

T.C.
ORDU ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**GÖVDE EKSTANSÖR VE ABDOMİNAL KAS
YORGUNLUĞUNUN STATİK VE DİNAMİK
DENGE ÜZERİNE ETKİLERİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Gül ÖZSOY

Beden Eğitimi ve Spor Anabilim Dalı

TEZ DANIŞMANI

Danışman: Dr. Öğr. Üyesi Hasan SÖZEN

II. Danışman: Doç. Dr. A. Ruhi SOYLU

**Bu araştırma Ordu Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından
B-1839 proje numarası ile desteklenmiştir.**

ORDU-2019

ONAY

Ordu Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü öğrencisi Gül ÖZSOY tarafından hazırlanan ve Dr. Öğr. Üyesi Hasan SÖZEN danışmanlığında yürütülen “Gövde Ekstansör ve Abdominal Kas Yorgunluğunun Statik ve Dinamik Denge Üzerine Etkileri” adlı bu tez, jürimiz tarafından 09/08/2019 tarihinde oybirliği ile Beden Eğitimi ve Spor Anabilim Dalı Tezli Yüksek Lisans Programında Yüksek Lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Danışmanı : Dr. Öğr. Üyesi Hasan SÖZEN
İkinci Tez Danışmanı : Doç. Dr. A. Ruhi SOYLU

Başkan : Dr. Öğr. Üyesi Erol DOĞAN
Beden Eğitimi ve Spor Anabilim Dalı
Ondokuz Mayıs Üniversitesi

İmza.....

Jüri Üyesi : Dr. Öğr. Üyesi Erdal ARI
Beden Eğitimi ve Spor Anabilim Dalı
Ordu Üniversitesi

İmza.....

Jüri Üyesi : Dr. Öğr. Üyesi Hasan SÖZEN
Beden Eğitimi ve Spor Anabilim Dalı
Ordu Üniversitesi

İmza.....

ONAY

02/08/2019 tarihinde enstitüye teslim edilen bu tezin kabulü, Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu'nun 04/08/2019 tarih ve 2019-118. sayılı kararı ile onaylanmıştır.

09/08/2019

Enstitü Müdürü

Doç. Dr. Alparslan İNCE

TEZ BİLDİRİMİ

Tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanan bu tezin yazılmasında bilimsel ahlak kurallarına uyulduğunu, başkalarının eserlerinden yararlanılması durumunda bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunulduğunu, tezin herhangi bir kısmının bu üniversite veya başka bir üniversitedeki başka bir tez çalışması olarak sunulmadığını beyan ederim.


Gül ÖZSOY

TEŞEKKÜR

Yüksek lisans tez çalışmamın her aşamasında bana yol gösteren, yardım, öneri ve desteği ile çalışmama rehberlik eden değerli hocam ve danışmanım Dr. Öğr. Üyesi Hasan SÖZEN'e, engin bilgi ve birikiminden yararlandığım II. danışmanım Doç. Dr. A. Ruhi SOYLU'ya;

Yüksek Lisans eğitimim boyunca üzerimde emeği olan ve yüksek lisansa başladığım andan itibaren verdikleri derslerle kişisel gelişimime katkı sağlayan değerli hocalarım Prof. Dr. Orhan BAŞ'a, Prof. Dr. Soner ÇANKAYA'ya, Doç. Dr. Ayhan DEVER'e, Dr. Öğr. Üyesi Ercüment ERDOĞAN'a, Dr. Öğr. Üyesi Erdal ARI'ya;

Yüksek Lisans eğitimim boyunca çalışmalarımı yapabilmem için her zaman bana destek olan değerli Müdürüm Fatma ÖZDEMİR'e;

Araştırma verilerini toplama sürecinde desteğini esirgemeyen değerli meslektaşım Can AKYILDIZ'a;

Araştırma verilerinin girişinde ve işlenmesinde destek olan sevgili dostum İnci ARIKAN SOMUN'a;

Araştırmaya gönüllü olarak katılarak bu çalışmanın ortaya çıkmasını sağlayan Ordu Üniversitesi öğrencilerine;

Hayatım boyunca bana destek olup eğitim almamı sağlayan sevgili anne ve babama; canım kardeşim Ferhat'a;

Her zaman bana destek olan sevgili eşim Gökhan ÖZSOY'a;

ve ona ayırmam gereken zamanın bir kısmını bu çalışmaya ayırmama müsaade ettiği için canım oğlum Ömer'e şükranlarımı sunuyorum.

Gül ÖZSOY

Ordu, 2019

ÖZET

GÖVDE EKSTANSÖR VE ABDOMİNAL KAS YORGUNLUĞUNUN STATİK VE DİNAMİK DENGE ÜZERİNE ETKİLERİ

Amaç: Hareket içeren bütün spor branşlarında azami öneme sahip denge bileşenleri vücudun merkezi bölgesinde bulunan kasların yorgunluğu ile ilişkilendirilebilir. Bu bağlamda, çalışmanın amacı gövde ekstansör ve abdominal kas gruplarının statik yorgunluk düzeylerinin statik ve dinamik denge bileşenlerine etkilerinin incelenmesidir.

Gereç ve Yöntem: Yaşları 18-24 arasında değişen toplam sağlıklı 40 gönüllü (10 sporcu kadın; 10 sporcu erkek, 10 sedanter kadın, 10 sedanter erkek) çalışmaya katılmıştır. Katılımcılar, gövde ekstansör veya abdominal kasları için izometrik yorgunluk protokolü tamamlamışlardır. Sonrasında zıt kas grupları için yorgunluk protokolüne katılmaları istenmiştir. En aktif kasılma halinde bulunan gövde ekstansörleri *lumbar erector spinae* (LE), *multifidus* (ML) ve *latissimus dorsi* (LD), kaslarından, abdominal kas yorgunluğu için modifiye edilmiş ters Biering Sorsen pozisyonunda *external oblique* (EO), *rectus abdominis* (RA) ve *internal oblique* (IO) kaslarından katılımcının baskın tarafından ölçümler yapılmıştır. Değerler kablosuz yüzeysel Ag/AgCl elektrotlar ile Noraxon marka (myoMUSCLE, Noraxon, Scottsdale, AZ, USA) cihaz ile alınmıştır. Gönüllülerin dinamik ve statik denge ölçümleri test protokolünden önce ve test protokolü sonrası EMG analizini takiben yapılmıştır. Dinamik ve statik denge ölçümleri *CSMI TecnoBody PK-252* izokinetik denge sistemi kullanılarak elde edilmiştir

Bulgular: Çalışmaya katılan gönüllülerin ön-test ve son-test statik ve dinamik denge değerleri incelendiğinde, dinamik denge bileşeni olan ATE ve statik denge gözü kapalı (GK) değerlerinde bir fark tespit edilmemiştir $p>.05$. Gözü açık (GA) statik denge değerlerinde ise ön-test ve son-test değerlerinde istatistiksel olarak fark bulunmuştur $p<.01$. Çalışmaya katılan sporcu ve sedanter gönüllülerin ön-test ve son-test dinamik, GA statik ve GK statik denge değerlerinde istatistiksel olarak bir fark bulunmamıştır $p>.05$. Çalışmaya katılan kadın ve erkek katılımcıların ön-test ve son-test statik ve dinamik denge değerleri incelendiğinde, dinamik denge bileşeni olan ATE değerlerinde kadın ve erkek katılımcılar arasında istatistiksel olarak bir fark tespit

edilmiştir $p<.05$. Statik denge bileşenlerinde ise cinsiyetler arası bir fark tespit edilmemiştir $p>.05$. Gövde ekstansör kaslarının yorgunluğu için uygulanan Biering Sorsen pozisyonunun agonist ve antagonist kas gruplarının koordineli yorgunluk değerlerinin ortalama değerlerine göre kadın ve erkek bireyler arasında istatistiksel olarak fark tespit edilmiştir ($p<.05$).

Sonuç: Yorgunluk protokolü süresinde gözü açık olan gönüllülerin GA statik dengelerinde bozulmalar görülmüştür. Bu sonuç yorgunluk protokolü süresince gözü açık olan gönüllülerin denge bozulmalarının da yine gözü açık pozisyonda oluştuğunu göstermiştir. Çalışmamızda ki ko-yorulma değerlerini incelediğimizde, sporcu ve sedanter bireylerin gövde ekstansör kaslarının ko-yorulma değerlerinde bir fark tespit edilmemişken abdominal kasların ko-yorulma değerlerinde ise istatistiksel bir fark bulunmuştur.

Anahtar Kelimeler: Gövde Ekstansör Kasları, Abdominal Kaslar, Yüzeysel Elektromyografi, Statik Denge, Dinamik Denge, Yorgunluk, Ko-yorulma

ABSTRACT

THE EFFECTS OF TRUNK EXTENSOR AND ABDOMINAL MUSCLE FATIGUE ON STATIC AND DYNAMIC BALANCE

Purpose: The balance components of maximum importance in all sports with motion can be associated with the fatigue of the muscles in the central part of the body. In this context, the purpose of the study was to investigate the effects of static fatigue levels on the static and dynamic balance components of the trunk extensor and abdominal muscle groups.

Materials and Method: Forty healthy volunteers (10 female athletes; 10 male athletes, 10 sedentary females, 10 sedentary males) aged 18-24 participated in the study. Participants completed an isometric fatigue protocol for the trunk extensor or abdominal muscles. They were then asked to participate in the fatigue protocol for opposite muscle groups. The most active contractile trunk extensors include lumbar erector spinae (LE), multifidus (ML) and latissimus dorsi (LD), muscles, external oblique (EO), rectus abdominis (RA) Oblique (IO) muscles were measured by the dominant side of the participant. Values were taken with Noraxon brand (myoMUSCLE, Noraxon, Scottsdale, AZ, USA) with wireless superficial Ag / AgCl electrodes. Dynamic and static equilibrium measurements of the volunteers were performed before and after the test protocol following EMG analysis. Dynamic and static equilibrium measurements were obtained using the CSMI TecnoBody PK-252 isokinetic equilibrium system.

Results: When the pre-test and post-test static and dynamic equilibrium values of the volunteers included in the study were examined, no difference was found in the dynamic equilibrium component ATE and static equilibrium closed eyes (CE) $p > 0.05$. There was a statistically significant difference between pre-test and post-test values of open eye (OE) static balance values $p < 0.01$. There was no statistically significant difference between pre-test and post-test dynamic, OE static and CE static balance values of the athletes and sedentary volunteers who participated in the study $p > 0.05$. When the pre-test and post-test static and dynamic balance values of the male and female participants were examined, a statistically significant difference was found between male and female participants in the ATE values which are dynamic balance

components. There was no difference between the genders in terms of static balance components $p>0.05$. A statistically significant difference was found between male and female subjects according to the mean values of coordinated fatigue values of agonist and antagonist muscle groups of Biering Sorsen position applied for fatigue of trunk extensor muscles ($p<0.05$).

Conclusion: OE static balances of the volunteers who were open during the fatigue protocol were impaired. This result showed that the disordered balance of volunteers who were open during the fatigue protocol also occurred in the open eye. When we examined the co-fatigue values in our study, no difference was found in the co-fatigue values of the trunk extensor muscles of athletes and sedentary individuals, but a statistically significant difference was found in the co-fatigue values of abdominal muscles.

Keywords: Trunk Extensor Muscles, Abdominal Muscles, Surface Electromyography, Static Equilibrium, Dynamic Equilibrium, Fatigue, Co-fatigue

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
	Nu.
İÇ KAPAK SAYFASI	
ONAY	
TEZ BİLDİRİMİ	I
TEŞEKKÜR	II
ÖZET	III
ABSTRACT	V
İÇİNDEKİLER	VII
ŞEKİLLER DİZİNİ	IX
TABLolar DİZİNİ	X
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	XIII
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Kaslar	4
2.1.1. Kas Çeşitleri	6
2.2. Kayan Filamentler Teorisi	8
2.2.1. Kas Kasılması	8
2.3. Kas Kasılma Çeşitleri	10
2.3.1. İzotonik Kas Kasılması	10
2.3.2. İzometrik Kas Kasılması	10
2.3.3. İzokinetik Kas Kasılması	10
2.4. Denge	11
2.4.1. Denge Çeşitleri	11
2.4.2. Dengenin Biyomekaniği	11
2.4.3. Spor ve Denge	12
2.5. Kas Yorgunluğu Fizyolojisi	13
2.6. Elektromiyografi	14
2.6.1. Yüzeysel Elektromiyografi	18
2.6.2. Yüzeysel EMG'nin Sınırlamaları	19
2.6.3. Cilt Hazırlama.....	20

2.6.4. Elektrot Malzemesi, Ebat, Montaj ve Konumlandırma	21
2.6.5. Hareketin Analizi	22
2.6.6. Spor Performansının Değerlendirilmesi	23
2.6.7. Yüzeysel Elektromiyografinin Yorgunluk İlişkisi	24
3. GEREÇ VE YÖNTEM	27
3.1. Araştırma Grubu	27
3.2. Veri Toplama	27
3.3. EMG Analizi	28
3.4. Denge Ölçümleri	29
3.4.1. Statik Denge Ölçümü	30
3.4.2. Dinamik Denge Ölçümü	31
3.5. İstatistiksel Analiz	31
4. BULGULAR	32
5. TARTIŞMA	51
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	57
KAYNAKLAR	58
EKLER	72
ÖZGEÇMİŞ	80

ŞEKİLLER DİZİNİ

		Sayfa
		Nu.
Şekil 2.1.	Bir iskelet kası lifi	9
Şekil 2.2.	Alt ekstremite kas gruplarıyla ilgili bir çalışma	22
Şekil 3.1.	Gövde ekstansör kaslarının yorgunluğu için Biering Sorsen pozisyonu	26
Şekil 3.2.	sEMG power spectrum yoğunluğu (a) yorgunluk öncesi (b) yorgunluk sonrası	27
Şekil 3.3.	<i>CSMI TecnoBody PK-252</i> izokinetik denge sistemi	28

TABLolar DİZİNİ

	Sayfa
	Nu.
Tablo 4.1. Çalışmaya Katılan Gönüllülerin Vücut Analizleri ve Değerlendirilmesi	32
Tablo 4.2. Bütün katılımcıların Ön-test ve son-test statik ve dinamik denge değerleri	33
Tablo 4.3. Sporcu ve sedanter bireylerin ön-test ve son-test statik ve dinamik denge değerleri	33
Tablo 4.4. Kadın ve erkek bireylerin ön-test ve son-test statik ve dinamik denge değerleri	34
Tablo 4.5. Gövde ekstansör kaslarının izometrik kasılması sırasında sporcu ve sedanter bireylerin agonist ve antagonist kaslarının MF (Hz) değerlerinin farkları (1. Tekrar)	35
Tablo 4.6. Gövde ekstansör kaslarının izometrik kasılması sırasında sporcu ve sedanter bireylerin agonist ve antagonist kaslarının MF (Hz) değerlerinin farkları (2. Tekrar)	36
Tablo 4.7. Gövde ekstansör kaslarının izometrik kasılması sırasında sporcu ve sedanter bireylerin agonist ve antagonist kaslarının MF (Hz) değerlerinin farkları (3. Tekrar)	37
Tablo 4.8. Gövde ekstansör kaslarının izometrik kasılması sırasında sporcu ve sedanter bireylerin agonist ve antagonist kaslarının MF (Hz) değerlerinin farkları (4. Tekrar)	38
Tablo 4.9. Gövde ekstansör kaslarının izometrik kasılması sırasında sporcu ve sedanter bireylerin agonist ve antagonist kaslarının MF (Hz) değerlerinin farkları (5. Tekrar)	39
Tablo 4.10. Gövde ekstansör kaslarının izometrik kasılması sırasında sporcu ve sedanter bireylerin agonist ve antagonist kaslarının MF (Hz) değerlerinin farkları (ortalama)	40

Tablo 4.11.	Abdominal kasların izometrik kasılması sırasında sporcu ve sedanter bireylerin agonist ve antagonist kaslarının MF (Hz) değerlerinin farkları (1. tekrar)	41
Tablo 4.12.	Abdominal kasların izometrik kasılması sırasında sporcu ve sedanter bireylerin agonist ve antagonist kaslarının MF (Hz) değerlerinin farkları (2. tekrar)	42
Tablo 4.13.	Abdominal kasların izometrik kasılması sırasında sporcu ve sedanter bireylerin agonist ve antagonist kaslarının MF (Hz) değerlerinin farkları (3. tekrar)	43
Tablo 4.14.	Abdominal kasların izometrik kasılması sırasında sporcu ve sedanter bireylerin agonist ve antagonist kaslarının MF (Hz) değerlerinin farkları (4. tekrar)	44
Tablo 4.15.	Abdominal kasların izometrik kasılması sırasında sporcu ve sedanter bireylerin agonist ve antagonist kaslarının MF (Hz) değerlerinin farkları (5. tekrar)	45
Tablo 4.16.	Abdominal kasların izometrik kasılması sırasında sporcu ve sedanter bireylerin agonist ve antagonist kaslarının MF (Hz) değerlerinin farkları (ortalama)	46
Tablo 4.17.	Gövde ekstansör kaslarının izometrik kasılması sırasında sporcu ve sedanter bireylerin agonist ve antagonist kas gruplarının MF (Hz) değerlerinin ortalama farkları	47
Tablo 4.18.	Abdominal kasların izometrik kasılması sırasında sporcu ve sedanter bireylerin agonist ve antagonist kas gruplarının MF (Hz) değerlerinin ortalama farkları	47
Tablo 4.19.	Gövde ekstansör kaslarının izometrik kasılması sırasında sporcu ve sedanter bireylerin agonist ve antagonist kas gruplarının koordineli yorgunluk değerlerinin (ko-yorulma=agonist/antagonist) ortalama farkları	48

