunda kapalı göz duruma göre daha yüksek RMS değeri göstermiştir. Konsantrik evredeki EMG sinyalleri frekanslarının ortalaması açık göz ve kapalı göz durumunda tüm kaslar için benzerdir. Platformun uçuş evresinde EMG sinyalleri frekanslarının ortalaması açık göz ve kapalı göz durumunda ST kası haricindeki diğer kaslarda benzerdir. ST kası açık göz durumunda kapalı göz duruma göre daha yüksek EMG sinyali frekans ortalaması göstermiştir.

5.2.2. CDBİ testi sonuçları

CDBİ testi sonuçları kinematik ve EMG ölçüm sonuçları olmak üzere iki başlık altında verilmiştir.

5.2.2.1. CDBİ testi kinematik ölçüm sonuçları

CDBİ testinde hareketin başlangıç anındaki eklem açısı, hareketin eksantrik evre sonundaki eklem açısı, take off anındaki eklem açısı, eksantrik evre süresi, konsantrik evre süresi, platformun uçuş süresi, platformun uçuş yüksekliği, platformun take off anındaki dikey hızı ve take off anındaki eklem açısal hızı kinematik değerleri açık göz ve kapalı göz durumunda benzerlik göstermektedir. Sonuç olarak hareketin açık göz ve kapalı göz durumunda benzer bir kinematik gösterdiğini söyleyebiliriz.

5.2.2.2. CDBİ testi EMG ölçüm sonuçları

CDBİ testi esnasında her bir kastan elde edilen en yüksek MVC yüzde değerleri, kaslarının en yüksek MVC yüzdesine ulaştığı zaman, kaslarının eksantrik, konsantrik ve platformun uçuş evresindeki RMS değerleri ve frekans değerleri açık göz ve kapalı göz durumunda benzerlik göstermektedir. Sonuç olarak hareketin açık göz ve kapalı göz durumunda benzer EMG değerleri gösterdiğini söyleyebiliriz.

5.2.3. DDBİ testi sonuçları

DDBİ testi sonuçları kinematik ve EMG ölçüm sonuçları olmak üzere iki başlık altında verilmiştir.

5.2.3.1. DDBİ testi kinematik ölçüm sonuçları

DDBİ testi esnasında touchdown anındaki ve eksantrik evre sonundaki ayak bileği ve diz eklem açıları benzer olup, kalça eklemi açıları kapalı göz habersiz durumda diğer durumlara göre en büyük değere sahiptir. Take off anındaki ayak bileği, diz ve kalça eklem açıları, eksantrik evre, konsantrik evre ve platformun uçuş süresi, platformun uçuş yüksekliği, platformun dikey hızı, touchdown ve take off anındaki ayak bileği, diz ve kalça eklem açısal hızları kinematik değerleri açık göz haberli, açık göz habersiz, kapalı göz haberli ve kapalı göz habersiz durumlarda benzerlik göstermektedir.

5.2.3.2. DDBİ testi EMG ölçüm sonuçları

DDBİ testi esnasında her bir kastan elde edilen en yüksek MVC yüzde değerleri açık göz haberli, açık göz habersiz, kapalı göz haberli ve kapalı göz habersiz durumlarda ST kası hariç diğer kaslarda benzerlik göstermektedir. ST kası açık göz haberli durumda diğer durumlara göre en yüksek MVC yüzde değerini göstermiştir. Kasların en yüksek MVC yüzde değerine ulaştığı zaman değerleri açık göz haberli, açık göz habersiz, kapalı göz haberli ve kapalı göz habersiz durumlarda benzerdir. Kasların pre-touchdown evresindeki RMS değerleri ST kası hariç diğer kaslarda benzerlik göstermektedir. ST kası kapalı göz habersiz durumda diğer durumlara göre daha yüksek RMS değeri göstermiştir. Kasların eksantrik evredeki RMS değerleri TA kası hariç diğer kaslarda

benzerlik göstermektedir. TA kası açık göz haberli durumda diğer durumlara göre daha yüksek RMS değeri göstermiştir. Kasların konsantrik evredeki RMS değerleri RF ve TA kasları hariç diğer kaslarda benzerlik göstermektedir. RF kası açık göz haberli ve TA kası kapalı göz habersiz durumda en yüksek RMS değeri göstermiştir. Kasların platformun uçuş evresindeki RMS değerleri BF kası hariç diğer kaslarda benzerlik göstermektedir. BF kası açık göz haberli durumda diğer durumlara göre daha yüksek RMS değeri göstermektedir. Kasların pre-touchdown, eksantrik, konsantrik ve platformun uçuş evrelerindeki EMG sinyalleri frekanslarının ortalaması ve her bir evrede geçen süre değerleri açık göz haberli, açık göz habersiz, kapalı göz haberli ve kapalı göz habersiz durumlarda benzerdir. Her bir kas için touchdown anından en yüksek MVC yüzde değerinin olduğu an arasında geçen süre değerleri G ve BF kasları hariç diğer kaslarda benzerlik göstermektedir. G kası açık göz habersiz durumda diğer durumlara göre daha kısa sürede touchdown anından sonra en yüksek MVC yüzde değerine ulaşmıştır. BF kası kapalı göz haberli durumda diğer durumlara göre daha kısa sürede en yüksek MVC yüzde değerine ulaşmıştır. Hareketin geneline baktığımızda açık göz haberli, açık göz habersiz, kapalı göz haberli ve kapalı göz habersiz durumlarda hareketlerin benzer EMG değerleri gösterdiğini söyleyebiliriz.

5.3. Öneriler

- Sporcuların gözleri açık ve kapalı olarak aniden ve habersiz gerçekleştirdikleri pliometrik egzersizlerde kas yanıtlarının incelenmesi yanında kuvvet ölçümlerinin de dahil edilmesi önerilmektedir.
- Sporcuların gözleri açık ve kapalı olarak aniden ve habersiz serbest düşüp sıçramalarını sağlayan bir ölçüm düzeneği tasarlanıp, kas yanıtları ve yer reaksiyon kuvvet değerleri incelenebilir.
- Bu araştırma pliometrik antrenman geçmişi olan U19 kategorisindeki futbolcular üzerinde gerçekleşmiş olup, gelecek çalışmalar diğer elastik kuvvet ve patlayıcı kuvvetin baskın olduğu spor branşlarında gerçekleştirebilir.
- Bu çalışmada sporcuların vücut ağırlıkları kullanıldı. Belki farklı ağırlıklar ile ortaya çıkan durumlardaki kas yanıtları ve kinematik değişkenler incelenebilir.

