

**KOPARMA TEKNİĞİNİN BİYOMEKANİK ANALİZİNDE CİNSİYET
FAKTÖRÜ: YER TEPKİ KUVVETİ, KAS AKTİVASYONU VE BAR
KİNEMATİKLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**

Doktora Tezi

Kaan Nazım NAZİK

Eskişehir 2023

**KOPARMA TEKNİĞİNİN BİYOMEKANİK ANALİZİNDE CİNSİYET
FAKTÖRÜ: YER TEPKİ KUVVETİ, KAS AKTİVASYONU VE BAR
KİNEMATİKLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**

Kaan Nazım NAZİK

DOKTORA TEZİ

Beden Eğitimi ve Spor Anabilim Dalı

Danışman: Prof. Dr. Hayri ERTAN

İkinci Danışman: Prof. Dr. Erbil HARBİLİ

Eskişehir

Anadolu Üniversitesi

Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Mayıs 2023

Bu tez çalışması TÜBİTAK Bilim İnsanı Destekleme Daire Başkanlığı'nca kabul edilen 321S019 No. lu 1002 Hızlı Destek Projesi kapsamında desteklenmiştir.

JÜRİ VE ENSTİTÜ ONAYI

Kaan Nazım NAZİK'in "Koparma Tekniğinin Biyomekanik Analizinde Cinsiyet Faktörü: Yer Tepki Kuvveti, Kas Aktivasyonu ve Bar Kinematiklerinin Karşılaştırılması" başlıklı tezi 08/05/2023 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından değerlendirilerek "Anadolu Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliği'nin ilgili maddeleri uyarınca, Beden Eğitimi ve Spor Anabilim dalında Doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

	<u>Unvanı Adı Soyadı</u>	<u>İmza</u>
Üye (Tez Danışmanı)	: Prof. Dr. Hayri ERTAN
Üye	: Doç. Dr. Ali Onur CERRAH
Üye	: Doç. Dr. Celil KAÇOĞLU
Üye	: Prof. Dr. Fatih KILINÇ
Üye	: Doç. Dr. Oğuzhan YÜKSEL

Prof. Dr. Gülşen AKALIN ÇİFTÇİ

Enstitü Müdürü

ÖZET

KOPARMA TEKNİĞİNİN BİYOMEKANİK ANALİZİNDE CİNSİYET FAKTÖRÜ: YER TEPKİ KUVVETİ, KAS AKTİVASYONU VE BAR KİNEMATİKLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

Kaan Nazım NAZİK

Beden Eğitimi ve Spor Anabilim Dalı

Anadolu Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Mayıs 2023

Danışman: Prof. Dr. Hayri ERTAN

İkinci Danışman: Prof. Dr. Erbil HARBİLİ

Bu çalışmanın amacı; halter branşı koparma tekniğinde yer tepki kuvveti, kas aktivasyonu ve bar kinematiklerinin analiz edilmesi ve cinsiyetler arası karşılaştırmanın yapılmasıdır. Bu bağlamda, kadın ve erkek haltercilerin; 1) kassal aktivasyon örüntülerinin, 2) kinematik verilerinin, 3) yer tepki kuvvetlerinin (eş zamanlı olarak) karşılaştırılmasıdır. Çalışmaya profesyonel olarak Halter sporu yapan, milli takımlar seviyesinde yarışmalara katılan, 16 (8 erkek, 8 kadın) elit düzey iyi antrenmanlı halterci gönüllülük esasınca katılım sağlamıştır. Veri toplama aşamasında katılımcıların antropometrik özelliklerini belirlemek için DEXA ölçümleri, EMG ölçümleri elde edebilmek için (Ultium EMG, Noraxon), hareket analizi yapabilmek adına gerekli olan görüntü kayıtları için (Qualisys) ve yer tepki kuvvetlerini tespit edebilmek için (Kistler 9281EA) sistemleri kullanılmıştır. Katılımcılar %85 şiddetinde koparma hareketini bu kuvvet platformu üzerinde gerçekleştirmişlerdir. Elde edilen veriler ışığında sporcuların kassal aktivasyon verilerinde hareket evreleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar gözlemlenmiştir. Kuvvet platformu verileri incelendiğinde evreler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunurken, erkeklerin 3. Barın altına giriş evre değerleri kadınlara ve diğer tüm evrelere göre önemli farklılık göstermiştir. Hareket analizi verileri incelendiğinde de evreler arasında anlamlı farklılıklar gözlemlenmiştir. Sonuç olarak; cinsiyetler arasında erkeklerin kadınlara oranla koparma hareketinde önemli bir evre olan 2. Çekiş ve 3. Barın altına giriş evrelerinde istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar elde edilmiştir.

Anahtar Kelimeler: Halter, Kinetik, Kinematik, Biyomekanik, Koparma

ABSTRACT

GENDER FACTOR IN BIOMECHANICAL ANALYSIS OF THE SNATCH TECHNIQUE: COMPARISON OF GROUND REACTION FORCES, MUSCLE ACTIVATION, AND BAR KINEMATICS

Kaan Nazım NAZİK

Department of Physical Education and Sports

Anadolu University, Graduate School of Health Sciences, May 2023

Supervisor: Prof. Dr. Hayri ERTAN

Co-Supervisor: Prof. Dr. Erbil HARBİLİ

The purpose of this study was to analyze ground reaction forces, muscle activation patterns, and bar kinematics in the snatch technique of weightlifting, and to make a comparison between genders. Specifically, female and male weightlifters' muscle activation patterns, kinematic data, and ground reaction forces were compared simultaneously. Sixteen (8 male and 8 female) elite weightlifters who compete at the national team level and have good training background participated voluntarily in the study. In the data collection phase, DEXA measurements were used to determine the participants' anthropometric characteristics, Ultium EMG (Noraxon) was used to obtain EMG measurements, Qualisys was used to obtain the necessary image recordings for motion analysis, and Kistler 9281EA was used to detect ground reaction forces. The participants performed the snatch movement at 85% of their maximal capacity on the force platform. Based on the obtained data, statistically significant differences were observed in muscle activation between movement phases. When examining the force platform data, statistically significant differences were found between phases, and the values of the 3rd (Throw Under Barbell and Catch) phase of males showed significant differences compared to females and all other phases. Significant differences were also observed between movement phases in the kinematic analysis data. As a result, statistically significant differences were found between genders in the 2nd phase (Second Pull) and the 3rd (Throw Under Barbell and Catch) phases, which are important stages in the clean and jerk movement.

Keywords: Weightlifting, Kinetics, Kinematics, Biomechanics, Snatch

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince güler yüz, ilgi ve desteğini esirgemeyen her zaman değerli bilgilerini aktararak hayatın her alanında birçok şey öğrendiğim çok kıymetli danışmanım **Sayın Prof. Dr. Hayri ERTAN** hocama, araştırmanın her aşamasını takip ederek zaman fark etmeksizin desteklerini esirgemeyen ve bu zorlu süreçte rol model olarak gördüğüm çok değerli ikinci danışmanım **Sayın Prof. Dr. Erbil HARBİLİ** hocama, çalışmanın her aşamasını benimle birlikte değerlendirerek daima yardım aldığım **Sayın Doç. Dr. Ali Onur CERRAH** ve **Doç. Dr. Oğuzhan YÜKSEL** hocalarıma ve katılımcı grubunun ölçümlere zamanında erişiminde büyük destekleri olan kıymetli antrenörlerimiz **Sayın Yasin AYDIN**, **Sayın İbrahim İBİŞOĞLU** ve **Sayın Muhammet NAZİK** hocalarıma sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Bu tez çalışmasını **1002 Hızlı Destek** Programınca maddi olarak destekleyen **TÜBİTAK** Bilim İnsanı Destekleme Daire Başkanlığı' na sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Veri toplama sürecinde ekip olarak birlikte çalıştığımız ve her aşamada yardım etmekten adeta mutluluk duyan **Sayın Araş. Gör. Abdulkerim DARENDELİ**, **Sayın Araş. Gör. Fatih KOÇAK** ve **Sayın Turan Aybars AKYÜREK** değerli dostlarıma, verilerin analizi kısmında fikirlerini esirgemeyen değerli arkadaşım **Sayın Öğr. Gör. Deniz ŞENTÜRK**' e ve uzun sürdüğü gibi zahmetli bir hazırlık aşaması bulunan ölçümler boyunca bizlere sabırla yaklaşan, daima anlayış gösteren katılımcılara teşekkür ederim.

Uzun süredir hayatımı güzelleştirmekle kalmayıp her konuda desteklerini esirgemeyen ve her zaman yanımda olan **Fatma SAHLEP**' e sevgi, minnet ve teşekkürlerimi sunarım.

Hayatımın her döneminde maddi manevi desteklerini esirgemeyen, her zaman yanımda olan aileme sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Saygılarımla,

Kaan Nazım NAZİK
Eskişehir, 2023

ETİK İLKE VE KURALLARA UYGUNLUK BEYANNAMESİ

Bu tezin bana ait, özgün bir çalışma olduğunu; çalışmamın hazırlık, veri toplama, analiz ve bilgilerin sunumu olmak üzere tüm aşamalarında bilimsel etik ilke ve kurallara uygun davrandığımı; bu çalışma kapsamında elde edilen tüm veri ve bilgiler için kaynak gösterdiğimi ve bu kaynaklara kaynakçada yer verdiğimi; bu çalışmanın Anadolu Üniversitesi tarafından kullanılan “bilimsel intihal tespit programı” yla tarandığını ve hiçbir şekilde “intihal içermediğini” beyan ederim. Herhangi bir zamanda, çalışmamla ilgili yaptığım bu beyana aykırı bir durumun saptanması durumunda, ortaya çıkacak tüm ahlaki ve hukuki sonuçları kabul ettiğimi bildiririm.

Kaan Nazım NAZİK

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa</u>
BAŞLIK SAYFASI	i
JÜRİ VE ENSTİTÜ ONAYI	ii
ÖZET	iii
ABSTRACT	iv
TEŞEKKÜR	v
ETİK İLKE VE KURALLARA UYGUNLUK BEYANNAMESİ	vi
İÇİNDEKİLER	vii
TABLolar DİZİNİ	x
ŞEKİLLER DİZİNİ	xi
GÖRSELLER DİZİNİ	xii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	xiii
1. GİRİŞ	1
1.1. Araştırmanın Amacı	3
1.2. Araştırma Problemi	3
1.3. Araştırmanın Önemi	4
1.4. Denenceler	5
1.5. Varsayımlar	5
1.6. Sınırlılıklar	6
2. ALANYAZIN İNCELEMESİ	7
2.1. Halterde Koparma Hareketi	7
2.1.1. Koparma Hareketinin Biyomekanik Yönden İncelenmesi	7
2.2. Newton'un Hareket Kanunları	9
2.3. Uygulamalı Biyomekanik	11
2.4. Kinetik	13
2.5. Kinematik	14

2.6. Hız ve Sürat	15
2.7. İvmelenme	16
2.8. Açısal Kinematik	17
2.9. Koparma Tekniğinin Biyomekanik Yönden İncelenmesi	18
2.10. EMG	20
2.10.1. EMG Normalizasyonu;	21
3. YÖNTEM	23
3.1. Katılımcılar	23
3.2. Araştırma Dizaynı	24
3.3. Veri Toplama Araçları	25
3.3.1. Boy uzunluğu ölçüm aracı	25
3.3.2. Vücut Ağırlığı Ölçüm Aracı	25
3.3.3. Vücut Kompozisyonu Ölçüm Cihazı	26
3.3.4. EMG Ölçüm Sistemi	26
3.3.5. Hareket Analizi (Görüntü Yakalama) Sistemi	27
3.3.6. Kistler Yer Tepki Kuvveti Ölçüm sistemi	28
3.4. Veri Toplama Süreci	28
3.5. Vücut kompozisyonu ölçümü	29
3.6. EMG Elektrot yerleşimi	29
3.7. MVIC Testleri	30
3.7.1. MVIC Pozisyon ve Egzersizleri	30
3.8. Sinyal İşleme	30
3.9. Markırların Sporcular Üzerine Yerleşimi	31
3.10. Hareket Analizi Sisteminin Kurulumu	32
3.11. Kamera Gruplarının Belirlenerek Sıralama Yapılması	33
3.12. Kamera Netlik ayarları	35
3.13. Hareket Analizi Sistemi ve Ölçüm Alanının Kalibrasyonu	36

3.14. Sistemlerin Senkronize Edilmesi	37
3.16. Tahmin Hatası (Prediction Error)	39
3.17. Maksimum Kalıntı	40
3.18. Kistler Yer Tepki Kuvveti Ölçümü	41
3.19. Analiz Edilecek Hareket Evrelerinin Belirlenmesi	41
3.20. Özel Isınma ve Kaldırışa Hazırlık	42
3.21. Verilerin Analizi	44
4. BULGULAR	45
4.1. Yer Tepki Kuvveti Ölçümlerinin Değerlendirilmesi	45
4.2. EMG ölçümlerinin değerlendirilmesi	48
4.3. Hareket Analizi Ölçümlerinin Değerlendirilmesi	51
4.4. Halter Bar' ından Elde Edilen Ölçümlerinin Değerlendirilmesi	53
4.5. Vücut Açısız Değişimlerinin Değerlendirilmesi	57
5. TARTIŞMA	60
6. SONUÇ	64
KAYNAKÇA	66

EKLER

EK-1: Anadolu Üniversitesi Etik Kurul İzni

EK-2: Proje Kabul Belgesi

EK-3: Araştırma Gönüllü Katılım Formu

EK-4: Bilgilendirilmiş Veli Formu

ÖZGEÇMİŞ

TABLolar DİZİNİ

Sayfa

Tablo 4.1. Katılımcıların tanımlayıcı verileri ve DEXA ölçüm sonuçları	45
Tablo 4.2. Yer tepki kuvveti ölçümleri Z eksenini (N) değerleri cinsiyetler için 4 evrede ortalama değerleri	46
Tablo 4.3. Yer tepki kuvveti ölçümleri (Z-N) evreler arası karşılaştırması	47
Tablo 4.4. Yer tepki kuvveti ölçümleri (Z-N) değeri cinsiyet x evre karşılaştırması	47
Tablo 4.5. İki cinsiyet arası tam hareket maksimaline normalize edilmiş EMG verilerinin hareket sırasındaki kas aktivasyon ortalamalarının karşılaştırılması	50
Tablo 4.6. Katılımcıların tam hareket maksimaline normalize edilmiş EMG verilerinin evreler arası karşılaştırılması	50
Tablo 4.7. Katılımcıların EMG verilerinin cinsiyetlere göre karşılaştırılması	51
Tablo 4.8. Cinsiyetlere göre bar kinematik çıktıları maksimum değerleri	53
Tablo 4.9. Bar Sol Hız (mm/sn) değerleri evreler arası karşılaştırması	53
Tablo 4.10. Bar Sağ Hız (mm/sn) değerleri evreler arası karşılaştırması	53
Tablo 4.11. Bar Sol İvme (mm/sn ²) tekrarlı ölçümlerde anova post hoc değerleri	54
Tablo 4.12. Bar Sağ İvme (mm/sn ²) tekrarlı ölçümlerde anova post hoc değerleri	54
Tablo 4.13. Bar Sol Katedilen Mesafe (mm) değerleri evreler arası karşılaştırması	54
Tablo 4.14. Bar Sağ Katedilen Mesafe (mm) değerleri evreler arası karşılaştırılması...	55
Tablo 4.15. Sağ Bar hızının cinsiyetlere göre karşılaştırma tablosu	55
Tablo 4.16. Vücut açısal değerlerinin cinsiyetler arasında karşılaştırılması	57
Tablo 4.17. Sağ Sırt Açısal değişimlerin (°) cinsiyetlere göre karşılaştırılması	58

ŞEKİLLER DİZİNİ

Sayfa

Şekil 1.1. Koparma hareketi çekiş evreleri	2
Şekil 2.1. Momentum Formülü	11
Şekil 2.2. Hız Formülü	15
Şekil 2.3. Yer Değiştirme Formülü	16
Şekil 2.4. İvmelenme Formülü	16
Şekil 2.5. İnsan Hareketlerinin Kinetiği	18
Şekil 3.1. Ölçüm Alanı Düzeni	24
Şekil 4.1. Hareket evreleri işaretlenmiş örnek bir yer tepki kuvveti (fZ-N) grafiği.....	45
Şekil 4.2. Yer tepki kuvveti ölçümleri Z eksen (N) değerleri cinsiyetler grafiği.....	46
Şekil 4.3. Bir katılımcının koparma hareketi sırasındaki EMG aktiviteleri	48
Şekil 4.4. Farklı kas gruplarına Evre işaretleri eklenmiş örnek grafik	49
Şekil 4.5. Ölçüm cihazlarının senkronizasyon örneği	52

GÖRSELLER DİZİNİ

	<u>Sayfa</u>
Görsel 3.1. Duvara Sabitlenmiş Sadiometre	25
Görsel 3.2. Vücut ağırlığı ölçüm aracı	25
Görsel 3.3. Vücut Kompozisyonu ölçüm örneği	26
Görsel 3.4. Noraxon EMG sistemi	26
Görsel 3.5. Görüntü Yakalama Sistemi	28
Görsel 3.6. Kistler kuvvet platformu	28
Görsel 3.7. Tüm Vücut Markır Yerleşim Bölgeleri	32
Görsel 3.8. Sistem Kabloları	33
Görsel 3.9. Kamera Gruplaması	34
Görsel 3.10. Kamera modları	35
Görsel 3.11. Kalibrasyon çubukları	37
Görsel 3.12. Senkronizasyon için gereken bağlantılar	38
Görsel 3.13. Tahmin Hatası	39
Görsel 3.14. Maksimum Kalıntı	40
Görsel 3.15. Kuvvet Platformunun Ölçüm Alanına Yerleşimi	41
Görsel 3.16. Hareket Evreleri	42
Görsel 3.17. Koparma hareketine tamamen hazırlanmış katılımcı	44

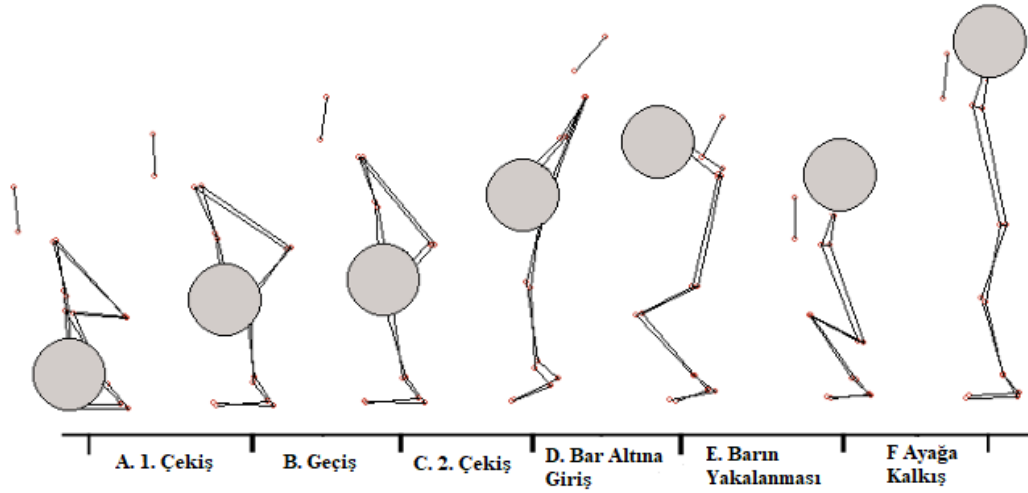
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

cm	: Santimetre
cm ²	: Santimetre kare
Cal	: Kalori
EMG	: Elektromiyografi
FPS	: Frame Per Second (saniye başına kare sayısı)
Gr	: Gram
Hz	: Hertz
Kg	: Kilogram
Markır	: İşaretleyici Reflektör, yansıtıcı, reflektör
MVC	: Maksimum İstemli Kasılma (Maximum Voluntary Contraction)
MVIC	: İstemli Maksimum İzometrik Kasılma (Maximum Voluntary İsometric Contraction)
m ²	: Metre kare
mm/sn	: Milimetre bölü saniye
mm/sn ²	: Milimetre bölü saniyenin karesi
mm	: Milimetre
n	: Kişi Sayısı
N	: Newton
η ²	: Eta-kare
SS±	: Standart Sapma
(°)	: Açık, derece
(°/sn)	: Derece bölü saniye

1. GİRİŞ

Halter, kaldırış esnasında önemli mekanik güçlerin üretilmesiyle karakterize edilen fiziksel bir aktivitedir (Garhammer, 1991). Bu mekanik güçler, halterin kinetik ve dinamik varyasyonlarının yanı sıra kaldırış esnasında halterci ve halter arasındaki ilişkinin analiz edilmesiyle de ölçülebilir (Baumann vd., 1988). Halter branşında kaldırış tekniğinin optimizasyonunu sağlamak ve her kaldırışta aynı tekniği uygulayabilmek hala zor bir durumdur. Teknik içerisinde çok büyük kas kuvvetleri gözlemlenirken farklı eklem hareket hızlarını da kontrol etmek gerekmektedir. Dahası, birçok mekanik ve biyomekanik parametre koparma ve silkmeye dâhil olmaktadır. Patlayıcı hareketin yönünü belirlemek ve teknik açıdan düzeltmeler yapmaya çalışmak (genellikle yeterli gözlem araçlarının yardımı olmadan) hala deneysel olup sporcuya bu hareketleri uygulamaya çalışmak uygulanan teknik hareketi yavaşlatmaktadır (Enoka, 1988; Lee vd., 1995).

Olimpik bir spor olan halter branşının temel kaldırışlarından biri olan koparma hareketi, barın (halterin) sürekli bir hareketle tek seferde yerden kaldırıldığı andan itibaren başka bir hareket yapılmaksızın barın üzerine kaldırılması ve tam skuat adı verilen oturmuş pozisyonunda yakalandıktan sonra barla birlikte ağırlığı öne veya arkaya düşürmeden ayağa kalkılarak hareketin tamamlanması şeklinde tanımlanmaktadır (IWF, 2005). Koparma hareketi tek bir hareketten oluşmasına ve sürekli bir teknik hareket olmasına rağmen literatür dahilinde altı adet evresi mevcuttur (Şekil 1.1). (a) 1. çekiş evresi (b) geçiş evresi (c) 2. çekiş evresi, (d) bar altına giriş evresi, (e) barın yakalanması (f) ayağa kalkış evresi. Şekilde 1.1 (Harbili ve Arıtan, 2005)' de gösterilen 6 evreden (a) evresi ve (e) evresi arasındaki kısım koparma hareketinin teknik açıdan en zor ve en önemli olan evresi olarak gösterilmektedir (Enoka, 1979; Garhammer, 1980; Burdett, 1982; Gourgoulis, Aggeloussis vd., 2004).



Şekil 1.1. Koparma hareketi çekiş evreleri.

Koparma hareketi tüm vücudun kas gücünü kullanmayı gerektiren bir niteliktedir. Hareketi sorunsuz bir şekilde tamamlayabilmek için vücudun tüm alt ekstremite kinetik zinciri kullanılırken, gövde ve üst ekstremite yoluyla da haltere kuvvet aktarımı gerçekleşmektedir. Kaldırışı başarılı biçimde tamamlayabilme yeteneği, sadece sporcunun büyük miktarlarda eklem / kas gücü üretmesi değil aynı zamanda güç üretimi ve ağırlığın vücuda karşı uyguladığı direncin emilim evrelerinin de tüm kaldırış boyunca doğru zamansal sırada ve organize biçimde olması gerekmektedir (Chen vd., 2013).

Çok karmaşık olan koparma hareketinin mekanik özellikleri incelendiğinde; koparma tekniğinin çekiş evresinin dinamiği, daha fazla ağırlık kaldırma olanağının geliştirilebilmesi açısından ve o anki kaldırılmaya çalışılan ağırlığın başarılı bir şekilde sonuçlandırılabilmesi için çok önemli bir süreçtir (Garhammer, 1982; Garhammer, 1993; Garhammer ve Takano, 1992). Bu nedenle, kaldırış yapılırken ortaya çıkan kuvvet, bu kuvvet aracılığıyla yapılan iş ve güç insan bedeninin sınırlarını göstermekte ve performans seviyesinin biyomekanik gereksinimlerini ortaya koymaktadır (Harbili ve Arıtan, 2005).

Yapılan bu çalışma çerçevesinde halter sporunun müsabaka tekniklerinden biri olan koparma hareketinin biyomekanik analizinde cinsiyetler arasındaki farklılıklar, tekniğin uygulandığı esnada zemine uygulanan kuvvet, kaldırış esnasında aktif olan kas grupları ve bu kas gruplarının kasılma karakteristikleriyle birlikte görüntü analizi yardımıyla bar kinematiklerinin analizinin yapılması sonucu elde edilen tüm veriler hem cinsiyet içi hem de cinsiyetler arası karşılaştırılmıştır. Bu karşılaştırma sonrasında literatürde eksik görülen; kadın sporculara ilişkin çalışmaların eksikliği giderilmeye çalışılmış ve elde

edilen veriler ışığında, kadın ve erkek sporcuların kaldırış esnasındaki teknik açıdan eksiklikleri gözlemlenip bu eksiklikler giderilmeye çalışılmıştır.

Koparma hareketinde etkin görevi olan kas ve kas gruplarının aktivasyonunun tespit edilebilmesi için kablosuz Elektromiyografi (EMG) sistemi, üç boyutlu görüntü elde edilebilmesi için görüntü analizi sistemi (MOCAP) ek olarak yine hareket esnasında sporcunun yere uyguladığı kuvvet değişimleri de eşzamanlı olarak takip edilmiştir. Yapılan bu çalışma ile; Halter branşında Koparma tekniğinin biyomekanik analizi yapılarak tekniğin uygulanışında yere uygulanan kuvvetin, çalışan kas gruplarının ve bar kinematiklerinin analizi ve cinsiyetler arası gösterdiği farklılığın, başarılı kaldırışlara ve halter tekniğine olan etkisi incelenmiştir. Bu doğrultuda sporcuların başarılı kaldırış yapmaları için gerekli olan teknik düzeltmeler ve performanslarını olumlu yönde etkileyeceğini düşündüğümüz tavsiyelere sonuç kısmında yer verilmiştir.

1.1. Araştırmanın Amacı

Bu çalışmanın amacı; halter branşı koparma tekniğinde yer tepki kuvveti, kas aktivasyonu ve bar kinematiklerinin analiz edilmesi ve cinsiyetler arası karşılaştırmanın yapılmasıdır. Bu bağlamda, kadın ve erkek haltercilerin; 1) kassal aktivasyon örüntülerinin, 2) kinematik verilerinin, 3) yer tepki kuvvetlerinin (eş zamanlı olarak) karşılaştırmasının yapılmasıdır.

1.2. Araştırma Problemi

Halterde erkeklerin kadınlara göre daha ağır kaldırması kuvvetle mi, yoksa teknik beceri ile mi ilişkilidir? Kadın ve erkek haltercilerde koparma kaldırış sırasında elde edilen kinematik ve kinetik verinin cinsiyetler arası karşılaştırması teknikteki ince farklılıkları ortaya çıkararak, tekniğin mükemmelleşmesi ve daha ağır kaldırabilmenin ipuçlarını verecektir.