Tablo 4.20.	Abdominal kasların izometrik kasılması sırasında sporcu ve sedanter bireylerin agonist ve antagonist kas gruplarının koordineli yorgunluk değerlerinin (ko-yorulma=agonist/antagonist) ortalama farkları	48
Tablo 4.21.	Gövde ekstansör kaslarının izometrik kasılması sırasında kadın ve erkek bireylerin agonist ve antagonist kas gruplarının MF (Hz) değerlerinin ortalama farkları	49
Tablo 4.22.	Abdominal kasların izometrik kasılması sırasında kadın ve erkek bireylerin agonist ve antagonist kas gruplarının MF (Hz) değerlerinin ortalama farkları	49
Tablo 4.23.	Gövde ekstansör kaslarının izometrik kasılması sırasında kadın ve erkek bireylerin agonist ve antagonist kas gruplarının koordineli yorgunluk değerlerinin (ko-yorulma=agonist/antagonist) ortalama farkları	50
Tablo 4.24.	Abdominal kasların izometrik kasılması sırasında kadın ve erkek bireylerin agonist ve antagonist kas gruplarının koordineli yorgunluk değerlerinin (ko-yorulma=agonist/antagonist) ortalama farkları	50

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

NCS	:	Sinir İletim Çalışmaları (Nerve Conduction Studies)
EMG	:	Elektromyografi
sEMG	:	Yüzeysel Elektromyografi
ATP	:	Adenozin Tri-Fosfat
MÜAP	:	Motor Ünite Aksiyon Potansiyeli
Ag	:	Gümüş
AgCl	:	Gümüş Klorür
Au	:	Altın
VKİ	:	Vücut Kitle İndeksi
LBM	:	Yağsız Vücut Kütlesi
VYY	:	Vücut Yağ Yüzdesi
LE	:	Lumbar Erector Spinae kası
ML	:	Multifidus kası
LD	:	Latissimus Dorsi kası
EO	:	External Oblique kası
RA	:	Rectus Abdominis kası
IO	:	Internal Oblique kası
ATE	:	Ortalama Takip Hatası (Average Track Error)
MF	:	Ortalama Frekans (Mean Frequency)
GA	:	Gözü Açık
GK	:	Gözü Kapalı
Ko-yorgunluk	:	Koordineli yorgunluk (co-fatigue)

1. GİRİŞ

Elektromiyografi, kasların ve sinirlerin elektrodyagnostik çalışmasını test eder. Testte iki bileşen bulunur: Sinir iletim çalışmaları (NCS) ve elektromyogram (EMG) çalışmaları. Sinir iletim çalışmaları, sinirlerin elektrik sinyallerini ne kadar iyi ve ne kadar hızlı gönderebildiğini ölçer (Oh, 2003). NCS, çevresel bir sinirde bir yayılım aksiyon potansiyelinin indüklediği bölgeden uzak bir yerde periferik bir sinirsel impulsun kaydedilmesi olarak tanımlanabilir (Weiss ve ark., 2004). Sinir iletim çalışmaları çeşitli nöromusküler bozuklukları olan hastalarda nörolojik fonksiyon hakkında eşsiz niceliksel bilgi sağlamaktadır (Morgan, 1989). Sinir, rota boyunca bir veya daha fazla bölgede harekete geçirilir ve sinirin elektriksel cevabı kaydedilir. EMG testi, bir kasın elektriksel aktivitesinin değerlendirilmesini içerir ve elektrodyagnostik tıbbi konsültasyonun temel kısımlarından biridir. Test edilen kasların anatomisi, makine ayarları ve testin ardındaki nörofizyoloji hakkında kapsamlı bilgi gerektirir (Weiss ve ark., 2004).

EMG, kas aktivasyon düzeyini ölçmek için sıklıkla kullanılır ve hareketle ilgili spesifik kaslar için egzersiz yoğunluğunun kaba bir tahminini sağlar (Andersen ve ark., 2010; Hintermeister ve ark., 1998). EMG sinyalinin insan vücudundaki kas fonksiyonlarını incelemek için birçok katkısı vardır (Illyes ve Kiss, 2005). EMG, kasların elektriksel aktivitesinin kaydedilmesidir ve bu nedenle, motor sistemi bütünlüğünün fiziksel araştırılmasıdır (Rivas ve ark., 2007).

Yüzey Elektromiyografi (sEMG), kas kasılması ve gevşeme döngüleri sırasında oluşan kas elektriksel aktivitesini ölçmek için invaziv olmayan bir tekniktir. sEMG, bir kasın herhangi bir anda hareket ve duruş sırasında gerçekte ne yaptığını ortaya koymada benzersizdir. Dahası, kasların ince bir etkileşimi ya da eşgüdümünü objektif olarak ortaya koymaktadır (Basmajian ve De Luca, 1985).

Çoğunlukla sEMG, bir dizi kas aktivitesini araştırmak için kullanılır. Spor ve mesleki bağlamlarda çalışan bilim insanlarının çoğunluğu, yüzey elektrotları kullanarak EMG'yi ölçmektedir (Clarys, 2000; Merletti ve ark., 2001). İskelet kasları karmaşık dinamik hareketler sırasında daima aynı yerde kalmazlar ve tüm kas karnı tamamen deri altında stabil kalmayabilir, ancak diğer karnı veya

tendonların parçaları ve subkütan yağ dokusu ile kaplanabilir. sEMG ölçümü için kas seçiminde dikkatle düşünülmesi gerektiği vurgulanmalıdır (Clarys, 2000).

Cildin hazırlanması uygun bir sinyal almak için önemlidir. Elektrotları deriye yerleştirmeden önce cildin temiz ve kuru olmasına dikkat edilmelidir. Cildin jel, krem veya alkol ile temizlenmesi ve sonra cildin kurutulması gerekir (Zipp, 1982; Clancy ve ark., 2002; Garcia ve Vieira, 2011). Gerekirse cilt tıraş edilmelidir. Cildin temizlenmesi, düşük gürültülü seviyelerde sEMG kayıtları yapmak için yararlıdır. Derinin uygun şekilde hazırlanması, vücut kıllarının, yağların ve pul pul deri tabakalarının temizlenmesini sağlar ve sonuç olarak elektrot-jel-cilt arayüzünde empedansı azaltır. Tıraş, ıslatma ve alkol, aseton veya eter ile ovuşturmak genellikle cildin temizlenmesi için yapılan yöntemlerdir (Garcia ve Vieira, 2011).

sEMG, kas aktivitesinin analizi için yararlı bir tekniktir. Bununla birlikte, etkinliği, doğru elektrot yerleştirme, deriyi uygun şekilde hazırlama ve uygun kayıt enstrümantasyonu ile ilgilidir. Buna ek olarak, EMG sinyallerinde değişiklik yapabilen eserleri tanımak ve herhangi bir ilave analizden önce belirli bir filtreleme prosedürünü seçmek zorunludur (Steele, 2011).

EMG, kas aktivitesini kaydetmemizi sağlar ve aynı zamanda senkronize bir sinematik ölçüm yapmak da sıklıkla önerilir. Bu şekilde, iki tür veri elde edilebilir ve aşağıdakilerin belirlenmesi mümkündür:

- Kasın harekete geçme süresi,
- Kas aktivasyonun başlangıcı,
- Kas aktivasyonun bitişi,
- Kas-eklem pozisyonuyla ilişkisi.

Kasın kasılma düzeyini yansıtan kas aktivitesinin derecesi. Bununla birlikte, tespit edilen elektriksel sinyal kastaki iyonik konsantrasyonun bir fonksiyonu olduğu için bu, kas kuvveti seviyesiyle karıştırılmamalıdır (Masso ve ark., 2010).

Hareket içeren bütün spor branşlarında azami öneme sahip denge bileşenlerinin vücudun merkezi bölgesinde bulunan kasların yorgunluğu ile ilişkilendirilmesi antrenman programlarında gövde ekstansör ve abdominal kas gruplarına verilen önemin artmasını sağlayacaktır. Yine vücut merkezi bölgesindeki kasların bireyin statik veya dinamik dengesine olan etkinliği

belirlenerek ihtiyaç duyulan denge bileşeni için ilgili kas gruplarının önemi ortaya konacaktır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Kaslar

Hareket sisteminin temel yapısını iskelet ve kaslar oluşturur. Kaslar kimyasal enerjiyi mekanik işe çeviren bir tür makine görevi görürler. ATP'nin (Adenozin Tri-Fosfat) içindeki kimyasal enerjinin kaslarda mekanik enerjiye çevrilmesi ile insan hareketlerinin ortaya konması, yürümek, koşmak gibi hareketlerin yapılması, yaşamsal fonksiyonların devam ettirilmesi, kimyasal reaksiyonların sürdürülmesi gibi işlevler kasların hareket etmesine bağlıdır (Çakır, 2017). Bu bakımdan öncelikle kasların temel yapısı ve işleyişine değinilecektir.

Her bir kas, kasın bütün yüzeyini kaplayan fascia ile birbirinden ayrılır. İskelet kaslarında üç ayrı bağ doku katmanı vardır. En dıştaki ve bütün kası saran katmana epimisyum denir. Epimisyumdan içeri gidildiğinde her bir kas lif demetini çevreleyen bağ dokuya perimisyum denir. Her bir kas lifi demetine fasikül adı verilir. Fasikülün içindeki her bir kas lifi endomisyum denilen bağ doku ile çevrilidir ve endomisyum her bir kas lifini birbirinden ayırır. Endomisyumun altında her bir kas lifini çevreleyen sarkolemma adı verilen bir zar yer alır. Sarkolemanın altında hücrel proteinler, organeller ve miyofibriller içeren sarkoplazma bulunur (Aydın, 2000; Powers ve Howley, 2009). Her bir kas lifi çok sayıda miyofibril içerir. Miyofibriller iki önemli protein filamenti içerirler. Bunlar miyozin proteininden oluşan kalın filamentler ve aktin proteininden oluşan ince filamentlerdir. Bu proteinin dizilimi iskelet kasına çizgili görünümünü verir (Aydın, 2000; Powers ve Howley, 2009; Wilmore ve Costill, 2004).

Her bir kas hücresi sinir hücresinden gelen sinir lif dallarına bağlanır. Bu sinir hücrelerine motor nöronlar denir. Motor nöron ve ona bağlanan kas lifine motor ünite denir. Motor nöronlardan gelen uyarı kasılma işlemi başlatır. Motor nöron ve kas hücresinin birleştiği yere nöromusküler kavşak denir. Bu kavşakta sarkolema motor son plak denilen bir yapı oluşturur. Motor nöronların sonu kas lifi ile fiziksel bir temasta bulunmaz, nöromusküler yarı diye adlandırılan bir boşluk ile birbirlerinden ayrılırlar (Powers ve Howley, 2009).

Nöromusküler kavşağın sinir ucunda çok sayıda mitokondri ve salgı keseleri bulunur. Her salgı bezi binlerce asetilkolin içerir. Bir sinir uyarısı motor sinirin

ucuna ulaştığında, nörotransmitter asetilkolin salınır ve asetilkolin motor son plaktaki reseptörlere bağlanır. Bu da sarkolemanın sodyum geğirgenliğini artırır ve bu durum da son plak potansiyeli denilen depolarizasyona neden olur. Son plak potansiyeli kasılma işlemine başlatır. Sarkolema bir kez depolarize olduktan sonra repolarize olmak zorundadır. Repolarizasyon sırasında sodyum kapıları kapanır ve potasyum kapıları ağılır. Hücreden hızlıca ayrılan potasyumlardan dolayı membran iğini negatif hale getirir. Böylece membran yeni bir uyarı almaya hazır hale gelir. Nöromusküler kavşakta meydana gelen aksiyon potansiyeli, tüm kas lifleri boyunca tendon bölgelerine doğru yayılır. Bu potansiyellerin toplamı motor ünite aksiyon potansiyeli (MÜAP) olarak adlandırılır ve kas kasılmasından sorumludur (Aeling, 2016; Aydın, 2000; Garcia ve Vieira, 2011; Powers ve Howley, 2009).

Kasın kimyasal yapısı incelendiğinde %75'inin su, geri kalan kısmın %20'si kas proteinleri, %5'lik kısmının ise inorganik tuzlar, fosfojenler, üre ve laktik asit gibi maddeler, kalsiyum, magnezyum ve fosfor gibi mineraller, çeşitli enzim ve pigmentler, sodyum, potasyum ve klor gibi iyonlar ile yağ ve karbonhidratlardan oluştuğu görülür (Ökmen, 2018).

Her canlı doku gibi kaslar kendilerine yapılan uyarana yanıt verir. Bu yanıt kasılma şeklinindedir. Genelde kaslar sinir yolu ile uyarılırlar. Kası istirahat uzunluğundan daha öteye germeye çalışırken, bir direnç ile karşılaşırız ve kası gerip uzatan kuvvet kesildiğinde, kas eski boyuna döner. Bu elastikiyet özelliğidir. Kas, şeklini değiştirmek isteyen kuvvete karşı, iç sürtünmelere bağlı bir direnç gösterir. Bu iki kuvvet arasında bir süre içinde denge oluşur. Bu kasın viskozite (akışkanlık) özelliğidir (Kabadayı, 2005).

Kas dokusu mekanik, kimyasal, fiziksel ve bunun gibi tüm uyarılara tepki gösteren dokudur. Bu tepki kasılma ya da gevşeme şeklinindedir (Demir, 2016). İnsan vücudunda bütün hareketler kas kontraksiyonu ile gerçekteşir. Yürüme, yiyeceklerin alınması ve soluma gibi birleşik hareketler direk olarak kassal kontraksiyona bağlı iken, koşma, atma, çekme gibi karmaşık performanslar çok sayıda kasa ve sinir kas koordinasyonuna bağlıdır (Demirel ve Koşar 2002; Üstündağ, 2017). Demir'e (2016) göre kas dokusunun en önemli özellikleri şunlardır:

1. Uyarılabilirlik: Uyarılabilme tüm canlı hücrelerin özelliğidir, fakat kas hücreleri uyarıya, plazma zarı boyunca geçen elektrik akımı üreterek ve hücrelerin kasılmalarını tetikleyerek cevap verir.
2. Kasılabilirlik: Kas hücreleri uyarıldıklarında kasılabilme özelliğine sahiptir. Kas kendisine yapılan uyarılara (aksiyon potansiyeline) kasılma şeklinde cevap verir.
3. Uzayabilme: Kasılmak için bir kas hücresi uzayabilmeli, kasılmalar arasında esneyebilmelidir. Hücrelerin çoğu küçük bir uzama karşısında yırtılırken, iskelet kas hücreleri, dokusunda hasar olmaksızın kasılma boyundan 3 kat fazla uzayabilir.
4. Elastikiyet: Kasılma ve gerilmeden sonra başlangıç uzunluğuna dönebilmedir.
5. Viskozite: Kaslar şekillerini değiştirmek isteyen kuvvetlere karşı iç sürtünmeler nedeni ile direnç gösterirler. Kası deforme etmeye çalışan kuvvet ile bu kuvvetin kasta uyandırdığı direnç arasındaki denge hemen değil bir süre sonra meydana gelir. Bunun nedeni kasın viskozite özelliğidir. Kas kendine asılan bir ağırlık yoluyla uzatılacak ise, bu ağırlığın kasta getireceği son uzunluğa derhal ulaşmayıp, uzamanın son bölümü yavaş yavaş gerçekleşecektir.

Hareket etmeyi, mekanik iş yapabilmeyi, postüral duruşu ve ısı üretimi sağlayan kaslar vücudumuzda çizgili (iskelet) kaslar, kalp kası ve düz kas olarak üç farklı şekilde bulunurlar (Çakır, 2017; Demir, 2016).

2.1.1. Kas Çeşitleri

Kaslar vücut ağırlığımızın yaklaşık %40-50 sini oluşturan özel dokulardır. Merkezi sinir sistemi tarafından gönderilen uyarıları iletebilmelerinin yanında bu uyarılara kasılarak yanıt verirler. Kas dokusu esneklik yönünden normal uzunluğundan daha fazla gerilebilirken uyaran durum ortadan kalkınca tekrar eski boyutuna dönebilir. Hareket etmeyi, mekanik iş yapabilmeyi, postüral duruşu ve ısı üretimi sağlayan kaslar vücudumuzda çizgili (iskelet) kaslar, kalp kası ve düz kas olarak üç farklı şekilde bulunurlar (Çakır, 2017).

Çizgili (İskelet) Kaslar

Kas hücresi diğer hücrelerden farklı olarak uzun, iğ şekindedir ve fibril adını alır. Kas dokusu fibrillerden oluşmuştur. Organizmanın yürüme, koşma, atlama, ağırlık taşıma gibi hareketleri iskelet kaslarının çeşitli kasılmaları sayesinde olur. Antrenmanlar yoluyla iskelet kaslarının kuvvet, dayanıklılık ve koordinasyonu artırılabilir ya da boyutları geliştirilebilir (Akgün 1994; Üstündağ, 2017).