KAYNAKLAR

- Abdollahipour, R., Psotta, R., & Land, W. M. (2016). The influence of attentional focus instructions and vision on jump height performance. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 87(4), 408-413.
- Akima H., Takahashi H., Kuno SY., Masuda K., Masuda T., Shimojo H., Anno I., Itai Y., & Katsuta S. (1999). Early phase adaptations of muscle use and strength to isokinetic training. *Medicine And Science In Sports And Exercise*, 31(4), 588-594.
- Allerheiligen, B., & Rogers, R. (1995). Plyometrics program design. *Strength & Conditioning Journal*, 17(4), 26-31.
- Andrade, R., Araújo, R. C., Tucci, H. T., Martins, J., & Oliveira, A. S. (2011). Coactivation of the shoulder and arm muscles during closed kinetic chain exercises on an unstable surface. *Singapore Medical Journal*, 52(1), 35-41.
- Asmussen, E., & Bonde-Petersen, F. (1974). Storage of elastic energy in skeletal muscles in man. *Acta Physiologica Scandinavica*, 91(3), 385-392.
- Atha, J. (1981). Strengthening muscle. *Exercise and sport sciences reviews*, 9(1), 1-74.
- Avela, J., Komi, P. V., & Santos, P. M. (1996). Effects of differently induced stretch loads on neuromuscular control in drop jump exercise. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 72(5-6), 553-562.
- Aydın, S. (2000). *İnsan anatomisi ve fizyolojisi*. Eskişehir: Anadolu Üniversitesi Yayınları.
- Baechle, T. R., & Earle, R. W. (Eds.). (2008). *Essentials of strength training and conditioning*. (3. Edition). Human Kinetics.
- Bardy, B. G., & Laurent, M. (1998). How is body orientation controlled during somersaulting. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 24(3), 963.
- Bayraktar, I., & Çilli, M. (2017). *Pliometrik antrenmanlar kuramsal ve uygulama yönleriyle*. Ankara: Nobel Yayınevi.
- Behrens, M., Mau-Moeller, A., & Bruhn, S. (2014). Effect of plyometric training on neural and mechanical properties of the knee extensor muscles. *International Journal of Sports Medicine*, 35(02), 101-119.
- Bennett, S., & Davids, K. (1995). The manipulation of vision during the powerlift squat: Exploring the boundaries of the specificity of learning hypothesis. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 66(3), 210-218.

- Betts, J. G., Desaix, P., Johnson, J. E., Korol, O., Kruse, D., & Poe, B. (2013). *Anatomy & Physiology*. OpenStax College. Rice University.
- Bobbert, M. F. (1990). Drop jumping as a training method for jumping ability. *Sports Medicine*, 9(1), 7-22.
- Bobbert, M. F., & Huijing, P. A. (1987). Drop jumping. I. The influence of jumping technique on the biomechanics of jumping. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 19(4), 332-338.
- Bobbert, M. F., Mackay, M., Schinkelshoek, D., Huijing, P. A., & van Ingen Schenau, G. J. (1986). Biomechanical analysis of drop and countermovement jumps. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 54(6), 566-573.
- Bompa, T. O., & Haff, G. G. (2009). *Periodization: theory and methodology of training*. (Fifth Edition). Human Kinetics.
- Bompa, T. O., & Haff, G. G. (2017). *Dönemleme: Antrenman kuramı ve yöntemi*. (Çev. Bağırhan, T.). (Beşinci Basım). Ankara: Spor Yayınevi ve Kitabevi.
- Bompa, T., Di Pasquale, M., & Cornacchia, L. (2013). *Serious strength training*. Human Kinetics.
- Boraczyński, T., & Urniaż, J. (2008). The effect of plyometric training on strength-speed abilities of basketball players. *Research Yearbook*, 14(1), 14-19.
- Bosco, C., Komi, P. V., & Ito, A. (1981). Prestretch potentiation of human skeletal muscle during ballistic movement. *Acta Physiologica Scandinavica*, 111(2), 135-140.
- Bozdoğan, Ö. (2012). *Fizyoloji*. (3.basım). Ankara: Palme Yayıncılık.
- Britto, M. A., Carpes, F. P., Koutras, G., & Pappas, E. (2014). Quadriceps and hamstrings prelanding myoelectric activity during landing from different heights among male and female athletes. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 24(4), 508-512.
- Brown L.E. (2007). *Strength training*. NSCA Human Kinetics.
- Buckley, J. G., MacLellan, M. J., Tucker, M. W., Scally, A. J., & Bennett, S. J. (2008). Visual guidance of landing behaviour when stepping down to a new level. *Experimental Brain Research*, 184(2), 223-232.
- Bullock, J., Boyle, J., & Wang, M. B. (1994). *Fizyoloji*. (Çev. Hariri, N.) İzmir: Saray Tıp Kitabevi.
- Busse, M. E., Wiles, C. M., & Van Deursen, R. W. M. (2005). Muscle co-activation in neurological conditions. *Physical Therapy Reviews*, 10(4), 247-253.
- Carlton, L. G. (1992). Visual processing time and the control of movement. In *Advances in Psychology* (Vol. 85, pp. 3-31). North-Holland.
- Carola, R., Harley, J. P., & Noback, C. R. (1990). *Human anatomy and physiology*. McGraw-Hill Companies.