Bu doğrultuda kassal aktivasyon, bar ve vücut üzerinde tanımlanan antropometrik noktaların kinematığı, yer tepki kuvveti, eş zamanlı ve üç boyutlu olarak toplanan veriden belirlenerek, koparma tekniğinde cinsiyetler arası kinetik ve kinematik farklılıklar tespit edilecektir. Toplanan kinematik veriden barın ve vücut kütle merkezinin yörüngeleri, bar ile haltercinin açısal hareketleri, barın doğrusal hızı ve ivmesi; kinetik veri olarak ise yer tepki kuvveti ve kaldırış sırasında belirlenen kaslarının aktivasyonu incelenerek

cinsiyetler arası farklılıkları ortaya konacaktır. Böylece haltercilerin başarılı kaldırımları yapabilme becerileri ve kaldırabildikleri ağırlık miktarını artırabilmeleri için önerilerde bulunulmasını hedeflediğimiz bu çalışma, yöntem kısmında belirtildiği gibi katılımcıların elit sporcu olmaları, erişilen popülasyonun profesyonel seviyede olması ve beceri kriterinin üst düzeyde olması nedeniyle temel problemlerimizden olan literatürde kadın sporculara yönelik çalışmaların yeterli miktarda olmaması problemine ışık tutacak, ayrıca kadın erkek fark etmeksizin elde edilen veriler ışığında teknikteki ince farklılıkları ortaya çıkaracak, tekniğin mükemmelleşmesi açısından sporculara tavsiyelerde bulunularak performanslarını daha ileri seviyeye taşıyacaktır. Halter branşı 1kg gibi küçük bir ağırlığın bile büyük şampiyonluklar getirdiği bir spor branşıdır bu nedenle profesyonel seviyedeki sporcuların ana problemi performans noktasında ince detayları yakalayabilmektir. Bu doğrultuda bu çalışma hem literatürde eksik olarak gözlemlenmiş bazı noktalara ışık tutmanın yanı sıra performans noktasında da problem çözücü niteliktedir.

Halterde erkeklerin kadınlara göre daha ağır kaldırması kuvvetle mi, yoksa teknik beceri ile mi ilişkilidir? Bu ana problem doğrultusunda çözülmek istenen alt problemler de aşağıdaki gibidir;

- 1- Halter branşı koparma hareketinde cinsiyetler arasında farklılık var mıdır?
- 2- Koparma hareketinde hareket evreleri arasında farklılık var mıdır?
- 3- Koparma hareketinde bar ve eklem kinematikleri açısından farklılık var mıdır?
- 4- Koparma hareketinde cinsiyetler arasında kassal aktivasyon örüntüleri açısından farklılık var mıdır?
- 5- Koparma hareketinde cinsiyetler arasında yer tepki kuvveti açısından farklılık var mıdır?

1.3. Araştırmanın Önemi

Halterde koparma hareketi mevcut olan yarışma şartlarında 2 temel hareketten ilk uygulananıdır. Bu hareket hem teknik gereksinimleri nedeniyle hem de hareketin uygulanışı açısından silkme hareketinden ayrılmaktadır. Teknik ihtiyacın çok yüksek seviyede olduğu bu hareketin incelenmesi ve profesyonel sporcular seviyesinde değerlendirilmesi branş açısından büyük önem arz etmektedir. Hareket evrelere ayrılarak her evrede sporcuların nasıl bir teknik uyguladıkları detaylı biçimde incelenebilecektir.

Elde edilen veriler ışığında koparma hareketinin 2- 3. (2. Second Pull, 3. Throw under barbell and Catch) evreleri halter branşında mücadele eden hem antrenörler hem sporcular arasında patlama / barı yakalama noktaları şeklinde tabir edilmekte ve bu evrelerin uygulama sırasında çok ciddi önem gösterilen tekniğin her uygulanışı esnasında sporcuların dikkat etmeleri konusunda uyarıldığı evreler olduğu görülmüştür. Bu doğrultuda bu evrelerin koparma hareketini başarılı bir şekilde gerçekleştirmede anahtar niteliğinde olduğu söylenebilmektedir, hareket evrelerinin dikkatli şekilde incelenmesiyle sporcuların performans gelişimi ve olası kadın sporculara yönelik tavsiyeler çalışmanın önem noktasını oluşturmaktadır.

1.4. Denenceler

1. Halter branşında koparma hareketinde cinsiyetler arasında fark yoktur.
2. Koparma hareketi sırasındaki kaldırış evreleri arasında fark yoktur.
3. Koparma hareketi sırasındaki kaldırış evrelerinde cinsiyetler arasında fark yoktur.
4. Koparma hareketi sırasında bar kinematikleri arasında fark yoktur.
5. Koparma hareketinde diz, kalça, üst gövde açı ve açısal hızlarında evreler ve cinsiyetler arasında fark yoktur.
6. Koparma hareketinde cinsiyet ve evrelere göre kassal aktivasyon örüntüleri arasında fark yoktur.
7. Koparma hareketinde cinsiyet ve evrelere göre yer tepki kuvveti değerleri arasında fark yoktur.

1.5. Varsayımlar

1. Bu tez çalışması çerçevesinde gönüllü olarak katılım sağlayan sporcuların, ölçümün aşamaları, ölçüm sırası, hazırlık evresi gibi yöntemsel gereklilikleri tamamıyla anladıkları varsayılmıştır.
2. Bu tez çalışmasına gönüllü olarak katılım sağlayan tüm sporcuların, ölçümler sırasında en iyi performanslarını ortaya koydukları varsayılmıştır.
3. Bu tez çalışması çerçevesinde gönüllü katılım sağlayan sporcuların vücut referans bölgelerine yerleştirilmiş olan markırlar ve EMG elektrotlarının, sporcuların koparma hareketlerini olağan akışında gerçekleştirmelerini etkilemediği varsayılmıştır.

4. Bu tez çalışması çerçevesinde koparma hareketi sırasında ölçüm alanının zeminine yerleştirilmiş olan Kistler kuvvet platformundan sporcuların kaldırış esnasında performanslarının etkilenmediği varsayılmıştır.

1.6. Sınırlılıklar

1. Bu tez çalışması halter branşındaki müsabaka tekniklerinden biri olan koparma hareketi ile sınırlandırılmıştır.
2. Araştırma Ankara, Eskişehir, Bilecik, Kahramanmaraş ve Bursa il merkezlerinde ikamet eden 16 elit halterci ile sınırlandırılmıştır.
3. Katılımcıların milli takım kampları veya kendi spor salonu antrenmanları gibi değişim gösterebilecek mevcut antrenman yoğunlukları standardize edilmemiştir.
4. Bu tez çalışması çerçevesindeki kinematik ölçümler bar hızı, bar ivmesi, kat edilen bar mesafesi, diz, kalça, üst gövde açı ve açısal hızları ile sınırlandırılmıştır.
5. Bu tez çalışması çerçevesinde katılımcıların sağ ve sol tarafından olmak üzere her iki taraftan kaydedilen EMG ölçümleri PL, VM, ES, UT, DA, TB kasları ile sınırlandırılmıştır.

2. ALANYAZIN İNCELEMESİ

2.1. Halterde Koparma Hareketi

Koparma tekniği, haltercilerin barı kollarıyla yakaladıktan sonra sürekli ve kesintisiz bir hareketle barı başlarının üzerine çıkarmasıdır. Halterci, barı tam skuat hareketi yaparak başının üzerinde yakalar bu hareketten sonra dengesini oturur pozisyonda kurarak barı tutar ve ayağa kalkmaya başlar tam vücudu dik bir pozisyonda olacak şekilde ayağa kalkar. Hakemin "indir" işaretini vermesiyle bar yere bırakılır. Bu teknik, haltercilerin üst vücut gücünü, esnekliğini, koordinasyonunu ve konsantrasyonunu geliştirirken aynı zamanda bütün vücut kaslarının kullanılmasını gerektirir (Garhammer ve Takano, 1992).

2.1.1. Koparma Hareketinin Biyomekanik Yönden İncelenmesi

Halter branşında müsabaka sırasında uygulanan ana hareketlerden ilki olan koparma tekniğini biyomekanik açıdan incelemeden önce, biyomekanik teriminin tanımı, ilgilendiği konular ve içinde bulundurduğu alanlar konusunda bazı temel bilgilere bu bölümde değinilecektir.

Biyomekanik, kinesiyoloji bilimini oluşturan birden fazla alt dallardan biri konumundadır. İnsan hareketlerinin temel yapısı ve bu hareketlerin oluşumunu inceleyen bilim dalına kinesiyoloji adı verilmektedir. Biyomekanik temelde canlı varlıkların hareketlerini mekanik prensipler çerçevesinde açıklamaya ve değerlendirmeye çalışan bilim dalı olarak öne çıkmaktadır. Bir başka bakış açısından ise fiziksel hareketlerin sayısal verilere dönüştürülerek incelendiği bir bilim dalı şeklinde ifade edilebilir. Bu doğrultuda biyomekanikğin sadece insan hareketleriyle ilgilenen bir alan olmak dışında, doğada bulunan tüm canlı ve nesnelere ilgilendiği söylenebilmektedir. Örnek olarak; bir atın koşması, bir bitkinin büyüme ve gelişmesi veya bir çiçeğin güneş ışığını takip etmek adına gün içerisinde yapmış olduğu hareketler gösterilebilmektedir. İnsan vücudu temelinde incelediğimizde vücudumuza etki eden iç ve dış kuvvetlerle birlikte bu kuvvetlerin ortaya çıkardığı etkileri inceleyen bilim dalına da biyomekanik denilmektedir (Hay, 1978).

Fiziğin alt dallarından biri olan mekanik, hareketi tanımlama ve bir kuvvetin hareketi nasıl gerçekleştirdiğiyle ilgilenir. Kuvvetin oluşması sonucunda hem büyüme ve gelişme gibi durumların sağlıklı bir şekilde gerçekleşmesi için hem de kuvvet bakımından

aşırı yüklenmiş dokuların olası bir sakatlığa neden olmaması açısından kuvvet yaşayan varlıklarda hareketi meydana getirir. Biyomekanik bazı kavramsal temellere ihtiyacı olan ayrıca bu kavramsal temellerin anlaşılabilmesi için matematiksel araçlara ihtiyaç duyan, bu matematiksel araçlar sayesinde canlı varlıkların hareketi nasıl gerçekleştirdiğini anlamaya çalışan, dahası kinesiyojji uzmanlarının oluşan bu hareketleri nasıl geliştirebileceği veya hareketin devamlılığını nasıl koruyabileceğinin anlaşılmasını sağlar (Knudson, 2003).

Klasik mekanik, gayet enteresan bir bilim alanıdır; ancak, canlılara uygulandığında daha da enteresan hale gelir. Biyomekanik, doğa yapısını inceleyen ana bilimlerin bir dalı olarak ölçülebilir deneylere dayanır ve teorik bilgiler ile uygulama biçimi devamlı bir şekilde birbirini etkiler. Her teorik bilginin uygulamada kontrol edilebilmesi ve her uygulamanın sonucunun teori tarafından açıklanabilmesi gerektiğinden, teori ve uygulama arasında karşılıklı bir etkileşim söz konusudur. Bu nedenle, biyomekanik, canlıların hareketi ve yapısal özellikleri gibi konuları anlamak için oldukça önemlidir. Muratlı vd., (2000) belirttiği gibi, biyomekanik çalışmalar teorik bilgiyi pratikte uygulayarak ve uygulamaları teorik bilgiyle açıklayarak birleştirir.

Biyomekanik, özellikle insan hareketlerinin tanımlanması, analizi ve değerlendirilmesi ile ilgilenen bir bilim dalıdır. Fiziksel olarak gerçekleştirilen hareketlerin çeşitliliği yürüme sırasında yürüyüş mekaniklerinde sorun yaşayarak bu durumu gerçekleştiremeyen bireylerden profesyonel seviyedeki sporcuların performansına kadar geniş bir yelpazeyi ilgi alanı içerisinde bulundurur (Winter, 2005). İnsan hareket performansı, sinir kas becerisi, fiziksel kapasite ve psikolojik yeterlilik gibi anatomik faktörlere bağlıdır. Kinesiyojji uzmanları, performansın artırılmasına yardımcı olmak için yeni teknikler önermekte ve bu konular hakkında eğitimler düzenleyerek katkıda bulunmaya çalışmaktadırlar. Bu teknikler sayesinde insanlar daha verimli ve etkili hareket edebilir, performanslarını artırabilir ve sonuçta sağlıklı bir yaşam sürdürebilirler. Winter (2005) tarafından belirtildiği gibi, insan hareketlerinin biyomekaniği, fiziksel aktiviteyi daha anlaşılır ve erişilebilir hale getirerek insanların hareket kapasitelerini artırmak için kullanılan önemli bir araçtır.

Biyomekanik, fiziksel ve psikolojik kapasitenin ötesinde, spor branşının gerektirdiği teknik hareketlerin ciddi bir öneme sahip olduğu spor ve hareketlerde

performansın geliştirilebilmesi açısından son derece yararlıdır. Bu nedenle, biyomekanik hareket bilimi olarak, kinesiyojoloji uzmanlarına insanların ortaya koydukları hareketleri daha kaliteli bir şekilde analiz etmeleri için yardımcı olur. Bu sayede, sporcular gerçekleştirmeleri gereken hareketleri daha doğru bir şekilde öğrenerek performanslarını ileriye taşıyabilirler. Biyomekanik, hareket analizi konusunda uzmanlaşmış kinesiyojoloji uzmanlarının en önemli yardımcı araçlarından biridir ve sporcuların performansını iyileştirmede önemli bir rol oynar. Sporcuların hareketlerini daha etkili ve verimli hale getirerek, spor salonlarından sahalara kadar her alanda kullanılabilen bir araçtır (Knudson, 2003).

Biyomekanikte kuvvetler, insan vücudunun parçalarıyla ortaya çıkan iç kuvvetler ve vücut ile çevrenin etkileşiminden ortaya çıkan dış kuvvetler olarak sınıflandırılır. Dış kuvvetler, insan vücudundan uzakta bir konumda veya çok yakın bir ortamda gerçekleşebilirler. Newton'un üçüncü yasası, insan vücudu dahilinde ortaya çıkan bütün kuvvetler için vücutun, bu kuvvetleri farklı, eşit veya çevreyle aynı yönde kullanacağını belirtir. Örneğin, bir ayak hareketiyle zemini aşağı doğru itmek veya bir nesneyi yerden yukarı doğru kaldırmak aynı derecede zorluktur ve insan vücudu bu iki zıt kuvveti aynı şekilde dengeleyerek hareket eder. Bu prensip biyomekanikte kuvvetlerin analizinde oldukça önemlidir ve insan vücudunun herhangi bir hareketi sırasında dengeyi sağlamasına yardımcı olur (Zatsiorsky, 2002).

2.2. Newton'un Hareket Kanunları

Mekanik bilimi içerisinde yer alan en ciddi buluşlardan bazıları, İngiliz Sir Isaac Newton tarafınca ortaya atılan üç hareket kanunudur. Newton, bilime Calculus (diferansiyel ve integral hesaplamaları), evrensel yerçekimi kanunu ve hareket kanunları gibi birçok önemli katkıda bulunmuştur. Hareket kanunları, insan hareketlerinin nasıl gerçekleştiğini anlamak için anahtar bir rol oynar. Bu kanunlar, cisimlerin hareketini ve hareketin sebeplerini açıklar ve özellikle mekanik sistemlerin tasarımında, makinelerin ve araçların kullanımında önemli bir etkiye sahiptir. Newton'un hareket kanunları, modern fizik ve mühendislik alanlarının temelini oluşturur ve hala günümüzde bile büyük bir öneme sahiptir (Knudson, 2003).

Eylemsizlik yasası; Newton'un ilk kanunu, eylemsizlik "Inertia" kanunu olarak da bilinir. Bu kanun, maddenin hareketi ile ilgili temel özelliklerinden biri olan eylemsizliği

belirler. Newton'a göre, tüm objeler, kendi yapılarında bulunan özellikler nedeniyle, hareket durumlarında değişikliğe direnç gösterirler. İlk kanun, genel olarak şöyle ifade edilir: Objeler, dengesiz bir kuvvet tarafından etkilenmedikleri sürece hareketsiz kalırlar veya sabit bir hızda hareket ederler. Örneğin, oturmuş ve basketbol topunu tutan bir oyuncu, sahada sabit hızda koşan takım arkadaşı kadar eylemsizdir (Knudson, 2003).

Doğrusal kuvvetin ve maddenin eşit bir zeminde değerlendirildiği bu kanuna göre, tek düze bir hareketi gerçekleştirebilmek için herhangi bir dış kuvvete ihtiyaç yoktur ve hareket eylemsizlik dediğimiz bu kanunun özelliklerinde belirtildiği gibi değişim göstermeden devam eder (Knudsen ve Hjorth, 2000).

Newton'un ilk kanunu ile benzer şekilde, kinetik bilimini de anlayabilmek basit olduğu gibi aynı zamanda da zordur. Basit olmasının sebebi, hareketin temelinde yatan birkaç fizik kanununun varlığı ve bu kanunların basit matematiksel denklemlerle ifade edilebilmesidir. Ancak biyomekaniğin incelenmesi zor olabilir, çünkü mekanik bilim kanunları birçok insan için yanlış anlaşılmalıdır. Günlük hayatta gözlemlenen olaylar, hareket dünyasının doğasına ilişkin yanlış varsayımlara neden olabilmektedir. Birçok kişi, eylemsizlik hakkında yanlış düşüncelere sahiptir ve bu, doğru hareket tabiatının anlaşılmasını zorlaştırabilir. Hareket eden bir nesnenin doğal davranışı yavaşlamaya yönelik değil, o an ki hareket neyse onu korumaya yöneliktir. Newton'un ilk kanunu, nesnelerin hareket değişikliklerine karşı koyma eğiliminde olduklarını ve doğal olarak yavaşladıklarını göstermektedir. Çünkü objeleri yavaşlatan sürtünme, hava direnci ve su direnci gibi kuvvetler bulunmaktadır (Knudson, 2003).

İvmelenme Yasası; Tam olarak, Newton'un ikinci kanunu "Objenin ivmesi, objeye etki eden toplam kuvvetin büyüklüğüyle doğru orantılıdır ve objenin kütlesine ters orantılıdır." şeklinde ifade edilir. Formül olarak $F=ma$ şeklinde ifade edilir ve burada F toplam kuvveti, m kütleyi ve a ivmeyi temsil eder. Bu kanun, bir objenin bir kuvvetin etkisi altında nasıl ivmelenip hızlandığını veya yavaşladığını gösterir.

Newton'un ikinci kanunu, hareketle bağlantılı olan kuvvetlerin nasıl oluştuğunu gösterdiği için tartışmasız en önemli hareket kanunudur. Bu kanuna, momentum kanunu veya ivmelenme kanunu denilebilir, bu isimler rakamların nasıl yazıldığına bağlıdır. $F=ma$ denklemi ise bu kanunun en yaygın ifadesidir ve hareketi herhangi bir zamandaki ivmelenmeyi anlatan hızlanma kanunudur (Knudson 2003).

$$\vec{F} = m\vec{a}$$

Şekil 2.1. Momentum Formülü

Etki ve tepki yasası; Newton'un üçüncü hareket kanunu, reaksiyon kanunu olarak da bilinir. Bu kanuna göre, her aksiyon için eşit ve zıt bir reaksiyon kuvveti vardır. Kuvvet, aslında iki kütle arasındaki ortak bir etkileşimdir ve insanlar genellikle bu noktayı gözden kaçırmırlar. Örneğin, bir duvarı yatay olarak ittiğinizde, duvarın size aynı anda ve aynı şekilde bir kuvvet uyguladığını düşünmek garip gelebilir ama doğrudur. Bu kanun, serbest kütle diyagramında mevcut kuvvetin iki vektörle gösterilmesi gerektiği anlamına gelmez, ancak bir kuvvetin ortaya çıkardığı etkiyi sadece bir nesne üzerinden okumanın yanlış anlaşılacağını kavramak önemli bir noktadır. Newton'un üçüncü hareket kanunu, herhangi bir kuvvetin sadece bir obje üzerinde etkili olmadığını, aynı zamanda bir başka objeye eşit ve zıt yönde etkide bulunduğunu belirtir. Bu nedenle, bir objenin diğerine bir kuvvet uyguladığı her durumda, diğer objenin de aynı miktarda kuvvetle geri tepki göstermesi gerekir. Bu etkileşimler her zaman birbirine karşıt yönlerde işaret ederler ve aynı anda gerçekleşirler. Bu kanun, momentum korunumu için hayati önem taşır ve itme veya çekme gibi birçok fiziksel olayın anlaşılmasına yardımcı olur (Knudson, 2003).

Hareket ve reaksiyon yasaları, uzaklıklarına bakılmaksızın herhangi iki obje arasındaki etkileşimi anlamamıza yardımcı olan temel kanunlardır. Bu kanunlar, Dünya ve Ay arasındaki yerçekimi etkileşimini de açıklar. Dünya Ay'ı kendine çeker, ancak aynı zamanda Ay da Dünya'yı kendine doğru çeker. Bu etkileşim, Ay'ın Dünya çevresinde yörüngede kalmasını sağlar. Ayrıca, Ay'ın yüzeyindeki yerçekimi, Dünya'nın sularının gel-gitlerdeki hareketini etkiler. Ay'ın kuvveti, Dünya'nın sularının çekilmesine ve kabarmasına neden olur. Bu nedenle, gelgitler, hareket ve reaksiyon yasalarının pratik uygulamalarından biridir (Knudsen ve Hjorth, 2000).

2.3. Uygulamalı Biyomekanik

Biyomekanik incelemeler, mekanik sistemlerin analiz edilmesiyle ilgilenir ve üç temel başlığa ayrılarak incelenebilir (Özkaya ve Nordin, 1999).

Katı cisim mekaniği; İnsan vücudu ve hareketiyle ilgili olduğundan, katı cisim mekaniği yaklaşımı bu alanda sıkça kullanılmaktadır. Statik katı cisim mekaniği,

cisimlerin denge durumlarını inceleyen bir yaklaşımdır. Bu durumda, cisimlerin hareketleri incelenmez, sadece cisimlerin dengeli bir şekilde durdukları pozisyonları analiz edilir. Dinamik katı cisim mekaniği ise, cisimlerin hareketlerini inceler ve bu hareketlerin nedenlerini belirler. Bu yaklaşımda, cisimlerin kuvvetler altındaki hareketleri incelenir ve katı cisimler şekilleri değişmeyen cisimler olarak tanımlanır (Özkaya ve Nordin, 1999).

Sekil değiştirilebilir cisim mekaniği; Malzemelerin deformasyon davranışlarını inceler. Bu yaklaşım altında, malzemelerin elastik ve plastik özellikleri, gerilmeleri ve şekil değiştirme miktarları gibi konular ele alınır. Bu yaklaşım özellikle kemik, kas ve bağ dokusu gibi biyolojik dokuların mekanik özelliklerinin incelenmesinde önemlidir.

Akışkanlar mekaniği; Akışkanların hareketini ve akışkanlarla ilgili kuvvetleri inceleyen bir yaklaşımdır. Bu alanda, kan, lenf sıvısı ve solunum havası gibi akışkanlar incelenir. Akışkanlar mekaniği, kalp ve damarların işleyişinin anlaşılmasında ve kanın dolaşımındaki kuvvetlerin hesaplanmasında önemlidir.

Katı cisim mekaniğinde bir cismin dış kuvvetler altındaki davranışını analiz eder. Statik katı cisim mekaniği, cisimlerin hareketsiz olduğu durumları incelerken, dinamik katı cisim mekaniği, hareketli cisimlerin meydana getirdiği bu hareketi analiz eder. Statik katı cisim mekaniği, denge durumundaki bir cisimdeki kuvvetlerin etkisini incelerken, dinamik katı cisim mekaniği, hareket eden bir cisimdeki kuvvetlerin etkisini ve bu hareketin sonucu olarak oluşan hız ve ivmeleri inceler. Bu mekaniğin, özellikle insan hareketlerinin analizinde kullanılması, vücudun hareketi sırasında kemiklerin, eklemlerin ve kasların davranışlarını anlamak için önemlidir. Uygulamalı biyomekanik, farklı mekanik yaklaşımların bir arada kullanıldığı çok disiplinli bir alan olduğundan, farklı mekanik konuların bir arada ele alınması gerekebilir (Nigg ve Herzog, 1999).

Katı cisim mekaniği Statik ve Dinamik olarak iki alt başlık içerisinde incelenebilmektedir.

Statik; Newton'un ikinci yasası, bir cismi etkileyen net kuvvetin, cismin ivmesi ile doğru orantılı olduğunu söyler. Eğer cisim üzerinde net kuvvet yoksa, cisim sabit hızda hareket eder veya hareketsiz kalır. Cismin ivmesi sıfır olduğunda ise, cisim durağan veya dengededir. Dengedeki bir cisim, sabit hızda hareket edebilir veya tamamen hareketsiz

kalabilir. Ancak net kuvvet uygulanırsa, cismin hızı ve ivmesi artar ve hareketi değişir (Özkaya ve Nordin, 1999).

Dinamik; hareket bilimidir ve insan vücudunun hareketlerini incelemek için bu bilimin kurallarını bilmek önemlidir. Dinamik, kinematiği (hareketin karakteristik çalışması) ve kinetiği (hareketi etkileyen kuvvetler bilimi) gibi birden fazla alt bölüme ayrılmaktadır. Kinematik, ivme, hız ve yer değiştirmenin hareket karakteristiği ile ilgilendir ve örneğin, yürüyüş modelinin analizinde vücut kütlelerinin merkezinin pozisyonundaki değişiklik, çeşitli parçaların hareket oranı ve hareketlerinin hızı ve yönü gibi faktörleri içerir. Kinematik ve kinetik, vücudun hareketi ve bunun nedenleri hakkında bilgi sağlayan iki ayrı bilim dalıdır. Kinematik, hareketin özelliklerini incelerken kinetik, hareketi etkileyen kuvvetleri araştırır. Bu kuvvetler arasında sürtünme, hava ve su direnci, yer çekimi, kas kasılması ve elastik öğeler gibi birçok faktör bulunur. Dinamik, beden eğitimi ve tıp alanlarında önemli bir role sahiptir. Biyomekanik araştırmalar, hava ve su direnci, kas işlevleri, yürüyüş ve spor yaralanmaları gibi konularda dinamiğin prensiplerini kullanarak önemli bilgiler sağlamaktadır. Bu bilgiler, insan vücudunun hareketi hakkında daha iyi bir anlayış sağlayarak, spor performansını arttırmak ve sakatlanmaları önlemek için kullanılabilir (LeVeau, 1991).