İnsan vücudundaki yaklaşık 600 iskelet kasının ana fonksiyonu yağ ve karbonhidrat gibi temel kaynaklardan elde edilen kimyasal enerjiyi mekanik enerjiye dönüştürerek kuvvet oluşturmaktır. Bu kuvvet aktif kas liflerinden sarkolemmada bulunan ekstrasellüler protein kompleksleri ve konnektif doku elementlerinin yardımıyla tendonlara dolayısıyla eklemlere, ekstremitelere aktarılır ve vücudun hareketine dönüştürülür (Ökmen, 2018). İskelet kasları ayrıca bazal metabolizmaya katkıda bulunur, temel sıcaklığı düzenlemek için ısı üretir, kan glukozunun düzenlenmesinde rol oynar, karbonhidrat, yağ ve proteinler için depo görevi görür, egzersiz sırasında enerji oluşumunu sağlar ve iç organları korur (Ökmen, 2018).

Kalp Kası

Çizgisel yapısı ve kasılma özelliği olarak çizgili kaslara benzeyen kalp kası, istemsiz bir şekilde ve ritmik olarak çalışması yönüyle de düz kaslara benzemektedir (Onat ve ark., 2002). Diğer kaslara uyarı beyinden gelen sinirlerle iletilirken kalp kası kendi uyarısını oluşturur, çalışma frekansı (nabız) bilgisini ise beyinden alır (Çakır, 2017; Serbest, 2014). Kalbin büyük bir bölümü kas hücrelerinden oluşur ve kalbin bu kısmı “miyokard” olarak adlandırılır. Kalp kasına ait en önemli özelliklerden biri kalbin kendi uyarılarını kendisinin oluşturabilmesi sayesinde ritmik kasılmalar yapabilmesidir (Aydın, 2000; Çakır, 2017). Kalbin duvarlarını ve bölmelerini döşeyen kalp kası oldukça dayanıklıdır. Dakikada 72 kez kasıldığı göz önüne alınırsa ortalama olarak bir yetişkinde günde 100.000’den daha fazla kasılır (Demirel ve Koşar 2002).

Düz Kaslar

İstemsiz çalışırlar ve genellikle mide, bağırsak gibi içi boş organların ve damarların yapısında bulunurlar (Çakır, 2017). Otonom sinir sisteminde kontrol edilirler. Düz kasların sarkomerleri bunlara çizgili bir görünüm verecek şekilde sıralanmamıştır (Murray ve ark., 1998). Silindir şeklinde ve her iki uçta sivrileşen, iskelet kasında görülen hücre boyundan daha kısa kas hücrelerine sahiptir (Başpınar 2009; Üstündağ, 2017).

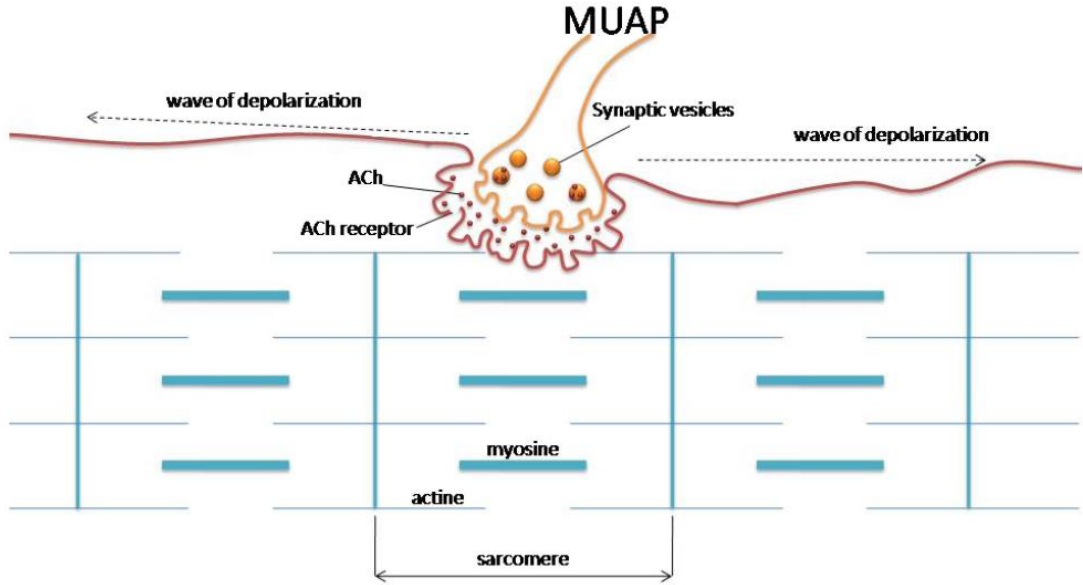
2.2. Kayan Filamentler Teorisi

Kasın kasılması ince filamentlerin kalın filamentler arasında kaymasıyla açıklanır (Ada, 2015). Kasılma başlamadan önce çapraz köprü başları ATP ile bağlanır. Miyozin başının ATPaz aktivitesi ile ATP yıkılır fakat yıkım ürünleri olan ADP ve inorganik fosfat (Pi) başa bağlı kalır. Bu aşamada baş, aktin filamentine doğru uzanmakla birlikte henüz bağlanmamış olarak bulunur. Sarkoplazmik retikulumdan Ca^{++} hücre içerisine salındığında, Ca^{++} , troponin C'ye bağlanarak diğer troponin alt ünitelerinde yapısal değişime sebep olur. Bu yapısal değişim sayesinde miyozinin bağlanma bölgesi açığa çıkar ve bağlanma gerçekleşir. Çapraz köprü başının aktin filamentinin aktif bölgesine bağlanması, başın biçimsel değişikliğe uğrayarak eğilmesine neden olur. Bu sayede miyozin filamentleri aktin üzerinde kayar gibi hareket eder. Bu mekanizmaya kayan filamentler teorisi adı verilir. Buna göre, kasılma sırasında iki Z çizgisi birbirine yaklaşır, sarkomerin ve I bandının boyu kısalır fakat A bandının boyu değişmez. Baş kısmı eğildiğinde, bağlı bulunan ADP ve Pi salınır ve buraya yeni bir ATP molekülü bağlanır. Bu bağlanma başın aktinden ayrılmasına neden olur. Kasın gevşemesi ile döngü tamamlanır. Her bir kasılmada bu döngü tekrarlanır (Guyton, 2005; Tuncer, 2013).

2.2.1. Kas kasılması

Kas kasılmasının başlaması ve sonlanması ardışık bir sıra ile olur. Motor sinirdeki aksiyon potansiyeli, motor sinirin kas liflerindeki sonlanmasına kadar gider. Her sinir sonlanmasında, sinir az miktarda nörotransmitter madde olan asetilkolini salgılar. Asetilkolinde kas liflerindeki lokal alanda etki ederek, asetilkolin kapılı kanalları açar. Bu kanalların açılması ile kas liflerinin zarlarının

iç tarafına büyük miktarda sodyum iyonunun geçmesine yol açar. Bu da zarda aksiyon potansiyelini başlatır. Bu aksiyon potansiyeli kas liflerinde, sinir liflerindeki aksiyon potansiyelin ilerlediği yolun aynı yönünde ilerler. Aksiyon potansiyeli kas zarını depolarize eder ve aksiyon potansiyeli ayrıca kas lifinin merkezine de gider. Bu da sarkoplazmik retikulumun büyük miktarda kalsiyum iyonunu serbestlemesine yol açar. Salınan kalsiyum iyonları aktin ve myozin filamanları arasında çekiçi güçleri başlatır ve bu filamanların birbirleri üzerinde kaymasına yol açar. Bu olaydan hemen sonra kalsiyum iyonları sarkoplazmik retikuluma kalsiyum zar pompası ile geri gönderilir ve bir dahaki kas aksiyon potansiyeli gelişene kadar retikulumun içinde depolanır. Kalsiyum iyonlarının myofibrillerden uzaklaştırılması kas kasılmasını sonlandırır (Aeling, 2016; Demir, 2016; Guyton ve Hall, 2007; Mader ve Windelspecht, 2014).



Şekil 1. Bir iskelet kası lifi bir MUAP tarafından aktive edildiğinde, bir elektrik depolarizasyon dalgası lifin yüzeyi boyunca hareket eder (Türker ve Sözen, 2013).

2.3. Kas Kasılma Çeşitleri

2.3.1. İzotonik kas kasılması

Bu kasılma şeklinde kasın boyu değişirken, gerimi sabit kalmaktadır. Bu dinamik kas çalışmasında kas boyu kısalır (konsantrik) ve uzar (eksantrik). Hareketin hızı değişebilir. Konsantrik bir kasılma, kas boyunun kısaldıkça kasda gerginliğe neden olan bir kas aktivasyon türüdür. Kas kısaldıkça, bir nesneyi taşımak için yeterli kuvveti oluşturur. Konsantrik kasılma en popüler kas kasılması türüdür. Eksantrik kas çalışması sırasında ise kasın boyu uzar. Örneğin, barfıkste kendini yukarı çeken kişinin yer çekimi etkisiyle bir süre sonra aşağıya sarkmaya başlamasında biceps kası (pazu) boyu uzayarak çalışır. Bu çalışmalarda daha hızlı bir kuvvet gelişimi sağlanır (Kabadayı, 2005). Ayrıca buna kişinin koşarak bir engelin üzerine zıplaması ve daha sonra aşağı inmesi de örnek olarak gösterilebilir (Davis ve ark., 1994).

2.3.2. İzometrik kas kasılması

Kas boyunun sabit kaldığı bir kasılmadır. Bu tür kas statik kasılmasında kasın boyu sabit kalırken, gerimi artmaktadır. Örneğin, ayakta dik durma, yerçekimine karşı kaslarının izometrik kasılması ile gerçekleşir. Sportif aktiviteler içinde izometrik kasılmaların en yoğun görüldüğü spor dalı güreştir (Kaya, 2004). İzometrik kasılma esnasında dış direnç kasın ürettiği iç gerilimden fazla olduğu için kas boyunda ve eklem açısında değişiklik olmadan kasın gerilimi artmaktadır (Özkan, 2011; Üstündağ, 2017).

2.3.3. İzokinetik kas kasılması

İzokinetik kasılma sabit hızda, hareketin tamamınca maksimal bir kasılma oluşmasıdır. Bu kasılmaya örnek olarak serbest stil yüzmede kulaçlarda kolun kasılması ve kürek çekmede kolun kasılması gösterilebilir (Dündar, 2003). İzokinetik kasılma özel aletlerle sağlanır. Mini-Gym veya Cybex aletleri değişik açılarda, sabit bir hız ile izokinetik kasılma yaptırabilen aletlerdir ve en kullanışlı yöntem yine bu izokinetik dinamometrelerdir (Kabadayı, 2005; Tortop ve Ocak, 2010).

2.4. Denge

Denge, dinlenme ve aktivite anında, destek yüzeyi üzerinde yerçekimi merkezini doğru pozisyonlama yeteneğidir (Erdoğan ve ark., 2017). Denge; vestibüler, görsel ve somatosensoriyel sistemlerden gelen duyuşal uyarıların, merkezi sinir sistemi tarafından bütünleştirilerek değerlendirilmesi ve kas-iskelet sisteminde uygun cevapların oluşturulması sonucu gerçekleştirilir (Kılıç ve ark., 2018). Denge, gövdenin yerçekimine karşı, iç ve dış kuvvetlere karşı durabilmesi sabit kalabilmesi olarak açıklanabilir (Tutar, 2018). Bu etkenlere karşı stabil kalmamızı sağlayan ise istemli ya da refleks olarak çalışan kasların aktivasyonudur. Yerçekimine karşı durabilmek için iskelet sistemi ve kas sisteminin koordineli olarak çalışması gerektiği vurgulanmaktadır (Lazar, 1998; Tutar, 2018). Vestibüler sistem denge sistemidir. Başın akselerasyonu ve yer çekimi ile ilgili kuvvetleri biyolojik sinyaller olarak daha üst merkezlere iletmekle yükümlüdür. Beyindeki kontrol merkezleri de başın çevreye göre sübjektif pozisyonunu bu yolla algılayarak dengede kalmayı sağlayan refleksler geliştirirler ve bedenin bulunduğu ortalama oryantasyonunu sağlarlar.

2.4.1. Denge Çeşitleri

Denge, dinamik denge ve statik denge olmak üzere iki başlık altında incelenir.

Statik Denge

Statik denge, sabit bir destek düzeyinde, ek kuvvete ihtiyaç duyulmadan genel postürün veya vücut bölümlerinin belirli pozisyonda otomatik olarak korunmasıdır (Kılıç ve ark., 2018).

Dinamik Denge

Dinamik denge ise hareket boyunca dengeyi koruma, sürdürme veya yeniden dengenin düzenlenmesi olarak tanımlanabilir (Nichols ve ark., 1995).

2.4.2. Dengenin Biyomekaniği

Denge aşgari postural salınımla destek tabanı içindeki bir cismin yerçekimi çizgisini (kütle merkezinden dikey çizgi) koruma kabiliyetidir (Sucan ve ark. 2005). Sportif performansı arttırmayı amaçlayan antrenman yöntemleri genellikle

sporunun duruş kontrolü ve dengesine egzersiz yapmayı ve böylece yaralanma riskini en aza indirmeyi içerir. Denge, vücut kütlelerinin düşmesini engelleyen dinamiklerin basit bir tanımını tanımlayan genel bir terimdir. Aynı zamanda, birçok spor dalında yüksek niteliklere sahip bir şartlandırma özelliğidir. Antrenman yöntemlerinin düzenlenmesinde spesifik zindelik özelliklerinin artırılması hedefine ek olarak, postural denge yaralanma riskini azaltmada önemli bir etkiye sahiptir (Bressel ve ark. 2007). Sürekli postüral kontrol, kas ve hareket düzenlerinin koordinasyonu yoluyla vücudun ve tüm vücut hareketinin hassas bir şekilde izlenmesini gerektirir. Hareket içeren tüm spor dallarında, en yüksek önceliğe sahip denge bileşenleri, vücudun orta bölgesindeki kasların yorgunluğuyla ilişkilendirilebilir.

2.4.3. Spor ve Denge

Statik ve / veya dinamik dengenin performansın sınırlayıcı faktörlerinden biri olduğu çeşitli spor branşları vardır. Denge değerinin düşüklüğü performansı etkilemekle kalmaz, aynı zamanda yaralanma riskini de artırabilir. Bu nedenle, spora özgü egzersiz sonrası bazal seviyeye hızlı dönme için denge bileşenleri önemli bir yetenek olarak kabul edilir (Zemkova, 2009).

Bu amaçla, salınım alanı veya iz uzunluğu ve salınım hızı gibi temel stabilografik parametrelerin analizi sağlanmıştır (Zemkova, 2012). Sabitogram, zamanın bir fonksiyonu olarak basınç merkezi koordinatları görüntüler. Mediolateral doğrultuda salınımlar x koordinatını ve antero-posterior doğrultuda sallanmalar y koordinatını tanımlar. Bu parametrelerdeki değişiklikler egzersiz sırasında ve sonrasında gözlemlenebilir. Örneğin, spora özgü performans (ör. Atış) sırasında eksenlerden birinde baskın basınç merkezi koordinatları kayması görülebilir. Aynı şekilde, spora özgü egzersiz sonrası (ör., Biatlon) dengede bozulmanın büyüklüğünü ve yeniden ayarlanmasını analiz etmek için bir salınım hız-zaman eğrisi elde edebiliriz (Zemkova, 2014).

Okçuluk gibi bazı branşlarda statik denge çok önemlidir. Buna karşılık snowboard, kayak, rüzgâr sörfü veya bisiklet gibi bazı branşlarda dinamik denge performansta önemli bir rol oynar. Karate kata, tai chi, yoga, bale veya jimnastik gibi uzmanlığa bağlı olarak daha azdan daha zorlu olan spora özgü pozisyonlardaki

dengeyi kontrol etmesi gerekmektedir. Özellikle, kütle merkezinin basınç merkezi koordinatlarının kontrolünün doğruluğu önemlidir. Denge için biyomekanik stabilitenin dar bir destek alanı ile sınırlı olduğu tırmanma, dağcılık, artistik patinaj ve buz hokeyi açısından da önemlidir. Kürek çekme, kano ve binicilik sporlarında oturma pozisyonunda belirli bir denge gereklidir (Zemkova, 2014). Kütle merkezinin daha az hassas kontrolü, halter, powerlifting, golf ve atma etkinlikleri gibi sporlardaki performansı da etkileyebilir. Eskrim, boks, karate, tekvando, judo ve güreş dahil dövüş sporlarında, bu tür egzersizlerin neden olduğu travma nedeniyle denge etkilenebilir. Daha zor akrobatik beceriler, jimnastik, artistik patinaj gibi sporlarda önemli performans faktörleridir. Bunların çoğunda, postural stabilite, yoğun zıplama egzersizleri ile bozulmuş olabilir. Atlama sırasındaki bu yüksek dikey kuvvetler ayrıca ayak bileği burkulmalarına da neden olabilir. Öte yandan, badminton, basketbol, hentbol, çim hokeyi, futbol, voleybol, squash, masa tenisi, tenis gibi spor oyunlarında hızlı hareketler sırasında denge kaybı, diz yaralanmalarına neden olabilir. Biatlon, koşma, bisiklete binme, atletizm ve uzun mesafeli kayak gibi uzun süreli olaylardan sonra, yorgunluk sonucu meydana gelen belirli teknik beceriler gerektiren aktivitelerden sonra daha büyük bir postural salınım gözlemlenebilir (Zemkova, 2014).