- Carter, A. B., Kaminski, T. W., Douex Jr, A. T., Knight, C. A., & Richards, J. G. (2007). Effects of high volume upper extremity plyometric training on throwing velocity and functional strength ratios of the shoulder rotators in collegiate baseball players. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 21(1), 208-215.
- Cavagna, G. A. (1977). Storage and utilization of elastic energy in skeletal muscle. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 5(1), 89-130.
- Cerny, F. J., & Burton, H. (2001). *Exercise physiology for health care professionals*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Chimera, N. J., Swanik, K. A., Swanik, C. B., & Straub, S. J. (2004). Effects of plyometric training on muscle-activation strategies and performance in female athletes. *Journal of Athletic Training*, 39(1), 24.
- Chmielewski, T. L., Myer, G. D., Kauffman, D., & Tillman, S. M. (2006). Plyometric exercise in the rehabilitation of athletes: physiological responses and clinical application. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 36(5), 308-319.
- Chu D.A. & Myer G.D. (2013). *Plyometrics*. Human Kinetics.
- Chu, Y., Sell, T. C., Abt, J. P., Nagai, T., Deluzio, J., McGrail, M., ... & Lephart, S. M. (2012). Air assault soldiers demonstrate more dangerous landing biomechanics when visual input is removed. *Military Medicine*, 177(1), 41-47.
- Clutch, D., Wilton, M., McGown, C., & Bryce, G. R. (1983). The effect of depth jumps and weight training on leg strength and vertical jump. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 54(1), 5-10.
- Cowan, N., Elliott, E. M., Sauls, J. S., Morey, C. C., Mattox, S., Hismjatullina, A., & Conway, A. R. (2005). On the capacity of attention: Its estimation and its role in working memory and cognitive aptitudes. *Cognitive Psychology*, 51(1), 42-100.
- Davies, G., Riemann, B. L., & Manske, R. (2015). Current concepts of plyometric exercise. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 10(6), 760.
- De Villarreal, E. S. S., Kellis, E., Kraemer, W. J., & Izquierdo, M. (2009). Determining variables of plyometric training for improving vertical jump height performance: A meta-analysis. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 23(2), 495-506.
- Despopoulos, A., & Silbernagl, S. (1997). *Renkli fizyoloji atlası*. (Çavuşoğlu, H., Yeğen, B. Ç., Aydın, Z., & Alican, İ.). İstanbul: Nobel ve Yüce Yayınları.
- Dietz, V., & Noth, J. (1978). Pre-innervation and stretch responses of triceps brachii in man falling with and without visual control. *Brain Research*, 142(3), 576-579.
- Dietz, V., Noth, J., & Schmidtbleicher, D. (1981). Interaction between pre-activity and stretch reflex in human triceps brachii during landing from forward falls. *Journal of Physiology*, 311, 113-125.
- Duncan, A. D., & McDonagh, M. J. (2000). Stretch reflex distinguished from pre-programmed muscle activations following landing impacts in man. *The Journal of Physiology*, 526(2), 457-468.

- Dyhre-Poulsen, P., Laursen, A.M., Jahnsen, H., & Djorup, A. (1980). Programmed and reflex muscular activity in monkeys landing from a leap. *Progress in Clinical Neurophysiology*, 8, 323-329.
- Dyhre-Poulsen, P., Simonsen, E. B., & Voigt, M. (1991). Dynamic control of muscle stiffness and H reflex modulation during hopping and jumping in man. *The Journal of Physiology*, 437(1), 287-304.
- Elliott, D., & Madalena, J. (1987). The influence of premovement visual information on manual aiming. *The Quarterly Journal of Experimental Psychology*, 39(3), 541-559.
- Enoka, R. M. (2008). *Neuromechanics of human movement*. Human kinetics.
- Enoka, R. M., & Duchateau, J. (2017). Rate coding and the control of muscle force. *Cold Spring Harbor Perspectives in Medicine*, 7(10), a029702.
- Ergen, E., Demirel, H., Güner, R., Turnagöl, H., Başoğlu, S., Zergeroğlu, A. M., ... & Hazır, T. (2002). *Egzersiz fizyolojisi ders kitabı* (3.baskı) . Ankara: Nobel Yayın Dağıtım.
- Farrell, P. A., Joyner, M. J., & Caiozzo, V. (2011). *ACSM's advanced exercise physiology*. Wolters Kluwer Health Adis.
- Farrow, D., Abernethy, B., & Jackson, R. C. (2005). Probing expert anticipation with the temporal occlusion paradigm: Experimental investigations of some methodological issues. *Motor Control*, 9(3), 330-349.
- Ferreira, L. A. B., Pereira, W. M., Rossi, L. P., Kerpers, I. I., de Paula Jr, A. R., & Oliveira, C. S. (2011). Analysis of electromyographic activity of ankle muscles on stable and unstable surfaces with eyes open and closed. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 15(4), 496-501.
- Finni, T., Komi, P.V., & Lepola, V. (2000) In vivo human triceps surae and quadriceps femoris muscle function in a squat jump and counter movement jump. *European Journal of Applied Physiology*, 83, 416-426.
- Fleishman, E. A., & Rich, S. (1963). Role of kinesthetic and spatial-visual abilities in perceptual-motor learning. *Journal of Experimental Psychology*, 66(1), 6.
- Floyd R.T. (2015). *Manual of structural kinesiology* (Nineteenth edition). New York: McGraw Hill Education.
- Fox, S. I., (2016). *Human physiology*. (Fourteenth Edition). New York, McGraw-Hill Education.
- Freedman, W., Wannstedt, G., & Herman, R. (1976). EMG patterns and forces developed during step-down. *American Journal of Physical Medicine*, 55(6), 275-290.
- Frost, D. M., Cronin, J., & Newton, R. U. (2010). A biomechanical evaluation of resistance. *Sports Medicine*, 40(4), 303-326.
- Fu, S. N., & Hui-Chan, C. W. Y. (2002). Mental set can modulate response onset in the lower limb muscles to falls in humans. *Neuroscience Letters*, 321(1-2), 77-80.