2.4. Kinetik

Biyomekanikte bir hareketin meydana gelmesine neden olan kuvvetler ile ilgilenen dal kinetiktir. Kinetik nesnelere hareketine sebep olan kuvvetlerden bahseder. Kuvvetin yanı sıra, kasların açığa çıkardığı kuvvetler, yer çekimi kuvveti yer reaksiyon kuvveti vb. konular kinetiğin ilgilendiği konulardır. İç kuvvetler, vücuttaki kasların kasılması gibi iç süreçlerden kaynaklanan kuvvetlerdir. Dış kuvvetler ise, yer çekimi, hava veya su direnci, temas kuvvetleri ve dışarıdan gelen yükler gibi vücut dışından gelen kuvvetlerdir. İtme yönü ve kuvvetine bağlı olarak bir masayı itmek masayı hareket ettirebilir ya da ettirmeyebilir. Hareketle sonuçlanabilecek ya da sonuçlanmayacak iki nesne arasındaki itme ya da çekme hareketi güç olarak tanımlanmıştır. Kinetik, insan vücudu ya da bir nesne gibi sistemlerde bulunan güçleri inceleyen çalışma alanıdır. Kinetik bir hareket harekete neden olan güçleri tanımlama girişimleridir. Kinetik hareket analizi hem kavramsal hem değerlendirme açısından kinematik analizden daha zordur, çünkü güçler görülemez. Sadece güçlerin etkileri gözlemlenebilir (Winter, 2005).

2.5. Kinematik

Kinematik analiz hareketin özelliklerini belirlemek için uzaysal ve zaman açısından incelenir. Bu analiz yöntemi, hareketin nedenlerine veya etkilerine değil, sadece hareketin karakteristik özelliklerine odaklanır. Pozisyon, hız ve ivme gibi kinematik parametreler, hareketin özelliklerini tanımlamak için kullanılır. Örneğin, bir aracın hareketinin incelenmesinde, aracın konumu, hızı ve ivmesi gibi kinematik parametreler belirlenebilir. Bu sayede aracın ne kadar hızlı ilerlediği ne kadar zaman aldığı ve nereye gittiği gibi özellikleri belirlenebilir (Winter, 2005).

Bu doğrultuda, pozisyon, hız ve ivme kinematik analizin ilgili boyutlarıdır. Kinematik temelde hareketin uzayda üç boyutlu olarak nasıl gerçekleştiğini inceler. Bu nedenle, üç boyutlu kinematik analizde, hareketin x, y ve z eksenlerinde nasıl gerçekleştiği göz önünde bulundurulur. Bu analiz, hareketin tamamını anlamak ve tanımlamak için önemlidir ve birçok farklı uygulama alanında kullanılır, örneğin spor performans analizi, robotik ve mühendislik. Üç boyutlu analizde, her parçanın kendi koordinat sistemi vardır ve bu nedenle, farklı açılardan hareket eden parçaların birbirlerinden farklı yönlerde hareket etmesi mümkündür. Bu nedenle, her parçanın hareketini ayrı ayrı analiz etmek ve daha sonra bütünsel bir analiz yapmak önemlidir (Winter, 2005).

Doğrusal Kinematik: Açısal kinematik, bir nesnenin açısal hareketlerinin incelenmesiyle ilgilidir. Bu, bir nesnenin dönme hareketi hakkında bilgi sağlar ve genellikle rotasyonel hareketlerin analizinde kullanılır. Açısal kinematik, doğrusal kinematikten farklı olarak, mesafe ve yer değiştirme yerine açısal konum, açısal hız ve açısal ivme gibi değişkenlerle ilgilidir. Bu kavramlar, bir nesnenin dönme hareketinin miktarını ve yönünü açıklamak için kullanılır (Hay, 1978). Kinematik, hareketin geometrik özelliklerini ve zamanla olan ilişkisini inceleyen bir analiz yöntemidir. Kinetik ise, hareketin nedenini ve bu harekete etki eden kuvvetleri inceler. Doğrusal kinematik, model, form, şekil, sıra ve düzeni içeren hareketlerin özelliklerini incelerken yanı sıra eşzamanlılık içerir. Kinematik analiz, fizyoterapistler, doktorlar, sosyal aktivite eğitmenleri ve antrenörler için faydalıdır. Kinematik mesafeler hem nitel hem de nicel analiz için kullanılır. İnsan kinematiği üzerine yapılan pek çok araştırma, farklı konuları ele almaktadır. Örneğin, kinematik sonuçları, küçük çocukların koordinasyon gelişimlerini 12-15 ay içinde objelere ulaşmak için kullanmaya başladıklarını,

yetişkinliğe doğru ilerledikçe bu becerilerin iki yıl içerisinde daha da geliştiğini göstermektedir (Hall ve Lysell, 1995)

Uzaklık (Mesafe) ve Yer değiştirme: Uzaklık ve yer değiştirme, uzunluk birimleriyle ifade edilirler. Metrik sistemi kullananlar genellikle uzaklık ve yer değiştirme ölçümlerinde metre (m) birimini kullanırlar. Metrik sistemde 1 kilometre (km), 1000 metre (m) demektir. Diğer birimler ise santimetre (cm) ve milimetre (mm)dir. 1 santimetre (cm) 1/100 metre (m), 1 milimetre (mm) ise 1/1000 metre (m) dir. İngiliz sistemini kullananlar ise genellikle inç (inch) birimini kullanırlar.

Uzaklık ve yer değiştirme birbirinden farklı kavramlardır. Yer değiştirme, bir nesnenin başlangıç noktasından son noktasına kadar olan doğru çizgisel uzaklığı ifade eder. Örneğin, bir topu başlangıç noktasından başlayarak 5 metre ileriye ittiğimizde, topun yer değiştirmesi 5 metredir. Uzaklık ise bir nesnenin yol boyunca kat ettiği toplam mesafeyi ifade eder. Örneğin, aynı topu başlangıç noktasından başlayarak 5 metre ileriye ittiğimizde, topun uzaklığı, gidiş-dönüş toplamda kat ettiği 10 metreye eşittir (Hall ve Lysell, 1995).

2.6. Hız ve Sürat

Hız (v), yer değiştirmenin (Δd) zaman periyoduna (Δt) oranıdır. Vektörel büyüklüktür, yani yön bilgisini de içerir. Bu nedenle hız, belirli bir yönle ilişkilendirilir ve vektörel olarak ifade edilir. Sürat ise yalnızca büyüklüğü ölçerken, hız hem büyüklüğü hem de yön bilgisini verir. Örneğin, bir aracın ortalama hızı 60 km/saattir ve doğruya doğru hareket ediyorsa, hızı "60 km/saat doğu" olarak ifade edilir. Sürat ise sadece "60 km/saat" olarak ifade edilir. (Hall ve Lysell, 1995).

$$s = \frac{\Delta d}{\Delta t} = \frac{d_2 - d_1}{t_2 - t_1}$$

Şekil 2.2. Hız Formülü

Hız (v) kavramı, pozisyon ya da yer değiştirme (r) ve zaman (t) arasındaki ilişkiyi ifade eder. Vektörel bir büyüklük olarak, büyüklük ve yön bilgisi içerir ve genellikle üzerine ok simgesi konularak gösterilir. Yer değiştirme de bir vektördür ve genellikle Δ (delta) sembolü ile ifade edilen değişim veya fark gibi kavramlarla birlikte kullanılır.

Matematiksel olarak, hız vektörü yer değiştirme vektörünün zamanla bölünmesiyle elde edilir: $v = \Delta r / \Delta t$. (Hall ve Lysell, 1995)

$$\vec{v} = \frac{\Delta \vec{r}}{\Delta t} = \frac{\vec{r}_2 - \vec{r}_1}{t_2 - t_1}$$

Şekil 2.3. Yer Değiştirme Formülü

Vücudun hareket yönü pozitif olsa bile, hızın negatif olması mümkündür. Örneğin, bir araba geri geri gitmektedir. Bu durumda hareket yönü negatif iken, hız değeri de negatiftir. Benzer şekilde, bir arabanın hızı pozitif olsa bile, hareket yönü negatifse, hızın negatif bir niceliğe sahip olması gerekir. Hız değişimi süratin değişimini gösterir, ancak hareket yönü ile ilgili bilgi vermez. (Hall ve Lysell, 1995).

2.7. İvmelenme

Doğrusal ivme, birim zamanda hızın ne kadar arttığıdır. Vektörel bir büyüklük olup, yön bilgisi de içerir. Matematiksel olarak, doğrusal ivme, hızın zamanla türevi olarak ifade edilir. Örneğin, bir cisme her saniye 10 m/s hız kazandırmak, doğrusal bir ivmeye sahip olmak anlamına gelir. Bu, hızın zamana bağlı olarak değiştiği ve her saniye 10 m/s arttığı anlamına gelir.

$$\vec{a} = \frac{\Delta \vec{v}}{\Delta t} = \frac{\vec{v}_2 - \vec{v}_1}{t_2 - t_1}$$

Şekil 2.4. İvmelenme Formülü

Hareket halindeki bir cismin ivmesi, hızındaki değişimin zamanla oranını gösterir. Pozitif ivme artan hızı, negatif ivme ise azalan hızı ifade eder. Örneğin, bir arabada hızlanırken ivme pozitifdir, fren yaparken ivme negatiftir. İvme terimi, hızın değişim oranını ifade eder ve yön bilgisi içerir. Eğer hızın yönü değişirse (mesela bir araç yavaşlarken), ivme negatif olarak ifade edilir. Ancak hızın yönü değişmeden sadece

büyüklüğü artıyorsa (mesela bir araç hızlanırken), ivme pozitif olarak ifade edilir (Hall ve Lysell, 1995).

2.8. Açısal Kinematik

Açısal kinematikte, hareketler açısal pozisyon, açısal hız ve açısal ivme gibi açısal değişkenler kullanılarak tanımlanır. Açısal pozisyon, bir cismin döndüğü açının ölçüsüdür ve genellikle radyan cinsinden ifade edilir. Açısal hız, bir cismin açısal pozisyonunun zamana göre değişim oranıdır ve radyan/saniye cinsinden ifade edilir. Açısal ivme ise açısal hızın zamana göre değişim oranıdır ve radyan/saniye² cinsinden ifade edilir. (Hall ve Lysell, 1995).

İnsan hareketleri incelendiğinde, özellikle yürüme ve koşma sırasında, kalça, diz ve ayak bileği eklemlerinde açısal kinematik hareketlerin olduğu görülür. Bu eklemler, insan vücudunun hareketi için en önemli eklemlerdir. Kalça eklemine açısal pozisyonu, yürüme veya koşma sırasında ayakların yerden ayrılması veya yere temas etmesiyle birlikte değişir. Diz eklemine açısal pozisyon ise ayak bileğindeki açısal pozisyonla birlikte, yürüme ve koşma sırasında adım atmak için kullanılır (Medved, 2001)

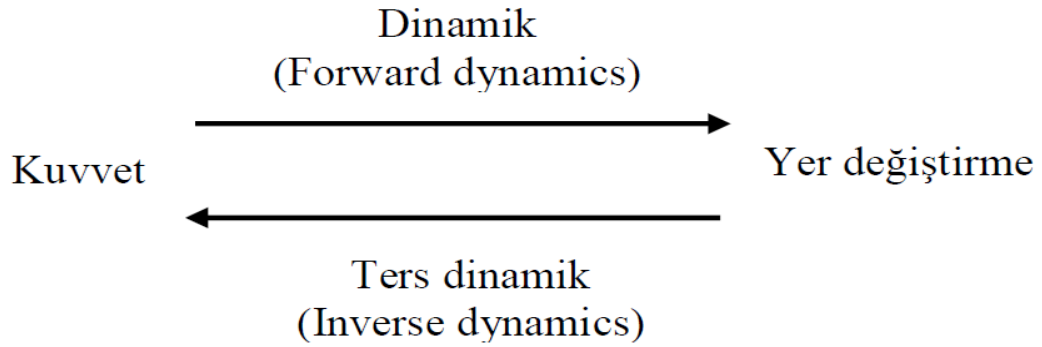
Ayrıca, insan hareketlerinde açısal kinematik yanı sıra, açısal dinamik de önemlidir. Açısal dinamik, bir cismin açısal pozisyonunun ve açısal hızının, etki eden torka bağlı olarak nasıl değişeceğini açıklar. Örneğin, koşarken bir yere adım atmak için bacakları kaldırırken, bu hareketi sağlayan kasların ürettiği tork, bacakların açısal hızını artırır ve bacakların yerden kalkmasına yardımcı olur. Açısal kinematik, insan hareketini inceleyenler için önemli bir konudur. Bu konu iki ana sınıfa ayrılabilir. İlk sınıf, yalnızca beden in oryantasyonu ve açısal pozisyonuyla ilgilenir ve buna segment açıları denir. İkinci sınıf ise vücudun birleşik segmentlerinde meydana gelen açılarla ilgilenir ve rölatif, eklem veya kardinal açıları olarak adlandırılır. Bu açısal pozisyonlar, birbiriyle ilişkili iki segmentin açısal pozisyonlarını ölçerek belirlenir. İnsan hareketi, eklemlerin açısal pozisyonlarındaki değişikliklere bağlı olduğu için açısal kinematik, insan hareketini anlamak için çok önemlidir (Robertson vd., 2004)

Bu kavramlar insan hareketlerinin analizinde önemlidir, özellikle de spor ve rehabilitasyon gibi alanlarda. Örneğin, bir koşucunun koşu sırasında bacaklarının açısal pozisyonunu ve hızını ölçerek, hareketlerindeki problemleri tespit edebilir ve düzeltici önlemler alabilirler. Benzer şekilde, bir fizyoterapist, bir hastanın hareketlerini açısal

kinematik analiz kullanarak izleyebilir ve tedavi planını buna göre oluşturabilir. (İnal, 2004).

2.9. Koparma Tekniğinin Biyomekanik Yönden İncelenmesi

Spor alanında dinamik yapıların anlaşılmasına yardımcı olan yöntemlerden biri kinetik ve kinematik analizlerdir. Bu yaklaşımlar spor biyomekaniğinde sıkça kullanılır. Kinematik analiz, hareketin açısal pozisyonu ve yönünü incelerken, kinetik analiz ise hareketin neden olduğu kuvvetleri ve enerji transferini inceleyerek hareketin dinamik yapısını anlamaya çalışır Şekil 2.5. (Zatsiorsky, 2002). Bu analizler, spor performansının artırılması, sakatlanmaların önlenmesi, spor malzemelerinin tasarımı ve hareketin biyomekaniksel olarak optimize edilmesi gibi alanlarda kullanılmaktadır (Hay, 1978).



Şekil 2.5. İnsan Hareketlerinin Kinetiği.

Olimpik halter gibi sporlarda biyomekanik analizler oldukça önemlidir. Kinetik analizler, haltercinin vücut ile bar arasında oluşan kuvveti ölçerek, kuvvetin zamana bağlı değişimlerini ve haltercinin yaptığı işi belirlemeye yardımcı olur. Kinematik analizler ise haltercinin eklem açıları ve barın yörüngesi gibi faktörleri inceler ve hareketin yapısını daha ayrıntılı bir şekilde anlamamızı sağlar. Bar üzerinde yapılan iş, güç ve enerji hesaplamaları ise haltercinin performansını ve verimliliğini değerlendirmemize yardımcı olur (Enoka, 1988).

Koparma kaldırısının çekiş evresindeki iş ve güç değerlerini inceleyen çalışmaların ortak özelliği, evreler arasındaki biyomekanik farklılıkları ve koparma tekniğinin bileşenlerini değerlendirmektir. Enoka (1979) Halter branşında müsabaka kaldırışları olarak geçen koparma ve silkme hareketinde barın yerden kaldırılmaya başlanmasından itibaren bel yüksekliğine kadar ulaşmasını çekiş evresi olarak tanımlamıştır, ancak bar

özelinde meydana gelen bu yer değiştirme diz eklemünde gözlemlenen açısal değişim temel alınarak değerlendirilirse, çekiş sırasında (“Double Knee Bend”) çift diz bükülme tekniği şeklinde açıklanan, fleksiyon döngüsüyle birbirinden ayrılan bir çeşit ikili ekstansiyon fazlarından meydana geldiği belirtmiştir. Bu bilgiler ışığında, sadece barın konumunu takip ederek koparma hareketinin evrelerini açıklamanın yetersiz olduğu, barın uzaydaki pozisyonunun vücudun pozisyonu ile değerlendirilerek kaldırısın teknik bileşenlerinin daha iyi anlaşılabilceği sonucuna ulaşılmaktadır.

Halter tekniklerinin biyomekanik analizi ile ilgili literatür gözden geçirildiğinde, halter branşındaki hareketlerin münferit aşamalarında halter (bar)’ ın izlediği yol, yatay yer değiştirme durumları ve eklemlerin açısal konumları gibi parametrelerin analizine ilişkin çalışmalar bulunmaktadır. Metinlerin geneli, çok az sayıda olacak şekilde Dünya (Garhammer, 2001) veya Uluslararası (Burdett 1982; Garhammer 1985) şampiyonalara, çoğunluğu ise ulusal (Stone vd., 1998; Gourgoulis vd., 2004) yarışmalara katılan kadın ve erkek sporcularla ilgilidir. En sık görülen çalışmalar, çoğunlukla ulusal yarışmalarda yer alan sporcuların incelendiği araştırmalardır (Harbili ve Arıtan, 2007). Kadın sporcuların kinematik değerlendirmesi çerçevesinde Korkmaz’ ın (2011) yapmış olduğu “Genç Kadın Haltercilerde Koparma Tekniğinin Biyomekanik Analizi” adlı çalışmada; 17 – 20 yaş arası 10 kadın sporcunun koparma kaldırışlarını incelemek için APAS hareket analizi yazılımı ve kaldırışların video görüntülerinin kaydedilmesi için de saniyede 25 kare (50 alan/s) S-VHS kayıt yapabilen 2 adet kamera kullanmışlardır. Erkek sporcuların kinematik değerlendirmesi çerçevesinde, (Hadi vd., 2008)’ yapmış olduğu “Farklı Bar Ağırlıklarının Kaldırıldığı Koparma Tekniğinin Üç Boyutlu Biyomekanik Analizi” adlı çalışmada; Türkiye halter milli takımını oluşturan değişik kategorilerdeki 7 erkek sporcunun koparma kaldırışlarını incelemek için APAS hareket analizi yazılımı ve kaldırışların video görüntü kayıtlarının alınabilmesi için de saniyede 25 kare (50 alan/s) görüntü yakalayan 4 adet Sony marka (DCRTRV18E) dijital kamera kullanmışlardır. Literatürde kadın ve erkek sporcuların ayrı ayrı değerlendirildiği farklı çalışmalar görülse de kadın ve erkek sporcuları tek bir çalışma çerçevesinde değerlendiren bir araştırmaya rastlanmamıştır. Ayrıca çalışmalar erkek haltercilere yönelik olup kadın haltercilere yönelik çalışmalar daha az bulunmaktadır. Literatür taramasında eksik görülen bir hususta; kadın sporcuların uyguladığı koparma hareketinin tekniğine ilişkin araştırmaların çeşitliliğinin yeterli düzeyde olmamasıdır (Szyszka ve Mastalerz, 2015).

Stone vd., (1998) elit haltercilerin barın başlangıç pozisyonuna göre geriye doğru 10-20 cm kadar yatay hareket ettiğini ve bu hareketin daha fazla olması durumunda barın altına girişinin zorlaştığını ve yapılan işin arttığını belirtmiştir. Ayrıca, yatay hareketin önemli bir faktör olduğunu vurgulamışlardır.

2.10. EMG

Elektromiyografi (EMG), "elektrik", "kas" ve "yazı" anlamına gelen elektro-myografi kelime köklerinden oluşan bir terimdir. Bu terim, vücudumuzdaki sinir ve kaslarda oluşan elektriksel aktivitelerinin cihazlar aracılığıyla kaydedilerek incelenmesini ifade eder. EMG terimi, bilim literatüründe 17. yüzyılda kullanılmaya başlandığı tahmin edilmektedir (Öğüt, 2014). EMG, kasların elektriksel aktivitesini kaydederek ve iskelet kaslarının fonksiyonlarını değerlendirerek kullanılan tıbbi bir elektro diyagnostik araçtır (Bağcı, 2016). MG cihazı, istemli biçimde çalışan iskelet kaslarını değerlendirir ve kasların kasılmasına olanak sağlayan elektriksel aktivite oluşumunu izleyerek yorumlamamızı kolaylaştırır. EMG testleri, kas aktivasyonu ve sinir incelemesini de içeren bir test bütünü olarak tanımlanır (Soderberg, 1992).

İskelet kaslarının hareket ettirilmesi beyinden gönderilen sinyaller aracılığıyla gerçekleştirilir. Bu sinyaller kaslarda elektriksel potansiyeller oluşturarak kasların kasılmasını sağlar. Bu elektriksel potansiyeller Motor Ünite Aksiyon Potansiyelleri (MÜAP) olarak adlandırılır ve kas kasılmalarının şiddeti, MÜAP'lerin sayısı ve sıklığı ile belirlenir. EMG sinyalleri ise ölçülen kasların vücut üzerinde mevcut olduğu konum ve uyarılma şiddetine göre farklı özellikler gösterir. EMG sinyalleri, kasların elektriksel aktivitesini kaydederek bu aktivitenin analiz edilmesini sağlar (Erol, 2012). Kas veya kas grubu kasıldığında, ilk olarak tip I motor üniteleri ateşlenir. Kasılma arttıkça daha büyük motor üniteleri de dahil olur ve kasılmanın kuvvetine katkı sağlarlar. EMG sinyali, kas lifi içerisinde membranlarda ortaya çıkan aksiyon potansiyellerine dayanır. Bu potansiyeller, depolarizasyon ve repolarizasyon aşamaları sırasında ortaya çıkar (Aydoğan, 2011).

EMG, kasların sinirler tarafından kontrol edildiği istemli hareketlerdeki kas aktivasyonlarının ölçümü ve analizi için kullanılan bir tekniktir. Myoelektrik sinyaller, kas liflerindeki elektriksel aktivitelerin kaydedilmesi yoluyla elde edilir ve bu sinyaller kas aktivasyonunu yansıtır. Kinesiyolojik EMG, kasların fonksiyonel hareketleri

sırasında nasıl çalıştığını anlamak için kullanılır. Bu yöntem, insan vücudundaki kasların hangi durumlarda hangi düzeyde aktive olduğunu belirleyebilir. Böylece spor bilimleri ve rehabilitasyon gibi alanlarda kullanılabilir. Bu nedenle, kinesiyojik EMG'nin birçok alanda kullanımı vardır ve insan vücudunun işlevlerini daha iyi anlamak için önemli bir araçtır (Konrad, 2005).

Farklı spor dallarına ait teknik beceriler ve egzersiz türleri insan beyninde algılanır ve yorumlanır. Egzersiz veya sportif performanslar, beyin tarafından gönderilen bilgilere dayanarak kaslarda tepki oluşturur. İnsan vücudu öğrenilmiş hareketleri çoğunlukla bilinçli olarak gerçekleştirir ve bu bilgiler beynin bazal ganglionlarında otomatikleşir. Ancak, yanlış yönde otomatikleşen motor becerileri sportif branşların temelinde bulunan hareketlerde düzeltmek zordur. Bu nedenle, motor becerilerinin doğru şekilde tanımlanması ve uygulamaya aktarılması önemlidir, özellikle genç yaşlarda yeni motor becerileri öğrenildiğinde, erken dönemlerde alınacak önlemler bu sorunu çözebilir. Bu nedenle, yüzeysel elektromiyografi (EMG) en yaygın ve pratik yöntemlerden biridir ve motor becerilerinin doğru bir şekilde öğrenilmesi ve uygulanması için kullanılabilir niteliktedir (Cerrah vd., 2010).

EMG, kasların hareketlerini üretirken oluşturdukları elektriksel aktivitenin ölçüldüğü bir tekniktir. Bu teknik, kasın yüzey kısmında deri üzerine yapıştırılacak elektrotlar aracılığıyla aksiyon potansiyeline bağlı olarak oluşan elektriksel aktivitenin kaydedilmesi yoluyla gerçekleştirilir. Bu kaydedilen elektrik sinyalleri, kasın kasılma gücüne ve zamanlamasına dair bilgiler sağlar ve kasın performansını, yorgunluğunu ve aktivasyonunu değerlendirmeye yardımcı olur. Yüzeysel EMG, özellikle fizyoloji, egzersiz fizyolojisi, rehabilitasyon ve spor performansı gibi alanlarda kullanılan bir tekniktir (Cerrah vd., 2010; Farina vd., 2004). Yüzeysel EMG ölçümleri için kas yüzeyine yerleştirilen elektrotlar ve uygun bir EMG cihazı gerekmektedir. Bu elektrotlar, deri üzerinden non-invaziv bir şekilde uygulanabilir ve ağrısızdır. Ölçümler sonrasında elde edilen sinyaller uygun bir bilgisayar programı veya yazılımı kullanılarak analiz edilir (Merlo ve Campaini, 2010; Soylu, 2010; Ada, 2015).

2.10.1. EMG Normalizasyonu;

Yang ve Winter'ın 1984'te yaptığı normalizasyon yöntemlerinin karşılaştırması çalışmasından bu yana, EMG verilerini normalize etmek için kullanılan farklı

yöntemlerin çıktılarını karşılaştıran çok sayıda çalışma yapılmıştır. Yürüyüşten dış hekimliğine kadar geniş bir yelpazede 25'ten fazla kas veya kas grubundan elde edilen EMG verileri normalize edilerek karşılaştırılmıştır (Burden, 2010). EMG iki yüz yıldan fazla bir süredir bilim insanları tarafından kullanılmasına rağmen, normalizasyon kavramı nispeten yeni bir kavramdır. Eberhart vd., (1954), yürüme sırasında kaydedilen quadriceps kasından elde edilen EMG verilerinin işlenmiş halini adım döngüsü sırasında meydana gelen maksimum kas aktivitesinin yüzdesi şeklinde sunarak normalleştirmiş ve normalizasyon hakkında ilk örneğini sunmuştur (Eberhart vd., 1954). Son zamanlarda yapılan incelemeler (örneğin, Perry, 1992; Clarys ve Cabri, 1993; Knutson ve Soderberg, 1995; Kumar, 1996; Winter, 1996; De Luca, 1997; Cram ve Kasman, 1998; Clarys, 2000; Robertson, 2004; Burden, 2008; Kamen ve Gabriel, 2010) farklı normalizasyon yöntemlerinin avantajları ve sınırlamalarıyla ilgili tartışmaları içermektedir. Ancak, bunlar genel incelemelerin alt bölümleri olup, bu nedenle EMG uzmanlarının hangi yöntemi kullanacakları konusunda bilinçli tercihler yapmalarını sağlayacak gerekli ayrıntıları içermemektedir. Eğer ölçümler sırasındaki aktivite dinamik bir hareket ise normalizasyon için kullanılmak istenen kasılma türü maksimal istemli bir izometrik kasılmadan referans alınırsa normalizasyon sonrası yorumlama aşamasında hatalara neden olabilecektir (Mirka, 1991).