Görüldüğü üzere her bir spor branşının kendine özgün denge parametreleri mevcuttur. Hangi spor branşında ne tür dengenin önemli olduğunun bilinmesi o branşa özgü performansı ve sakatlanma riskinin engellenmesi açısından önemlidir. Ayrıca optimum dengeye sahip olmak için, üç farklı sistemin ki bunlar propriyosepsiyon, vizyon ve vestibüler sistemin ilgili performans için gerekli bilgileri sağlaması gerekir (Hammami ve ark., 2014).

2.5. Kas Yorgunluğu Fizyolojisi

Yorgunluk, kas gruplarının sürekli ya da aralıklı kasılmaları anında istenen gücü üretmemesinin bir sonucudur. Kas kontraksiyonuyla birlikte güç üretilmesinde ya da gücün devamlılığını sürdürebilmesinde meydana gelen yetersizliğe kassal yorgunluk denilmektedir (Nikolic ve Ilic, 1992). Kassal yorgunluğu meydana getiren nedenler; laktik asit birikimi, fosfojen depolarının

boşalması, kas glikojen depolarının tükenmesi, uygun olmayan kanlanma ve oksijen yetersizliği gibi faktörlerdir (Çakır, 2017).

Egzersizin türü hangi enerji metabolizmasının devreye gireceğini belirlemektedir. Egzersiz biter ancak enerji tüketimi bir süre daha devam etmektedir. Bu nedenle oksijen borcu olarak tabir edilen egzersiz sonrası fazla oksijen tüketim durumu meydana gelmektedir. İyi bir toparlanma için oksijen borçlanmasının giderilmesi, enerji kaynaklarının yenilenmesi, myoglobin oksijenasyonu ve laktik asitin uzaklaştırılması gerekmektedir (Çakır, 2017; Günay ve ark., 2014).

Egzersiz sırasında, kas, kan ve karaciğerdeki enerji kaynakları kullanılmakta, egzersizde ATP re-sentezi ise egzersizin şiddet ve süresine bağlı olarak her üç sistem ile sağlanmaktadır. Egzersiz periyodu tamamlandığında kas ve kandaki laktik asit uzaklaştırılmakta, harcanan ATP ve PC depoları yenilenmekte ve miyoglobinin oksijenasyonu sağlanmaktadır (Çakır, 2017). Bu yenilenme işlemleri için fazladan oksijen tüketilir ve tüketilen oksijen miktarı egzersizdeki oksijen borçlanması ile ilgilidir. Oksijen borcu egzersiz sonrasında kullanılan oksijen ile istirahat koşullarında kullanılan oksijen arasındaki farka denir. Oksijen borcu iki yolla oluşur. Egzersizde tüketilen miyoglobin ve hemoglobine bağlı oksijenin kullanılmasına ve fosfojen ve glikojen yenilenmesine bağlı olarak oluşur (Günay ve ark., 2014; Ganong, 1995; Guyton ve Hall, 2000).

2.6. Elektromiyografi

Elektromiyografi, kasların ve sinirlerin elektrodyagnostik çalışmasını test eder. Testte iki bileşen bulunur: Sinir iletim çalışmaları (NCS) ve elektromyogram (EMG) çalışmaları. Sinir iletim çalışmaları, sinirlerin elektrik sinyallerini ne kadar iyi ve ne kadar hızlı gönderebildiğini ölçer (Oh, 2003). NCS, çevresel bir sinirde bir yayılım aksiyon potansiyelinin indüklediği bölgeden uzak bir yerde periferik bir sinirsel impulsun kaydedilmesi olarak tanımlanabilir (Weiss ve ark., 2004). Sinir iletim çalışmaları çeşitli nöromusküler bozuklukları olan hastalarda nörolojik fonksiyon hakkında eşsiz niceliksel bilgi sağlamaktadır (Morgan, 1989). Sinir, rota boyunca bir veya daha fazla bölgede harekete geçirilir ve sinirin elektriksel cevabı kaydedilir. EMG testi, bir kasın elektriksel aktivitesinin değerlendirilmesini içerir

ve elektrodyagnostik tıbbi konsültasyonun temel kısımlarından biridir. Test edilen kasların anatomisi, makine ayarları ve testin ardındaki nörofizyoloji hakkında kapsamlı bilgi gerektirir (Weiss ve ark., 2004). Aktif kas tarafından üretilen bilgilerin elde edilmesi, motor kontrol merkezlerinin faaliyetleri hakkında bilgi verir (Oh, 2003; Merletti ve Parker, 2004). Bu, invaziv olarak, kaslara doğrudan sokulan teller veya iğnelerle veya noninvaziv olarak incelenen kasları örten cilt yüzeyinin üzerine yerleştirilen kayıt elektrotlarıyla sağlanabilir. Bu ikinci yöntemin kullanımı, sınırlamaları ve dezavantajlarına rağmen, sağlıklı gönüllü kişilerde ve sporcularda tercih edilir. Tek kanallı sEMG sinyalleri aynı anda birçok aktif motor ünitesinin aktivitesi hakkında ortalama bilgi sağlayabilir (Merletti ve Parker, 2004). Biyogüvenlik, mesleki ve spor hekimliği, fizyoterapi, spor biyomekaniği ve ayrıca antrenörler için uzun yıllardır kullanılan EMG sinyal kayıtları (Kamen ve Gabriel, 2010; Clarys ve ark., 2010) 1960'ların sonundan itibaren karmaşık insan hareketlerini uzaktan izlemek için telemetrik cihazlarla beraber kullanımlarında bir gelişme olmuştur. Özellikle kineziyolojik amaçlar için, telemetrik cihazlar yakın zamanda iki kanallı kayıtlardan sekiz veya daha fazla kanallı sisteme dönüştürülmüştür (Clarys ve ark., 2010). EMG, kasın güç üretmesine, harekete geçmesine ve çevresinde ki yapılarla etkileşime girmemize izin veren sayısız işlevin yerine getirilmesine neden olan fizyolojik süreçlere kolay erişim sağlar. Yüzey EMG'si çok önemli ve kullanışlı uygulamalar sağlar, ancak disiplinin bilimsel temelli olması ve kullanımının ve anlaşılmasının uzmanlık gerektirmesi, dikkate alınması ve nihayetinde kaldırılması gereken birçok sınırlama vardır (De Luca, 1997). Elektromiyografik kayıtlar intramüsküler iğne elektrotları ile yapılır. Bununla birlikte spor elektronığının incelenmesinde yüzey elektrotları kullanılır. Elektrotlar neredeyse her zaman söz konusu kasın gövdesi boyunca konumlandırılırlar. Sinyali iyileştirmek ve gürültüyü ortadan kaldırmak için küçük pre-amplifikatörler kullanılabilir (Oh, 2003; Blumenstein ve ark., 2002; Sözen, 2010; Cerrah ve ark., 2010). Sinyal süzüldükten ve güçlendirildikten sonra, sinyalin bir şekilde düzeltilmesi uygulanır. Diğer endekslerde olduğu gibi, ham sinyal dalga formunun incelenmesi ilgi çekici olmakla birlikte deneysel olarak analiz edilebilir veri yolunda çok az şey sunmaktadır.

Buna göre ve sinyal hem pozitif hem de negatif potansiyellerden oluştuğundan, sinyaller hem tüm negatif sinyalleri göz ardı ederek veya tüm sinyaller pozitif olacak şekilde kutuplarını tersine çevirerek düzeltilebilir. Daha fazla sinyal koşullandırma işlemi, entegre bir sinyal sağlamak için sayaçları sıfırlayan düzenli bir zaman tabanında aktiviteyi toplamayı içerebilir. Analiz, genliğe ya da nadiren frekansa bakabilir. Bununla birlikte, giderek artan bir şekilde, sinyal kalıpları iki veya daha fazla koşulda karşılaştırılmıştır. Böylece, araştırmacılar "dinlenme" yi aktif kalıplarla kontrast haline getirebilir veya temel ölçümden bir artış veya hız farklılıkları gibi farklı yürütme koşulları altında elde edilen karşıt sinyaller kullanabilir. Verilerdeki sonraki işlemler giderek daha karmaşıktır, verilerdeki altta yatan eğilimleri veya kolektif modelleri ortaya çıkarmak için spektral analiz teknikleri uygulanmaktadır. Bu şekilde, EMG verileri dinamik sistemler gibi motor kontrolünde nispeten yeni yaklaşımlara katkıda bulunmaktadır (Blumenstein ve ark., 2002).

EMG, kas aktivasyon düzeyini ölçmek için sıklıkla kullanılır ve hareketle ilgili spesifik kaslar için egzersiz yoğunluğunun kaba bir tahminini sağlar (Andersen ve ark., 2010; Hintermeister ve ark., 1998). EMG sinyalinin insan vücudu kas fonksiyonlarını bulmak için birçok katkısı vardır (Illyes ve Kiss, 2005). EMG, kasların elektriksel aktivitesinin kaydedilmesidir ve bu nedenle, motor sisteminin bütünlüğünün fiziksel araştırılmasıdır (Rivas ve ark., 2007).

Elektromiyografik analiz, egzersizin gerektirdiği kas aktivitesinin göreceli miktarı ve egzersiz için en uygun pozisyonlama hakkında bilgi sağlayabilir (Ekstrom ve ark., 2007). Elektrofizyolojik teknikler, nöromüsküler aktivite hakkında nispeten kolay değerli bilgiler elde etmemizi sağlar (Basmajian ve De Luca, 1985). Klinik durumlarda genellikle iki teknik kullanılır: nörografi ve iğne EMG. İlki, yüzeye uygulanan bir elektriksel uyarana maruz kalan bir duyu, motor veya karma sinir dalının tepki potansiyelinin çalışmasına izin verir. İkincisi hem dinlenmekte hem de azami daralma girişimlerinde (Masso ve ark., 2010) çalışılan kasın elektriksel aktivitesinin doğrudan ve kesin kayıt edilmesine izin vermektedir. Kasların elektriksel aktivitesini belirleyen bir diğer teknik ise yüzey EMG'sidir. Araştırmalarda ve klinik uygulamalarda sEMG'nin avantajları ve farklı uygulama alanları bulunmaktadır (Cram ve ark., 1998; Masso ve ark., 2010). Kas

fizyolojisinin incelenmesinde, heyecan verici kas liflerinin sinirsel kontrolü, aksiyon potansiyel mekanizması temelinde açıklanmaktadır. Motor ünite aksiyon potansiyeline ilişkin elektriksel model, EMG sinyallerinin bize kas bilgilerine erişmek için nicel, güvenilir ve objektif bir yöntem sunma şeklini ortaya koymaktadır (Masso ve ark., 2010, Cram ve ark., 1998; Quach, 2007). Bir alfa motonöron hücre aktive olduğunda, bu uyarımın iletimi motor sinir aksonu boyunca ilerlenir ve nörotransmitterler motor uç plakalarında bırakılır. Kas liflerinde bir uç plakası potansiyeli oluşur ve motor ünitesini aktive eder. Kas lifleri, sabit iyonik denge ve ayrıca iyonik akı bulunan kas hücrelerinden oluşur. Her bir kas hücresinin yarı geçirgen membranı, iyonik dengenin muhafaza edildiği hücre içi sıvılar arasında (genellikle dış yüzey ile karşılaştırıldığında negatif yüklü) fiziksel bir bariyer oluşturur (Cram ve ark., 1998; Masso ve ark., 2010; Quach, 2007). Bu iyonik dengeler kas lifi zarında (sarcolemma), genellikle -80 ila -90mV dinlenme potansiyeli oluştururlar. Bu potansiyel farklar, hücre zarı içerisinde bulunan fizyolojik işlemlerle korunur ve buna iyon pompaları denir. İyon pompaları, hücre zarındaki iyon akışını pasif ve aktif olarak düzenlemektedir (Cram ve ark., 1998; Masso ve ark., 2010; Quach, 2007).

Kas lifleri innerve edilirse, kas lifi zarındaki difüzyon özellikleri kısa bir süre modifiye edilir ve Na⁺, kas hücresi zarlarına akar ve depolarizasyona neden olur. Kas hücrelerindeki aktif iyon pompaları, tipik olarak 2-3ms süren repolarizasyon süreci boyunca iyonik dengesini hemen geri yükler (Cram ve ark., 1998; Masso ve ark., 2010; Quach, 2007). Belli bir eşik seviyesi, hücre zarının bir depolarizasyonu ile sonuçlanan Na⁺ akışı tarafından aşıldığında, bir hareket potansiyeli geliştirilir ve -80mV ila +30mV arasında hızlı bir değişim ile karakterize edilir. Bu monopolar elektrik patlaması repolarizasyon evresinde restore edilir ve onu bir hiperpolarizasyon süresi izler. Motor uç plakalarından başlayarak, aksiyon potansiyeli kas liflerine 2-6m/s'lik bir hızla her iki yönde yayılır. Aksiyon potansiyeli, hücre içi sıvı içinde kalsiyum iyonlarının salınmasına yol açar ve kas hücrelerinin kontraktıl elemanlarının kısalmasına neden olan kimyasal bir yanıt üretir. Tanımlanan depolarizasyon-repolarizasyon prosesi, kas lifi yüzeyinde dolaşan monopolar aksiyon potansiyelidir (Cram ve ark., 1998; Masso ve ark., 2010; Quach, 2007). Bu dalga önü ile temas halindeki elektrotlar EMG diferansiyel

amplifikatörlerine iki kutuplu bir sinyal verir çünkü elektrotlar dalga cephesinin yayılım yönü boyunca iki nokta arasındaki farkı ölçer. EMG sinyalleri, birden çok kas lifi tarafından sunulan elektrik sinyallerine bir görüntüleme penceresi sağlar ve aslında çoklu aksiyon potansiyellerinin bir üst üste binmesidir (Quach, 2007).

2.6.1. Yüzeysel Elektromiyografi

Yüzey elektromiyografi, kas kasılması ve gevşeme döngüleri sırasında oluşan kas elektriksel aktivitesini ölçmek için invaziv olmayan bir tekniktir. Yüzeysel EMG, bir kasın herhangi bir anda hareket ve duruş sırasında gerçekte ne yaptığını ortaya koymada benzersizdir. Dahası, kasların ince bir etkileşimi ya da eşgüdümünü objektif olarak ortaya koymaktadır (Basmajian ve De Luca, 1985).

Yüzey EMG, birçok uygulamada yaygın olarak kullanılmaktadır:

Tıbbi

- Ortopedik
- Cerrahi
- Fonksiyonel Nöroloji
- Yürüyüş ve Duruş Analizi
- Üroloji (idrar kaçırma tedavisi)
- Psikofizyoloji

Rehabilitasyon

- Ameliyat / kaza sonrası
- Nörolojik Rehabilitasyon
- Fizik Tedavi
- Fiziksel Rehabilitasyon
- Aktif Egzersiz Terapisi

Ergonomi

- Talebin analizi

- Risk Önleme
- Ergonomi Tasarımı
- Ürün Belgelendirme

Spor Bilimi

- Biyomekanik
- Hareket Analizi
- Sporcu Eğitimi
- Spor Rehabilitasyonu
- Hareket analizi (Cram ve ark., 1998; Masso ve ark., 2010; Quach, 2007)

Yüzey EMG'nin non-invaziv (invaziv olmayan) doğası bu tekniği klinik kullanım ve araştırma için ideal hale getirirse de EMG verileri değişken olabilir ve bu da bu tekniğin güvenilirliği hakkında sorulara yol açar (Fauth ve ark., 2010). EMG verilerinin tekrarlana bilirliliği pek çok izometrik egzersiz için saptanmış ancak dinamik egzersiz sırasında, özellikle de balistik hareketlerde bu analiz yönteminin güvenilirliği hakkında daha az bilgi mevcuttur (Bogey ve ark., 2003; Bolgla ve Uhl, 2007; Fauth ve ark., 2010). Dinamik hareketlerdeki verilerin EMG güvenilirliğini değerlendiren çalışmaların çoğunda, direnç egzersizleri veya yürüyüş gibi yavaş ve kontrollü görevler incelenmiştir. Bu nedenle, balistik görevler sırasında EMG'nin güvenilirliğini değerlendirmek, bu metodolojinin klinik ve araştırma uygulamaları için uygulanabilirliğini belirlemek için önemlidir (Sutherland, 2001; Pitcher ve ark., 2008; Kellis ve Katis, 2008; McCarthy ve ark., 2008; Fauth ve ark., 2010).

Kinesiolojik elektromiyografi olarak da adlandırılan yüzey EMG, hareket eden bir cisimde kaslardan bir elektrik sinyali elde etmeyi mümkün kılan elektromiyografik analizdir (Masso ve ark., 2010). Açıklamayla, bu tanıma göre, kullanımının dinamik bir hareketi içeren eylemlerle sınırlı olduğunu eklemeliyiz.