- Fukuda, H., Miyashita, M., & Fukuoka, M. (1987). *Unconscious control of impact force during landing*. In B. Johnson, (Ed.). Biomechanics X, USA: Human Kinetics, Champagne Illinois.
- Ganong, W. (1996). *Tıbbi fizyoloji*. Cilt 1, (17. Baskı). (Çev: Türk Fizyolojik Bilimler). Ankara: Barış Kitabevi.
- Gans, C. & Bock, W.J. (1965) The functional significance of muscle architecture: a theoretical analysis. *Advances in Anatomy, Embryology, and Cell Biology*, 38, 115–142.
- Gollhofer, A., Strojnik, V., Rapp, W., & Schweizer, L. (1992). Behaviour of triceps surae muscle-tendon complex in different jump conditions. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 64(4), 283-291.
- Goodale, M. A., & Milner, A. D. (1992). Separate visual pathways for perception and action. *Trends in Neurosciences*, 15(1), 20-25.
- Graziano, M. S. (1999). Where is my arm? The relative role of vision and proprioception in the neuronal representation of limb position. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 96(18), 10418-10421.
- Greenwood, R., & Hopkins, A. (1976a). Muscle responses during sudden falls in man. *The Journal of Physiology*, 254(2), 507-518.
- Greenwood, R., & Hopkins, A. (1976b). Landing from an unexpected fall and a voluntary step. *Brain: a Journal of Neurology*, 99(2), 375-386.
- Grooms, D. R., Chaudhari, A., Page, S. J., Nichols-Larsen, D. S., & Onate, J. A. (2018). Visual-motor control of drop landing after anterior cruciate ligament reconstruction. *Journal of Athletic Training*, 53(5), 486-496.
- Guyton, A. C., & Hall, J. E. (2005). *Textbook of medical physiology*. Saunders: Philadelphia.
- Haff, G. G., & Triplett, N. T. (Eds.). (2015). *Essentials of strength training and conditioning (4th edition)*. Human kinetics.
- Häkkinen, K., Kraemer, W. J., Newton, R. U., & Alen, M. (2001). Changes in electromyographic activity, muscle fibre and force production characteristics during heavy resistance/power strength training in middle-aged and older men and women. *Acta Physiologica Scandinavica*, 171(1), 51-62.
- Häkkinen, K., Pakarinen, A., Kyröläinen, H., Cheng, S., Kim, D. H., & Komi, P. V. (1990). Neuromuscular adaptations and serum hormones in females during prolonged power training. *International Journal of Sports Medicine*, 11(02), 91-98.
- Hamill, J., & Knutzen, K. M. (2015). *Biomechanical basis of human movement*. Lippincott Williams & Wilkins.
- Hansen, D., & Kennelly, S. (2017). *Plyometric anatomy*. Human Kinetics.
- Heath, M., & Westwood, D. A. (2003). Can a visual representation support the online control of memory-dependent reaching? Evidence from a variable spatial mapping paradigm. *Motor Control*, 7(4), 349-365.

- Helm, M., Ritzmann, R., Gollhofer, A., & Freyler, K. (2019). Anticipation modulates neuromechanics of drop jumps in known or unknown ground stiffness. *Plos one*, 14(1), e0211276.
- Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., & Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10(5), 361-374.
- Hill, A.V. (1970). *First and last experiments in muscle mechanics*. Cambridge: Cambridge University Press.
- Hodges, P. W., & Richardson, C. A. (1996). Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain: a motor control evaluation of transversus abdominis. *Spine*, 21(22), 2640-2650.
- Holcomb, W. R., Kleiner, D. M., & Chu, D. A. (1998). Plyometrics: Considerations for safe and effective training. *Strength & Conditioning Journal*, 20(3), 36-41.
- Hole, J. W. (1993). *Human anatomy and physiology*. Wm. C.
- Horita, T., Komi, P., Nicol, C., & Kyröläinen, H. (2002). Interaction between pre-landing activities and stiffness regulation of the knee joint musculoskeletal system in the drop jump: implications to performance. *European Journal of Applied Physiology*, 88(1-2), 76-84.
- Hutt, K., & Redding, E. (2014). The effect of an eyes-closed dance-specific training program on dynamic balance in elite pre-professional ballet dancers: a randomized controlled pilot study. *Journal of Dance Medicine & Science*, 18(1), 3-11.
- Huxley, A. F. (1974). Muscular contraction. *The Journal of physiology*, 243(1), 1.
- Ikai, M., & Fukunaga, T. (1968). Calculation of muscle strength per unit cross-sectional area of human muscle by means of ultrasonic measurement. *Internationale Zeitschrift für Angewandte Physiologie Einschliesslich Arbeitsphysiologie*, 26(1), 26-32.
- Ito, S., & Gomi, H. (2020). Visually-updated hand state estimates modulate the proprioceptive reflex independently of motor task requirements. *Elife*, 9, e52380.
- İnal, H. S. (2004). *Spor biyomekaniği: Temel prensipler*. Ankara: Nobel Yayın Dağıtım.
- Jidovtseff, B., Quievre, J., Nigel, H., & Cronin, J. (2014). Influence of jumping strategy on kinetic and kinematic variables. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 54, 129-138.
- Jones, D., Round, J., & De Haan, A. (2004). *Skeletal muscle: from molecules to movement*. Edinburgh.
- Jones, G. M., & Watt D. G. D. (1971a). Observations on the control of stepping and hopping movements in man. *The Journal of Physiology*, 219(3), 709-727.
- Jones, G. M., & Watt, D. G. D. (1971b). Muscular control of landing from unexpected falls in man. *The Journal of Physiology*, 219(3), 729-737.