3. YÖNTEM

3.1. Katılımcılar

Profesyonel olarak Halter sporu yapan, milli takımlar seviyesinde yarışmalara katılan, yaklaşık 16 (8 erkek, 8 kadın) elit düzey iyi antrenmanlı haltercinin çalışmaya gönüllülük esasına dayanarak dâhil edilmiştir. Halter branşı kadın ve erkek sporcular için 8 er sıklitten oluşmaktadır dolayısıyla Avrupa, Dünya şampiyonası gibi üst düzey yarışmalara takım haline en fazla 16 kişi katılabilmektedir. Araştırmaya katılan sporcu grubunun halter milli takımının büyük bir bölümünü kapsadığı için ve aynı zamanda böyle elit seviyedeki popülasyona erişmenin verdiği zorluklar neticesinde çalışmaya 16 kişinin dâhil edilmesine karar verilmiştir. Ayrıca ölçümleri tamamlanan katılımcılar içerisinde devam eden süreçte kadın sporculardan 1 kişi kendi sıklisinde 2023 yılında Dünya 2. Si erkek sporculardan ise 2 kişi ise yine 2023 yılı içerisinde Avrupa ve Dünya şampiyonası gibi üst düzey müsabakalara katılarak olumlu neticeler elde etmiş, diğer katılımcı grubundaki sporcular da hali hazırda ya milli takım hazırlık kamplarında çalışmalarını sürdürmekte ya da milli takım seçmelerinde yarışmaktadır.

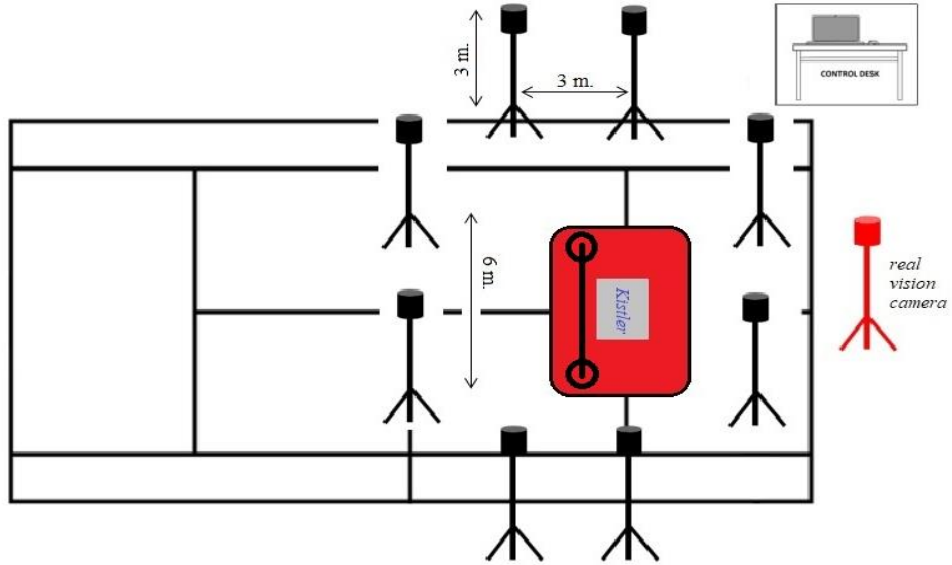
Katılımcıların dâhil olma kriterleri şu şekilde belirlenmiştir; (1) aktif olarak profesyonel müsabakalara katılım sağlıyor ve uluslararası veya ulusal düzeyde başarı elde etmiş olmak, (2) 16 ve üzeri yaşta olmak, (3) Türkiye de ikamet ediyor ve Türk milli takımı adına yarışıyor olmak. Sporcuların Türkiye şampiyonalarında ilk 5 içerisinde yer alması, Avrupa, Dünya, Olimpiyat veya Uluslararası müsabakalara katılım gerçekleştirmiş olmaları özel kriter olarak gözetilmiştir. Bu başarı seviyesine ulaşamayan bireyler çalışma kapsamına dâhil edilmemiştir (Foskett ve Longstaff 2018). Katılmaya gönüllü olan sporcuların herhangi bir sakatlık veya olağan halter hareketlerine engel teşkil edecek bir rahatsızlıklarının olmama kriteri aranmıştır. Çalışmaya katılan sporculara çalışmanın muhtemel fayda ve riskleri konusunda bilgi verilmiş ayrıca bilgilendirilmiş onam formu, gönüllü katılım formu ve 18 yaşından küçük sporcular için velilerine bilgilendirilmiş veli katılım formu okutularak imzaları alınmıştır. Sporcular ölçümlere davet edilmeden önce Anadolu Üniversitesi Sağlık Bilimleri Bilimsel Araştırma ve Yayın Etiği Kuruluna etik kurul izni başvurusu yapılmıştır. Kurul 15.12.2021 tarihli toplantısında E-68215917-050.99-232285 sayılı kararla tez çalışmasına ilişkin etik kurul onay belgesini vermiştir (Ek-1). Çalışmanın tamamı uygulanırken Helsinki Bildirgesine uygun hareket edilmiştir.

3.2. Araştırma Dizaynı

Koparma tekniği uygulandığı ve yapısı gereği tüm vücut biyomekaniği, kassal aktivasyonu ve açığa çıkan kuvvetler bakımından incelenmesi gereken bir yapıdadır. Bu incelemenin yapılabilmesi için Nicel Araştırma Yöntemleri içerisinde mevcut olan Deneysel model yaklaşımı tercih edilmiş ve tek seferlik örnek olay inceleme metodu seçilmiştir.

Araştırmanın yürütüleceği Eskişehir Teknik Üniversitesi (ESTÜ), İki Eylül Kampüsünde ölçüm alınacak laboratuvar ve ağırlık merkezi ile ESTÜ Mediko-sosyal Hastanesi aynı bina içinde yer almaktadır. Ölçümler sırasında oluşması muhtemel herhangi bir sağlık sorunu ile karşılaşılması durumuna tedbir almak amacıyla sağlık kurumuna bilgi verilmiş, ölçümlerin tamamı mesai saatleri içerisinde, ESTÜ Mediko-sosyal Hastanesinin açık olduğu ve bir hekim bulunduğu saatlerde alınmıştır.

Kamera kurulumlarının tamamlanması, sistemlerin senkronize edilmesi ve sporcuların hazırlanmasıyla ölçüm yapılacak alanın tasarımı aşağıda gösterilmektedir.



Şekil 3.1. Ölçüm Alanı Düzeni

3.3. Veri Toplama Araçları

3.3.1. Boy uzunluğu ölçüm aracı

Araştırmaya gönüllü katılım sağlayan sporcuların boy uzunluk ölçümleri hassasiyeti $\pm 0,1$ mm olan ve duvara sabitlenmiş stadiometre (Holtain Ltd, UK) ile ölçülmüş ve kalibrasyonu her ölçümden önce kontrol edilmiştir (Görsel 3.1).



Görsel 3.1. Duvara Sabitlenmiş Sadiometre

3.3.2. Vücut Ağırlığı Ölçüm Aracı

Araştırmaya gönüllü katılım sağlayan sporcuların vücut ağırlıkları hassasiyeti $\pm 0,1$ kg olan elektronik laboratuvar baskülü (Seca, Vogel; Halke, Hamburg) ile ölçülmüş ve kalibrasyonu her ölçümden önce kontrol edilmiştir (Görsel 3.2).



Görsel 3.2. Vücut ağırlığı ölçüm aracı

3.3.3. Vücut Kompozisyonu Ölçüm Cihazı

Koparma ölçümleri için ölçüm alanına gidilmeden önce sporculardan Eskişehir Teknik Üniversitesi Spor Bilimleri Fakültesinin Kinantropometri Laboratuvarında mevcut olan Lunar Prodigy Dual-Energy X-Ray Absorptiometry (DEXA) cihazı (Lunar Radiation Corp., Madison, WI, USA) kullanılmıştır (Görsel: 3.3).



Görsel 3.3. Vücut Kompozisyonu ölçüm örneği

3.3.4. EMG Ölçüm Sistemi

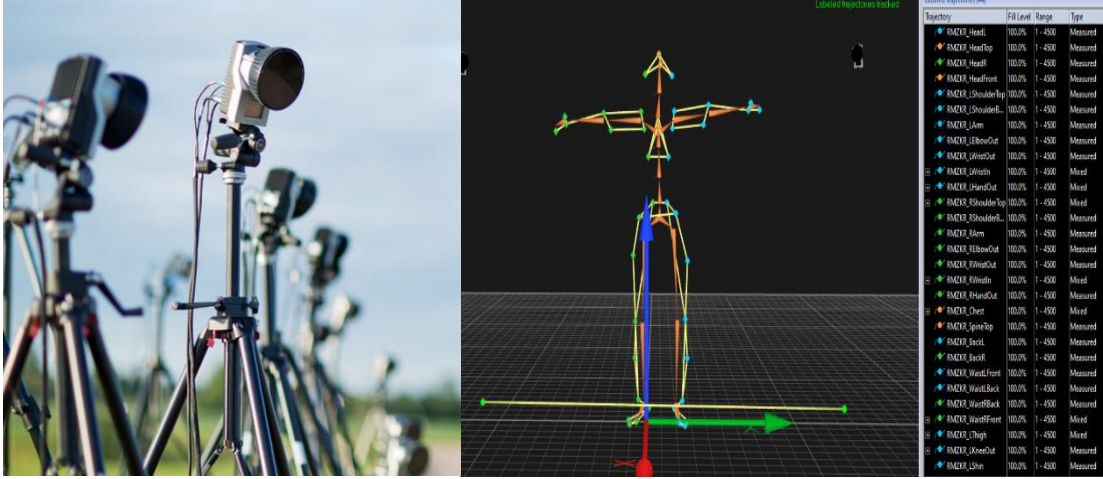
Ölçümler için Eskişehir Teknik Üniversitesi Spor Bilimleri Fakültesi Hareket ve Motor Kontrol Laboratuvarı envanterine kayıtlı olan 16 kanallı kablosuz EMG sisteminin (Ultium EMG, Noraxon USA Inc., Scottsdale, AZ, USA) toplamda 12 kanalı kullanılarak sporcuların kaslarının aktivite değerleri (2000 Hz örnekleme seviyesinde) ölçülerek kaydedilmiştir (Görsel 3.4).



Görsel 3.4. Noraxon EMG sistemi

3.3.5. Hareket Analizi (Görüntü Yakalama) Sistemi

Koparma hareketi uygulanırken, bar, eklem ve uzuvlarda meydana gelen kinematik değerlendirmelerin 3 boyutlu biçimde gerçekleştirilebilmesi için normal moddayken 12 megapiksel çözünürlükte, saniyede 300 kare hızında (fps), yüksek hız modunda ise 4096x3072 çözünürlükte 3 megapiksel çözünürlükte 1100 kare hızında ve yine yüksek hız modu aktifken 2048x1536 çözünürlükte reflektif işaretleri algılama hızına sahip Qualisys Oqus 7+ Hareket Yakalama sistemi kullanılmıştır (Görsel 3.5). Görüntü yakalama sistemleri içerisinde en gelişmiş niteliklere sahip olan Qualisys, sportif performansları ince ayrıntılarıyla analiz edebilecek çok özel bir sistemdir. Sistem, hızlı bir şekilde gerçekleşen sportif bir hareket esnasında sporcu üzerine entegre edilmiş markırların hareketlerini yakalayabilmektedir. Sistem böyle bir özelliğe sahip olduğundan sportif aktivitelerin hızlı bir şekilde gerçekleştiği durumlarda bile markırlardan alınan verileri yüksek doğrulukta ölçebilmektedir. Qualisys sistemi sayesinde optimum örnekleme frekansı seçilerek, hareketin gerçekleşeceği alan küçültülmeden yüksek hızda veri toplama işlemi yapılabilirken, çalışma çerçevesinde veriler 500 Hz ile kaydedilmiştir. Kinematik analizler için elde edilen uzamsal konum bilgileri Qualisys Track Manager (QTM) ve Matlab yazılımları kullanılarak işlenmiştir.



Görsel 3.5. Görüntü Yakalama Sistemi

3.3.6. Kistler Yer Tepki Kuvveti Ölçüm sistemi

Yer reaksiyon kuvvetine ait vertikal, medial-lateral ve anterior-posterior (AP) yönlerdeki kuvvetleri ölçebilmek için "Kistler 9281EA" model (Meerane/Almanya) kuvvet platform ölçüm sistemi kullanılmıştır (Görsel 3.6).



Görsel 3.6. Kistler kuvvet platformu

3.4. Veri Toplama Süreci

Katılımcılara uygulanacak olan testler, yarışmaya özel hazırlık dönemi içerisinde gerçekleştirilmiştir ve uygulanacak olan ölçüm yöntemleri detaylı şekilde sözlü olarak anlatıldıktan sonra, kullanılması gereken cihazlarının optimizasyonu yapılarak ölçüm ortamı ve sporcular hazır hale getirilmiştir. Katılımcılar profesyonel sporcu oldukları için olağan ısınma hareketlerini gerçekleştirmeleri istenmiştir. Katılımcıların tüm testler esnasında halter müsabaka şartlarına uygun ekipmanlarla (halter mayosu, halter ayakkabısı) hareketleri yapmaları istenmiştir. Katılımcılardan teste gelmeden önceki 48 saat içerisinde yüksek şiddetli egzersiz yapmamaları, alkol veya yoğun kafein içerikli

gıda ve yiyecekleri tüketmemeleri talep edilmiştir. Çalışmaya katılacak olan sporcuların ölçüm saatleri kadın ve erkek sporcular için, hafta içi 12:00 – 17:00 arasında ve ölçümlere gelmeden 3 saat önce son öğünlerini yemiş, normal tokluk seviyesinde çalışmaya dâhil olmalarına özen gösterilmiştir.

Eskişehir Teknik Üniversitesi Spor Bilimleri Fakültesi Kinantropometri Laboratuvarında öncelikle katılımcıların; Boy uzunlukları (Holtain Ltd, UK), vücut ağırlıkları (Seca&Vogel) ölçülmüş ve doğum tarihi gibi demografik bilgileri kaydedilmiştir.

3.5. Vücut kompozisyonu ölçümü

Antropometrik özelliklerini belirlemek için Lunar Prodigy Dual-Energy X-Ray Absorptiometry (DEXA) cihazı (Lunar Radiation Corp., Madison, WI, USA) aracılığıyla katılımcıların; antropometrik özellikleri, kemik mineral yoğunlukları ve vücut kompozisyonları (yağ ve yağsız kas yüzdeleri) belirlenmiş, ölçüm protokolleri de katılımcılara aktarılmış çalışmanın muhtemel çıktılarından bahsedilmiştir.

3.6. EMG Elektrot yerleşimi

Katılımcıların sağ – sol her iki bölgesinden olmak kaydıyla Peroneus Longus (PL), Vastus Medialis (VM), Erector Spinae (ES), Upper Trapezius (UT), Deltoid Anterior (DA), Triceps Brachii (TB) kaslarının aktivite değerleri (2000 Hz örnekleme seviyesinde) ölçülerek kaydedilmiştir. Belirlenen referans noktaları elektrotlar yerleştirilmeden önce tüylerden arındırılmış ve aynı bölgedeki ölü deriler etil alkol yardımıyla temizlenmiştir. Tek kullanımlık olan Ag/AgCl kendinden yapışkanlı Noraxon 272S kodlu dual jel elektrotlar (bipolar, çapı 1,3 cm ve dairesel) kas liflerine paralel olacak biçimde ve elektrotlar arası merkezden merkeze sabit 2 cm aralıklı şekilde yerleştirilmiştir. Elektrotların sağlamlaştırılması, vücuttan yapışkanlığını yitirerek düşmesi ve ölçüme olumsuz etki etmesini engellemek için farklı ebatlarda (5, 7.5, 10 cm) elastik bandajlar (3M Coban Self-adhesive wrap, St. Paul, USA) kullanılarak sabitleme işlemi gerçekleştirilmiş ayrıca ısınma hareketleri ve kaldırışlardan önce tüm elektrotlar tek tek kontrol edilmiştir. Elektrotlar yerleşim bölgeleri her sporcunun her bir kası için Atlas of Muscle Innervation Zones kitabında belirtilen (Barbero vd., 2012) referans noktaları ölçülmüş ve “Criswell, 2011” ve “Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles (SENIAM)” kılavuzlarına göre belirlenerek yerleştirilmiştir.

3.7. MVIC Testleri

EMG Ölçümleri ve MVIC (istemli maksimum izometrik kasılma) testleri öncesinde sporcular rahat pozisyondayken sinyallerin gürültü/parazitleri gözlemlenerek kontrol edilmiştir. MVIC testleri, incelenecek her kas için ayrı ayrı uygulanmıştır. Isınma evresinden sonra uygulanan MVIC hareketleri için sporculardan, yavaşça uygulayacakları kuvveti arttırmaları ve yaklaşık 3 saniye sonrasında maksimum dirence ulaşmaları istenmiştir, her ölçüm arasında 60 – 120 saniye dinlendikten sonra bu uygulamalar tekrarlanmış ve 3 defa tekrarlanan testlerin en uygun olanı kaydedilmiştir. Her MVIC denemesinde katılımcılardan kasılmaları gerçekleştirdikleri 6 saniye boyunca maksimum kasılmalarını ortaya koymaları istenilmiş ve bu sürenin ilk ve son saniyesi çıkarılıp kalan 4 saniye işlenmiştir. İşlenen 4 saniyelik veride ulaşılan zirve nokta MVIC olarak belirlenmiştir (Konrad, 2005).

3.7.1. MVIC Pozisyon ve Egzersizleri

MVIC testleri uygulanırken laboratuvarımızda mevcut olan izokinetik cihaz (IsoMed 2000, D&R, Ferstl, Hema, Almanya) kullanılmış ve vücut pozisyonunun uygun şekilde tutulması için katılımcılar kemerle sabitlenmiştir.

Bir MVIC ölçümü düzenlenirken en önemli nokta sert bir dirence karşı çok iyi uygulanacak sabit tutma (direnç uygulama/fixation) ve kontraksiyon uygulamalarıdır. PL ve VM kasları için katılımcı kalça ve diz eklemleri 90° açılarda oturur pozisyondayken kalça ve diz sabitlenmiş halde sırasıyla ayak bileği eversiyonu ve diz ekstansiyonu yapmışlardır. ES kası için katılımcı oturur pozisyondayken, omuzları 90° abduksiyonda dirsekleri 90° fleksiyonda olacak şekilde baş üzerinde sabitlenmiş bir direnci aşağı yönde çekmeye çalışmıştır. UT kası için oturur pozisyonda omuzlarına manuel bir direnç uygulanırken katılımcı omuz elevasyonu yapmaya çalışmıştır. Kol gergin şekilde gövdenin arkasında vücut ise 30° açılarda manuel dirence karşı ileri doğru itilerek DA kası için MVIC belirlenmeye çalışılmıştır. TB kası için omuz ve dirsek 90° fleksiyonda, manuel dirence karşı dirsek ekstansiyonu uygulaması gerçekleştirilmiştir (Konrad, 2005).

3.8. Sinyal İşleme

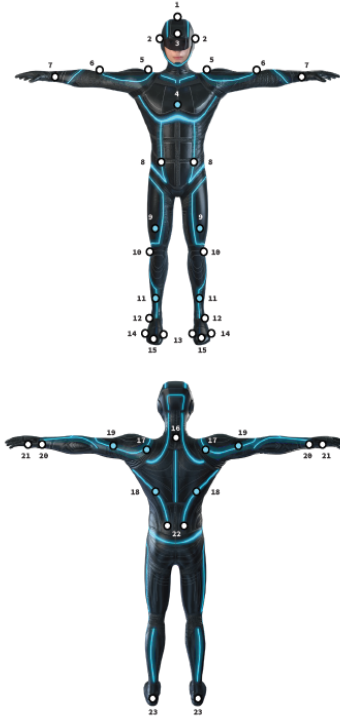
Tüm veriler MATLAB (R2021a, MathWorks, Natick, Massachusetts, USA) yazılımına aktarılmıştır. Ölçümler neticesinde elde edilen tam bir koparma hareketi 4 ayrı evreye ayrılarak incelenmiştir. EMG verilerine Butterworth 2. derece high pass filtre 20

Hz kesim frekansı ile çift yönlü olarak uygulanmıştır (sonuç olarak 4. derece filtre ortaya çıkmıştır). Verilerin daha sonra mutlak değeri alınmış ve Butterworth 4. derece low pass filtre 15 Hz kesim frekansı ile yumuşatılmıştır. Her bir kas için MVIC ölçümleri hali hazırda elde edilmiş olsa da koparma hareketi dinamik bir hareket olmakla birlikte sporcuların bu tür maksimal kuvvet gerektiren hareketler içerisinde MVIC değerlerini rahatlıkla geçtikleri literatürde belirtilmiştir (Konrad, 2005; Sousa ve Tavares 2012). Koparma hareketlerinden elde edilen EMG verileri bu doğrultuda hareket esnasında elde edilen maksimal EMG değerlerine oranlanmıştır (normalizasyon). EMG verileri evreler ve cinsiyetler arasında karşılaştırılırken, bu yöntemlerden en uygun olanı tam harekete normalizasyondur. Evre içi maksimale normalizasyon yapıldığında sadece gruplar arası karşılaştırma yapmak mümkünken grup içi evreler arası karşılaştırma uygun görülmemiştir, buna neden olan durum ise evre içi maksimale normalize edilen kasın o evre içerisinde bir nokta da yüzde yüz kasılma oranına ulaşıyor olması gösterilebilir. Tam harekete normalizasyon yapılan yöntem aktivite boyunca kasın en aktif olduğu periyodu göstermektedir.

3.9. Markırların Sporcular Üzerine Yerleşimi

EMG kayıtlarının, tüm vücutta oluşan kassal aktivasyon örüntülerini analiz edebilmek için alt ve üst ekstremitelerde bulunan kaslardan alınacağı bu doğrultuda kinematik değerlendirmelerin de Qualisys Görüntü yakalama sisteminde tüm vücudun hareketini modelleyerek analiz edebilmek adına tüm vücut markır (işaretleyici reflektör) yerleşim modelinin kullanılması gerekmektedir. Reflektör markırların referans noktaları Van Sint Jan, 2007 ye göre belirlenmiş, koparma hareketi esnasında sporcuların olağan tekniklerini etkilemeyecek şekilde yerleştirilmiştir. Sporcuların teknik hareket esnasında üzerlerinde bulunan markırların düşmemesi için çift taraflı bant ve flaster gibi ek sabitleme işlemleri uygulanmıştır. Ek olarak halter barının hareketlerini takip edebilmek adına da barın sağ ve solda her iki ucuna birer markır yerleştirilmiştir (Görsel 3.7), (van Sint Jan, 2007).

Detailed marker description



Display name	Location	Ref ¹	Movable
1 HeadTop	On top of the head vertically above the ears.	-	No
2 HeadL, HeadR	Just above the ear centre.	-	No
3 HeadFront	Forehead, above the nose.	SGL	No
4 Chest	Middle part of the sternum.	-	On the sternum
5 LShoulderTop, RShoulderTop	On top of the shoulder (bony prominence).	SAE	No
6 LElbowOut, RElbowOut	On the outside of the elbow (bony prominence).	HLE	No
7 LWristIn, RWristIn	On the inside of the wrist (thumb side, bony prominence).	RSP	No
8 WaistLFront, WaistRFront	On the front of the pelvis (bony prominence).	IAS	No
9 LThigh, RThigh	Above the kneecap.	-	On the thigh
10 LKneeOut, RKneeOut	On the outside of the knee (bony prominence).	FEL	No
11 LShin, RShin	Front of the shin.	-	On the shin
12 LAnkleOut, RAnkleOut	On the outside of the ankle.	FAL	No
13 LForefootIn, RForefootIn	Base of the toes on the inside.	FM1	No
14 LForefootOut, RForefootOut	Base of the toes on the outside.	FM5	No
15 LToeTip, RToeTip	Top of the foot/shoe tip.	-	No
16 SpineTop	Biggest prominence on the spine.	C7	No
17 LShoulderBack, RShoulderBack	Upper part of the shoulder blade.	SAA	On the shoulder blade
18 BackL, BackR	Below the shoulder blade.	SIA	Below the shoulder blade
19 LArm, RArm	Back of the arm.	-	On the arm
20 LWristOut, RWristOut	On the outside of the wrist (pinky side, bony prominence).	USP	No
21 LHandOut, RHandOut	Base of the fingers on the outside.	HM5	No
22 WaistLBack, WaistRBack	On the back of the pelvis (bony prominence).	IPS	No
23 LHeelBack, RHeelBack	Back of the heel.	FCC	No

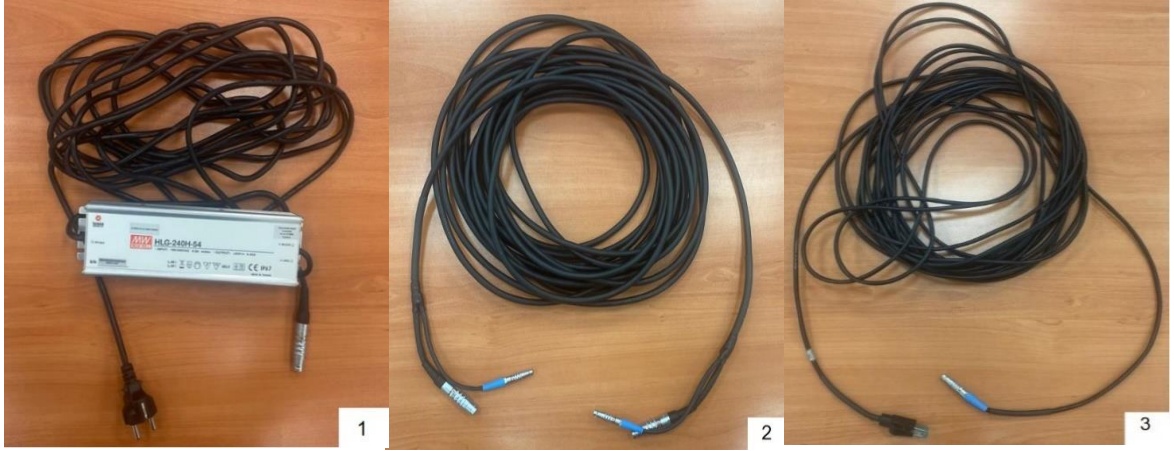
Görsel 3.7. Tüm Vücut Markır Yerleşim Bölgeleri.

3.10. Hareket Analizi Sisteminin Kurulumu

Araştırmada sporcuların koparma tekniği uygulamasında çekiş evrelerinin üç boyutlu kinematik analizlerinin incelenmesi için 9 kamera ile ölçümler gerçekleştirilmiştir, kameraların 8 tanesi kızılötesi çekim yaparken 1 kamera ise gerçek zamanlı görüntü kaydı yapmıştır.