2.6.2. Yüzeysel EMG'nin Sınırlamaları

Kullanılan elektrotların özelliklerinden dolayı, sEMG, birey için herhangi bir rahatsızlık duymadan farklı kasları aynı anda incelememize olanak tanır, çünkü

sEMG ekipmanının çoğunun aynı anda farklı girdileri barındırabileceği avantajları vardır (Vinjamuri ve ark., 2006; Masso ve ark., 2010). Ayrıca, farklı kayıtlarda elde edilen izlerin çoğaltıla bilirliliğini de sağlar. Buna ek olarak, elde edilen kayıt, belirli bir alan yerine bütün olarak kasın daha fazla temsilcisidir. Bununla birlikte, daha önce tartıştığımız gibi, MUAP'lerin özellikleriyle ilgili daha az bilgi sağlayan izlerin elde edilmesi, bu belirli incelemenin özel ilgi alanına girdiği durumlarda bir sınırlamadır (Masso ve ark., 2010).

Bir diğer kısıtlama, bazı dinamik eylemlerde, analiz edilecek kas hacminin yer değiştirmesi ve değiştirilebileceği gerçeğidir. Kasın elektrot ile bağlantılı olarak görelî konumunda bir değişiklik, kayıt edilen sinyalin yoğunluğunu etkileyen aralarında aynı uzamsal ilişkinin korunmadığı anlamına gelir. Bu nedenle, bir EMG gerçekleştirmek için en iyi koşullar, gerekli kullanıma ve uygulamaya bağlı olarak, izometrik bir çalışma türü için gerekli olanlara benzer olanlardır (De Luca, 1997; Merletti ve Lo Conte, 1997; Bishop ve Pathare, 2004; Farina, 2006).

Çoğunlukla sEMG, bir dizi kas aktivitesini araştırmak için kullanılır. Spor ve mesleki bağlamlarda çalışan bilim insanlarının çoğunluğu, yüzey elektrotlarını kullanarak EMG'yi ölçmektedir (Clarys, 2000; Merletti ve ark., 2001). İskelet kası karmaşık dinamik hareketler sırasında daima aynı yerde kalmazlar ve tüm kas karnı tamamen deri altına alınamayabilir, ancak diğer karın veya tendonların parçaları ve subkütan (deri altı) yağ dokusu ile kaplanabilir. EMG ölçümü için kas seçiminde dikkatle düşünülmesi gerektiği vurgulanmalıdır (Clarys, 2000).

Birçok faktör EMG sinyallerinin kalitesini etkileyebilir; fizyolojik, fiziksel ve elektriksel tiplere ayrılabilirler. Araştırmacı tarafından birçok faktör aynı anda kontrol edilmelidir (Puğu ve ark., 2001).

2.6.3. Cilt Hazırlama

Cildin hazırlanması uygun bir sinyal elde etmek için önemlidir. Elektrotları deriye yerleştirmeden önce cildin temiz ve kuru olmasına dikkat edilmelidir. Cildin jel, krem veya alkol ile temizlenmesi ve sonra cildin kurutulması gerekir (Zipp, 1982; Clancy ve ark., 2002; Garcia ve Vieira, 2011). Gerekirse cilt tıraş edilmelidir. Cildin temizlenmesi, düşük gürültülü seviyelerde sEMG kayıtları yapmak için yararlıdır. Derinin uygun şekilde hazırlanması, vücut kıllarının, yağların ve pul pul

deri tabakalarının temizlenmesini sağlar ve sonuç olarak elektrot-jel-cilt ara yüzünde empedansı azaltır. Tıraş, ıslatma ve alkol, aseton veya eter ile ovuşturmak genellikle cildin temizlenmesi için yapılan yöntemlerdir (Garcia ve Vieira, 2011).

Doğru cilt hazırlığı ve elektrot yerleştirme, yüksek kalitede EMG ölçümleri edinmede gerekli unsurlardır. Elektrot hazırlıklarının iki önemli strateji yönetir (1) elektrot teması dengeli olmalıdır (2) cilt empedansı en aza indirilmelidir. Cilt preparatları için genel bir kural bulunmamakla birlikte, aranan uygulama tipi ve sinyal kalitesi genellikle cildin hazırlanma derecesini belirler (Quach, 2007). Örneğin, hareket biraz statik veya yavaş hareket ediyorsa ve sadece niteliksel okumak isteniyorsa, hedef alanın etrafındaki basit bir alkol uygulama yeterlidir (Quach, 2007). Bununla birlikte, dinamik koşullar, yürümek, koşu veya diğer planlanmış hızlanmış hareketler gibi hareket eserlerinin ortaya çıkma riski taşıyorsa, kapsamlı bir hazırlık gerekir (Quach, 2007).

2.6.4. Elektrot Malzemesi, Ebat, Montaj ve Konumlandırma

Yüzey EMG, kas aktivitesinin analizi için yararlı bir tekniktir. Bununla birlikte, etkinliği, doğru elektrot yerleştirme, deriyi uygun şekilde hazırlama ve uygun kayıt enstrümantasyonu ile ilgilidir. Buna ek olarak, EMG sinyallerinde değişiklik yapabilen eserleri tanımak ve herhangi bir ilave analizden önce belirli bir filtreleme prosedürünü seçmek zorunludur (Steele, 2011).

Yüzey elektrotları genellikle gümüş / gümüş klorür (Ag / AgCl), gümüş (Ag) veya altından (Au) yapılıdır. Ag / AgCl'den yapılmış elektrotlar diğerlerine oranla sıklıkla tercih edilir, çünkü elektrot-cilt empedansının bir direnç ve bir kapasitesi olmadığı anlamına gelen neredeyse kutupsuz elektrotlardır (Garcia ve Vieira, 2011). Bu nedenle, yüzey potansiyeli elektrot yüzeyi ve cilt arasındaki nispi hareketlere karşı daha az duyarlıdır. Ek olarak, bu elektrotlar, elektrolit çözeltisi (örneğin jel) cilt ile elektrot arasına yerleştirildiğinde deriyle son derece kararlı bir ara yüz oluşturur (Garcia ve Vieira, 2011). Böyle dengeli bir elektrot-cilt ara yüzü yüksek sinyal-gürültü oranlarını sağlar, bipolar türevlerde güç hattı girişimini azaltır ve vücut hareketlerine bağlı engelleri zayıflatır (Garcia ve Vieira, 2011). Elektrot bir motor noktası ile tendon arasında yerleştirilmesi veya iki motor nokta arasında ve kasın uzunlamasına orta hattı boyunca yerleştirilmelidir. Elektrotun

uzunlamasına eksenini kas liflerinin uzunluğuna paralel olmalıdır. Bir elektrot cilde yerleştirildiğinde, algılama yüzeyi ciltteki elektrolitlerle temas eder (De Luca, 2002). Elektrot doğru şekilde tasarlanırsa, stabilize edilmesi için biraz zaman gerektiren, tipik olarak birkaç saniyelik bir süreyi gerektiren bir kimyasal reaksiyon oluşur. Ancak daha da önemlisi, kayıt işlemi sırasında kimyasal reaksiyon kararlı kalmalı ve derinin elektriksel özellikleri terleme veya nem değişimlerinden dolayı değişmemelidir. Günümüz elektroniklerinin yüksek performansı ve küçüklüğü göz önüne alındığında, yukarıdaki gereksinimleri karşılayan aktif elektrotlar, herhangi bir aşındırıcı deri hazırlığı olmaksızın tasarlamak mümkündür (De Luca, 2002).

2.6.5. Hareketin Analizi

EMG, kas aktivitesini kaydetmemizi sağlar ve aynı zamanda senkronize bir sinematik ölçüm yapmak da sıklıkla önerilir. Bu şekilde, iki tür veri elde edilebilir ve aşağıdakilerin belirlenmesi mümkündür:

- Kasın harekete geçme süresi, aktivasyonun başlangıcı ve bitişi, eklem pozisyonuyla ilişkisi.
- Kasın kasılma düzeyini yansıtan kas aktivitesinin derecesi. Bununla birlikte, tespit edilen elektriksel sinyal kastaki iyonik konsantrasyonun bir fonksiyonu olduğu için bu, kas kuvveti seviyesiyle karıştırılmamalıdır (Masso ve ark., 2010).

Hareket analizi genellikle sinematik ve kinetik bir çalışmayı (Clarys ve Cabri, 1993; Sutherland, 2001; Masso ve ark., 2010) içerir. Sinematik çalışma hem doğrusal hem de açısal konum, hız ve ivme parametrelerini belirlemekle sorumludur. Bu amaçla farklı kamera ve işaretleme sistemleri kullanılmaktadır (Masso ve ark., 2010).



Şekil 2. Alt ekstremitte kas gruplarıyla ilgili bir çalışma (Sözen ve ark., 2017)

2.6.6. Spor Performansının Değerlendirilmesi

Yüzey EMG, çeşitli fiziksel görevler sırasında kas aktivasyonunun büyüklüğünü ve zamanlamasını ölçmek için yaygın olarak kullanılmaktadır ve spor bilimi araştırmalarında geniş bir uygulama alanına sahiptir (Fauth ve ark., 2010). sEMG'nin dinamik durumları analiz edebilmesi spor alanında özel bir ilgi yaratmaktadır (Farina, 2006). Bir hareketin etkinliğinde iyileşme hem efor hem de etkinlik açısından hem de yaralanmanın önlenmesinde, kasların doğru kullanılmasını gerektirir. Bir antrenman sürecinde, bu parametrelerdeki gelişmeler aranabilir, takip yapılır ve iyileştirme önlemleri veya iyileştirme adımları belirlenir (De Luca, 1997; Hendrix ve ark., 2009).

Özellikle sporcunun performansı, gözlemlenen EMG veri frekansının analizine dayanılarak, kas aktivasyonu ve/veya kas yorgunluğu açısından

geliştirilebilir (Balestra, 2001). Unutulmamalıdır ki, belirli bir hareket anında elde edilen EMG değerleri kasın kasıldığıının göstergeleridir, ancak EMG bize kas gücü parametreleri hakkında bilgi sağlamaz (Vilarroya ve ark., 1997; Clarys, 2000; Bishop ve Pathare, 2004; Farina, 2006). Buna bağlı olarak, EMG aktivitesi ile efor arasındaki ilişki sadece kalitatifdir (De Luca, 1997). Son zamanlarda, spor alanında, kas lifi türünün değerlendirilmesi ve kasların karakterizasyonu gibi amaçlar için yapılan uygulamalar da EMG kullanımı gerçekleştirilmiştir (Merletti ve ark., 2001; Beck ve diğ., 2009).

2.6.7. Yüzeysel Elektromiyografi Yorgunluk İlişkisi

Geçen yüzyılın literatür araştırmaları incelendiğinde, sEMG sinyallerinin kas yorgunluğunu karakterize etmek için kullanıldığı birçok referans vardır. Bu bölümde, kas yorgunluğunu sEMG sinyallerindeki değişikliklerle ilişkilendirirken ortaya çıkan farklı yöntemleri ve zorlukları kısaca özetleyeceğiz.

Kas yorgunluğunun miyoelektrik belirtilerini takip etmek için sEMG tekniklerini kullanan ilk araştırmacılardan biri 1912'de Piper'dir (Piper, 1912). sEMG sinyallerinin spektral bileşenlerinin düşük frekanslara kaymasından oluşan izometrik istemli sürekli kasılmalar sırasında EMG sinyalinin süregelen bir "yavaşladığını" fark etmiştir. O zamandan beri, birçok yazar kas yorgunluğunu değerlendirmek için EMG'yi kullanmıştır. Bu sEMG teknikleri kullanılarak çalışılan ilk kasılma tipi izometrik veya statik kasılmalardır. İzometrik kasılmalar sırasında sEMG sinyallerinin kaydedilmesi, dinamik kasılmalardan daha kolaydır. İzometrik kasılmalar sırasında hareket yoktur; sonuç olarak, dinamik kasılmalara kıyasla daha az hareket etkileşimi vardır. Bununla birlikte, statik kasılmalar sırasında sEMG sinyallerinin kaydedilmesi daha kolay olmakla birlikte, sinyallerin kaydını etkileyebilecek ve bu yüzden onların yorumlanmasını zorlaştırabilecek başka faktörler de vardır (Farina ve ark., 2004). Bu faktörler, subkutan doku katmanlarının (örneğin, yağ dokusu katmanı) farklı kalınlıklarının neden olduğu sEMG sinyalinin zayıflama etkisini veya kayıt elektrotlarının kasın üzerine yerleştirilmesine bağlı olarak elde edilebilecek farklı sinyal özellikleri içerir (tendon bölgelerinin yakınında). Yüzey elektrotları kullanılarak kaydedilebilecek yakınlıktaki kasların elektriksel aktivitesidir. Bu girişim sinyali, kas gevşemiş olsa

bile kasın sEMG sinyaline ek olarak kaydedilebilir. Bu istenmeyen etki, kayıt elektrotlarının doğru yerleştirilmesini sağlayarak azaltılabilir (Gonzalez-Izal ve ark., 2012).

Sinyallerin analizini kolaylaştıran izometrik kasılmalar sırasında kaydedilen sEMG sinyallerinin bir ana özelliği, birkaç saniye boyunca meydana gelen spektral sEMG sinyal özelliklerinde meydana gelen değişikliklerdir. Bu nedenle, sEMG sinyalinin ortalama değeri ve örnekler arasındaki korelasyon zamana bağlı değildir ve bu nedenle sEMG sinyalinin durağan olduğu varsayılabilir (Farina, 2006). Bir izometrik kasılma sırasında kaydedilen EMG sinyali sabit olarak kabul edilebildiğinden, Fourier dönüşümleri veya ayrık hızlı Fourier dönüşümleri gibi geleneksel frekans bazlı teknikler, EMG sinyallerinin güç spektral içeriğindeki değişiklikleri belirlemek için kullanılabilir.

Bununla birlikte, dinamik görevler sırasında sEMG kayıtlarının günlük işlevlerle daha alakalı olması muhtemeldir. Ne yazık ki, statik kasılmalarda sEMG sinyallerini yorumlamadaki zorluklar dinamik durumlarda arttırılmaktadır. Statik kasılmalar sırasında kaydedilen sEMG sinyallerini etkileyen faktörlerin yanı sıra, statik koşullar sırasında kaydedilenlerden farklı olan dinamik görevler sırasında sEMG sinyallerini etkileyen başka faktörler de vardır (Farina, 2006). Statik kasılmalar sırasında, bağlantı açısı sabit kalır. Bununla birlikte, dinamik kasılmalar sırasında, eklem açısı değişir, bu da altta yatan kas liflerinin kayıt elektrotlarına göre kaymasına neden olur. Ayrıca, dinamik bir daralma sırasındaki, motor ünitelerinin işe katılımı ve yeniden işe katılımındaki hızlı değişiklikler ve kas kuvvetindeki değişiklikler gibi diğer etkiler sEMG sinyal özelliklerinde statik bir daralmaya göre daha hızlı bir değişikliğe neden olur; stationarities. Bu nedenle, dinamik bir kasılma sırasındaki sEMG sinyalinin durağan olmadığı varsayılabilirdiğinden, geleneksel frekans teknikleri bilgi elde etmek için uygun olmayabilir ve daha karmaşık tekniklere ihtiyaç duyulur (Gonzalez-Izal ve ark., 2012).

Bir izometrik daralma sırasındaki sEMG sinyalinin yorumlanmasının, dinamik daralmaların yorumlanmasından daha kolay olduğu gözlenir (Cairns ve ark., 2005). Bununla birlikte, nöral aktivasyon paterni statik ve dinamik kasılmalar

sırasında farklıdır ve izometrik kasılmalar sırasında ölçülen yorulma kaynaklı değişikliklerin, dinamik kasılmalar için aynı olduğu varsayımı şüphelidir (Cheng ve Rice, 2005).

Postürel kontrolün sürdürülmesi kas ve hareket kalıplarının koordinasyonu ile gövde ve tüm vücut hareketinin hassas izlenmesini gerektirir. Hareket içeren bütün spor branşlarında azami öneme sahip denge bileşenleri vücudun merkezi bölgesinde bulunan kasların yorgunluğu ile ilişkilendirilebilir. Bu bağlamda, çalışmanın amacı gövde ekstansör ve abdominal kas gruplarının statik yorgunluk düzeylerinin statik ve dinamik denge bileşenlerine etkilerinin incelenmesidir. Ayrıca EMG temelli hesaplanabilir ko-yorgunluk indeksi ile işe katılan agonist ve antagonist kaslar arasında oluşacak bireysel sportif beceri düzeyleri ve/veya cinsiyete göre farklılıklarında incelenerek, EMG temelli ko-yorgunluk indeksini gövde ekstansör ve abdominal kas gruplarının statik egzersizi sırasında işe katılan agonist ve antagonist kaslar için sedanter ve sporcularda kıyaslayarak test etmektir.