- Jorgensen, K. (1976). Force-velocity relationship in human elbow flexors and extensors. *Biomechanics* 9, 145-151.
- Joyce, D., & Lewindon, D. (Eds.). (2014). *High-performance training for sports*. Human Kinetics.
- Kaeding, C. C., & Whitehead, R. (1998). Musculoskeletal injuries in adolescents. *Primary Care: Clinics in Office Practice*, 25(1), 211-223.
- Kamibayashi, K., & Muro, M. (2006). Modulation of pre-programmed muscle activation and stretch reflex to changes of contact surface and visual input during movement to absorb impact. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 16(5), 432-439.
- Kandel, E. R., Schwartz, J. H., Jessell, T. M., Siegelbaum, S., Hudspeth, A. J., & Mack, S. (Eds.). (2000). *Principles of Neural Science* (Vol. 4, pp. 1227-1246). New York: McGraw-Hill.
- Keleş, S. B., Kadağan, S. M., Şekir, U., Şenışık, Ç. U., Akova, B., & Gür, H. (2010). Çömelleme sırasında görmenin alt ekstremitte kaslarının EMG aktiviteleri üzerine olan etkisi. *Spor Hekimliği Dergisi*, 45(3), 073-081.
- Kenney, W. L., Wilmore, J. H., & Costill, D. L. (2015). *Physiology of sport and exercise*. Human Kinetics.
- Knapik, J. J., Craig, S. C., Hauret, K. G., & Jones, B. H. (2003). Risk factors for injuries during military parachuting. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, 74(7), 768-774.
- Knapik, J. J., Wright, J. E., Mawdsley, R. H., & Braun, J. (1983). Isometric, isotonic, and isokinetic torque variations in four muscle groups through a range of joint motion. *Physical therapy*, 63(6), 938-947.
- Komi, P. V., Karlsson, J., Tesch, P., Suominen, H., & Heikkinen, E. (1982). Effects of heavy resistance and explosive type strength training methods on mechanical, functional and metabolic aspects of performance. *Exercise and Sport Biology*, 90-102.
- Konrad, P. (2005). *The ABC of EMG. A Practical introduction to kinesiological electromyography*, 1(2005), 30-5.
- Krigolson, O. E., Cheng, D., & Binsted, G. (2015). The role of visual processing in motor learning and control: Insights from electroencephalography. *Vision Research*, 110, 277-285.
- Kyrolainen, H., Kivela, R., Koskinen, S., McBride, J., Andersen, J. L., Takala, T. & Komi, P. V. (2003). Interrelationships between muscle structure, muscle strength, and running economy. *Medicine and Science in Sports And Exercise*, 35(1), 45-49.
- Lackner, J. R., & Dizio, P. (1994). Rapid adaptation to Coriolis force perturbations of arm trajectory. *Journal of Neurophysiology*, 72(1), 299-313.
- Lacour, M., Xerri, C., & Hugon, M. (1978). Muscle responses and monosynaptic reflexes in falling monkey. Role of the vestibular system. *Journal de Physiologie*, 74(4), 427-438.

- Lacquaniti, F., & Maioli, C. (1987). Anticipatory and reflex coactivation of antagonist muscles in catching. *Brain Research*, 406(1-2), 373-378.
- Lacquaniti, F., & Maioli, C. (1989a). The role of preparation in tuning anticipatory and reflex responses during catching. *Journal of Neuroscience*, 9(1), 134-148.
- Lacquaniti, F., & Maioli, C. (1989b). Adaptation to suppression of visual information during catching. *Journal of Neuroscience*, 9(1), 149-159.
- Laurent, M., & Thomson, J. A. (1988). The role of visual information in control of a constrained locomotor task. *Journal of Motor Behavior*, 20(1), 17-37.
- Laurent, M., Paul, P., & Cavallo, V. (1988). How is gait visually regulated when the head is travelling faster than the legs. *Journal of Motor Behavior*, 20(3), 301-316.
- Laursen, P. B., & Jenkins, D. G. (2002). The scientific basis for high-intensity interval training. *Sports Medicine*, 32(1), 53-73.
- Lee, A., Hyun, S., & Ryew, C. (2020). Landing with Visual Control Reveals Limb Control for Intrinsic Stability. *International Journal of Internet, Broadcasting and Communication*, 12(3), 226-232.
- Lehnert, M., Lamrová, I., & Elfmark, M. (2009). Changes in speed and strength in female volleyball players during and after a plyometric training program. *Acta Gymnica*, 39(1), 59-66.
- Lesinski, M., Prieske, O., Borde, R., Beurskens, R., & Granacher, U. (2018). Effects of different footwear properties and surface instability on neuromuscular activity and kinematics during jumping. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 32(11), 3246-3257.
- Lieber, R. L., & Fridén, J. (2000). Functional and clinical significance of skeletal muscle architecture. *Muscle & Nerve: Official Journal of the American Association of Electrodiagnostic Medicine*, 23(11), 1647-1666.
- Liebermann, D. G., & Goodman, D. (1991). Effects of visual guidance on the reduction of impacts during landings. *Ergonomics*, 34(11), 1399-1406.
- Liebermann, D. G., & Goodman, D. (2007). Pre-landing muscle timing and post-landing effects of falling with continuous vision and in blindfold conditions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 17(2), 212-227.
- Liebermann, D. G., & Hoffman, J. R. (2005). Timing of preparatory landing responses as a function of availability of optic flow information. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 15(1), 120-130.
- Lundin, P. (1985). Plyometrics: a review of plyometric training. *Strength & Conditioning Journal*, 7(3), 69-76.
- MacDougall, J. D., Sale, D. G., Alway, S. E., & Sutton, J. R. (1984). Muscle fiber number in biceps brachii in bodybuilders and control subjects. *Journal of Applied Physiology*, 57(5), 1399-1403.
- MacDougall, J. D., Sale, D. G., Moroz, J. R., Elder, G. C., Sutton, J. R., & Howald, H. (1979). Mitochondrial volume density in human skeletal muscle following heavy resistance training. *Medicine and Science in Sports*, 11(2), 164-166.