Kameralar arasında mesafeler ölçülerek öncelikle tripod yerleşim bölgelerinin yerleri belirlenmiş ve 9 adet tripod belirlenen bölgelere yerleştirilerek üzerinde bulunan haznelere kameralar özenli bir şekilde yerleştirilmiştir. Kızılötesi kameralar halter pistini net olarak göreceğ biçimde sağ ve sol tarafa konumlandırılmıştır. Gerçek görüş kamerası sporcuların kaldırışlarını tam karşıdan göreceğ şekilde konumlandırılmıştır (Bkz: Şekil 3.1. Ölçüm Alanı Düzeni). Sistem içerisinde 3 adet güç adaptörü, güç ve veri aktarım kabloları, bilgisayara ethernet girişiyle bağlantıyı sağlayan “netgear” dönüştürücüsüne veri aktarımını sağlayan host kabloları. Güç ve veri aktarımını sağlayan kablolar 1. Kameradan başlayarak sol taraftaki çiftli “power ve data” bölümüne güç adaptöründen “power” çıkışı ve veri aktarımı için host kablosu bağlanır ardından sağda bulunan “power

ve data” bölümüne çift uçlu güç ve veri aktarım kablosu bağlanarak bu kablonun boşa kalan diğer ucu 2. Kameranın sol kısmındaki aynı bölüme takılır. Güç adaptörleri 4 adet kameraya yetecek kadar güç sağlayabilmektedir, bu nedenle 8 adet kızılötesi kamera iki gruba ayrılarak ölçüm alanının solunda ve sağında kalan 4 lü kızılötesi kamera grubuna 2 adet güç adaptörü ve son olarak gerçek görüş kamerasına ayrıca 1 adet güç adaptörü bağlanmıştır (Bayram, 2022). (Bkz: Görsel 3.8. Sistem Kabloları; 1: Güç Adaptörleri, 2 Güç ve Veri Aktarım kabloları, 3 Host Kabloları).

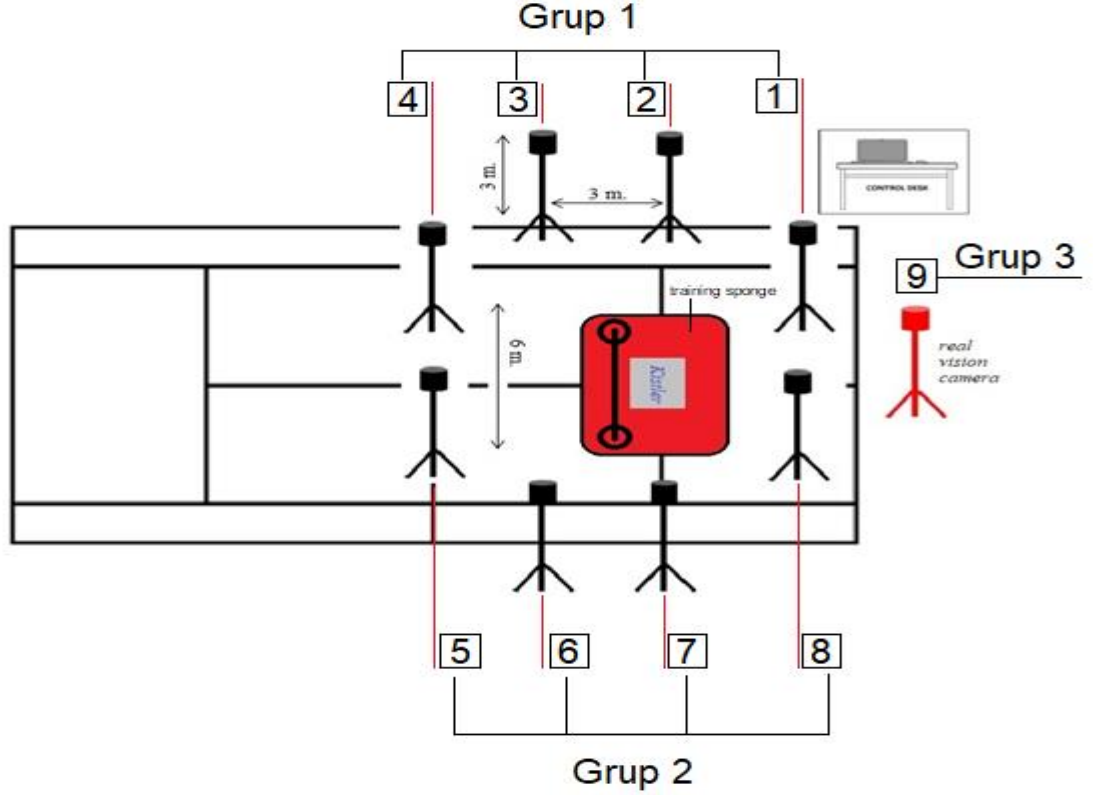


Görsel 3.8. Sistem Kabloları.

3.11. Kamera Gruplarının Belirlenerek Sıralama Yapılması

Sistemin kurulumu tamamlandığında, kameralar bilgisayar arayüzünde karışık bir şekilde görünebilir. Bu sorunu çözmek ve kameraları ölçüm düzenine uygun şekilde yeniden sıralamak gerekir. Bu işlem, "yeniden sırala" (re-order) ikonu ile yapılabilir ve her ölçüm için aynı olması adına Qualisys Track Menager programı içerisinde “New Project” yeni proje düzeni olarak kaydedilir.

Bazı durumlarda, kameraların ölçüm düzeni nedeniyle, bir kamera diğer bir kamerayı görebilir ve onu büyük bir markır olarak algılayabilir.



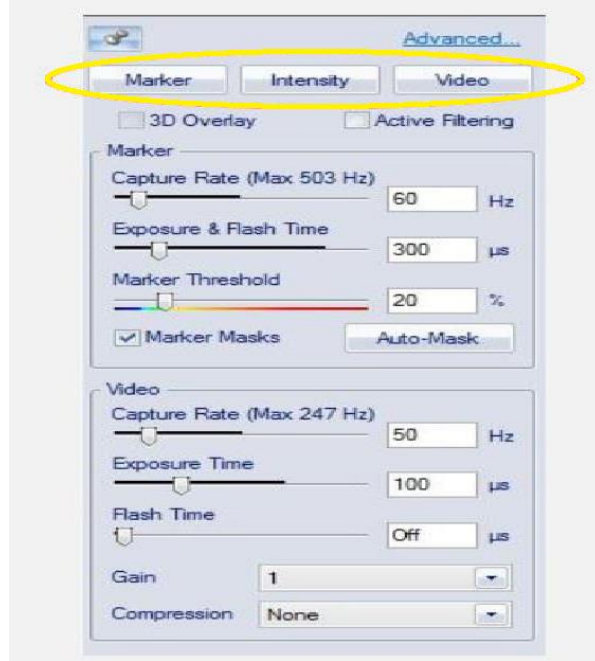
Görsel 3.9. Kamera Gruplaması

Kameralara uygulanan bu gruplama yönteminin senkronizasyon açısından hiçbir etkisi yoktur. Kameralar 3 gruba kadar sorunsuzca ayrılabilir. Yeniden sıralama menüsü içerisinde sağ üst kısımda bulunan “Advance/Select All/Exposure Delay/Exposure delay mode from none to camera group” bölümünde klavye üzerinden shift tuşuna basılı tutarak hangi kameranın hangi gruba dahil olacağı seçilir ve böylelikle kameralar artık karşısına denk gelen bir başka kamerayı markır olarak algılamayacaktır.

Kamera Gruplaması **Grup 1:** 1, 2, 3, 4; **Grup 2:** 5, 6, 7, 8 ve **Grup 3:** 9 olacak şekilde gruplara ayrılmış ve artık birbirlerini görmeleri bir sorun olmaktan çıkmıştır. Kamera gruplama yöntemi çalışma içerisinde kendine özel olup ekstra standart bir durumu söz konusu değildir. Her çalışmanın kendi ölçüm tasarımına göre ayrı gruplama düzenleri planlanmalıdır (Bayram, 2022).

3.12. Kamera Netlik ayarları

Qualisys kameraları farklı modlarda çalışabilir. Bu modlar marker, yoğunluk (intensity) ve video modlarıdır.



Görsel 3.10. Kamera modları

Bu modlardan biri olan marker seçeneği sadece hareket analizi yapmak için kullanılırken, kameraların pozisyon belirlenmesi görüş açısı ve odaklanma gibi ayarların yapılmasını kolaylaştırmada video modu kullanılabilir. Kameraların netlik ayarları yapılırken istenmeyen yansımaları engellemek için ise yoğunluk (intensity) modu kullanılabilir. Kayıt kalitesi için iki önemli özellik vardır: ışıklandırma ve flaş zamanı ayarı ile marker eşik ayarı. Bu özellikler kayıt kalitesini doğrudan etkiler ve çok önemlidir (Bayram, 2022).

Işıklama ve Flaş Zamanı (Exposure and Flash Time) ayarlanması;

Qualisys sisteminde, kaydedilen nesnenin üzerindeki ışık miktarını değiştirmek için ışıklama ayarı kullanılır ve flaş zamanı, kamera ve flaşın açık kalacağı süreyi belirler. Bu ayarın artırılması, hayalet markırların önlenmesine yardımcı olur. Varsayılan flaş zamanı 150 mikro saniye olarak belirlenmiştir, ancak her ölçüm öncesi ve her kamera için bu ayarın kontrol edilerek optimum değerlerin belirlenmesi gerekmektedir. Bu ayarlar, kayıt kalitesini etkileyen önemli faktörlerdir ve her zaman dikkatle ayarlanmalıdır (Bayram, 2022).

Markır Eşiği (Marker Treshold) ayarlanması;

Bir başka ayar da markırlardan gelen sinyal yoğunluğunu belirleyen ve bir nesnenin markır olarak algılanması için gereken minimum sinyal seviyesini ayarlayan değerdir. Bu değeri düşüdüğümüzde hemen hemen her şey markır olarak algılanırken, artırdığımızda sadece markırlar daha belirgin hale gelir. Bu değer varsayılan olarak %40 seviyesindedir, ancak her ölçüm ve kamera için ayrı ayrı ayarlanarak optimum değer elde edilmelidir (Bayram, 2022).

Örnekleme oranı ile uyumlu olarak ayarlanması gereken iki önemli özellik ışıklama ve flaş zamanıdır. Bu özelliklerin ayarı kayıt kalitesini doğrudan etkilemektedir. Dikkat edilmesi gereken husus ise örnekleme oranı seçimine bağlı olarak bu değerlerin ayarlanması gerektiğidir. Örneğin, uygulama içerisinde 1000 Hz örnekleme oranı seçildiğinde ışıklama ve flaş zamanına en fazla 100 olarak izin verilmektedir. Bununla birlikte sistem yeni güncellemeler sayesinde değişiklikler gösterebilir ayarlarda bazı değişimler gözlemlenebilir. Laboratuvarlarımız bünyesinde bu çalışma esnasında Qualisysis Track Menager programı 2019.3 versiyonu mevcuttur.

3.13. Hareket Analizi Sistemi ve Ölçüm Alanının Kalibrasyonu

Araştırmanın üç boyutlu kinematik analiz ölçümleri, Qualisys Hareket Analiz Sistemi ile gerçekleştirilmiştir. Sporcuların görüntüleri Qualisys Track Manager programı ile kaydedilerek açısız ve doğrusal hareketleri sayısallaştırılmıştır. Her ölçüm öncesinde cihazların kalibrasyonu tekrar edilerek gerekli kontroller sağlanmıştır (Görsel 3.11.)

Tüm kızıl ötesi kameralar 3 m yüksekliğe (vertikal, dikey ekseninde), ayarlanmış, kameraların birbirleri arasındaki mesafe 3 m, kaldırışı gerçekleştiren sporcu ile arasındaki mesafe ise 6 metre olacak şekilde ayarlamalar tamamlanmıştır. Ölçümlerde kullanılacak gerçek zamanlı görüntü kaydı kameraları 24 fps olacak şekilde, kızıl ötesi kameralar ise saniyede 500 fotoğraf karesi, 500Hz frekansta, 300 mikro saniye pozlamada ve %15 yansıtma eşiğinde ayarlamaları tamamlanmıştır. Hareketin uzay boşluğunda tanımlanabilmesi için, ölçümlere başlamadan önce 4 noktalı kalibrasyon çubuğu ile en az 1 dakika ile 110 saniye aralığında kalibrasyon işlemi gerçekleştirilmiştir.

Kameralar alana yerleştirildikten sonra alanın kalibrasyonu, Wand kalibrasyon metodu ile dinamik olarak gerçekleştirilmiştir. Bu kalibrasyon metoduna göre; alanın merkezine kuvvet platformu yerleştirilmiş, üzerinde markırların bulunduğu L şeklinde bir çubuk bu kuvvet platformu üzerine u noktası tam olarak gerçek görüş kamerasını gösterecek şekilde yerleştirilmiş ve referans olarak bu ölçü aleti alınmıştır. Kalibre edilen ölçü aletinin standart sapma hatası "sıfır, iki mm arası" olacak şekilde ayarlanmıştır. Orjin noktası belirlendikten sonra, T şeklinde bir kalibrasyon aleti ile kameraların görüş alanında dairesel hareketlerle alan taraması gerçekleştirilmiştir. Her iki ucuna marker'lar yerleştirilmiş olan 60,3 cm uzunluğundaki bu T şekilli kalibrasyon aleti, alanda en az 1 dakika boyunca mümkün olduğu kadar fazla alanı tarayacak şekilde hareket ettirilerek dolaştırılmıştır.



Görsel 3.11. Kalibrasyon ubukları

3.14. Sistemlerin Senkronize Edilmesi

Qualisys Track Manager programı aracılığıyla Noraxon ultium Emg cihazı ve hareket analizi (Qualisys) lmelerinin eş zamanlı olarak elde edilebilmesi için cihazlara bazı uyarlamalar yapılmıştır.

Ana kamera control nitesine 'Sync trick splitter' kablosu ve trig-in bağlantısına takılacak T splitter yardımıyla snc kabloları noraxon sync portuna aux dönüştürücüler yardımıyla takılarak gerekli kablo bağlantısı oluşturulmuştur (Görsel:3.12). Noraxon sistemi usb yardımıyla, QTM sistemi ise Netgear ethernet connect yardımıyla ana bilgisayara ethernet portundan lan kablosu bağlantısı ile cihazların bilgisayar bağlantıları da tamamlanmıştır. Yine yukarıda bahsedilen 'Sync trick splitter' l bağlantısının ucuna takılmış olan T splitter kablusunun orta kısmında bulunan açık ucuna 'Qtm wired trigger button' kablosu takılarak ölçüme başlamak adına gerekli olan tetikleme işlemi

kablolar aracılığıyla sağlanmıştır. Uygulama içerisinde gerekli ayarlamalar da tamamlandıktan sonra cihazların eş zamanlı çalışır durumda oldukları birçok defa kontrol edilmiştir. Kistler cihazının start komutu da trigger butonla aynı anda verilmiş ayrıca gerçek görüntü kamerasından da hareketin başlangıç zamanı gözlemlenebildiği için yer tepki kuvveti verilerinin net şekilde başlangıç noktası tanımlanmıştır.



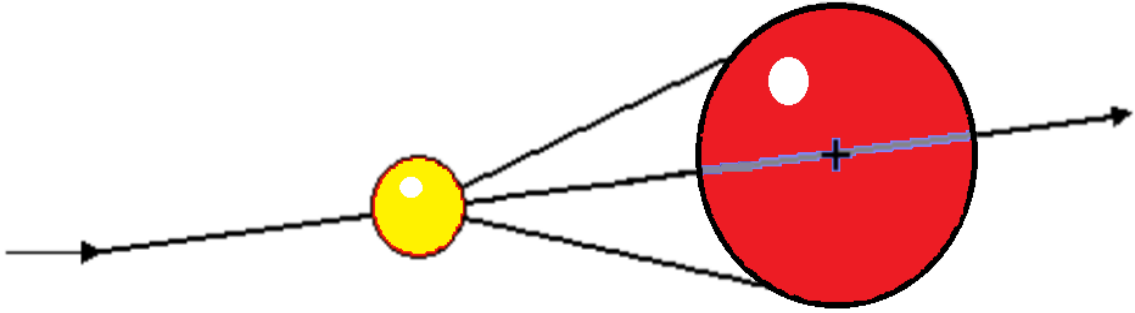
Görsel 3.12. Senkronizasyon için gereken bağlantılar

3.15. Hareket Analizi verilerinin işlenmesi

Elde edilen verilerin işlenebilmesi için kaydedilmiş dosyaların tekrar açılarak ölçümleri tamamlanmış bu markırların program içinde tanımlanmasının yapılması gerekmektedir. Bu tanımlama işlemleri sırasında mili saniye gibi küçük aralıklarda boşluklar oluşabilir. Bu gibi markırların kaybolup geri gelmesi durumlarında önceden tanımlanmış markırlar da hareketin devamında tanımlanmamış gibi görünmeye devam eder tüm bu nedenlerden dolayı tahmin hatası ve maksimum kalıntı gibi ayarlamaların mutlaka uygulanması gerekmektedir.

3.16. Tahmin Hatası (Prediction Error)

Tahmin hatası parametresi, bir nesnenin hareketini izleyen bir sistemde, nesnenin tahmin edilen konumu ile bir sonraki karede gerçek konumu arasındaki maksimum farkı belirleyen bir ölçüdür. Bu ölçü, gerçek dünya verilerinin matematiksel modellere tam olarak uymamasından kaynaklanan belirsizlikleri hesaba katarak, nesnenin hareketindeki ani değişikliklere veya hatalara karşı koruma sağlar. Tahmin hatası parametresi, sistem tasarımında önemli bir rol oynar ve optimum bir değer seçilmesi, doğru ve güvenilir sonuçlar elde etmek için kritik öneme sahiptir.

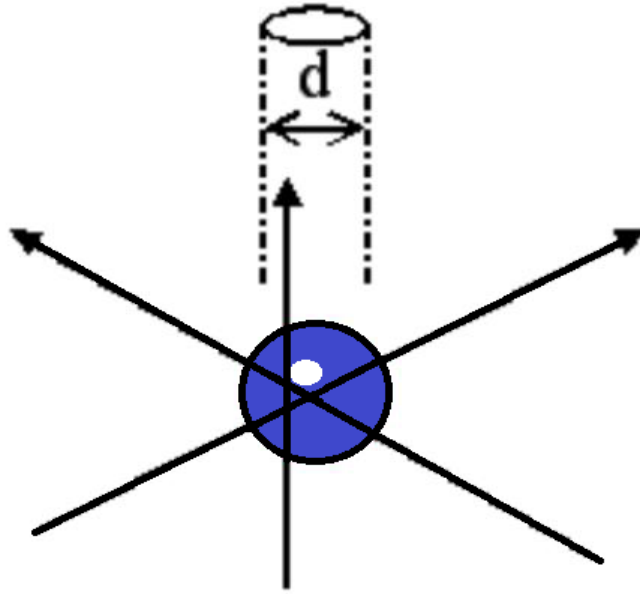


Görsel 3.13. Tahmin Hatası

Yukarıdaki görselde bir markırı üç boyutlu ortamda görmekteyiz (sarı top), bu markırın tahmin edilen bir sonraki konumunu ise siyah artı işareti göstermektedir. Sarı küre bir sonraki hareketinde kırmızı kürenin sınırları dahilinde kaldığı sürece aynı markıra ait bir yörünge (trajectory) olarak tanımlanacaktır. Bununla birlikte tahmin hatası varsayılan ayarlarda 30 mm olarak belirlenmiştir eğer iki marker arasında bulunan en yakın mesafe bu değerin yarısından büyükse markırların üst üste görünmesi (cross-over) veya markırların birbirleri yerini alması, yer değiştirmesi (swaping) gibi problemler söz konusu olabilir bu durumda tahmin hatası parametresi yüksek tutulmuş olabilir. Tahmin hatası parametresinin çok düşük tutulduğu durumlarda ise markerlar çok fazla noktalara bölünmesi (yüksek segmentasyon) gibi problemlerle karşılaşılabilir. Tüm bu durumların nedeni çevreden gelen görüntü gürültüleri veya ivmelenme nedeniyle ortaya çıkan mesafe kat etmelerin Tahmin Hatası değerinin ön gördüğünden büyük değerlere ulaşabilmesidir. Bu doğrultuda ölçümlere başlamadan önce birden fazla deneme yapılarak en uygun değerin bulunmasına ihtiyaç duyulmaktadır (Bayram, 2022).

3.17. Maksimum Kalıntı

Maksimum kalıntı, üç boyutlu bir noktanın son konumundan mesafesi dahilinde olan tüm kesişen iki boyutlu işaret ışınlarının belirlenen bir sınırını (mm cinsinden) ifade eder. Farklı iki boyutlu işaret ışınlarının üç boyutlu noktanın (kırmızı top) son konumuna göre Maksimum kalıntı (d) dahilinde olduğu üç farklı senaryoyu göstermektedir. Bu parametre, bir daire şeklinde gösterilse de gerçekte 3B bir küredir (Görsel 3.14.).

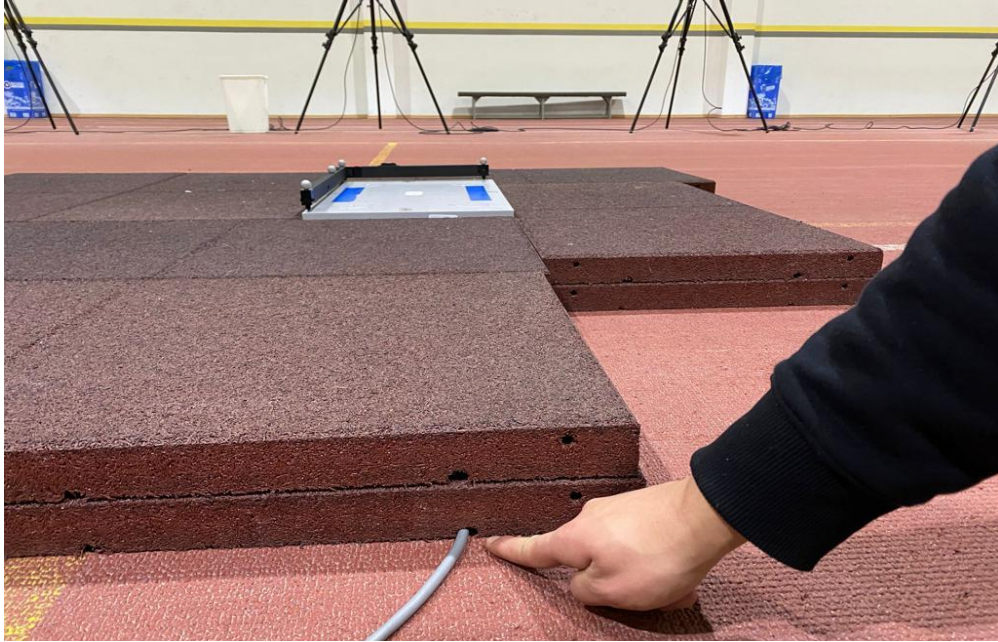


Görsel 3.14. Maksimum Kalıntı

Maksimum kalıntı değeri, üç boyutlu bir noktaya ait olduğu düşünülen tüm kesişen iki boyutlu işaret ışınlarının, o üç boyutlu noktanın son konumundan olan mesafeye bir sınır belirler. Bu değerin varsayılan değeri 10 mm'dir. Ancak, parametrenin değeri kamera sistemi için kalibrasyon sonucundaki ortalama artık değerlerin 2-5 katına kadar ayarlanabilir. Fakat çok büyük bir değer belirlemek hesaplamayı yavaşlatacak ve hatalı yörüngelere yol açacaktır. Bununla birlikte çok küçük bir değer belirlemek hayalet markır ve yüksek segmentasyon gibi problemlere ayrıca markırların çok fazla yörüngede ortaya çıkmasına sebep olabilmektedir. Bu nedenle, maksimum kalıntı değerinin doğru seçilmesi çok önemlidir (Bayram, 2022).

3.18. Kistler Yer Tepki Kuvveti Ölçümü

Yer reaksiyon kuvvetine ait vertikal, medial-lateral ve anterior-posterior (AP) yönlerdeki kuvvetleri ölçebilmek için “Kistler 9281EA” model (Meerane/Almanya) kuvvet platform ölçüm sistemi kullanılmıştır. Kuvvet Platformu Qualisys kamera sistemleri uygun şekilde ayarlandıktan sonra ölçüm alanının tam ortasına yerleştirilmiştir. Kistler 9281EA cihazının yerden yüksekliği hesaba katılarak kuvvet platformu çevresine olimpik halter antrenman pistlerinde hali hazırda mevcut olan tartan ağırlık bırakma süngerleri yardımıyla ağırlığın yere bırakılacağı bölge ve kuvvet platformu aynı seviyeye getirilmiştir.

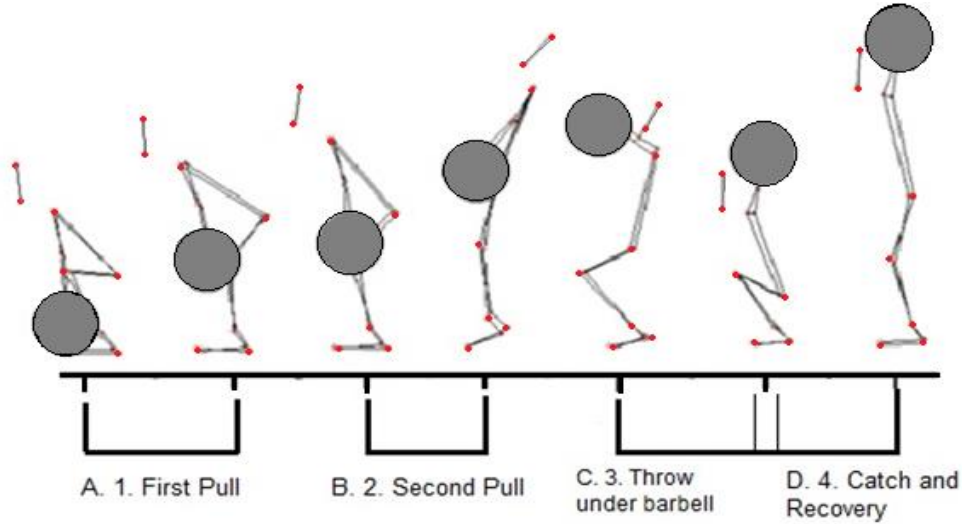


Görsel 3.15. Kuvvet Platformunun Ölçüm Alanına Yerleşimi

3.19. Analiz Edilecek Hareket Evrelerinin Belirlenmesi

Enoka (1979) Halter branşında müsabaka kaldırışları olarak geçen koparma ve silkme hareketinde barın yerden kaldırılmaya başlanmasından itibaren bel yüksekliğine kadar ulaşmasını çekiş evresi olarak tanımlamıştır, ancak bar özelinde meydana gelen bu yer değiştirme diz ekleminde gözlemlenen açısal değişim temel alınarak değerlendirilirse, çekiş sırasında (“Double Knee Bend”) çift diz bükülme tekniği şeklinde açıklanan, fleksiyon döngüsüyle birbirinden ayrılan bir çeşit ikili ekstansiyon fazlarından meydana geldiği belirtilmiştir. Bu yaklaşım sayesinde 2. Çekiş evresinin gerçekleştirilebilmesi de açıklanabilmektedir. Bu doğrultuda barın sadece konum bilgisiyle evreleri açıklamanın

yetersiz kalmasıyla birlikte, barın uzaysal konumu vücut konumuyla birlikte değerlendirilmeye çalışıldığında kaldırış esnasındaki evrelerin tekniksel açıdan daha anlaşılabilir olduğu sonucuna ulaşılmaktadır (Enoka 1979). Yapılan bu gözlemler neticesinde, Harbili & Arıtan (2005) yapmış olduğu koparma hareketi çekiş evrelerinde mevcut olan 1. Ve 2. Çekiş evreleri arasındaki “B Geçiş” evresinin, C 2. Çekiş ve E. Barın yakalanması evreleri arasında mevcut olan D. Bar altına giriş evrelerinin yürütmekte olduğumuz çalışma çerçevesinde (Halter branşı uzman görüşleri alındıktan sonra) büyük katkıları olmayacağı düşünülmüş ve uygulanan teknik hareket içerisinde birlikte uygulandığı evre dahilinde incelenmiştir. Tanımlanan yeni evreler şu şekildedir; A. 1. First Pull (Birinci çekiş {EVRE 1}), B. 2. Second Pull (İkinci çekiş {EVRE 2}), C. 3. Throw under barbell and Catch (Barın altına giriş ve yakalama {Evre 3}), D. 4. Catch and Recovery (Toparlanma ve kalkış {EVRE 4}) (bkz. Görsel 3.16.).