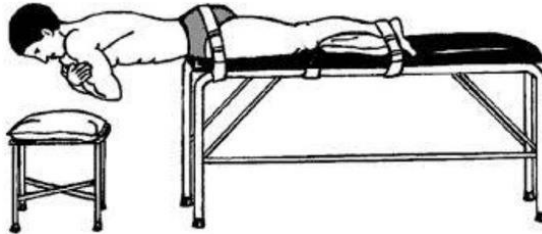
3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Araştırma Grubu

Yaşları 18-24 arasında değişen toplam sağlıklı 40 gönüllü (10 sporcu kadın; 10 sporcu erkek, 10 sedanter kadın, 10 sedanter erkek) çalışmaya katılmıştır. Çalışmaya katılan gönüllülerin vücut analizleri tablo 4.1’de verilmiştir. Örneklem genişliği belirme yöntemi olarak güç analizi yapılmıştır. İlgili güç analizi raporu ekte sunulmuştur (Ek 5). Hariç tutma kriterleri olarak akut/kronik karın ya da bel ağrısı/hasarı, kas iskelet ya da cilt hastalıkları öyküsü olarak belirlenmiştir. Tüm katılımcılara sağlık tarama anketi doldurularak ve bilgilendirilmiş onam formu imzalatılmıştır. Çalışma Ordu Üniversitesi Beden Eğitimi ve Spor Yüksekokulu Performans Laboratuvarında katılımcıların tek ziyareti ile gerçekleştirilmiştir. Çalışmaya Üniversite Sağlık Araştırmaları Etik Kurulu’nun onayından sonra başlanmıştır.

3.2. Veri Toplama

Katılımcılar, gövde ekstansör veya abdominal kasları için izometrik yorgunluk protokolü tamamlamışlardır. Sonrasında zıt kas grupları için yorgunluk protokolüne katılmaları istenmiştir. Gövde ekstansör kaslarının yorgunluğu için Biering Sorsen test pozisyonu kullanılmıştır (Şekil 1) (McGill ve ark., 1999). Abdominal kasların yorgunluğu için ise Biering Sorsen pozisyonu modifiye edilip tersi kullanılmış ve bu pozisyonda katılımcı sehpanın kenarına T12 seviyesine kadar hizalanmıştır. Her yorgunluk aşamasında katılımcılarından bitkin olana kadar izometrik pozisyonda tutunmaları istenmiştir.

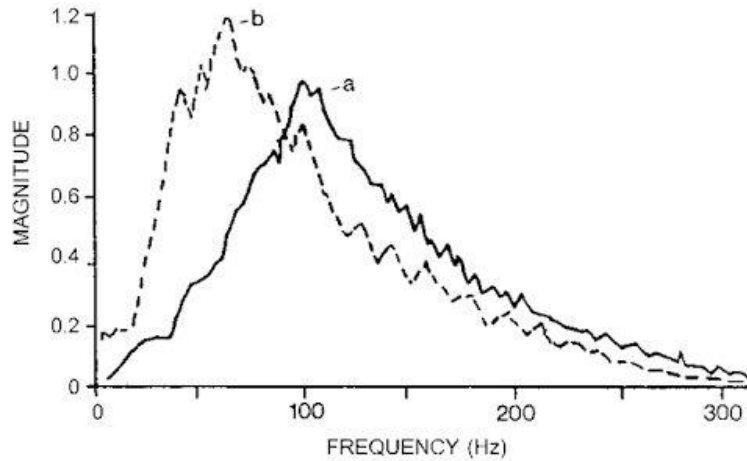


Şekil 3. Gövde ekstansör kaslarının yorgunluğu için Biering Sorsen pozisyonu

Gövde ekstansör kaslarının yorgunluğunu belirlemek için uygulanmış olan Biering Sorsen pozisyonu göz önüne alındığında, en aktif kasılma halinde bulunan gövde ekstansörleri *lumbar erector spinae* (LE), *multifidus* (ML) ve *latissimus dorsi* (LD), kaslarından, abdominal kas yorgunluğu için modifiye edilmiş ters Biering Sorsen pozisyonunda *external oblique* (EO), *rectus abdominis* (RA) ve *internal oblique* (IO) kaslarından katılımcının baskın tarafından ölçümler yapılmıştır. Değerler kablosuz yüzeysel Ag/AgCl elektrotlar ile Noraxon marka (myoMUSCLE, Noraxon, Scottsdale, AZ, USA) cihaz ile alınmıştır. Tüm kas elektrot yerleri SENIAM (Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscle) kriterlerine uygun olarak seçilmiştir.

3.3. EMG Analizi

EMG verileri 20 Hz yüksek geçiren Butterworth filtreden geçirildikten sonra hareketin 5 ila 20 saniyelik aralığından medyan frekans hesaplaması (Hz) yapılmıştır. Medyan frekans'ın EMG sinyalleri yardımıyla yapılan kas yorgunluğu çalışmalarında sıklıkla yorgunluk indeksinin hesaplanmasında kullanışlılığı bilinmektedir. Medyan frekans, power sektrumu eşit iki alana ayıran frekans değeridir. İzometrik kasılma sırasında kas yoruldukça medyan frekans değeri düşmektedir (Şekil 4).



Şekil 4. sEMG power spectrum yoğunluğu (a) yorgunluk öncesi (b) yorgunluk sonrası (De Luca, 1984).

Ko-yorgunluk indeksi ise agonist ve antagonist kasların medyan frekans değerlerinin matematik oranıyla hesaplanmaktadır (Sırasıyla, agonist ve antagonist kas grubunun median frekans değerleri 60 ve 50 Hz ise ko-yorulma indeksi $60/50 = 1.2$ 'dir) (Sözen ve ark., 2018).

3.4. Denge Ölçümleri

Gönüllülerin dinamik ve statik denge ölçümleri test protokolünden önce ve test protokolü sonrası EMG analizini takiben yapılmıştır. Dinamik ve statik denge ölçümleri *CSMI TecnoBody (PK-252)* izokinetik denge sistemi kullanılarak elde edilmiştir (Şekil 5) Bu cihaz ile denge ölçümlerinde objektif olarak ölçülebilir veriler sağlanır. Sistemin havalı pistonlu servo motorlarla çalışan hareketli denge platformu her yöne doğru 15 derecelik bir çalışma açısıyla ölçüm yapabilmektedir. Sonuçlar cihazın üzerinde bulunan ekrandan canlı olarak izlenebilmekte ve kaydedilmektedir.



Şekil 5. *CSMI TecnoBody PK-252* izokinetik denge sistemi

Sistem dünyadaki önemli izokinetik denge sistemlerinden biridir. Bu özelliği sayesinde hareketli platformun dengesi, platformun her noktasında kişinin ağırlığı ve stabil olmama katsayısına otomatik olarak ayarlanır. Platform her bireye aynı direnci uygulamaz. Böylece her kişi kendi ağırlığına göre direnç uygulayan bir platformda ölçüm yapar. Bu özellik farklı kilolardaki bireylerin ölçüm sonuçlarının kilodan bağımsız olarak karşılaştırılabilmesini sağlamıştır. Otomatik motor kilitleme fonksiyonu sayesinde sistem anında dinamik ölçümden statik ölçüme geçer.

3.4.1. Statik denge ölçümü

Statik test, sabit platformda çift ayak üzerinde gözler açık ve gözler kapalı olarak gerçekleştirilmiştir. Testte duruş pozisyonu, ayaklar omuz genişliğinde açık ve ayakların duruş pozisyonları platformun x ve y eksenini üzerindeki çizgiler referans alınarak, orijin noktasına eşit uzaklıkta duracak şekilde belirlenmiştir. Toplam 30 saniye süren test süresince pozisyonun korunması istenmiştir. Test bilgisayar klavyesinde bulunan başlat düğmesine basılarak başlatılmış ve test süresi sonunda otomatik olarak bilgisayar tarafından sonlandırılmıştır.

Ayrıca statik denge ölçümleri sonrası oluşan veriler ve birimleri şöyledir;

- Ortalama Ağırlık Merkezi X (Average C.o.P X),
- Ortalama Ağırlık Merkezi Y (Average C.o.P Y),
- Öne- Geri Standart Sapma (Forward – Backward Standard Deviation),
- Sağa- Sola Standart Sapma (Medium – Lateral Standard Deviation),
- Ortalama İleri-Geri Hız (Average Forward – Backward Speed) (mm/s),
- Ortalama Sağa- Sola Hız (Average Medium – Lateral Speed) (mm/s),
- Çevre (Perimeter) (mm),
- Alan (Ellipse Area) (mm²).

Bu veriler içerisinde, her bir bireyin statik denge skoru, öne-geri standart sapma ve sağa-sola standart sapmanın toplanması ile elde edilmiştir. Denge skoru büyüdükçe bireyin dengesi kötü, skor küçüldükçe dengesi iyi varsayılmıştır. (Ek 3)

3.4.2. Dinamik denge ölçümü

Dinamik test, çift ayak duruş pozisyonunda gerçekleştirilmiştir. Duruş pozisyonu, statik denge testinde olduğu gibi ayaklar omuz genişliğinde açık ve ayakların duruş pozisyonları x ve y eksenini üzerindeki çizgiler referans alınarak orijin noktasına eşit uzaklıkta duracak şekilde belirlenmiştir. Ekranda bulunan daire şeklindeki rota izlenerek platformun atmış saniyelik süre içerisinde, saat yönünde beş tur döndürülerek test tamamlanmıştır. Geçerli olan zaman sınırında testi tamamlayamayan bireyin o ana kadarki performansı test sonucu olarak kaydedilmiştir.

Dinamik denge ölçümü sonrası ortaya çıkan veri Ortalama Takip Hatası (Average Track Error) olarak anılmaktadır. Oluşan değer, bireyin izlemesi gereken yolun sınırlarını aşma miktarını göstermektedir. Ortalama takip hatası düşükse bireyin dinamik dengesi iyi, ortalama takip hatası yüksek ise bireyin dinamik dengesi kötü varsayılmıştır (Ek 4).

3.5. İstatistiksel analiz

Yapılan bu çalışmada tüm istatistiksel hesaplamalar SPSS 22.0 V istatistik paket programında yapılmıştır. Elde edilen verilerin değerlendirilmesinde aritmetik ortalama (X), standart sapma (SS) gibi tanımlayıcı istatistiksel yöntemler kullanılmıştır. Elde edilen değerlerin normal dağılım sergiledikleri Shapiro-Wilk testi ile görülmüş dolayısıyla sporcu ve sedanter gönüllülerden ekstansör ve abdominal kaslarına uygulanan statik egzersizle beraber işe katılan agonist ve antagonist kaslarda oluşan koordineli yorgunluk düzeylerinin belirlenmesi ve bu yorgunluk düzeylerinin statik ve dinamik denge üzerine etkilerinin analizi için farklı grupların (sporcu-sedanter; kadın-erkek) median frekans değerleri Independent Samples t-test ile analiz edilmiştir. Statik ve dinamik denge ön test ve son test verilerinin karşılaştırılmasında ise Paired Samples t-testi kullanılmıştır.

4. BULGULAR

Çalışmamıza, Ordu Üniversitesi Beden Eğitimi ve Spor Yüksekokulunda ve Eğitim Fakültesinde öğrenim gören yaşları 18-24 arasında değişen toplam sağlıklı 40 gönüllü (10 sporcu kadın, 10 sporcu erkek, 10 sedanter kadın, 10 sedanter erkek) çalışmaya dahil edilmiştir.

Tablo 4.1. Çalışmaya Katılan Gönüllülerin Vücut Analizleri ve Değerlendirilmesi

Değişken	Grup	n	X	SS	t	p
Yaş (yıl)	Sporcu	20	20.75	1.16	-1.303	0.200
	Sedanter	20	21.40	1.90		
Boy (cm)	Sporcu	20	166.75	7.64	-0.586	0.561
	Sedanter	20	168.15	7.47		
Ağırlık (kg)	Sporcu	20	62.95	10.87	-1.407	0.168
	Sedanter	20	67.76	10.75		
VKİ (kg/m ²)	Sporcu	20	22.52	2.75	-1.576	0.123
	Sedanter	20	23.84	2.54		
LBM	Sporcu	20	50.89	10.96	-0.054	0.957
	Sedanter	20	51.06	9,37		
VYY	Sporcu	20	19.59	5.33	-2.986	0.005*
	Sedanter	20	24.71	5.50		

*p<0.05

Araştırma grubuna katılan tüm bireylerin vücut analizleri değerleri incelendiğinde, sporcu ve sedanter gönüllülerin yaş, boy, ağırlık VKİ, LBM değerlerinde istatistiksel olarak bir fark tespit edilmemiştir (p>0.05). VYY değerleri incelendiğinde ise sporcu katılımcıların daha düşük VYY değerlerine sahip oldukları tespit edilmiştir (p<0.05).

Tablo 4.2. Bütün katılımcıların egzersizden önce ve sonraki statik ve dinamik denge değerleri

Değişken	Grup	n	X	SS	t	p
ATE	Ön-test	40	47.75	15.01	-1.004	0.322
	Son-test		49.77	15.67		
Statik Gözü Açık	Ön-test	40	6.40	1.93	-6.569	0.000**
	Son-test		8.55	2.21		
Statik Gözü Kapalı	Ön-test	40	10.50	3.45	-1.353	0.184
	Son-test		11.55	4.91		

*p<0.05; **p<0.01

Çalışmaya katılan gönüllülerin ön-test ve son-test statik ve dinamik denge değerleri incelendiğinde, dinamik denge bileşeni olan ATE ve statik denge gözü kapalı değerlerinde bir fark tespit edilmemiştir ($p>0.05$). Gözü açık statik denge değerlerinde ise ön-test ve son-test değerlerinde istatistiksel olarak fark bulunmuştur ($p<0.01$). Bu fark egzersiz sonrasında katılımcıların statik gözü açık denge değerlerinde bozulmalar olduğunu göstermiştir.

Tablo 4.3. Sporcu ve sedanter bireylerin egzersizden önce ve sonraki statik ve dinamik denge değerleri

Değişken	Grup	n	X	SS	t	p
Ön-test	Sporcu	20	50.50	17.48	1.164	0.252
ATE	Sedanter	20	45.00	11.87		
Ön-test	Sporcu	20	6.60	2.23	0.650	0.520
Statik GA	Sedanter	20	6.20	1.60		
Ön-test	Sporcu	20	11.00	3.46	0.913	0.367
Statik GK	Sedanter	20	10.00	3.46		
Son-test	Sporcu	20	52.90	17.42	1.271	0.211
ATE	Sedanter	20	46.65	13.40		
Son-test	Sporcu	20	8.35	2.00	-0.565	0.575
Statik GA	Sedanter	20	8.75	2.44		
Son-test	Sporcu	20	11.00	2.82	-0.702	0.487
Statik GK	Sedanter	20	12.10	6.40		

Çalışmaya katılan sporcu ve sedanter gönüllülerin ön-test ve son-test dinamik, gözü açık statik ve gözü kapalı statik denge değerlerinde istatistiksel olarak bir fark bulunmamıştır ($p>0.05$).

Tablo 4.4. Kadın ve erkek bireylerin egzersizden önce ve sonra ki statik ve dinamik denge değerleri

Değişken	Grup	n	X	SS	t	p
Ön-test	Kadın	20	52.40	15.85	2.036	0.049*
	Erkek	20	43.10	12.87		
Ön-test	Kadın	20	6.40	2.28	0.000	1.000
Statik GA	Erkek	20	6.40	1.56		
Ön-test	Kadın	20	10.55	3.94	0.090	0.929
Statik GK	Erkek	20	10.45	2.99		
Son-test	Kadın	20	55.25	18.53	2.332	0.025*
	Erkek	20	44.30	9.86		
Son-test	Kadın	20	8.40	2.77	-0.423	0.675
Statik GA	Erkek	20	8.70	1.52		
Son-test	Kadın	20	10.10	2.40	-1.928	0.061
Statik GK	Erkek	20	13.00	6.28		

*p<0.05

Çalışmaya katılan kadın ve erkek katılımcıların ön-test ve son-test statik ve dinamik denge değerleri incelendiğinde, dinamik denge bileşeni olan ATE değerlerinde kadın ve erkek katılımcılar arasında istatistiksel olarak bir fark tespit edilmiştir (p<0.05). Statik denge bileşenlerinde ise cinsiyetler arası bir fark tespit edilmemiştir (p>0.05).

Tablo 4.5. Gövde ekstansör kaslarının izometrik kasılması sırasında sporcu ve sedanter bireylerin agonist ve antagonist kaslarının MF (Hz) değerlerinin farkları (1. Tekrar)

	Kas Grubu	Grup	n	X	SS	t	p
Agonist	LD	Sporcu	20	60.13	24.13	-0.209	0.835
		Sedanter	20	61.51	16.70		
	LE	Sporcu	20	78.61	10.70	2.269	0.029*
		Sedanter	20	68.51	16.77		
	ML	Sporcu	20	91.59	22.44	0.685	0.498
		Sedanter	20	87.03	19.58		
Antagonist	EO	Sporcu	20	44.56	22.04	0.323	0.748
		Sedanter	20	42.68	13.80		
	RA	Sporcu	20	25.92	15.47	-0.242	0.810
		Sedanter	20	27.00	12.69		
	IO	Sporcu	20	46.03	25.12	1.299	0.202
		Sedanter	20	35.87	24.27		

*p<0.05

Gövde ekstansör kaslarının yorgunluğu için uygulanan Biering Sorsen pozisyonunun ilk tekrar sonuçlarına göre agonist kaslardan sadece LE kasının MF değerinde anlamlı bir fark tespit edilmiştir (p<0.05). Diğer agonist ve antagonist kasların MF değerlerinde ise istatistiksel olarak bir fark tespit edilmemiştir (p>0.05).