- Magalhães, F. H., & Goroso, D. G. (2009). Preparatory EMG activity reveals a rapid adaptation pattern in humans performing landing movements in blindfolded condition. *Perceptual and Motor Skills*, 109(2), 500-516.
- Magill, R. (2017). *Motor learning and control*. McGraw-Hill Publishing.
- Maki, B. E., Holliday, P. J., & Topper, A. K. (1991). Fear of falling and postural performance in the elderly. *Journal of Gerontology*, 46(4), M123-M131.
- Marsden, C. D., Merton, P. A., Morton, H. B., Rothwell, J. C., & Traub, M. M. (1981). Reliability and efficacy of the long-latency stretch reflex in the human thumb. *The Journal of Physiology*, 316(1), 47-60.
- Martini, F., Nath, J. L., Bartholomew, E. F., Ober, W. C., Ober, C. E., Welch, K., & Hutchings, R. T. (2016). *Fundamentals of Anatomy & Physiology*, San Francisco, CA: Pearson Benjamin Cummings.
- Matthews, P. B., Farmer, S. F., & Ingram, D. A. (1990). On the localization of the stretch reflex of intrinsic hand muscles in a patient with mirror movements. *The Journal of Physiology*, 428(1), 561-577.
- McArdle, W. D., Katch, F. I., & Katch, V. L. (2007). *Exercise physiology: energy, nutrition, and human performance*. (Sixth edition). Lippincott Williams, Wilkins
- McGinnis, P. M. (2013). *Biomechanics of sport and exercise*. Human Kinetics.
- McGuigan, M. R., Doyle, T. L., Newton, M., Edwards, D. J., Nimphius, S., & Newton, R. U. (2006). Eccentric utilization ratio: effect of sport and phase of training. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 20(4), 992-995.
- McKinley, P., & Pedotti, A. (1992). Motor strategies in landing from a jump: the role of skill in task execution. *Experimental Brain Research*, 90(2), 427-440.
- McKinley, P.A., Smith, J.L., & Gregor, R.J. (1983) Responses of elbow extensors to landing forces during jump downs in cats. *Experimental Brain Research*, 46(2), 218-228.
- McNeely, E. (2005). Introduction to plyometrics: Converting strength to power. *NSCA's Performance Training Journal*, 6(5), 19-22.
- Milner, A.D., & Goodale, M.A. (2008). Two visual systems reviewed. *Neuropsychologia* 46(3), 774-785.
- Milner-Brown, H. S., & Lee, R. G. (1975). Synchronization of human motor units: possible roles of exercise and supraspinal reflexes. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 38(3), 245-254.
- Milner-Brown, H. S., Stein, R. B., & Yemm, R. (1973). Changes in firing rate of human motor units during linearly changing voluntary contractions. *The Journal of Physiology*, 230(2), 371-390.
- Moritani, T., Oddsson, L., & Thorstensson, A. (1990). Differences in modulation of the gastrocnemius and soleus H-reflexes during hopping in man. *Acta Physiologica Scandinavica*, 138(4), 575-576.

- Mrdakovic, V., Ilic, D. B., Jankovic, N., Rajkovic, Z., & Stefanovic, D. (2008). Pre-activity modulation of lower extremity muscles within different types and heights of deep jump. *Journal of Sports Science & Medicine*, 7(2), 269.
- Muratlı, S., Toraman, F., & Çetin, E. (2000). *Sportif hareketlerin biomekanik temelleri*. Bağırhan Yayınları.
- Murray, B., & Kenney, W. L. (2017). *Egzersiz fizyolojisi uygulama kılavuzu*. (Çev. T. Bağırhan). Ankara: Spor Yayınları ve Kitabevi.
- Muscolino, J.E. (2018) *Kinezyoloji: İskelet sistemi ve kas*. (Çev. Sürel, B.). İstanbul: Nobel Tıp Kitabevi.
- Neptune, R.R., Wright, I.C., & Van den Bogert, A.J. (1999). Muscle coordination and function during cutting movements. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 31(2), 294-302.
- Neumann, D.A. (2017) *Kinesiology of the musculoskeletal system: Foundations For Physical Rehabilitation*, (ed. 3). St Louis, Elsevier.
- Nordin, M., & Frankel, V. H. (Eds.). (2012). *Basic biomechanics of the musculoskeletal system*. Lippincott Williams & Wilkins.
- Norman, J. (2002). Two visual systems and two theories of perception: An attempt to reconcile the constructivist and ecological approaches. *Behavioral and Brain Sciences*, 25(1), 73.
- Omranı, M., Kaufman, M. T., Hatsopoulos, N. G., & Cheney, P. D. (2017). Perspectives on classical controversies about the motor cortex. *Journal of Neurophysiology*, 118(3), 1828-1848.
- Palastanga, N., Field, D., & Soames, R. (2002). *Anatomy and human movement: Structure and function* (Vol. 20056). Elsevier Health Sciences.
- Patla, A. E., & Vickers, J. N. (1997). Where and when do we look as we approach and step over an obstacle in the travel path? *Neuroreport*, 8(17), 3661-3665.
- Patton, K. T., Thibodeau, G. A., & Douglas, M. M. (2012). *Essentials of anatomy & physiology*. Elsevier/Mosby.
- Pedley, J. S., Lloyd, R. S., Read, P., Moore, I. S., & Oliver, J. L. (2017). Drop jump: A technical model for scientific application. *Strength & Conditioning Journal*, 39(5), 36-44.
- Pinar, S., Kitano, K., & Koceja, D. M. (2010). Role of vision and task complexity on soleus H-reflex gain. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(2), 354-358.
- Plowman, S. A., & Smith, D. L. (2013). *Exercise physiology for health fitness and performance*. Lippincott Williams & Wilkins.
- Porcari, J., Bryant, C., & Comana, F. (2015). *Exercise physiology*. FA Davis.
- Potach, D. H. (2004). *Plyometric and speed training*. NSCA's.
- Powers, S. K., & Howley, E. T (2018). *Exercise physiology theory and application to fitness and performance*: Australia /New Zealand: McGraw-Hill Education.