Görsel 3.16. Hareket Evreleri

3.20. Özel Isınma ve Kaldırışa Hazırlık

Sporcular ölçümlerin ilk başlangıç noktası olan boy ölçümlerinden itibaren branşa özgü kıyafetleri olan halter mayosu, halter ayakkabısı gibi ekipmanlarını giyerek hazır bulunmaları istenmiştir. MVIC testleri yapılırken EMG elektrotlarının doğru noktalara düşmeyecek şekilde yerleştirilmesi için sensörlere çift taraflı bantlar yardımıyla ek destekler uygulanmış ayrıca elektrotların ve sensörlerin etrafı 3M Coban elastik bandajlarla sarılmıştır. Bu işlemlerin ardından koparma hareketinin uygulanacağı pist alanına gelen sporculara önceden belirlenmiş referans noktalarına yine çift taraflı bant ve flasterler yardımıyla markırlar yerleştirilmiştir. Tahmin edilebileceği gibi bu işlemler

kolay olmadığı gibi zahmetli ve süre bakımından uzun bir hazırlık içermektedir. Bu doğrultuda sporcuların uygulayacakları koparma hareketine hazırlanabilmeleri için alanda hazır bulunan araştırmacılar gerekli hazırlıkları tamamlayana kadar olağan esneme, gevşeme ağırlıksız ısınma gibi hareketlerini gerçekleştirmeleri sonrasında, markırlar olabildiğince hızlı şekilde referans noktalarına yerleştirilmiştir. Bu işlemlerin ardından sporculardan antrenman dahilinde de uyguladıkları ağırlıkla birlikte ısınma hareketlerini uygulamaları istenmiştir. Sporcuların harekete başlayıp ağırlıkları yavaş yavaş artırmasıyla hem EMG sensörleri hem de markırlar her hareket sonrasında kontrol edilmiş veri toplama uygulamaları içerisinde de verilerin durumu gözlemlenmiştir. Özel ısınma evresinde sporcuların kendilerini nasıl hissettikleri, üzerlerinde bulunan markırlar ve sensörler nedeniyle hareket kısıtlaması gibi sorunlar yaşamadıklarına dair sözlü olarak geri dönütler alınmıştır. Eğer böyle bir sorun olduğunu bildirirlerse de sporcular rahat hissedene kadar yerleşim ve yapılandırma işlemleri tekrar edilmiştir. Sporculardan olumlu dönüşler alınmadan hareketlere başlanmamıştır.

Kipp (2020) tarafından yapılan çalışmada, anaerobik ölçümler için %85 şiddet düzeyinin yeterli olduğu ifade edilmiştir. Bu nedenle, üst düzey haltercilerin son üç resmi müsabakada gerçekleştirdikleri kaldırışların ortalamaları alınarak, bu değerlerin %85'i ile yaptıkları kaldırışlar teknik değerlendirmeye alınmıştır. Sporculardan (Kistler) kuvvet platformu üzerinde koparma hareketini yapmaları istenmiştir. Tekniği uyguladıkları esnada “Qualysis Motion Capture System” kullanılarak hareket analizi ölçümleri de kaydedilmiştir. Kaldırış hareketi üç defa tekrarlatılarak ve bunlar içinden seçilen bir tanesi değerlendirilmiştir.



Görsel 3.17. Koparma hareketine tamamen hazırlanmış katılımcı

3.21. Verilerin Analizi

Verilerin analizinde SPSS 24 paket programı kullanılmıştır. Verilerin normal dağılıp dağılmadığını belirlemek için Kolmogorov Smirnov testi ve varyansın homojen olup olmadığını belirlemek için Levene testi kullanılmış, verilerin normal dağıldığı görüldüğü için parametrik testler kullanılmıştır. Katılımcıların tanımlayıcı istatistikleri alınmış, cinsiyetler arası değişimleri bağımsız örneklem t testi ile analiz edilmiştir. Kuvvet platformu verileri evreler ve cinsiyete göre analizinde tek yönlü varyans analizi, EMG ve QTM verilerinin evreler ve cinsiyete göre analizlerinde ANOVA tekrarlı ölçümler kullanılmış, Bonferroni düzeltmesi ile ikili karşılaştırmalar yapılmıştır. Anlamlılık düzeyi $p < 0.05$ düzeyinde kabul edilmiştir. Cohen d etki büyüklüğü değerleri 0.2'den küçük olması durumunda, etki büyüklüğünün zayıf, 0.5 olması durumunda orta ve 0.8'den büyük olması durumunda ise kuvvetli olarak tanımlanmıştır.

4. BULGULAR

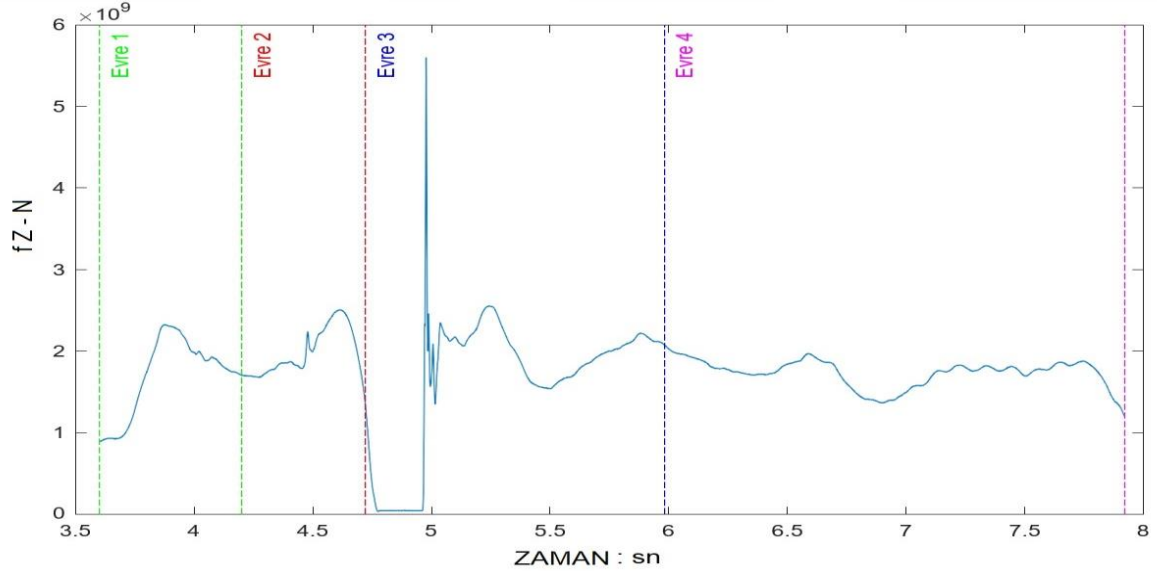
Katılımcılardan elde edilen; DEXA, yer tepki kuvveti, EMG ve hareket analizi ölçümleri ayrı ayrı değerlendirilerek bölümler halinde sunulmuştur.

Tablo 4.1. Katılımcıların tanımlayıcı verileri ve DEXA ölçüm sonuçları.

		n	Ortalama	S. Sapma±	Minimum	Maksimum	P
Yaş (Yıl)	Erkek	8	21.375	2.825	16	25	0.045*
	Kadın	8	18.375	2.615	16	23	
Boy Uzunluğu Cm	Erkek	8	175.25	6.541	162	183	0.001***
	Kadın	8	159.25	7.246	142	165	
V.Ağırlığı Kg	Erkek	8	82.90	16.568	63.300	107.300	0.007**
	Kadın	8	61.21	10.392	44.380	73.850	
Yağsız Doku %	Erkek	8	76.125	8.741	63.000	84.000	0.015**
	Kadın	8	65.713	5.856	57.200	73.000	
Doku Yağ %	Erkek	8	20.500	9.350	12.000	34.000	0.012**
	Kadın	8	31.900	6.220	24.000	40.700	
Kemik Yoğunluğu Gr/Cm ²	Erkek	8	1.387.0	120.43	1.201.0	1.520.0	0.003**
	Kadın	8	1.199.5	89.15	1.015.0	1.275.0	

* p <0.05, ** p <0.01, *** p <0.001

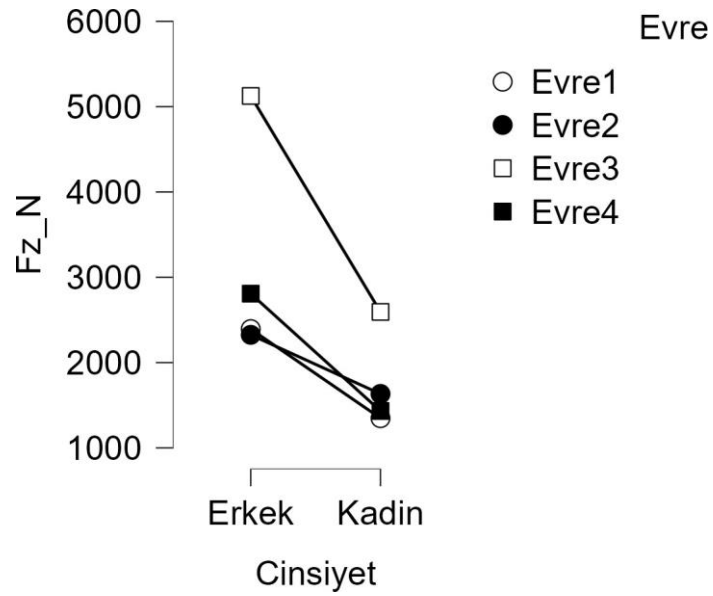
4.1. Yer Tepki Kuvveti Ölçümlerinin Değerlendirilmesi



Şekil 4.1. Hareket evreleri işaretlenmiş örnek bir yer tepki kuvveti (fZ-N) grafiği.

Tablo 4.2. Yer tepki kuvveti ölçümleri Z eksenine (N) değerleri cinsiyetler için 4 evrede ortalama değerleri.

Cinsiyet	Evre	Ortalama	S. Sapma±	S. Hata	Varyasyon Katsayısı
Erkek	Evre 1	2393.125	767.627	271.397	0.321
	Evre 2	2325.500	443.933	156.954	0.191
	Evre 3	5125.500	2119.308	749.288	0.413
	Evre 4	2808.250	1387.451	490.538	0.494
Kadın	Evre 1	1348.500	214.595	75.871	0.159
	Evre 2	1633.125	293.650	103.821	0.180
	Evre 3	2593.875	1240.549	438.600	0.478
	Evre 4	1433.125	361.651	127.863	0.252



		Ortalama Farkı	pbonf
Erkek	Kadın	1410.937	<0.001***

*** p < 0.001

Şekil 4.2. Yer tepki kuvveti ölçümleri Z eksenine (N) değerleri cinsiyetler grafiği

Tablo 4.3. Yer tepki kuvveti ölçümleri (Z-N) evreler arası karşılaştırması.

		Ortalama Farkı	pbonf
Evre1	Evre 2	-108.500	1.000
	Evre 3	-1988.875	<0.001***
	Evre 4	-249.875	1.000
Evre2	Evre 3	-1880.375	<0.001***
	Evre 4	-141.375	1.000
Evre3	Evre 4	1739.000	<0.001***

*** p <0.001

Katılımcıların Yer tepki kuvveti ölçümleri (post hoc) karşılaştırılmasında; 1. Evre ile 3. Evre ve 2. Evre ile 3. Evre, 3. Evre ile 4. Evre arasında anlamlı fark anlamlı farklılıklar bulunurken (p <0.001), diğer karşılaştırmalarda anlamlı sonuçlar elde edilememiştir (p>0.05).

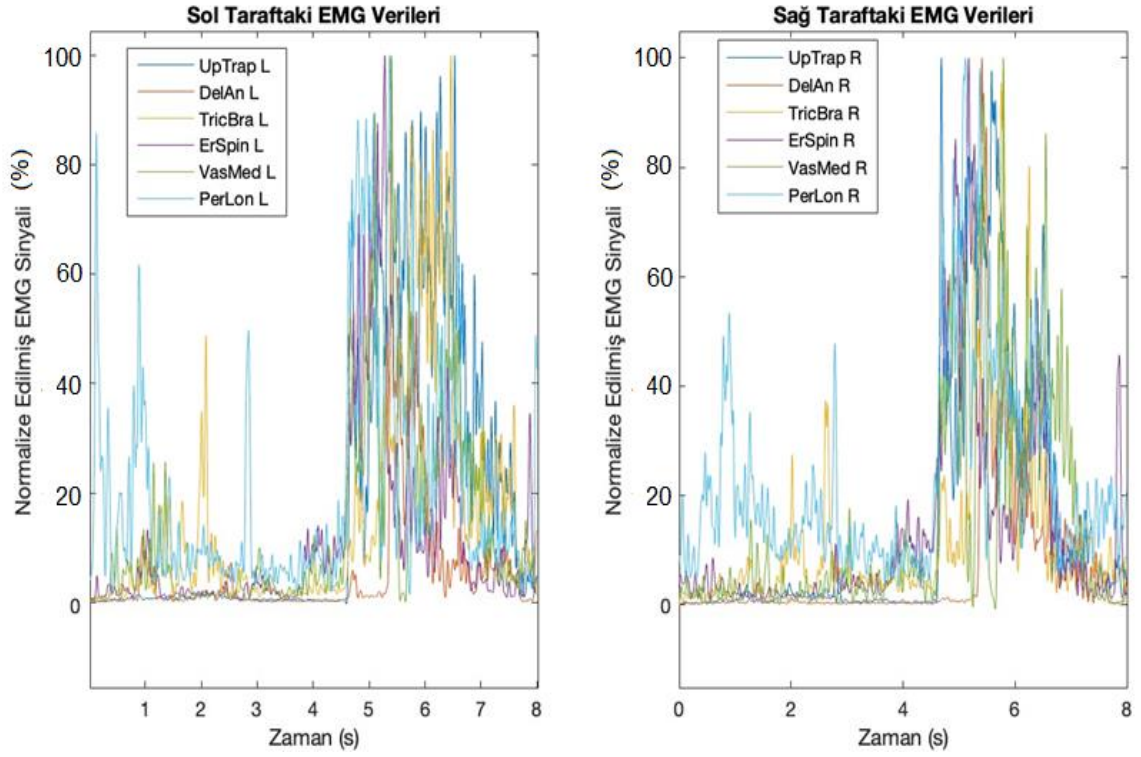
Tablo 4.4. Yer tepki kuvveti ölçümleri (Z-N) değeri cinsiyet x evre karşılaştırması.

		Ortalama Farkı	pbonf
Erkek Evre 1	Kadin Evre 1	1044.625	1.000
	Erkek Evre 2	67.625	1.000
	Erkek Evre 3	-2732.375	<0.001***
	Erkek Evre 4	-415.125	1.000
Kadin Evre 1	Kadin Evre 2	-284.625	1.000
	Kadin Evre 3	-1245.375	0.629
	Kadin Evre 4	-84.625	1.000
Erkek Evre 2	Kadin Evre 2	692.375	1.000
	Erkek Evre 3	-2800.000	<0.001***
	Erkek Evre 4	-482.750	1.000
Kadin Evre 2	Kadin Evre 3	-960.750	1.000
	Kadin Evre 4	200.000	1.000
Erkek Evre 3	Kadin Evre 3	2531.625	<0.001***
	Erkek Evre 4	2317.250	0.002**
Kadin Evre 3	Kadin Evre 4	1160.750	0.920
Erkek Evre 4	Kadin Evre 4	1375.125	0.340

* p <0.05, ** p <0.01, *** p <0.001

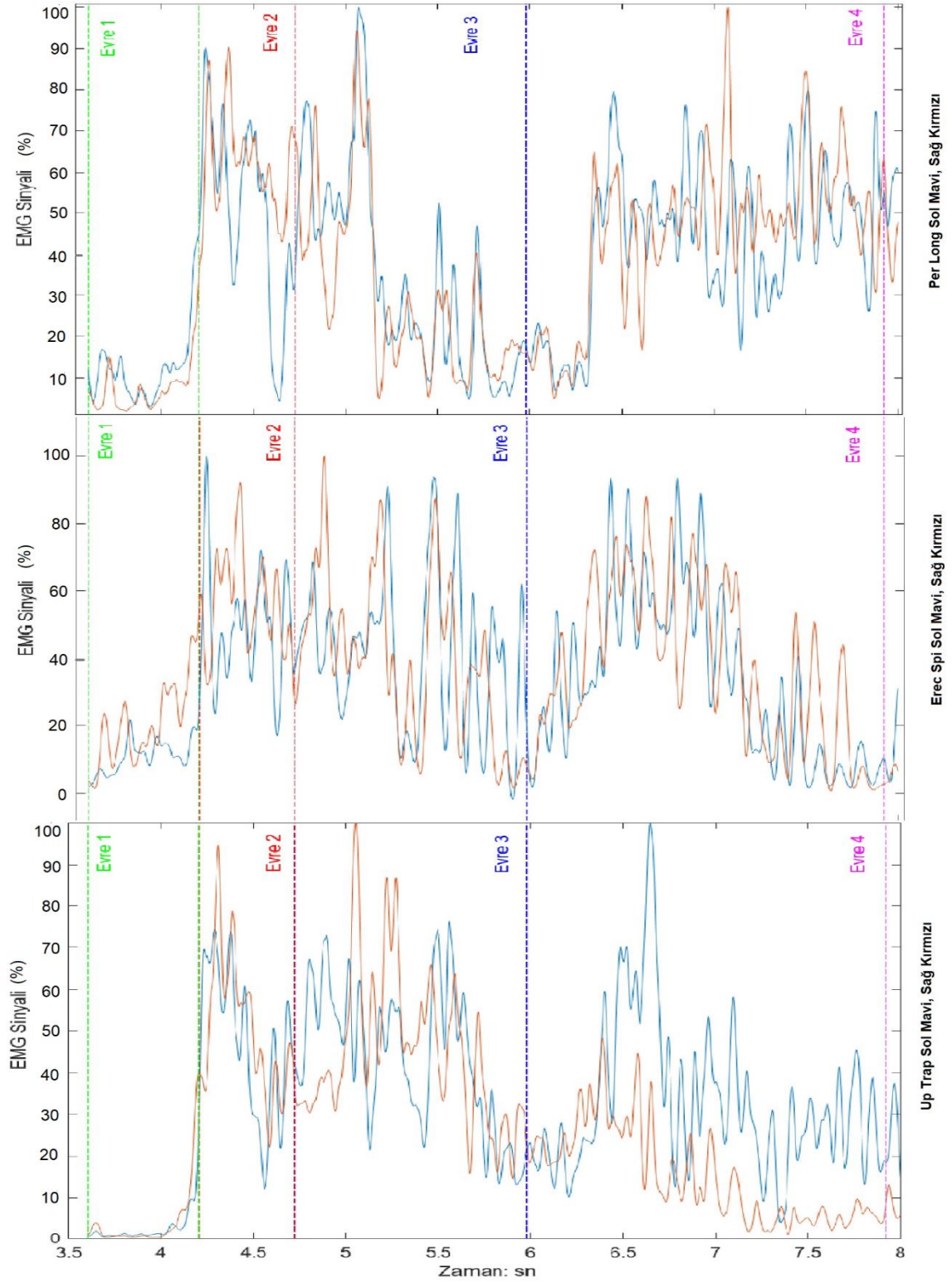
Katılımcıların Yer tepki kuvveti ölçümleri (anova testi post hoc) karşılaştırılmasında; Erkek Evre1 ile Erkek Evre 3, Erkek Evre 2 ile Erkek Evre 3, Erkek Evre 3 ile Kadın Evre 3 ve Erkek Evre 4 arasında anlamlı farklılıklar bulunurken (P<0.001, p<0.01), diğer karşılaştırmalarda anlamlı sonuçlar elde edilememiştir (p>0.05).

4.2. EMG ölçümlerinin değerlendirilmesi



Şekil 4.3. Bir katılımcının koparma hareketi sırasındaki EMG aktiviteleri.

Bir katılımcıdan koparma hareketi sırasında sol (6) sağ (6) referans noktalarından elde edilmiş EMG verilerinin tam hareket maksimal değerlerine normalize edilmiş, filtrelenmiş ve yumuşatılmış verileri (Şekil 4.3.) de örnek olarak gösterilmektedir.



Şekil 4.4. Farklı kas gruplarına Evre işaretleri eklenmiş örnek grafik.

Hareketin tamamında gözlemlenen maksimum değerlere normalize edilmiş filtrelenmiş ve yumuşatılmış EMG verilerine farklı kas gruplarının Evre işaretleri eklenerek gözlemlenebileceği grafik örneği.

Tablo 4.5. İki cinsiyet arası tam hareket maksimaline normalize edilmiş EMG verilerinin hareket sırasındaki kas aktivasyon ortalamalarının karşılaştırılması.

Kas	p	Cohen's d
Uper Trap Sağ	0.528	0.324
Uper Trap Sol	0.370	0.463
Deltoid Ant Sağ	0.453	-0.386
Deltoid Ant Sol	0.644	-0.236
Triceps Bra Sağ	0.312	-0.525
Triceps Bra Sol	0.757	0.158
Erector Spin Sağ	0.677	0.213
Erector Spin Sol	0.299	0.539
Vastus Med Sağ	0.128	0.810
Vastus Med Sol	0.739	-0.170
Peron Lon Sağ	0.003**	1.810
Peron Lon Sol	0.015*	1.379

* p <0.05, ** p <0.01

Katılımcıların sağ ve sol iki taraftan elde edilen EMG verilerinin karşılaştırılmasında Independent Sample T Test yöntemi uygulanmıştır. Bu doğrultuda yukarıda belirtilmiş hem sağ hem sol için erkeklerde peroneal kas aktivitesi daha yüksek bulunmuştur, bu da hareket sırasında erkeklerde plantar flexiyon veya eversiyon yaptıran kasların daha aktif olduğuna işaret etmektedir.

Tablo 4.6. Katılımcıların tam hareket maksimaline normalize edilmiş EMG verilerinin evreler arası karşılaştırılması.

	Ortalama Farkı	Cohen's d	pbonf	
Evre 1	Evre 2	-0.103	-0.954	<0.001***
	Evre 3	-0.105	-0.974	<0.001***
	Evre 4	0.021	0.193	1.000
Evre 2	Evre 3	-0.002	-0.020	1.000
	Evre 4	0.123	1.146	<0.001***
Evre 3	Evre 4	0.125	1.166	<0.001***

* p <0.05, ** p <0.01, *** p <0.001

Katılımcıların tam harekete normalize EMG verilerinin (tekrarlı ölçümlerde anova post hoc) karşılaştırılmasında; 1. Evre ile 4. Evre ve 2. Evre ile 3. Evre arasında anlamlı fark bulunmazken (P>0.05), diğer değerlerde anlamlı fark bulunmuştur (P<0.001).

Tablo 4.7. Katılımcıların EMG verilerinin cinsiyetlere göre karşılaştırılması.

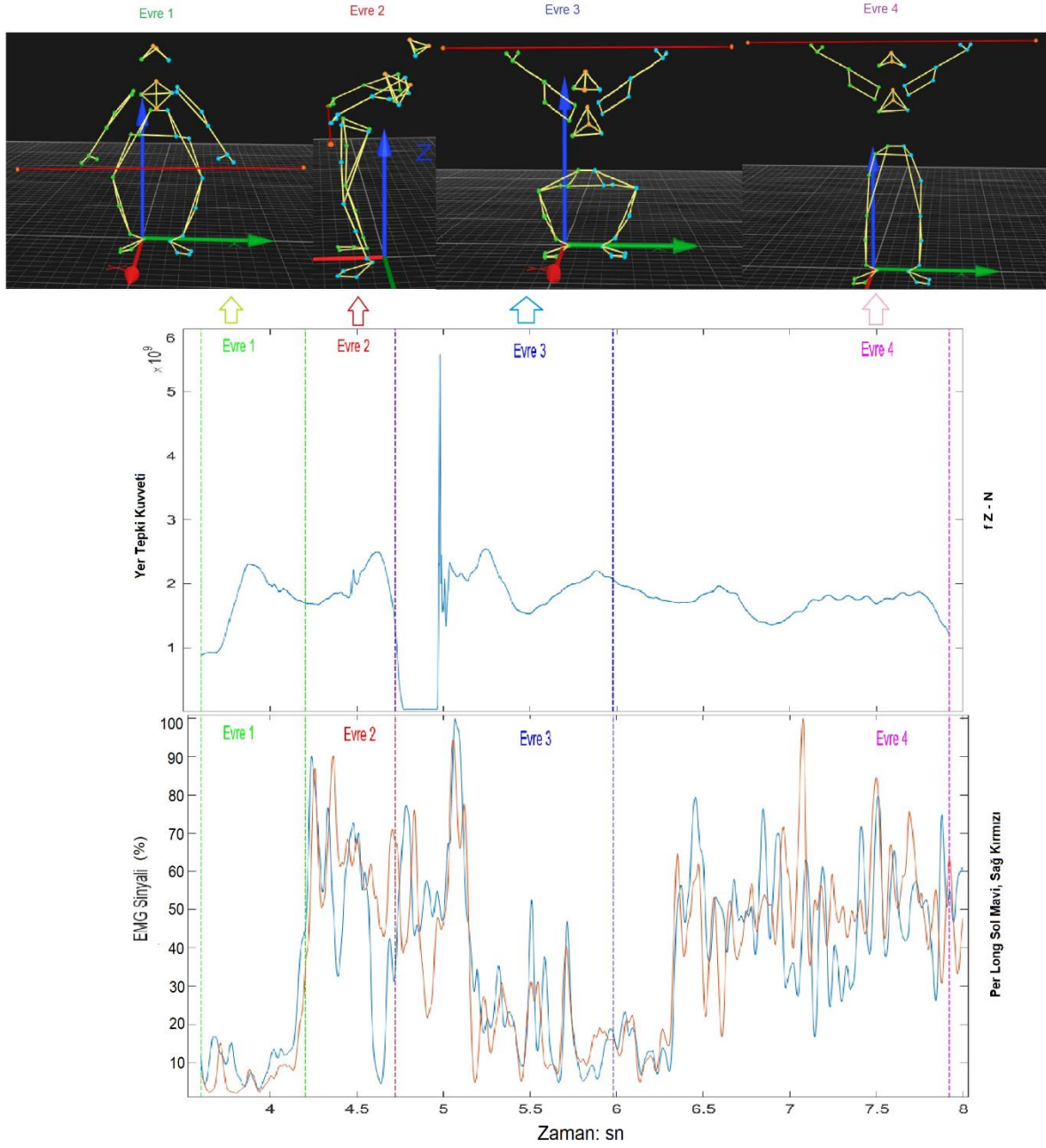
Hareket Evresi	Cinsiyet	Ortalama Farkı	Cohen's d	pbonf
Erkek Evre 1	Kadın Evre 1	0.003	0.027	1.000
	Erkek Evre 2	-0.106	-0.987	0.007**
	Erkek Evre 3	-0.108	-1.005	0.005**
	Erkek Evre 4	0.018	0.169	1.000
Kadın Evre 1	Kadın Evre 2	-0.099	-0.921	0.017*
	Kadın Evre 3	-0.101	-0.943	0.013*
	Kadın Evre 4	0.023	0.216	1.000
Erkek Evre 2	Kadın Evre 2	0.010	0.094	1.000
	Erkek Evre 3	-0.002	-0.018	1.000
	Erkek Evre 4	0.124	1.156	<0.001***
Kadın Evre 2	Kadın Evre 3	-0.002	-0.022	1.000
	Kadın Evre 4	0.122	1.137	<0.001***
Erkek Evre 3	Kadın Evre 3	0.010	0.090	1.000
	Erkek Evre 4	0.126	1.174	<0.001***
Kadın Evre 3	Kadın Evre 4	0.125	1.159	<0.001***
Erkek Evre 4	Kadın Evre 4	0.008	0.074	1.000

* p <0.05, ** p <0.01, *** p <0.001

Katılımcıların (tam hareket maksimaline normalize edilmiş) EMG ölçümleri (anova post hoc) karşılaştırılmasında; Erkek Evre1 ile Erkek Evre 2, Erkek Evre 3, Kadın Evre 1 ile Kadın Evre2, 3, Erkek Evre 2 ile Erkek Evre 3, Kadın Evre 2 ile Kadın Evre 4, Erkek Evre 3 ile Erkek Evre 4 ve Kadın Evre 3 ile Kadın arasında anlamlı farklılıklar bulunurken (p <0.05, p <0.01, p <0.001), diğer karşılaştırmalarda anlamlı sonuçlar elde edilememiştir (p>0.05).