Tablo 4.6. Gövde ekstansör kaslarının izometrik kasılması sırasında sporcu ve sedanter bireylerin agonist ve antagonist kaslarının MF (Hz) değerlerinin farkları (2. Tekrar)

	Kas Grubu	Grup	n	X	SS	t	p
Agonist	LD	Sporcu	20	56.13	19.11	-0.186	0.854
		Sedanter	20	57.14	15.05		
	LE	Sporcu	20	73.63	13.57	1.561	0.127
		Sedanter	20	67.44	11.42		
	ML	Sporcu	20	83.53	18.36	0.383	0.704
		Sedanter	20	81.16	20.66		
Antagonist	EO	Sporcu	20	40.49	24.85	-0.301	0.765
		Sedanter	20	42.37	12.78		
	RA	Sporcu	20	25.60	13.94	-0.499	0.620
		Sedanter	20	27.73	13.07		
	IO	Sporcu	20	46.03	22.42	1.611	0.116
		Sedanter	20	35.10	20.45		

Gövde ekstansör kaslarının yorgunluğu için uygulanan Biering Sorsen pozisyonunun ikinci tekrar sonuçlarına göre agonist ve antagonist kaslarının MF değerlerinde istatistiksel olarak bir fark tespit edilmemiştir ($p>0.05$).

Tablo 4.7. Gövde ekstansör kaslarının izometrik kasılması sırasında sporcu ve sedanter bireylerin agonist ve antagonist kaslarının MF (Hz) değerlerinin farkları (3. Tekrar)

	Kas Grubu	Grup	n	X	SS	t	p
Agonist	LD	Sporcu	20	52.57	18.20	-1.116	0.271
		Sedanter	20	58.63	16.05		
	LE	Sporcu	20	73.76	11.05	2.241	0.031*
		Sedanter	20	65.67	11.76		
	ML	Sporcu	20	78.13	18.37	0.025	0.980
		Sedanter	20	77.98	21.26		
Antagonist	EO	Sporcu	20	40.75	21.89	-0.729	0.471
		Sedanter	20	45.09	15.12		
	RA	Sporcu	20	24.21	11.84	-0.621	0.539
		Sedanter	20	26.32	9.51		
	IO	Sporcu	20	42.36	24.49	1.500	0.142
		Sedanter	20	32.44	16.57		

*p<0.05

Gövde ekstansör kaslarının yorgunluğu için uygulanan Biering Sorsen pozisyonunun üçüncü tekrar sonuçlarına göre agonist kaslardan sadece LE kasının MF değerinde anlamlı bir fark tespit edilmiştir (p<0.05). Diğer agonist ve antagonist kasların MF değerlerinde ise istatistiksel olarak bir fark tespit edilmemiştir (p>0.05).

Tablo 4.8. Gövde ekstansör kaslarının izometrik kasılması sırasında sporcu ve sedanter bireylerin agonist ve antagonist kaslarının MF (Hz) değerlerinin farkları (4. Tekrar)

	Kas Grubu	Grup	n	X	SS	t	p
Agonist	LD	Sporcu	20	55.29	17.67	-0.644	0.523
		Sedanter	20	59.46	22.97		
	LE	Sporcu	20	65.93	16.80	-0.078	0.938
		Sedanter	20	66.30	12.85		
	ML	Sporcu	20	76.27	18.46	-0.462	0.647
		Sedanter	20	79.12	20.49		
Antagonist	EO	Sporcu	20	41.90	21.76	-0.374	0.711
		Sedanter	20	43.98	12.16		
	RA	Sporcu	20	24.06	12.87	-0.639	0.527
		Sedanter	20	26.25	8.31		
	IO	Sporcu	20	41.19	22.44	1.105	0.276
		Sedanter	20	34.05	18.19		

Gövde ekstansör kaslarının yorgunluğu için uygulanan Biering Sorsen pozisyonunun dördüncü tekrar sonuçlarına göre agonist ve antagonist kaslarının MF değerlerinde istatistiksel olarak bir fark tespit edilmemiştir ($p>0.05$).

Tablo 4.9. Gövde ekstansör kaslarının izometrik kasılması sırasında sporcu ve sedanter bireylerin agonist ve antagonist kaslarının MF (Hz) değerlerinin farkları (5. Tekrar)

	Kas Grubu	Grup	n	X	SS	t	p
Agonist	LD	Sporcu	20	57.91	18.21	0.512	0.611
		Sedanter	20	55.18	15.37		
	LE	Sporcu	20	73.79	12.92	2.217	0.033*
		Sedanter	20	65.44	10.79		
	ML	Sporcu	20	73.28	18.99	-0.789	0.435
		Sedanter	20	77.90	18.02		
Antagonist	EO	Sporcu	20	44.21	22.56	-0.652	0.518
		Sedanter	20	48.24	16.00		
	RA	Sporcu	20	24.08	13.64	-1.232	0.226
		Sedanter	20	28.66	9.49		
	IO	Sporcu	20	40.63	17.55	1.483	0.146
		Sedanter	20	32.93	15.17		

*p<0.05

Gövde ekstansör kaslarının yorgunluğu için uygulanan Biering Sorsen pozisyonunun beşinci tekrar sonuçlarına göre agonist kaslardan sadece LE kasının MF değerinde anlamlı bir fark tespit edilmiştir (p<0.05). Diğer agonist ve antagonist kasların MF değerlerinde ise istatistiksel olarak bir fark tespit edilmemiştir (p>0.05).

Tablo 4.10. Gövde ekstansör kaslarının izometrik kasılması sırasında sporcu ve sedanter bireylerin agonist ve antagonist kaslarının MF (Hz) değerlerinin farkları (ortalama)

	Kas Grubu	Grup	n	X	SS	t	p
Agonist	LD	Sporcu	20	56.40	16.63	-0.387	0.701
		Sedanter	20	58.38	15.65		
	LE	Sporcu	20	73.14	11.36	1.760	0.086
		Sedanter	20	66.67	11.89		
	ML	Sporcu	20	80.56	17.17	-0.013	0.989
		Sedanter	20	80.64	19.24		
Antagonist	EO	Sporcu	20	42.38	21.01	-0.395	0.695
		Sedanter	20	44.47	10.88		
	RA	Sporcu	20	24.77	12.63	-0.705	0.485
		Sedanter	20	27.19	8.70		
	IO	Sporcu	20	43.24	21.17	1.519	0.137
		Sedanter	20	34.08	16.72		

Gövde ekstansör kaslarının yorgunluğu için uygulanan Biering Sorsen pozisyonunun beş tekrar ortalamalarının farklılığına ilişkin analiz sonuçlarına göre agonist ve antagonist kaslarının MF değerlerinde istatistiksel olarak bir fark tespit edilmemiştir ($p>0.05$).

Tablo 4.11. Abdominal kasların izometrik kasılması sırasında sporcu ve sedanter bireylerin agonist ve antagonist kaslarının MF (Hz) değerlerinin farkları. (1. tekrar)

	Kas Grubu	Grup	n	X	SS	t	p
Agonist	EO	Sporcu	20	47.04	10.72	-0.672	0.506
		Sedanter	20	49.60	13.29		
	RA	Sporcu	20	62.42	16.71	1.796	0.080
		Sedanter	20	54.76	9.21		
	IO	Sporcu	20	48.81	10.16	1.345	0.186
		Sedanter	20	44.95	7.80		
Antagonist	LD	Sporcu	20	24.89	6.38	-2.442	0.019*
		Sedanter	20	30.34	7.66		
	LE	Sporcu	20	21.50	10.62	-0.208	0.836
		Sedanter	20	22.13	8.35		
	ML	Sporcu	20	21.50	11.72	-1.133	0.264
		Sedanter	20	25.78	12.19		

*p<0.05

Abdominal kasların yorgunluğu için uygulanan Modifiye Biering Sorsen pozisyonunun birinci tekrar sonuçlarına göre antagonist kaslardan sadece LD kasının MF değerinde anlamlı bir fark tespit edilmiştir (p<0.05). Diğer agonist ve antagonist kasların MF değerlerinde ise istatistiksel olarak bir fark tespit edilmemiştir (p>0.05).

Tablo 4.12. Abdominal kasların izometrik kasılması sırasında sporcu ve sedanter bireylerin agonist ve antagonist kaslarının MF (Hz) değerlerinin farkları (2. tekrar)

	Kas Grubu	Grup	n	X	SS	t	p
Agonist	EO	Sporcu	20	46.09	12.28	0.135	0.893
		Sedanter	20	45.51	14.77		
	RA	Sporcu	20	58.39	14.45	0.028	0.978
		Sedanter	20	58.26	14.21		
	IO	Sporcu	20	49.05	11.60	1.878	0.068
		Sedanter	20	42.76	9.44		
Antagonist	LD	Sporcu	20	27.40	8.08	-1.519	0.137
		Sedanter	20	31.42	8.66		
	LE	Sporcu	20	16.24	5.41	-2.942	0.006*
		Sedanter	20	25.70	13.33		
	ML	Sporcu	20	23.35	10.44	0.600	0.552
		Sedanter	20	21.25	11.65		

*p<0.05

Abdominal kasların yorgunluğu için uygulanan Modifiye Biering Sorsen pozisyonunun ikinci tekrar sonuçlarına göre antagonist kaslardan sadece LE kasının MF değerinde anlamlı bir fark tespit edilmiştir (p<0.05). Diğer agonist ve antagonist kasların MF değerlerinde ise istatistiksel olarak bir fark tespit edilmemiştir (p>0.05).

Tablo 4.13. Abdominal kasların izometrik kasılması sırasında sporcu ve sedanter bireylerin agonist ve antagonist kaslarının MF (Hz) değerlerinin farkları (3. tekrar)

	Kas Grubu	Grup	n	X	SS	t	p
Agonist	EO	Sporcu	20	47.98	9.41	0.536	0.595
		Sedanter	20	46,18	11,69		
	RA	Sporcu	20	60.20	14.48	0.856	0.398
		Sedanter	20	56.61	11.88		
	IO	Sporcu	20	49.69	13.28	2.122	0.040*
		Sedanter	20	42.16	8.66		
Antagonist	LD	Sporcu	20	27.73	8.94	-2.159	0.037*
		Sedanter	20	33.63	8.30		
	LE	Sporcu	20	18.47	5.40	-3.042	0.004*
		Sedanter	20	25.70	9.16		
	ML	Sporcu	20	22.61	9.43	-0.464	0.646
		Sedanter	20	24.13	11.28		

*p<0.05

Abdominal kasların yorgunluğu için uygulanan Modifiye Biering Sorsen pozisyonunun üçüncü tekrar sonuçlarına göre agonist kaslardan IO kasının MF değerinde anlamlı bir fark tespit edilmiştir (p<0.05). Antagonist kaslardan LD ve LE kaslarının MF değerlerinde de anlamlı bir fark tespit edilmiştir (p<0.05). Diğer agonist ve antagonist kasların MF değerlerinde ise istatistiksel olarak bir fark tespit edilmemiştir (p>0.05).

Tablo 4.14. Abdominal kasların izometrik kasılması sırasında sporcu ve sedanter bireylerin agonist ve antagonist kaslarının MF (Hz) değerlerinin farkları (4. tekrar)

	Kas Grubu	Grup	n	X	SS	t	p
Agonist	EO	Sporcu	20	47.94	12.59	0.524	0.603
		Sedanter	20	45.89	12.14		
	RA	Sporcu	20	59.75	17.68	1.250	0.219
		Sedanter	20	53.83	11.65		
	IO	Sporcu	20	48.67	10.88	2.188	0.035*
		Sedanter	20	42.59	6.00		
Antagonist	LD	Sporcu	20	28.93	11.25	-1.160	0.253
		Sedanter	20	32.98	10.81		
	LE	Sporcu	20	21.52	11.17	-1.560	0.127
		Sedanter	20	27.64	13.48		
	ML	Sporcu	20	24.98	11.33	1.701	0.097
		Sedanter	20	19.13	10.38		

*p<0.05

Abdominal kasların yorgunluğu için uygulanan Modifiye Biering Sorsen pozisyonunun ikinci tekrar sonuçlarına göre agonist kaslardan sadece IO kasının MF değerinde anlamlı bir fark tespit edilmiştir (p<0.05). Diğer agonist ve antagonist kasların MF değerlerinde ise istatistiksel olarak bir fark tespit edilmemiştir (p>0.05).

Tablo 4.15. Abdominal kasların izometrik kasılması sırasında sporcu ve sedanter bireylerin agonist ve antagonist kaslarının MF (Hz) değerlerinin farkları (5. tekrar)

	Kas Grubu	Grup	n	X	SS	t	p
Agonist	EO	Sporcu	20	48.98	9.59	1.225	0.228
		Sedanter	20	44.36	13.89		
	RA	Sporcu	20	56.19	13.20	1.560	0.127
		Sedanter	20	50.46	9.77		
	IO	Sporcu	20	47.10	10.08	1.819	0.077
		Sedanter	20	42.17	6.75		
Antagonist	LD	Sporcu	20	33.28	10.09	-0.242	0.810
		Sedanter	20	34.00	8.67		
	LE	Sporcu	20	21.29	9.84	-1.840	0.074
		Sedanter	20	27.10	10.10		
	ML	Sporcu	20	27.50	17.13	0.196	0.846
		Sedanter	20	26.52	14.29		

Abdominal kasların yorgunluğu için uygulanan Modifiye Biering Sorsen pozisyonunun beşinci tekrar sonuçlarına göre agonist ve antagonist kaslarının MF değerlerinde istatistiksel olarak bir fark tespit edilmemiştir ($p>0.05$).

Tablo 4.16. Abdominal kasların izometrik kasılması sırasında sporcu ve sedanter bireylerin agonist ve antagonist kaslarının MF (Hz) değerlerinin farkları (ortalama)

	Kas Grubu	Grup	n	X	SS	t	p
Agonist	EO	Sporcu	20	47.60	10.16	0.369	0.714
		Sedanter	20	46.31	12.02		
	RA	Sporcu	20	59.39	10.98	1.360	0.182
		Sedanter	20	54.78	10.42		
	IO	Sporcu	20	48.66	10.47	2.064	0.046*
		Sedanter	20	42.92	6.69		
Antagonist	LD	Sporcu	20	28.44	7.49	-1.737	0.090
		Sedanter	20	32.47	7.16		
	LE	Sporcu	20	19.80	5.97	-2.982	0.005*
		Sedanter	20	25.65	6.42		
	ML	Sporcu	20	23.99	8.64	0.229	0.820
		Sedanter	20	23.36	8.56		

*p<0.05

Abdominal kasların yorgunluğu için uygulanan Modifiye Biering Sorsen pozisyonunun beş tekrar ortalama sonuçlarına göre agonist kaslardan IO kasının MF değerinde anlamlı bir fark tespit edilmiştir (p<0.05). Antagonist kaslardan LE kasının MF değerlerinde de anlamlı bir fark tespit edilmiştir (p<0.05). Diğer agonist ve antagonist kasların MF değerlerinde ise istatistiksel olarak bir fark tespit edilmemiştir (p>0.05).

Tablo 4.17. Gövde ekstansör kaslarının izometrik kasılması sırasında sporcu ve sedanter bireylerin agonist ve antagonist kas gruplarının MF (Hz) değerlerinin ortalama farkları

Kas Grubu	Grup	n	X	SS	t	p
Agonist	Sporcu	20	70.03	8.98	0.460	0.648
	Sedanter	20	68.56	11.16		
Antagonist	Sporcu	20	36.80	11.30	0.493	0.625
	Sedanter	20	35.25	8.38		

Gövde ekstansör kaslarının yorgunluğu için uygulanan Biering Sorsen pozisyonunun agonist ve antagonist kas gruplarının ortalama MF değerlerine göre sporcu ve sedanter gruplar arasında istatistiksel olarak bir fark tespit edilmemiştir ($p>0.05$).

Tablo 4.18. Abdominal kasların izometrik kasılması sırasında sporcu ve sedanter bireylerin agonist ve antagonist kas gruplarının MF (Hz) değerlerinin ortalama farkları.

Kas Grubu	Grup	n	X	SS	t	p
Agonist	Sporcu	20	51.88	7.98	1.560	0.127
	Sedanter	20	48.00	7.73		
Antagonist	Sporcu	20	24.08	5.31	-1.923	0.062
	Sedanter	20	27.16	4.81		

Abdominal kasların yorgunluğu için uygulanan Biering Sorsen pozisyonunun agonist ve antagonist kas gruplarının ortalama MF değerlerine göre sporcu ve sedanter gruplar arasında istatistiksel olarak bir fark tespit edilmemiştir ($p>0.05$).

Tablo 4.19. Gövde ekstansör kaslarının izometrik kasılması sırasında sporcu ve sedanter bireylerin agonist ve antagonist kas gruplarının koordineli yorgunluk değerlerinin (ko-yorulma=agonist/antagonist) ortalama farkları

Kas Grubu	Grup	n	X	SS	t	p
Ko-yorulma	Sporcu	20	2.10	0.79	0.284	0.778
	Sedanter	20	2.04	0.57		

Gövde ekstansör kaslarının yorgunluğu için uygulanan Biering Sorsen pozisyonunun agonist ve antagonist kas gruplarının koordineli yorgunluk değerlerinin ortalama değerlerine göre sporcu ve sedanter gruplar arasında istatistiksel olarak bir fark tespit edilmemiştir ($p>0.05$).