- Pozzo, T., Berthoz, A., & Lefort, L. (1990). Head stabilization during various locomotor tasks in humans. *Experimental Brain Research*, 82(1), 97-106.
- Proteau, L., & Elliott, D. (Eds.). (1992). *Vision and motor control*. Elsevier.
- Purves, D., Augustine, G. J., Fitzpatrick, D., Hall, W. C., LaMantia, A. S., McNamara, J. O., & White, L. E. (2004). *Neuroscience*. Sinauer Associates. Inc., USA.
- Radcliffe, J., & Farentinos, R. (2015). *High-powered plyometrics, 2E*. Human Kinetics.
- Radebold, A., Cholewicki, J., Panjabi, M. M., & Patel, T. C. (2000). Muscle response pattern to sudden trunk loading in healthy individuals and in patients with chronic low back pain. *Spine*, 25(8), 947-954.
- Ramírez-Campillo, R., Andrade, D. C., & Izquierdo, M. (2013). Effects of plyometric training volume and training surface on explosive strength. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 27(10), 2714-2722.
- Rhoades R.A., Bell D.R. (2017). *Tıbbi fizyoloji klinik tıbbın temelleri*. (4. basım). (Çev. Açar, E.). İstanbul: Tıp Kitapevi.
- Riemann, B. L., & Lephart, S. M. (2002). The sensorimotor system, part II: the role of proprioception in motor control and functional joint stability. *Journal of Athletic Training*, 37(1), 80.
- Rodríguez-Sanz, D., García-Sánchez, A., Becerro-de-Bengoa-Vallejo, R., Martínez-Jiménez, E. M., Calvo-Lobo, C., Fernández-Carnero, J., ... & LÓpez-LÓpez, D. (2021). Eyes-open versus eyes-closed somatosensory motor balance in professional soccer players with chronic ankle instability: A case-control study. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 9(3), 2325967120983606.
- Rosen, A., Swanik, C., Thomas, S., Glutting, J., Knight, C., & Kaminski, T. W. (2013). Differences in lateral drop jumps from an unknown height among individuals with functional ankle instability. *Journal of Athletic Training*, 48(6), 773-781.
- Rosenbaum, D. A. (2010). *Human motor control*. Academic press.
- Rosengren, K. S., Pick, H. L., & Von Hofsten, C. (1988). Role of visual information in ball catching. *Journal of Motor Behavior*, 20(2), 150-164.
- Rybak, I. A., Ivashko, D. G., Prilutsky, B. I., Lewis, M. A., & Chapin, J. K. (2002). Modeling neural control of locomotion: integration of reflex circuits with CPG. In *International Conference on Artificial Neural Networks* (pp. 99-104). Springer, Berlin, Heidelberg.
- Santello, M. (2005). Review of motor control mechanisms underlying impact absorption from falls. *Gait & Posture*, 21(1), 85-94.
- Santello, M., & McDonagh, M. J. (1998). The control of timing and amplitude of EMG activity in landing movements in humans. *Experimental Physiology*, 83(6), 857-874.
- Santello, M., McDonagh, M. J., & Challis, J. H. (2001). Visual and non-visual control of landing movements in humans. *The Journal of Physiology*, 537(1), 313-327.

- Schiller, B., Colgan III, W., Calderon, B., & Johnson, B. R. (2018). Muscle spindles and our sense of physical self: kinesthetic illusions of limb position and posture. *Journal of Undergraduate Neuroscience Education*, 16(3), A282.
- Schmidt, R. A., & Wrisberg, C. A. (2000). *Motor learning and performance: A situation-based learning approach*. (2nd edition). Human kinetics.
- Schmidt, R. A., Lee, T. D., Winstein, C., Wulf, G., & Zelaznik, H. N. (2018). *Motor control and learning: A behavioral emphasis*. Human kinetics.
- Semmler, J. G. (2002). Motor unit synchronization and neuromuscular performance. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 30(1), 8-14.
- Shadmehr, R., & Mussa-Ivaldi, F. A. (1994). Adaptive representation of dynamics during learning of a motor task. *Journal Of Neuroscience*, 14(5), 3208-3224.
- Shah, S. (2012). Plyometric exercises. *International Journal of Health Sciences and Research*, 2(1), 115-126.
- Sharp, R. H., & Whiting, H. T. A. (1974). Exposure and occluded duration effects in a ball-catching skill. *Journal of Motor Behavior*, 6(3), 139-147.
- Sheppard, J. M., Cronin, J. B., Gabbett, T. J., McGuigan, M. R., Etxebarria, N., & Newton, R. U. (2008). Relative importance of strength, power, and anthropometric measures to jump performance of elite volleyball players. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 22(3), 758-765.
- Shetty A. (2019). Influence of Visual Feedback on 3-Dimensional Forces in a Drop Jump Landing. *Journal of Yoga & Physical Therapy*, 9(2), 1-4.
- Shin, S., Un Hong, C., Kim, K., & Kwon, T. K. (2020). Analysis of Physiological Signals of Individuals with Eyes Closed Subjected to Unexpected Direction-Specific Stimuli Causing Instability. *Journal of Medical Imaging and Health Informatics*, 10(11), 2754-2763.
- Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. H. (2007). *Motor control: translating research into clinical practice*. Lippincott Williams & Wilkins.
- Silverthorn, DU (2019) *Human physiology: An integrated approach*. (8 th edition). Chapters 10, equilibrium and 13, skeletal muscle reflexes. Pearson Education.
- Simenz, C.J., Dugan, C.A., and Ebben, W.P. (2005). Strength and conditioning practices of National Basketball Association strength and conditioning coaches. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 19: 495–504.
- Smirnov, A. S., Alikovskaia, T. A., Ermakov, P. N., Khoroshikh, P. P., Fadeev, K. A., Sergievich, A. A., & Golokhvast, K. S. (2019). Dart throwing with the open and closed eyes: kinematic analysis. *Computational and Mathematical Methods in Medicine*,
- Stauber, W. T. (1989). Eccentric action of muscles: physiology, injury, and adaptation. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 17, 157-185.
- Sung, P. S., & Leininger, P. M. (2015). A kinematic and kinetic analysis of spinal region in subjects with and without recurrent low back pain during one leg standing. *Clinical Biomechanics*, 30(7), 696-702.