4.3. Hareket Analizi Ölçümlerinin Değerlendirilmesi

Sporcuların bütün hazırlıkları tamamlanarak koparma hareketini gerçekleştirmeye hazır oldukları anda tüm sistemlerin birlikte çalışır durumda olması gerekmektedir. Aşağıda bulunan görsel çizim EMG (Noraxon), Yer Tepki Kuvveti (Kistler) ve Hareket analizi cihazlarından elde edilen sonuçların Evreler temelinde işaretlenerek senkronizasyonun tam olarak sağlandığını örneklemektedir (Şekil: 4.5).



Şekil 4.5. Ölçüm cihazlarının senkronizasyon örneği

Ölçümler çerçevesinde barın her iki ucunda mevcut olan markırlardan sporcuların kaldırırları esnasında bar da oluşan hız, ivmelenme ve katedilen mesafe değişimleri değerlendirilmiştir, Hareket Analizi ölçümlerinden elde edilen bar kinematiklerinin istatistiksel olarak değerlendirmeleri aşağıdaki gibidir.

4.4. Halter Bar' ından Elde Edilen Ölçümlerinin Değerlendirilmesi

Tablo 4.8. Cinsiyetlere göre bar kinematik çıktıları maksimum değerleri.

BAR	Ortalama Farkı	Cohen's d	Pbonf
Bar Hız Sol mm/sn	-43018.687	-0.107	0.587
Bar Hız Sağ mm/sn	90259.031	0.330	0.332
Bar İvme Sol mm/sn ²	-2.197×10+8	-0.684	0.025*
Bar İvme Sağ mm/sn ²	-1.009×10+8	-0.298	0.320
Bar Kat. Mes. Sol mm	2854.937	0.023	0.921
Bar Kat. Mes. Sağ mm	69300.656	0.416	0.134

* p <0.05

Katılımcıların sağ ve sol iki tarafına markır eklenerek elde edilen hareket analizi verilerinin karşılaştırılmasında tekrarlı ölçümlerde anova karşılaştırması yöntemi uygulanmış, bonferroni düzeltmesi ile ikili karşılaştırmalar yapılmıştır. Elde edilen verilerde barın sol kısmında bulunan markırda istatistiksel olarak anlamlı fark tespit edilmiştir (p<0.05).

Tablo 4.9. Bar Sol Hız (mm/sn) değerleri evreler arası karşılaştırması.

mm/sn	Ortalama Farkı	Cohen's d	pbonf	
Evre 1	Evre 2	-971042.625	-2.416	<0.001***
	Evre 3	-777355.688	-1.934	<0.001***
	Evre 4	165288.062	0.411	1.000
Evre 2	Evre 3	193686.938	0.482	1.000
	Evre 4	1.136×10+6	2.828	<0.001***
Evre 3	Evre 4	942643.750	2.346	<0.001***

*** p <0.001

Katılımcıların koparma hareketi esnasında barın sol tarafındaki markırdan elde edilen hız verilerinin (tekrarlı ölçümlerde anova post hoc) karşılaştırılmasında; 1. Evre ile 2. Evre ve 3. Evre, 2. Evre ile 4. Evre ve 3. Evre ile 4. Evre arasında anlamlı fark bulunurken (P<0.001), diğer değerlerde anlamlı fark bulunamamıştır (P>0.05).

Tablo 4.10. Bar Sağ Hız (mm/sn) değerleri evreler arası karşılaştırması.

mm/sn	Ortalama Farkı	Cohen's d	pbonf	
Evre 1	Evre 2	-952982.625	-3.486	<0.001***
	Evre 3	-810892.312	-2.967	<0.001***
	Evre 4	289982.750	1.061	0.008**
Evre 2	Evre 3	142090.313	0.520	0.590
	Evre 4	1.243×10+6	4.547	<0.001***
Evre 3	Evre 4	1.101×10+6	4.028	<0.001***

** p <0.01, *** p <0.001

Katılımcıların koparma hareketi esnasında barın sağ tarafındaki markırdan elde edilen hız verilerinin karşılaştırılmasında; Evre 1 ile Evre 2, 3, 4, Evre 2 ile Evre 4 ve Evre 3 ile Evre 4 arasında anlamlı fark bulunurken ($P<0.01$, $p<0.001$), diğer değerlerde anlamlı fark bulunamamıştır ($P>0.05$).

Tablo 4.11. Bar Sol İvme (mm/sn²) tekrarlı ölçümlerde anova post hoc değerleri.

mm/sn ²		Ortalama Farkı	Cohen's d	pbonf
Evre 1	Evre 2	-6.223×10+7	-0.194	1.000
	Evre 3	-7.618×10+7	-0.237	1.000
	Evre 4	-3.023×10+8	-0.942	0.053
Evre 2	Evre 3	-1.396×10+7	-0.043	1.000
	Evre 4	-2.400×10+8	-0.748	0.208
Evre 3	Evre 4	-2.261×10+8	-0.704	0.277

$P>0.05$

Katılımcıların koparma hareketi esnasında barın sol tarafındaki markırdan elde edilen ivmelenme verilerinin karşılaştırılmasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlemlenememiştir ($p>0.05$).

Tablo 4.12. Bar Sağ İvme (mm/sn²) tekrarlı ölçümlerde anova post hoc değerleri.

mm/sn ²		Ortalama Farkı	Cohen's d	pbonf
Evre 1	Evre 2	-9.348×10+7	-0.276	1.000
	Evre 3	-1.654×10+8	-0.488	0.902
	Evre 4	-1.291×10+8	-0.381	1.000
Evre 2	Evre 3	-7.194×10+7	-0.212	1.000
	Evre 4	-3.565×10+7	-0.105	1.000
Evre 3	Evre 4	3.629×10+7	0.107	1.000

$P>0.05$

Katılımcıların koparma hareketi esnasında barın sağ tarafındaki markırdan elde edilen ivmelenme verilerinin karşılaştırılmasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlemlenememiştir ($p>0.05$).

Tablo 4.13. Bar Sol Katedilen Mesafe (mm) değerleri evreler arası karşılaştırması.

mm		Ortalama Farkı	Cohen's d	pbonf
Evre 1	Evre 2	-209386.187	-1.698	<0.001***
	Evre 3	-268362.750	-2.177	<001
	Evre 4	-397224.437	-3.222	<0.001***
Evre 2	Evre 3	-58976.562	-0.478	1.000
	Evre 4	-187838.250	-1.524	<0.001***
Evre 3	Evre 4	-128861.687	-1.045	0.037

*** $p < 0.001$

Katılımcıların koparma hareketi esnasında barın sağ tarafındaki markırdan elde edilen katedilen mesafe verilerinin (tekrarlı ölçümlerde anova post hoc) karşılaştırılmasında; Evre 1 ile Evre 2, Evre 4 ve Evre 2 ile Evre 4 arasında anlamlı fark bulunurken ($P < 0.001$), diğer değerlerde anlamlı fark bulunamamıştır ($P > 0.05$).

Tablo 4.14. Bar Sağ Katedilen Mesafe (mm) değerleri evreler arası karşılaştırılması.

mm		Ortalama Farkı	Cohen's d	pbonf
Evre 1	Evre 2	-175425.312	-1.052	0.025*
	Evre 3	-230898.187	-1.385	0.002**
	Evre 4	-438783.562	-2.632	<0.001***
Evre 2	Evre 3	-55472.875	-0.333	1.000
	Evre 4	-263358.250	-1.580	<0.001***
Evre 3	Evre 4	-207885.375	-1.247	0.005**

* p < 0.05, ** p < 0.01, *** p < 0.001

Katılımcıların koparma hareketi esnasında barın sağ tarafındaki markırdan elde edilen katedilen mesafe verilerinin karşılaştırılmasında; Evre 1 ile Evre 2, 3, 4, Evre 2 ile Evre 4 ve Evre 3 ile Evre 4 arasında anlamlı fark bulunurken ($p < 0.05$, $p < 0.01$, $p < 0.001$), Evre 2 ile Evre 3 arasında anlamlı fark bulunamamıştır ($P > 0.05$).

Tablo 4.15. Sağ Bar hızının cinsiyetlere göre karşılaştırma tablosu.

Sağ Bar Hızı mm/sn		Ortalama Farkı	Cohen's d	pbonf
Erkek Evre 1	Kadın Evre 1	163099.375	0.597	1.000
	Erkek Evre 2	-1.009×10+6	-3.691	<0.001***
	Erkek Evre 3	-720527.750	-2.636	<0.001***
	Erkek Evre 4	401077.250	1.467	0.045*
Kadın Evre 1	Kadın Evre 2	-897204.250	-3.282	<0.001***
	Kadın Evre 3	-901256.875	-3.297	<0.001***
	Kadın Evre 4	178888.250	0.654	1.000
Erkek Evre 2	Kadın Evre 2	274656.125	1.005	1.000
	Erkek Evre 3	288233.250	1.054	0.551
	Erkek Evre 4	1410×10+6	5.158	<0.001***
Kadın Evre 2	Kadın Evre 3	-4052.625	-0.015	1.000
	Kadın Evre 4	1076×10+6	3.937	<0.001***
Erkek Evre 3	Kadın Evre 3	-17629.750	-0.064	1.000
	Erkek Evre 4	1122×10+6	4.103	<0.001***
Kadın Evre 3	Kadın Evre 4	1080×10+6	3.952	<0.001***
Erkek Evre 4	Kadın Evre 4	-59089.625	-0.216	1.000

* p < 0.05, *** p < 0.001

Elde edilen veriler cinsiyet seviyeleri boyunca ortalamaları alınmıştır (Results are averaged over the levels of: Cinsiyet) ayrıca veriler cinsiyetlere göre ayrılmış, her bir cinsiyet için ayrı ayrı hesaplanmış ve her gruptaki veriler ortalamaları alınarak evreler

dahilinde belirtilmiştir (Tablo 4.15.) Belirlenen barın sağ tarafında bulunan markır referans noktasından elde edilen verilerin cinsiyetlere göre (tekrarlı ölçümlerde anova post hoc) karşılaştırıldığı Tablo 4.15 örneğinde olduğu gibi katılımcılardan elde edilen (Sol bar hızı, Sol bar ivmelenmesi, Sağ bar ivmelenmesi, Sol bar katedilen mesafe, Sağ bar katedilen mesafe) verilerin tamamına tekrarlı ölçümlerde anova post hoc testi uygulanmıştır. Elde edilen sonuçlar şu şekildedir;

Sol bar hızı: Erkek Evre 1 değerleri ile; Erkek Evre 2 ($p<0.001$), Erkek Evre 3 ($p<0.05$). Kadın Evre 1 değerleri ile; Kadın Evre 2 ($p<0.001$), Kadın Evre 3 ($p<0.05$). Erkek Evre 2 değerleri ile; Erkek Evre 4 ($p<0.001$). Kadın Evre 2 değerleri ile; Kadın Evre 4 ($p<0.01$). Erkek Evre 3 değerleri ile; Erkek Evre 4 ($p<0.001$) verileri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar gözlemlenmiş, diğer karşılaştırmalar arasında anlamlı farklılıklar elde edilememiştir.

Sol bar ivmelenmesi: Kadın Evre 1 değerleri ile; Kadın Evre 4 ($p<0.05$) verileri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar gözlemlenmiş, diğer karşılaştırmalar arasında ve sağ bar ivmelenmesinde anlamlı farklılıklar elde edilememiştir.

Sol bar katedilen mesafe: Erkek Evre 1 değerleri ile; Erkek Evre 2, Evre 3 ($p<0.01$), Erkek Evre 4 ($p<0.001$). Kadın Evre 1 değerleri ile; Kadın Evre 3 ($p<0.01$), Kadın Evre 4 ($p<0.001$). Kadın evre 2 ile; Kadın Evre 4 ($p<0.05$) verileri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar gözlemlenmiş, diğer karşılaştırmalar arasında anlamlı farklılıklar elde edilememiştir.

Sağ bar katedilen mesafe: Erkek Evre 1 değerleri ile; Erkek Evre 4 ($p<0.001$). Kadın Evre 1 değerleri ile; Kadın Evre 4 ($p<0.001$). Erkek Evre 2 değerleri ile; Erkek Evre 4 ($p<0.05$). Erkek Evre 3 değerleri ile; Erkek Evre 4 ($p<0.05$) verileri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar gözlemlenmiş, diğer karşılaştırmalar arasında anlamlı farklılıklar elde edilememiştir.

Bar kinematiklerine ait veriler incelenirken cinsiyetler arasında her evre (örn; Erkek evre 1 ile Kadın evre 1, Kadın evre 2 ile Erkek Evre 2 vb.) değerleri birbirleriyle karşılaştırılmış ancak evreler arası cinsiyet farkı (örn; Erkek Evre 1 ile Kadın Evre 2,3,4) doğru bir gözlem olmayacağı için değerlendirmeye alınmamıştır.

4.5. Vücut Açısal Değişimlerinin Değerlendirilmesi

Katılımcıların koparma ölçümleri çerçevesinde Diz açıları (iliac çıkıntı, lateral femoral condyle ve lateral malleol) markırlarından, Sırt açısı değişimleri ise (acromion çıkıntı, iliac çıkıntı ve lateral femoral condyle) markırlarından değerlendirilmiştir. Qualisys Hareket Analizi ölçümlerinden elde edilen Diz ve Sırt Açı değerlerinin istatistiksel olarak değerlendirmeleri aşağıdaki gibidir:

Tablo 4.16. *Vücut açısal değerlerinin cinsiyetler arasında karşılaştırılması.*

Açısal Değişim (°)	Ortalama Farkı	Cohen's d	pbonf
Sol Sırt Açısı (°)	-3031.719	-0.181	0.466
Sağ Sırt Açısı (°)	-648.125	-0.058	0.828
Sol Sırt Açısal Hız (°/sn)	139359.781	0.688	0.015*
Sağ Sırt Açısal Hız (°/sn)	52701.781	0.196	0.378
Sol Diz Açısı (°)	-1317.688	-0.158	0.620
Sağ Diz Açısı (°)	-3738.656	-0.212	0.453
Sol Diz Açısal Hız (°/sn)	-40414.500	-0.412	0.062
Sağ Diz Açısal Hız (°/sn)	16695.562	0.103	0.646

* p < 0.05

Katılımcıların koparma hareketi esnasında elde edilen açısal değişim verilerinin cinsiyetler arasında karşılaştırılmasında; sol sırt açısal hız değerlerinde anlamlı fark bulunurken (P<0.05), diğer değerlerde anlamlı fark bulunamamıştır (P>0.05).

Tablo 4.17. Sağ Sırt Açısıl değişimlerin (°) cinsiyetlere göre karşılaştırılması.

Sağ Sırt Açısı (°)		Ortalama Farkı	Cohen's d	pbonf
Erkek Evre 1	Kadın Evre 1	3120.125	0.278	1.000
	Erkek Evre 2	-50636.000	-4.512	<0.001***
	Erkek Evre 3	-41801.875	-3.725	<0.001***
	Erkek Evre 4	-58713.250	-5.232	<0.001***
Kadın Evre 1	Kadın Evre 2	-56324.625	-5.019	<0.001***
	Kadın Evre 3	-47884.625	-4.267	<0.001***
	Kadın Evre 4	-62014.875	-5.526	<0.001***
Erkek Evre 2	Kadın Evre 2	-2568.500	-0.229	1.000
	Erkek Evre 3	8.834.125	0.787	1.000
	Erkek Evre 4	-8077.250	-0.720	1.000
Kadın Evre 2	Kadın Evre 3	8.440.000	0.752	1.000
	Kadın Evre 4	-5690.250	-0.507	1.000
Erkek Evre 3	Kadın Evre 3	-2962.625	-0.264	1.000
	Erkek Evre 4	-16911.375	-1.507	0.108
Kadın Evre 3	Kadın Evre 4	-14130.250	-1.259	0.400
Erkek Evre 4	Kadın Evre 4	-181.500	-0.016	1.000

*** p <0.001

Belirlenen Sağ Sırt markır referans noktalarından elde edilen verilerin, açısıl değişimlerinin (°) cinsiyetlere göre karşılaştırıldığı Tablo.2** örneğinde olduğu gibi katılımcılardan elde edilen (Sol sırt açısı, Sol diz açısı, Sağ diz açısı, Sol sırt açısıl hız, Sağ sırt açısıl hız, Sol diz açısıl hız, Sağ diz açısıl hız) verilerin tamamına tekrarlı ölçümlerde anova post hoc testi uygulanmıştır. Elde edilen sonuçlar şu şekildedir;

Sol sırt açısıl değişim: Erkek Evre 1 ile; Erkek Evre 2, Evre 3 ve Evre 4 (p<0.001). Kadın Evre 1 ile Kadın Evre 2, Evre 3, Evre 4 (p<0.001) verileri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar gözlemlenmiş, diğer karşılaştırmalar arasında anlamlı farklılıklar elde edilememiştir.

Sol diz açısıl değişim: Erkek Evre 1 ile; Erkek Evre 2, Evre 3 ve Evre 4 (p<0.001). Kadın Evre 1 ile Kadın Evre 2, Evre 3, Evre 4 (p<0.001) verileri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar gözlemlenmiş, diğer karşılaştırmalar arasında anlamlı farklılıklar elde edilememiştir.

Sağ diz açısıl değişim: Erkek Evre 1 ile; Erkek Evre 2, Evre 3 ve Evre 4 (p<0.001). Kadın Evre 1 ile Kadın Evre 4 (p<0.05) verileri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar gözlemlenmiş, diğer karşılaştırmalar arasında anlamlı farklılıklar elde edilememiştir.

Sol sırt açısal hız değişimleri: Erkek Evre 1 ile; Erkek Evre 3 ($p<0.001$). Kadın Evre 1 ile Kadın Evre 2 ($p<0.05$), Kadın Evre 3 ($p<0.001$). Erkek Evre 2 ile; Erkek Evre 3 ($p<0.001$). Kadın Evre 2 ile Kadın Evre 3 ($p<0.01$). Erkek Evre 3 ile Erkek Evre 4 ($p<0.001$). Kadın Evre 3 ile Kadın Evre 4 ($p<0.001$) verileri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar gözlemlenmiş, diğer karşılaştırmalar arasında anlamlı farklılıklar elde edilememiştir.

Sağ sırt açısal hız değişimleri: Erkek Evre 1 ile; Erkek Evre 3 ($p<0.001$). Kadın Evre 1 ile Kadın Evre 3 ($p<0.05$). Erkek Evre 2 ile Kadın Evre 2 ($p<0.05$), Erkek Evre 3 ($p<0.001$). Erkek Evre 3 ile Erkek Evre 4 ($p<0.001$) verileri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar gözlemlenmiş, diğer karşılaştırmalar arasında anlamlı farklılıklar elde edilememiştir.

Sol diz açısal hız değişimleri: Erkek Evre 1 ile Erkek Evre 3 ($P<0.001$). Kadın Evre 1 ile Kadın Evre 3 ($p<0.001$). Erkek Evre 2 ile Erkek Evre 3 ($p<0.001$). Kadın Evre 2 ile Kadın Evre 3, Evre 4 ($p<0.001$). Erkek Evre 3 ile Erkek Evre 4 ($p<0.001$) verileri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar gözlemlenmiş, diğer karşılaştırmalar arasında anlamlı farklılıklar elde edilememiştir.

Sağ diz açısal hız değişimleri: Erkek Evre 1 ile Erkek Evre 3 ($P<0.001$). Kadın Evre 1 ile Kadın Evre 3 ($p<0.001$). Erkek Evre 2 ile Erkek Evre 3 ($p<0.001$). Kadın Evre 2 ile Kadın Evre 3 ($p<0.001$). Erkek Evre 3 ile Erkek Evre 4 ($p<0.001$). Kadın Evre 3 ile Kadın Evre 4 ($p<0.001$) verileri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar gözlemlenmiş, diğer karşılaştırmalar arasında anlamlı farklılıklar elde edilememiştir.

Açısal hız ve Açısal değişim parametreleri incelenirken cinsiyetler arasında her evre (örn; Erkek evre 1 ile Kadın evre 1, Kadın evre 2 ile Erkek Evre 2 vb.) değerleri birbirleriyle karşılaştırılmış ancak evreler arası cinsiyet farkı (örn Erkek Evre 1 ile Kadın Evre 2,3,4) doğru bir gözlem olmayacağı için değerlendirmeye alınmamıştır.

5. TARTIŞMA

Bu çalışma çerçevesinde göze çarpan ve dikkat çekici nitelikteki bazı ana bulgular şu şekildedir: Yer tepki kuvveti verileri incelendiğinde erkek sporcuların kadın sporculara göre istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar elde ettiği görülmektedir, vertikalde yer tepki kuvveti 3. Evrede diğer tüm evrelere kıyasla anlamlı düzeyde daha yüksek tespit edilmiştir. Cinsiyetler arasında 3. Evrenin vertikalde yer tepki kuvveti karşılaştırıldığında erkek sporcuların kadın sporculara kıyasla anlamlı düzeyde daha yüksek olduğu tespit edilmiştir. Cinsiyetler arası EMG kas aktivasyon verileri incelendiğinde hem sağ hem sol için erkeklerde peroneal kas aktivitesi daha yüksek bulunmuştur bu da hareket sırasında erkeklerde plantar flexiyon veya eversiyon yaptıran kasların daha aktif olduğuna işaret etmektedir. İncelenen tüm kaslar için 2. ve 3. Evrelerin EMG kas aktivasyonları diğer evrelere kıyasla daha yüksek seviyelere ulaşmış ve bu farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Evre içi karşılaştırmalar sonucunda bar hızı ve barın kat ettiği mesafenin 2. ve 3. Evreler arasında anlamlı seviyede farklı olduğu görülmüştür. Hareket analizi sonuçlarına göre sağ ve sol sırt açılma hızının erkek sporcularda kadın sporculara kıyasla anlamlı seviyede farklı olduğu ve yine açılma hızının evre 2 ve evre 3 sırasında her iki cinsiyet için de diğer evrelere kıyasla istatistiksel olarak daha yüksek olduğu belirlenmiştir.

Literatürde mevcut olan çalışmalarda silkme hareketinin omuzlama aşamasında ve koparma hareketinde mekanik gücün 2. Evre de 1. Evreye göre daha fazla olduğu ifade edilmiştir (Stone vd., 1998; Gourgoulis vd., 2000; Garhammer,1985; Garhammer, 1991). Ayrıca Isaka ve ark. (1996), Garhammer ve Stone (1990) yapmış oldukları çalışmada kadınların alt ekstremitelerde aktivitelerinde daha az güç ürettiklerini kadın sporcuların atletizm branşında uygulanan dikey zıplamalardaki güç çıktılarının, koparma ve silkmede 2. Evre de üretilen güç çıktılarıyla benzerlik gösterdiğini ayrıca erkek sporcuların da özellikle Evre 2, 3 sırasında güç çıktıılarının daha yüksek olacağını öngörmüşlerdir. Garhammer (1991) diğer bir çalışmasında erkek sporcuların kadın sporculara göre koparma ve silkme hareketinde Evre 2 ve 3 de daha yüksek güç çıktııları elde ettiğini belirtmiştir. Bizim çalışmamızda yer alan yer tepki kuvveti verileri incelendiğinde erkek sporcuların kadın sporculara göre istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar elde ettiği görülmektedir. Vertikalde yer tepki kuvveti 3. Evrede diğer tüm evrelere kıyasla anlamlı düzeyde daha yüksek tespit edilmiştir. Cinsiyetler arasında 3. Evrenin vertikalde yer tepki

kuvveti karşılaştırıldığında erkek sporcuların kadın sporculara kıyasla anlamlı düzeyde daha yüksek olduğu tespit edilmiştir. Bu bilgiler ışığında elde edilen sonuçlar literatür ile paralellik göstermektedir.

Gourgoulis vd., (2002) yapmış olduğu çalışmada kadın haltercilerin dikey eksen boyunca yapılan mekanik iş erkek sporcularda çekiş evrelerinde farklılıklar gösterirken kadınlarda bu durumun benzer olduğunu belirtmişlerdir (Gourgoulis vd., 2002). Yapmış olduğumuz çalışmada yer alan yer tepki kuvveti verileri incelendiğinde erkek sporcuların kadın sporculara göre istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar elde ettiği görülmektedir. Vertikal düzlemde gözlemlenen yer tepki kuvveti 3. Evrede diğer tüm evrelere kıyasla anlamlı düzeyde daha yüksek tespit edilmiştir. Ayrıca cinsiyetler arasında 3. Evrenin dikey ekseninde yer tepki kuvveti karşılaştırıldığında erkek sporcuların kadın sporculara kıyasla anlamlı düzeyde daha yüksek olduğu tespit edilmiştir. Bu bilgiler doğrultusunda elde edilen sonuçlar literatür ile paralellik göstermektedir.