- Taube, W., Leukel, C., Schubert, M., Gruber, M., Rantalainen, T., & Gollhofer, A. (2008). Differential modulation of spinal and corticospinal excitability during drop jumping. *Journal of Neurophysiology*, 99(3), 1243-1252.
- Thibodeau, G. A., & Patton, K. T. (2011). *Structure & function of the body*. Elsevier Health Sciences.
- Thompson, H. W., & McKinley, P. A. (1995). *Landing from a jump: the role of vision when landing from known and unknown heights*. Neuroreport: An International Journal for the Rapid Communication of Research in Neuroscience.
- Thomson, J. A. (1983). Is continuous visual monitoring necessary in visually guided locomotion. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 9(3), 427.
- Trevarthen, C. B. (1968). Two mechanisms of vision in primates. *Psychologische Forschung*, 31(4), 299-337.
- Turner, A., & Comfort, P. (Eds.). (2017). *Advanced Strength and conditioning: An evidence-based approach*. Routledge.
- URL-1: <https://www.biyolojidersim.com/impuls-olusumu-iletimi-ve-noron-fizyolojisi/> 03.07.2021, 22:07
- URL-2: <https://www.yenibiyoloji.com/sinaps-ve-impuls-3542/> E.T. 03.07.2021, 22:07
- Van De Graaff, K. M., Fox, S. I., & LaFleur, K. M. (1997). *Synopsis of human anatomy & physiology*. Wm. C. Brown Publishers.
- Van Hooren, B., & Zolotarjova, J. (2017). The difference between countermovement and squat jump performances: a review of underlying mechanisms with practical applications. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 31(7), 2011-2020.
- Vander, A. J., Sherman, J. H., & Luciano, D. S. (2001). *Human physiology: The mechanisms of body function*. McGraw-Hill.
- Vidal, P. P., Lacour, M., & Berthoz, A. (1979). Contribution of vision to muscle responses in monkey during free-fall: visual stabilization decreases vestibular-dependent responses. *Experimental Brain Research*, 37(2), 241-252.
- Voigt, M., Dyhre-Poulsen, P., & Simonsen, E. B. (1998). Modulation of short latency stretch reflexes during human hopping. *Acta Physiologica Scandinavica*, 163(2), 181-194.
- Volkerding, K. E., & Ketcham Ph D, C. J. (2013). Biomechanical and proprioceptive differences during drop landings between dancers and non-dancers. *International Journal of Exercise Science*, 6(4), 4.
- Wallace, S. A., & Newell, K. M. (1983). Visual control of discrete aiming movements. *The Quarterly Journal of Experimental Psychology Section*, 35(2), 311-321.
- Walshe, A. D., & Wilson, G. J. (1997). The influence of musculotendinous stiffness on drop jump performance. *Canadian Journal of Applied Physiology*, 22(2), 117-132.

- Warren, W.H., Young, D.S., & Lee, D.N. (1986). Visual control of step length during running over irregular terrain. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 12:259-66.
- Watt, D. G. (1976). Responses of cats to sudden falls: an otolith-originating reflex assisting landing. *Journal of Neurophysiology*, 39(2), 257-265.
- Waugh, C. M., Korff, T., Fath, F., & Blazeovich, A. J. (2014). Effects of resistance training on tendon mechanical properties and rapid force production in prepubertal children. *Journal of Applied Physiology*, 117(3), 257-266.
- Whyte G. (2006). *Advances in sport and exercise science series the physiology of training*. Churchill Livingstone.
- Wilk, K. E., Voight, M. L., Keirns, M. A., Gambetta, V., Andrews, J. R., & Dillman, C. J. (1993). Stretch-shortening drills for the upper extremities: theory and clinical application. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 17(5), 225-239.
- Wilmore, J. H., Costill, D. L., & Kenney, W. L. (1994). *Physiology of sport and exercise* (Vol. 524). Champaign, IL: Human kinetics.
- Wilson, G. J., Murphy, A. J., & Giorgi, A. (1996). Weight and plyometric training: effects on eccentric and concentric force production. *Canadian Journal of Applied Physiology*, 21(4), 301-315.
- Wilt, F. (1978). Plyometrics-What it is and how it works. *Modern Athlete and Coach*, 16, 9-12.
- Wozniak, A. C., Kong, J., Bock, E., Pilipowicz, O., & Anderson, J. E. (2005). Signaling satellite-cell activation in skeletal muscle: Markers, models, stretch, and potential alternate pathways. *Muscle & Nerve: Official Journal of the American Association of Electrodiagnostic Medicine*, 31(3), 283-300.
- Wu, Y. K., Lien, Y. H., Lin, K. H., Shih, T. F., Wang, T. G., & Wang, H. K. (2010). Relationships between three potentiation effects of plyometric training and performance. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 20(1), e80-e86.
- Yessis, M. (2009). *Explosive Plyometrics*. Ultimate Athlete Concepts.
- Young, W. B., Pryor, J. F., & Wilson, G. J. (1995). Countermovement and drop jump performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 9(4), 232-236.
- Zatsiorsky, V. (Ed.). (2008). *Biomechanics in sport: performance enhancement and injury prevention* (Vol. 9). John Wiley & Sons.
- Zoladz, J. A. (Ed.). (2019). *Muscle and Exercise Physiology*. Academic Press.

EKLER

Evrak Tarih ve Sayısı: 09/05/2019-E.4033



T.C.
SAKARYA UYGULAMALI BİLİMLER
ÜNİVERSİTESİ REKTÖRLÜĞÜ
Etik Kurulu

Sayı :26428519/100/
Konu :Anket İzni

LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ MÜDÜRLÜĞÜNE

Etik Kurulunun 09/05/2019 tarih ve 10 no'lu toplantısında almış olduğu birinci maddesine (**madde 1-**) ilişkin karar örneği aşağıda sunulmuştur.
Bilgilerinize gereğini rica ederim.

Prof.Dr. Yusuf ÇAY
Etik Kurulu Başkanı

Madde 1- Lisansüstü Eğitim Enstitüsü Müdürlüğü'nün 30/04/2019 tarihli ve 100/3693 sayılı Anket Onay İzni konulu yazısı ve eki görüşmeye açıldı.

Enstitümüz Beden Eğitimi ve Spor Öğretmenliği Enstitü Ana Bilim Dalı Doktora öğrencisi **Merve Nur YAŞAR'ın Doç.Dr. Murat ÇİLLİ** danışmanlığında hazırladığı "**Bazı Kas Kontrol Mekanizmalarının Ortadan Kaldırılması Durumunda Gerçekleştirilen Pliometrik Egzersizlere Verilen Kas Yanıtlarının İncelenmesi** " konulu tez çalışmasının Etik açıdan uygun olduğuna oy birliği ile karar verilmiştir.

EK :
Gelen Yazı ve Ekleri (13 sayfa)