Isaka vd., (1996) yapmış oldukları çalışmada Evre 2' nin son kısımlarında tekniksel hareket çerçevesinde toparlanma evresini göz ardı edersek bar maksimal yüksekliğe ulaşırken, 3. Evreden itibaren barın altına giriş ve yakalama sırasında 2. Evre de ulaşılan bar yüksekliğindeki azalmanın en az seviyelere indirgenmesini başarılı kaldırışlarda önemli bir faktör olarak gözlemlemişlerdir (Isaka vd., 1996). Ayrıca Hoover vd., (2006) yapmış olduğu çalışmada kadın haltercilerin erkek haltercilere göre bar hızının daha az olduğunu belirtmişlerdir (Hoover vd., 2006). Yapmış olduğumuz bu çalışmada bar da oluşan hız değerlerinde anlamlı farklılık gözlemlenmemiş olsa da ivmelenme değerleri cinsiyetler düzeyinde karşılaştırıldığında bar ivme sol değerinde istatistiksel olarak anlamlı farklılık elde edilmiştir. Teknik hareket sırasında sporcuların barı yerden kaldırmaya başladıkları andan itibaren ilk evre sonuna kadar barı daha yavaş çekme eğiliminde olmaları ve 2. Evrenin sonlarında hızlanmayı arttırmaya çalışmaları gözlemlenmiştir. Ortaya çıkan bu anlamlı farklılık bu duruma işaret edebilir niteliktedir. Bu bilgiler doğrultusunda elde edilen sonuçlar literatür ile paralellik göstermektedir.

Hoover vd., (2006) yapmış olduğu çalışmada kadın haltercilerin erkek haltercilere göre bar hızının daha az olduğunu belirtmişlerdir. Elde ettiğimiz veriler ışığında kadın ve erkek haltercilerin bar hızı ortalama değerlerinde fark görülse de bu fark istatistiksel

olarak anlamlı değildir bu doğrultuda çalışmamız literatürde mevcut olan bu çalışma ile benzerlik göstermemektedir.

Hoover vd., (2006) yapmış olduğu çalışmada ulusal müsabakalarda yarışan haltercilerden koparma hareketi sırasında elde ettikleri biyomekanik analizler neticesinde 69 kg sıklisindeki kadın sporcuların erkeklere göre barın düşüş mesafesinin arttığını düşüş zamanının uzadığını ve bu doğrultuda bar hızında da azalmalar olduğunu bildirmişlerdir. Özellikle, Evre 1 ile Evre 4 arasındaki fark yüksek düzeyde anlamlıdır ve bu iki evre arasında katedilen mesafelerin farklı olması aslında olağan bir durumdur çünkü bu son evrede sporcu barı tam skuat pozisyonunda yakalayarak ayağa kalkmaya başlar ve bu skuat pozisyonunda dengenin sağlanmasından hemen sonra başlayan evre sporcunun barla birlikte tam olarak ayağa kalktığı noktada sona erer. Bu doğrultuda sporcu diğer evreler içerisindeki en büyük mesafe kat etmelerden birini gerçekleştirmiş olur. Yapmış olduğumuz çalışmada cinsiyetler arası karşılaştırmada anlamlı sonuçlara rastlanamaması noktasında literatürde mevcut olan bu çalışma ile benzerlik göstermemektedir. Ancak evre 1,2 ve 3 arasında katedilen mesafe ve bar hızı değerlerinde her iki tarafa bulunan markırlardan elde edilen sonuçların anlamlı düzeyde daha yüksek olması yapılan bu çalışma ile benzerlik göstermektedir.

Baumann vd. (1988) yapmış oldukları çalışmada 2. Evre' nin güç evresi olduğunu vurgulamıştır. Gourgoulis vd., (2002) yapmış olduğu çalışmada kadın haltercilerin 2. Evre ile 3. Evre arasındaki geçiş sırasında diz eklemlerinin erkeklere kıyasla daha yavaş ve az bükülüm gösterdiği, barın altına giriş ve yakalama evrelerinde kadın haltercilerin barın altına daha yavaş girdiklerini bildirmişlerdir (Gourgoulis vd., 2002). Katılımcıların Sağ sırt açılma hız değişimlerini incelediğimizde Erkek sporcuların Kadın sporculara oranla 2. Evre de (Second Pull) istatistiksel olarak anlamlı sonuçlar elde etmiş olması, Evre 2' nin son kısımlarında tekniksel hareket çerçevesinde toparlanma evresini göz ardı edersek bar maksimal yüksekliğe ulaşırken, 3. Evreden itibaren barın altına giriş ve yakalama sırasında 2. Evre de ulaşılan bar yüksekliğindeki azalma durumunun minimize düzeylere indirgenmesini başarılı kaldırışlarda önemli bir faktör olarak gözlemlemişlerdir. Tüm bu literatür bilgileri doğrultusunda Erkek sporcuların 2. Evrede kadınlara kıyasla elde ettikleri açılma hız farkı ayrıca her iki cinsiyetin de Evre 2 ve 3 de açılma hız parametrelerinin istatistiksel olarak anlamlı düzeyde olması başarılı kaldırış için

gerekli olan teknik içerisindeki ince detaylara işaret etmektedir. Bu bilgiler ışığında elde edilen sonuçlar literatür ile paralellik göstermektedir.

Gourgoulis vd., (2002) yapmış olduğu çalışmada kadın haltercilerin 2. Evre ile 3. Evre arasındaki geçiş sırasında diz eklemlerinin erkeklere kıyasla daha yavaş ve az bükülüm gösterdiği, barın altına giriş ve yakalama evrelerinde kadın haltercilerin barın altına daha yavaş girdiklerini bildirmişlerdir (Gourgoulis vd., 2002). Yapmış olduğumuz bu çalışmada hareket analizi açısal hız verilerinde sol sırt açısal hız ve sağ sırt açısal hız değerlerinde erkek sporcular cinsiyetler arasında kadın sporculara kıyasla anlamlı düzeyde daha yüksek olsa da sol ve sağ diz açısal değişimlerinde cinsiyetler arasında anlamlı sonuçlar elde edilememiştir. Ayrıca açısal hız verilerinde kadın ve erkek sporcu grubunda evreler arası karşılaştırmalarda evre 2, 3 anlamlı düzeyde daha yüksek sonuçlar elde edilmiş ancak cinsiyetler arasında istatistiksel olarak anlamlı değildir. Bu bilgiler ışığında yapmış olduğumuz çalışma literatürde mevcut olan bu çalışma ile benzerlik göstermemektedir.

Arabatzi vd., (2010) yapmış olduğu çalışmada pliometrik ve kombine ağırlık kaldırma (koparma ve Squat egzersizleri) + pliometrik antrenman programlarının dikey sıçrama biyomekaniği üzerindeki etkilerini araştırmışlardır. Yapılmış olan bu çalışmada elde edilen sonuçlara göre uygulanan egzersizler sonucunda sporcuların dikey sıçrama performanslarının olumlu yönde etkilendiğini ve haltercilerin gastrocnemius ve rectus femoris kas aktivasyonlarında artış gözlemlendiğini bildirmişlerdir (Arabatzi vd., 2010). Cinsiyetler arası EMG kas aktivasyon verileri incelendiğinde hem sağ hem sol için erkeklerde peroneal kas aktivitesi daha yüksek bulunmuştur bu da hareket sırasında erkeklerde plantar flexiyon veya eversiyon yaptıran kasların daha aktif olduğuna işaret etmektedir. İncelenen tüm kaslar için 2. ve 3. Evrelerin EMG kas aktivasyonları diğer evrelere kıyasla daha yüksek seviyelere ulaşmış ve bu farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Bu bilgiler ışığında elde edilen sonuçlar literatür ile paralellik göstermektedir.

Toumi vd. (2004) yapmış olduğu çalışmada halter gibi ağırlık kaldırma hareketlerinin diz ekstansörlerinde daha yüksek kas aktivasyonu sağladığını ve dizden ayak bileğine doğru kas aktivasyon transferini olumlu düzeyde artırdığını bildirmişlerdir (Toumi vd., 2004). Garhammer (2001)' e göre ikinci çekiş evresi; barın diz seviyesini

geçerek çekişin tamamlandığı bölge olan bel seviyesine kadar geldiği süreci güç evresi olarak tanımlamıştır. Bu evrede kalçalar barın diz seviyesini geçmesiyle öne doğru bir hareket göstererek barın vücuttan ayrılmasını engeller ve bara doğru yaklaşır (Garhammer, 2001). Enoka (1979) ise bu evrede diz ekleminde oluşan bu hareketi iki ekstansiyonun bir fleksiyonla ayrılması şeklinde tanımlamıştır. Diz ekleminde oluşan bu değişimler ikinci evrenin güç evresi şeklinde açıklanmasında önemli bir nokta olarak kabul edilmektedir (Enoka, 1979). Yapılan bu çalışmada ikinci evrede gözlemlenen kassal aktivasyon değerleri ve üçüncü evrede gözlemlenen yer tepki kuvveti değerleri barın çekiş aşamasında ciddi bir kuvvet uygulandığını göstermektedir. EMG verileri incelendiğinde hem sağ hem sol için erkeklerde peroneal kas aktivitesi kadın sporculara kıyasla anlamlı düzeyde daha yüksek olduğu, her iki cinsiyetin de Evre 2 ve 3 de diğer evrelere kıyasla anlamlı düzeyde daha yüksek sonuçlar elde edildiği gözlemlenmiştir. Ayrıca ikinci evrenin tamamlanmasıyla üçüncü evreye geçişte meydana gelen ayakların yerden kesilerek tekrar yere sert şekilde kuvvet uyguladığı gözlemlenmektedir. Bu bilgiler ışığında elde edilen sonuçlar literatür ile paralellik göstermektedir.

Harbili ve Arıtan (2006) yapmış oldukları çalışmada haltercinin koparma kaldırışını sırasında dikey yer tepki kuvvetinin 1. Evre de artmaya başladığını ve 2. Evreye geçişte küçük bir azalma göstererek ikinci evrenin sonlarına doğru tekrar artış gösterdiğini, ayrıca bu artışın yüksek kuvvet değerlerine ulaşabildiğini de bildirmişlerdir (Harbili ve Arıtan 2006). Yapmış olduğumuz bu çalışma da evreler arası değerler kıyaslandığında Evre 2 ve özellikle evre 3 de diğer evrelere kıyasla anlamlı düzeyde daha yüksek sonuçlar elde edilmiş ayrıca cinsiyetler arası karşılaştırmalarda da erkek bireylerin kadınlara göre üçüncü evre de anlamlı düzeyde daha yüksek olduğu gözlemlenmiştir bu doğrultuda literatürde mevcut olan bu çalışma yapmış olduğumuz çalışma ile paralellik göstermektedir.

6. SONUÇ

Sonuç olarak; Koparma hareketini ayrıntılı olarak incelediğimizde farklılıklar gözlemlenen bu 2- 3. (2. Second Pull, 3. Throw under barbell and Catch) evreleri halter branşında mücadele eden hem antrenörler hem sporcular arasında patlama / barı yakalama noktaları şeklinde tabir edilmekte ve bu evrelerin uygulama sırasında çok ciddi önem gösterilen tekniğin her uygulanışı esnasında sporcuların dikkat etmeleri konusunda uyarıldığı evrelerdir. Bu doğrultuda bu evrelerin koparma hareketini başarılı bir şekilde

gerçekleştirmede anahtar niteliğinde olduğu söylenebilmektedir. Kadın sporcuların bu evrelere daha dikkat etmelerinin yanı sıra antrenörlerin bu evrelere yönelik egzersizleri kadın sporculara daha sık uygulamalarının ek bir performans kazanımı sağlayabileceği düşünülmektedir.

Öneriler;

Elde edilen veriler ışığında halter branşında ciddi öneme sahip olan hareket evrelerine yönelik yeni antrenman metotları belirlenebilir ve performans gelişimine katkı sağlayabilir.

Bu araştırma çerçevesinde test edilen tüm yöntemler hem halter branşında daha fazla sporcuya erişilerek tekrar edilebilir hem de diğer spor branşlarında farklı teknik hareketlerin analizi için kullanılabilir.

Kontrol gruplu deneysel desen yöntemi seçilerek ön test- son test yöntemiyle sporculara farklı antrenman metotları uygulanabilir ve bu antrenman metotlarının etkileri kinetik – kinematik açılardan incelenebilir.

Ölçüm tasarımında yer tepki kuvveti ölçüm cihazının sayısı artırılarak haltercilerin silkme hareketleri de kinetik ve kinematik açılardan incelenebilir.

Halter antrenmanlarının yapıldığı spor salonlarına kızıl ötesi kameralar olmasa dahi çözünürlük açısından yeterli seviyede kameralar belirli açılarla yerleştirilerek temel düzeyde kaldırış incelemeleri hem sporcu hem antrenörler tarafınca antrenman içeriğine dahil edilebilir böylece sporculara uyguladıkları teknik hakkında daha etkili geri dönütler sağlanabilir.

Halter branşı bir rakibe karşı oynanan sporlar veya takım halinde birlikte gerçekleştirilecek durumları içermediği için bazı dönemlerde antrenmanlar monotonlaşabilmektedir. Sanal gerçeklik ve EMS (Electro Muscle Stimulation) gibi yöntemler kullanılarak haltercilere yönelik farklı antrenman yöntemleri denenebilir.

KAYNAKÇA

- Ada, N. (2015). *Yürüme analizinde bacak kaslarının yüzeyel EMG ile değerlendirilmesi*. Yayınlanmamış Yüksek Lisans Tezi. Edirne: Trakya Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
- Arabatzi, F., Kellis, E., ve Villarreal, E. (2010). Vertical Jump Biomechanics After Plyometric, Weight Lifting, And Combined (Weight Lifting +Plyometric) Training. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 2440-2448.
- Aydoğan, G. F. (2011). *Futbolcularda şiddeti tedricen artan egzersiz sırasında aerobik anaerobik metabolizma geçiş yoğunluğunda EMG değişiklikleri*. Yayınlanmamış Yüksek Lisans Tezi. İstanbul: İstanbul Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
- Baumann, W., Gross, V., Quade, K., Galbierz, P., & Schwirtz, A. (1988). The snatch technique of world class weightlifters at the 1985 world championships. *Journal of Applied Biomechanics*, 4(1), 68-89.
- Bağcı, D. (2016). *Biyonik el kontrolü için EMG işaretlerinin makine öğrenmesi yöntemiyle sınıflandırılması*. Yayınlanmamış Yüksek Lisans Tezi. Yalova: Yalova Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü.
- Barbero, M., Merletti, R., & Rainoldi, A. (2012). Atlas of muscle innervation zones: understanding surface electromyography and its applications. *Springer Science & Business Media*.
- Burdett, R.G. (1982). Biomechanics of the snatch technique of highly skilled and skilled weightlifters. *Research Quarterly*. 53(3), 193-197.
- Burden AM. Surface electromyography. In: Payton CJ, Bartlett RM, editors. *Biomechanical evaluation of movement in sport and exercise*. London: Routledge; 2008. p. 77–102.
- Burden, A. (2010). How should we normalize electromyograms obtained from healthy participants? What we have learned from over 25 years of research. *Journal of electromyography and kinesiology*, 20(6), 1023-1035.

- Bayram İ, (2022) *Teniste Yer Vuruşlarının Nöromekanik Yöntemlerle Değerlendirilmesi*, Yayınlanmamış Doktora Tezi. Eskişehir: Anadolu Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
- Cerrah, A. O., Ertan, H., & Soylu, A. R. (2010). Spor Bilimlerinde Elektromiyografi Kullanımı. *Spormetre Beden Eğitimi ve Spor Bilimleri Dergisi*, 8(2), 43-49.
- Chen, S. K., Wu, M. T., Huang, C. H., Wu, J. H., Guo, L. Y., & Wu, W. L. (2013). The analysis of upper limb movement and EMG activation during the snatch under various loading conditions. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, 13(01), 1350010.
- Clarys JP. (2000). Electromyography in sports and occupational settings: an update of its limits and possibilities. *Ergonomics*; 43:1750–62.
- Clarys, JP., Cabri, J. (1993). Electromyography and the study of sports movements: a review. *J Sports Sci*; 11:379–448.
- Cram, JR., Kasman, GS. (1998). Introduction to surface electromyography. Gaithersburg, Maryland, MD: ASPEN;
- Criswell, E. (2011). Cram's introduction to surface electromyography. 2nd ed. Massachusetts: Jones & Bartlett Publishers, 302-306p.
- Çakmakçı, E., Sanioğlu, A., Patlar, S., Çakmakçı, O., & Çınar, V. (2005). Menstruasyonun anaerobik güce etkisi. *Spormetre Beden Eğitimi ve Spor Bilimleri Dergisi*, 3(4), 145-149.
- De Luca, C. J. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of applied biomechanics*, 13(2), 135-163.
- Eberhart, H. (1954). The principal elements in human locomotion. *Human Limbs and Their Substitutes.*, p 437-471.
- Enoka, R.M. (1979). The pull in Olympic weightlifting. *Med. Sci. Sports*. 11, 131- 137.
- Enoka, R. M. (1988). Load-and skill-related changes in segmental contributions to a weightlifting movement. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 20(2), 178-187.

- Erol, C. (2012). *Yapay zekâ denetimi ile EMG sinyallerinin işlenmesi ve sınıflandırılması*. Yayınlanmamış Yüksek Lisans Tezi. İstanbul: Yıldız Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü.
- Farina, D., Merletti, R., & Enoka, R. M. (2004). The extraction of neural strategies from the surface EMG. *Journal of Applied Physiology*, 96(4), 1486-1495.
- Foskett, R. L., & Longstaff, F. (2018). The mental health of elite athletes in the United Kingdom. *Journal of science and medicine in sport*, 21(8), 765-770.
- Garhammer, J. (1980). Power production by Olympic weightlifters. *Med. Sci. Sports Exerc.* 12(1), 54-60.
- Garhammer, J. (1982). Energy flow during Olympic weightlifting. *Med. Sci. Sports Exerc.* 14(5), 353-360.
- Garhammer, J. (1985). Biomechanical profiles of Olympic weightlifters. *Int. J. Sport Biomechanics*.1:122-130.
- Garhammer, J., & Stone, M. (1990). Quantitative power determination using the vertical jump and a modified Lewis formula. *Journal of Applied Sport Science Research*, 4(3), 1.
- Garhammer, J. (1991). A comparison of maximal power outputs between elite male and female weightlifters in competition. *Int J Sport Biomech* 7: 3-11.
- Garhammer, J. & Takano, B. (1992). Training for weightlifting. Komi, P.V. (Ed). *Strength and Power in Sport. Blackwell Scientific Publications*.
- Garhammer, J. (1993). A review of power output studies of Olympic and powerlifting: Methodology, performance prediction, and evaluation tests. *J. Strength Cond. Res.* 7(2), 76-89.
- Garhammer J. Barbell trajectory and power changes: six attempt and four world records. *Weightlifting, USA*. 2001;19(3):27-30.
- Gourgoulis, V., Aggeloussis, N., Antoniou, P., Christoforidis, C., Mavromatis, G., & Garas, A. (2002). Comparative 3-dimensional kinematic analysis of the snatch

- technique in elite male and female Greek weightlifters. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 16(3), 359-366.
- Gourgoulis, V., Aggeloussis, N., Kalivas, V., Antoniou, P. & Mavromatis, G. (2004). Snatch lift kinematics and bar energetics in male adolescent and adult weightlifters. *J. Sports Med. Phys. Fitness*. 2004, 44, 126-31.
- Gökhan, H. A. D. İ., Akkuş, H., & Harbili, E. (2008). Farklı Bar Ağırlıklarının Kaldırıldığı Koparma Tekniğinin Üç Boyutlu Biyomekanik Analizi. *Spor Bilimleri Dergisi*, 19(3), 139-156.
- Harbili, E., & Arıtan, S. (2005). Elit Haltercilerde Koparma Tekniğinin Karşılaştırmalı Biyomekanik Analizi. *Spor Bilimleri Dergisi*, 16(3), 124-134.
- Harbili, E., & Arıtan, S. (2006). Koparma Tekniğinin Biyomekaniği. *Spor Bilimleri Dergisi*, 17(3), 124-142.
- Harbili, E., & Arıtan, S. (2007). Halterde Artan Bar Ağırlığının Bar Kinematiği ve Güç Çıktısı Üzerine Etkileri. *Spor Bilimleri Dergisi*, 18(3), 126-136.
- Hall, S. J., & Lysell, D. (1995). Basic biomechanics.
- Hay, J. (1978). The biomechanics of sports techniques. *Prentice-Hall*.
- Hoover DL, Carlson KM, Christensen BK, Zebas CJ (2006). Biomechanical analysis of women weightlifters during snatch. *J Strength Cond Res*, 20(3):627-633.
- İnal, HS. (2004). *Spor biyomekaniği temel prensipler*. 1. Basım. Ankara: Nobel Yayın Dağıtım.
- Isaka, T., Okada, T. & Fuanto, K. (1996). Kinematic analysis of the barbell during the snatch movement in elite Asian weightlifters. *J. Appl. Biomech*. 12, 508-516.
- Kamen G, Gabriel D. (2010). Essentials of electromyography. Champaign, IL: *Human Kinetics*.
- Kipp, K. (2020). Relative importance of lower extremity net joint moments in relation to bar velocity and acceleration in weightlifting. *Sports biomechanics*, 1-13.

- Konrad, P. (2005). *The abc of emg*. A practical introduction to kinesiological electromyography, 1, 30-5.
- Knudsen MJ, Hjorth PG. (2000). *Elements of Newtonian Mechanics*, Third revised and enlarged edition, Berlin, Springer-Verlag, 31.
- Knutson LM, Soderberg GL. (1995). EMG: use and interpretation in gait. In: Craik RL, Oatis CA, editors. *Gait analysis: theory and application*. St. Louis, MO: Mosby.
- Knudson D. (2003). Fundamentals of Biomechanics, New York, *Kluwer Academic/Plenum Publishers*, 131-133-23.
- Kumar S. (1996). Electromyography in ergonomics. In: Kumar S, Mital A, editors. *Electromyography in ergonomics*. London: Taylor & Francis. p. 1–50.
- Korkmaz S. (2011). Genç Kadın Haltercilerde koparma tekniğinin biyomekanik analizi.
- Lee, Y.H.; Huwang, C.Y.; Tsuang, Y.H. (1995). Biomechanical characteristics of preactivation and pulling phases of snatch lift. *J Appl Biomech* 11: 288 - 298.
- LeVeau BF. (1991). *Biomechanics of Human Motion*, Third Edition, Philadelphia, W.B. Saunders Company, 150.
- Medved V. (2001). *Measurement of human locomotion*. 1st ed. Florida: CRC Press LLC.
- Merlo, A., & Campanini, I. (2010). Technical aspects of surface electromyography for clinicians. *The Open Rehabilitation Journal*, 3(1), 98-109.
- Mirka, G. A. (1991). The quantification of EMG normalization error. *Ergonomics*, 34(3), 343-352.
- Muratlı S, Toraman F, Çetin E. (2000). *Sportif Hareketlerin Biomekanik Temelleri*, Ankara, Bağırğan Yayımevi, 5.
- Nigg BM, Herzog W. (1999). *Biomechanics of the Musculo-Skeletal System*, England, Jhon Wiley& Sons LTD, 97-65.
- Öğüt, E. (2014). *Siyatik sinir kesisini takiben intraperitoneal yöntemle uygulanan ozon'un sinir rejenerasyonu üzerine etkisi: Ultrastrüktürel, biyokimyasal*

elektromiyografik ve fonksiyonel analizi. Yayınlanmamış Yüksek Lisans Tezi.
Antalya: Akdeniz Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü.

Özgören, N. Ş. (2014). Barfıkste Ters ve Düz Devir Hareketlerinin Biyomekanik Analizi.

Özkaya N, Nordin M. (1999). *Fundamentals of Biomechanics*, Second Edition, New York, Springer- Verlag, 315-25.

Perry J. (1992). Gait analysis: normal and pathological function. *Thorofare, NJ: SLACK*.

Philippe Campillo , Didier Chollet , Jean Paul Micallef . Force - Velocity Relationships In Weightlifting During The Snatch Pull. Centre d'Optimisation de la Performance Motrice (J. E. 147), Montpellier. France. Unite 103 INSERM, *Appareil Moteur et Handicap*, Montpellier. France.

Robertson E, Gordon D, Caldwell GE, Hamill J, Kamen G, Whittlesey SN (2004). *Research Methods in Biomechanics*. 1st ed. Champaign: *Human Kinetics*.

Robertson DGE (2004). Electromyographical kinesiology. In: Robertson DGE, Caldwell GE, Hamill J, Kamen G, Whittlesey SN, editors. *Research methods in biomechanics*. Champaign, IL: *Human Kinetics*. p. 163–82.

Soderberg, G. L. (1992). Selected topics in surface electromyograph for use in the occupational setting: *Expert perspectives, Recording Techniques*, Iowa.

Sousa, A. S., & Tavares, J. M. R. (2012). Surface electromyographic amplitude normalization methods: a review. *Electromyography: new developments, procedures and applications*.

Soylu, A. R. (2010). Spor bilimleri için yüzey elektromyografi: Olası hata kaynakları ve bazı teknik detaylar. *Ankara ISBN, 978-605*.
https://yunus.hacettepe.edu.tr/~arsoylu/Soylu_2010_Yuzey_Elektromyografi.pdf
(Erişim tarihi; 05.04.2023).

Stone MH, O'Bryant HS, Williams FE, Johnson RL (1998). Analysis of bar paths during the snatch in elite male weightlifters. *NSCA*. August:30-38.

Szyszkka, P., & Mastalerz, A. (2015). The relationship between biomechanical indicators of the snatch technique and female weightlifters' levels. *Polish Journal of Sport and Tourism*, 21(4), 218-222.

Toumi, H, Best, TM, Martin, A, F'Guyer, S, and Poumarat, G. (2004). Effects of eccentric phase velocity of plyometric training on the vertical jump. *Int J Sports Med* 25: 391-398.

Van Sint Jan, S. (2007). Color atlas of skeletal landmark definitions E-book: guidelines for reproducible manual and virtual palpations. *Elsevier Health Sciences*.

Winter, D. EMG interpretation. In: Kumar, S, Mital, A. (1996). Editors. *Electromyography in ergonomics*. London: Taylor & Francis; p. 109–25.

Winter DA (2005). Biomechanics and motor control of human movement, *Johna Wiley & Sons, Inc.* 35.

Zatsiorsky, VM. (2002). Kinetics of Human Motion, USA, *Human Kinetics*. 265-84.

Müsabaka talimatları, <https://halter.gov.tr/musabaka-talimati/> (Erişim tarihi: 05.04.2023).

Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles (SENIAM) <http://www.seniam.org/> (Erişim tarihi: 05.04.2023).

Technical rules. <https://www.iwf.net/downloads/?did=598> (Erişim tarihi: 05.04.2023).