Tablo 4.20. Abdominal kasların izometrik kasılması sırasında sporcu ve sedanter bireylerin agonist ve antagonist kas gruplarının koordineli yorgunluk değerlerinin (ko-yorulma=agonist/antagonist) ortalama farkları

Kas Grubu	Grup	n	X	SS	t	p
Ko-yorulma	Sporcu	20	2.24	0.61	2.45	0.019*
	Sedanter	20	1.82	0.45		

* $p<0.05$

Abdominal kaslarının yorgunluğu için uygulanan modifiye Biering Sorsen pozisyonunun agonist ve antagonist kas gruplarının koordineli yorgunluk değerlerinin ortalama değerlerine göre sporcu ve sedanter gruplar arasında istatistiksel olarak fark tespit edilmiştir ($p<0.05$).

Tablo 4.21. Gövde ekstansör kaslarının izometrik kasılması sırasında kadın ve erkek bireylerin agonist ve antagonist kas gruplarının MF (Hz) değerlerinin ortalama farkları

Kas Grubu	Grup	n	X	SS	t	p
Agonist	Kadın	20	71.72	10.22	1.556	0.128
	Erkek	20	66.87	9.46		
Antagonist	Kadın	20	33.14	9.89	-1.912	0.063
	Erkek	20	38.90	9.16		

Gövde ekstansör kaslarının yorgunluğu için uygulanan Biering Sorsen pozisyonunun agonist ve antagonist kas gruplarının ortalama MF değerlerine göre kadın ve erkek bireyler arasında istatistiksel olarak bir fark tespit edilmemiştir ($p>0.05$).

Tablo 4.22. Abdominal kasların izometrik kasılması sırasında kadın ve erkek bireylerin agonist ve antagonist kas gruplarının MF (Hz) değerlerinin ortalama farkları

Kas Grubu	Grup	n	X	SS	t	p
Agonist	Kadın	20	50.84	7.28	0.701	0.488
	Erkek	20	49.05	8.76		
Antagonist	Kadın	20	27.10	5.35	1.840	0.074
	Erkek	20	24.14	4.81		

Abdominal kasların yorgunluğu için uygulanan Biering Sorsen pozisyonunun agonist ve antagonist kas gruplarının ortalama MF değerlerine göre kadın ve erkek bireyler arasında istatistiksel olarak bir fark tespit edilmemiştir ($p>0.05$).

Tablo 4.23. Gövde ekstansör kaslarının izometrik kasılması sırasında kadın ve erkek bireylerin agonist ve antagonist kas gruplarının koordineli yorgunluk değerlerinin (ko-yorulma=agonist/antagonist) ortalama farkları

Kas Grubu	Grup	n	X	SS	t	p
Ko-yorulma	Kadın	20	2.35	0.76	2.762	0.009*
	Erkek	20	1.80	0.45		

*p<0.05

Gövde ekstansör kaslarının yorgunluğu için uygulanan Biering Sorsen pozisyonunun agonist ve antagonist kas gruplarının koordineli yorgunluk değerlerinin ortalama değerlerine göre kadın ve erkek bireyler arasında istatistiksel olarak fark tespit edilmiştir (p<0.05).

Tablo 4.24. Abdominal kasların izometrik kasılması sırasında kadın ve erkek bireylerin agonist ve antagonist kas gruplarının koordineli yorgunluk değerlerinin (ko-yorulma=agonist/antagonist) ortalama farkları.

Kas Grubu	Grup	n	X	SS	t	p
Ko-yorulma	Kadın	20	1.96	0.61	-0.802	0.428
	Erkek	20	2.10	0.52		

Abdominal kaslarının yorgunluğu için uygulanan modifiye Biering Sorsen pozisyonunun agonist ve antagonist kas gruplarının koordineli yorgunluk değerlerinin ortalama değerlerine göre kadın ve erkek bireylerin arasında istatistiksel olarak bir fark tespit edilmemiştir (p>0.05).

5. TARTIŞMA

İskelet kası, patlayıcı kasılmaların gerekli olduğu durumlarda enerji tüketim oranını hızla arttırma kabiliyeti bakımından benzersizdir. Enerji devrindeki artış, dinlenmeye göre tamamen aktif duruma kadar 300 kat kadar olabilir ve bu birkaç milisaniyede gerçekleşebilir (Sahlin ve ark., 1998). Öte yandan, iskelet kası da uzun süreli düşük yoğunluklu kasılmalarda enerji tüketiminde ılımlı bir artış sağlayabilmelidir.

İskelet kaslarının yoğun aktivasyonu, genellikle bir süre dinlendikten sonra tersine çevrilmiş kontraktıl fonksiyonların azalmasına neden olur. Performanstaki bu aktiviteye bağlı düşüşe yorgunluk denir ve çoğu durumda aerobik metabolik sistemin kapasitesine büyük ölçüde bağlıdır. Buna göre, yavaş oksidatif kas lifleri, normal şartlar altında hızlı glikolitik liflerden belirgin şekilde daha fazla yorulmaya karşı dirençlidir. Mitokondriyal solunum siyanür ile inhibe edildiğinde, yavaş seğiren lifler bile hızla yorulur (Westerblad ve ark., 2010).

Denge veya postüral kontrol, minimum hareketle bir destek tabanını sürdürme yeteneği ve dengeli bir pozisyonu korurken bir görevi yerine getirme yeteneği olarak tanımlanabilir. İç ve dış güçlerin ve çevreyi içeren faktörlerin dinamik entegrasyonu ile denge sağlanır (Lee ve ark., 2006; Bressel ve ark., 2007). Dengenin düzenlenmesi görsel, vestibüler ve propriyoseptif uyarılara bağlıdır. Helbostad ve ark. (2010) göre kas yorgunluğu kas gücünü ve dengesini azaltır. Bizim çalışmamızdan elde edilen sonuca göre; bütün katılımcıların statik gövde kas yorgunluğunun ön-test ve son-test dinamik denge bileşeni olan ATE değerinin ortalamalarında bir artışa neden olmasına rağmen bu fark istatistiksel olarak anlamlı değildir. Fakat bütün katılımcıların aynı statik gövde kas yorgunluğu ön-test ve son-test statik gözü açık denge bileşenleri üzerine anlamlı fark oluşturmaktadır. Statik yorgunluk gözü açık dengeyi olumsuz etkilemektedir. Statik gövde kas yorgunluğu ön-test ve son-test statik gözü kapalı denge bileşenleri üzerine ise anlamlı fark oluşturmamaktadır.

Dieën ve ark. (2012) yapmış oldukları çalışmada kasların izotonik kasılması sonucu oluşan yorgunluğun gövde statik ve dinamik dengesini bozduğunu rapor etmişler ve statik denge skorlarını katılımcıların gözü açık olarak elde ettikleri

görülmüş ve bu sonuç bizim çalışmamız ile benzerlik göstermektedir. Daneshjoo ve ark. (2012) yapmış oldukları farklı bir çalışmada ise egzersizden önce yapılan ısınma protokolleri bireyin statik ve dinamik denge bileşenlerinde iyileşmeye neden olmaktadır. Isınma protokolleri katılımcılarda kas yorgunluğuna neden olmayacak düzeyde olduğundan denge bileşenlerinde bozulmaya neden olmadığı doğaldır.

Birkaç mekanizma, gözlenen yorgunluk etkilerinin altını çizebilir. Agonistik bir kasın yorgunluğu ile kuvvet çıkışını korumak için aktivasyon seviyelerinin artırılması gerekir. Bu, kas kuvvetinin kararsızlığını artırır (Missenard ve ark., 2009), bu da sallanmanın artmasına neden olur. Kas kuvvetinin değişkenliği, mevcut harekette gövde ki kinematik değişkenliği sınırlamadığı gerçeği göz önüne alındığında salınım genliğini daha da artırabileceği düşünüldüğünde, antagonistik kontraksiyonun artmasıyla bu kas kuvvetindeki değişkenlik daha da artacaktır (Selen ve ark., 2005). Yorgunluk artmış propriyoseptif eşiklere (Taimela ve ark., 1999) ve yorgun kaslarda daha yavaş kuvvet gelişimine bağlı olarak kas yanıtlarını yavaşlatır (Perrey ve ark. 2010). Dengede bozulmaya karşı daha yavaş tepkiler salınım genliğini artıracak (Radebold ve ark., 2001) ve muhtemelen bozulmamış görevdeki salınım sıklığını azaltacaktır. Bu durum aynı zamanda genliği arttırarak hareketin bozulmasını engelleyecektir (Reeves ve ark., 2009). Son olarak, yorgunluk, gövde stabilitesini etkileyebilecek artan bir solunum zorluğu ile ilişkilendirilebilir (Janssens ve ark., 2010). Solunum etkisinin sagittal düzlemde en belirgin olması beklenir.

Bizim çalışmamızdan elde edilen diğer bir sonuca göre; sporcu ve sedanter bireylerin statik gövde kas yorgunluğunun ön-test ve son-test dinamik denge, statik gözü açık, statik gözü kapalı bileşenleri incelendiğinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmemiştir. Literatür incelendiğinde sedanter bireylerin statik ve dinamik denge değerleri sporculara göre daha düşük çıktığı çalışmalar mevcuttur (Davlin 2004; Er, 2010; Gökdemir ve ark., 2012). Bu sonuçlar bizim çalışmamızdan farklılık göstermesinin sebebi araştırmacıların farklı statik ve dinamik denge test protokollerini kullanmaları olabilir. Ayrıca dengenin birçok atletik aktivitede ve spora özgü postüral kontrolde temel bir rol oynadığı ve denge yeteneği ile atletik performans arasındaki ilişki daha az olmasına rağmen başarılı bir sportif performansa katkıda bulunabileceği gösterilmiştir (Alderton ve ark., 2003;

Hryssomalis, 2011). Çok sayıda çalışma, bir lokomotor görevi sırasında gözlerin, başın, vücudun ve uzuvların hareketinin koordinasyonunu inceleyerek çeşitli motor kontrol ve yönelimleri analiz etmiştir (Cremieux ve Mesure 1994; Imai ve ark., 2001; Paillard ve ark., 2006). Bununla birlikte, üst düzey sporcuların, farklı spor dallarında yarışan diğerlerine kıyasla farklı postural kontrol stratejileri gösterip göstermediği (gözler açık veya kapalı ve tek veya çift bacaklı duruş) konusunda tartışmalar mevcuttur. Gerçekten de kapalı gözlerle denge değerlendirmesinin açık gözlerle yapılan testlerden daha etkili olup olmadığına dair araştırma kanıtı eksikliği vardır. Paillard ve arkadaşları (2002), en üst yarışma seviyesindeki judo sporcularının duruşlarını kontrol etmek için görsel bilgilere daha fazla bağımlı olduklarını göstermiştir. Ayrıca, deneyimli sporcular genel olarak her branşın gereklilikleri ile ilgili olarak duruşun ve dengenin düzenlenmesinde belirli duyuusal bilgileri kullanırlar (Perrin ve ark., 1998; Vuillerme ve ark., 2001). Örneğin, rugby oyuncularını çeşitli yetenekleri yerine getirmek için duruşlarını kontrol etmelidir (örneğin, yüksek hızlı sprintler ve yön değişiklikleri ile topu geçmek veya atış için tekmelemek). Bu becerileri yaparken rugby oyuncularını ayrıca diğer takım üyeleri ve rakipler hakkında görsel bilgilere de duyuusal bakımdan sahip olmalıdırlar (Brault ve ark., 2010). Bu nedenle, rugby antrenmanı, topla, rakip oyuncularla ve diğer takım üyeleriyle ilgili olarak güçlü bir görsel bağımlılık gerektirir. Benzer şekilde, Romero-Franco ve arkadaşları (2012) propriyoseptif bir antrenman programının sprinterlerde ağırlık merkezi kontrolü üzerindeki etkisini incelemiş ve gözler açıkken egzersizler yapıldığında dengede bir iyileşme rapor etmişlerdir. Vizyona olan bu bağımlılık, sörf (Chapman ve ark., 2008) ve futbol gibi diğer sporlarda da belirtilmiştir (Burfield ve Fischman, 1990). Sörfçülerin, anterior-posterior dengede, antrenmansız deneklerle karşılaştırıldığında daha iyi sonuçlara sahip olduğu gösterilmiştir. Daha sonra, sörfçüler statik postürel kontrol fonksiyonlarını kısmen transfer edebilir ve spesifik denge modelleri geliştirmişlerdir (Chapman ve ark., 2008). Buna karşılık farklı sonuçlar elde eden çalışmalarda vardır örneğin judo ve triatlon gibi bireysel sporlarda sporcuların gözü açık duruşa daha az bağımlı olduklarını gösteren çalışmalar mevcuttur (Williams ve ark., 2002; Nagy ve ark., 2004; Simonson, 2005). Bu sonuçlarla aslında gözü açık ve/veya gözü kapalı

duruşun farklı branşlarda farklı öneme sahip olduğu ve branşa özgü antrenman ile geliştirilebilir olduğu görülmüştür.

Çalışmada elde edilen bir diğer sonuca göre, cinsiyetler arası farklar incelendiğinde erkek bireylerin kadın bireylere göre daha iyi dinamik dengelere sahip oldukları tespit edilmiştir. Bu farkın hem ön-test hem de son-test verilerinde izlendiği görülmektedir. Cinsiyetler arası ön-test ve son-test statik denge bileşenlerinde ise bir fark tespit edilmemiştir.

Bölgesel kas yorgunluğu, çeşitli fizyolojik ve psikolojik olaylardan dolayı karmaşık bir süreçtir. Tipik olarak, sürekli bir izometrik kasılma sırasında, düşük frekans bandının genliğinde bir artış ve EMG spektrum sıkıştırma olarak adlandırılan yüksek frekanslarda nispi bir düşüş vardır. Bu nedenle MF izometrik kasılma sırasında yorgunlukta meydana gelen kas değişikliklerini izlemek için sıklıkla kullanılır (Duchene ve Guobel, 1993). Yüzeysel EMG sinyallerinden elde edilen MF değerleri bölgesel kas yorgunluğu için önemli bir indekstir (Xie ve Wang, 2006). Çalışmamızda elde edilen gövde ekstansör kaslarının izometrik kasılması sırasında sporcu ve sedanter bireylerin agonist ve antagonist kaslarının MF değerlerinin farkları incelendiğinde, sporcu ve sedanter bireylerin MF değerlerinde istatistiksel olarak bir fark tespit edilmemiştir. Santos ve ark. (2008) alt ekstremite izometrik kas yorgunluğunun MF değerleri incelendiğinde sedanter ve sporcu bireyler arasında istatistiksel olarak bir fark tespit edememişlerdir. Bu çalışma bizim çalışmamız ile benzerlik göstermektedir.

Gövde ekstansör ve abdominal kasların izometrik kasılması sırasında sporcu ve sedanter bireylerin agonist ve antagonist kas gruplarının MF değerlerinin ortalamaları farkları incelendiğinde istatistiksel bir fark tespit edilmemiştir. Çalışmamızda da yorgunluk indeksinin ve akabinde ko-yorulma indeksinin hesaplanmasında median frekans değerleri kullanılmıştır. Bilindiği üzere kas ko-kontraksiyonu eklem stabilizasyonunun sağlanmasında potansiyel iç ve dış rahatsızlıkların etkisini en aza indirmek ve eklem yükünü ayarlamak için önemlidir (Choi, 2003; Harput ve ark., 2014). Aynı şekilde kas ko-yorulma indeksi de ko-kontraksiyonu veya ko-aktivasyonu gibi eklem stabilizasyonunun sağlanmasında aynı öneme sahiptir. Çünkü benzer şekilde kas ko-yorulma sürecindeki değişim

motor kontrol modelini etkilediğini göz önüne alındığında, bu durumun kas ko-kontraksiyonunda da bir azalmaya neden olabileceği düşünülebilir (Sözen ve ark., 2018). Nasıl ki spesifik hareket kalıbının öğrenilmesi kas ko-aktivasyonunda azalmaya neden oluyorsa (Şimşek ve Ertan, 2014) aynı şekilde kas spesifik hareket kalıplarının öğrenilmesi de kas ko-yorgunluk düzeylerinde de değişime neden olabilir. Çalışmamızda ki ko-yorulma değerlerini incelediğimizde, sporcu ve sedanter bireylerin gövde ekstansör kaslarının ko-yorulma değerlerinde bir fark tespit edilmemişken (Ko-yorulma; sporcu: 2.10; sedanter: 2.04) abdominal kasların ko-yorulma değerlerinde ise istatistiksel bir fark bulunmuştur (Ko-yorulma; sporcu: 2.24; sedanter: 1.82). Bu farka göre sedanter bireylerin antagonist grup kas yorgunlukları agonist grup kas yorgunluk değerlerine benzer bulunmuştur. Sporcu bireylerin antagonist kas yorgunluk değerleri ise agonist kas yorgunluk değerlerine göre daha farklıdır. Bu sonuç sporcularda abdominal kasların izometrik kasılması sırasında eklem stabilitesinin sağlanması için agonist kasların ürettikleri kuvvet yeterli olurken antagonist kaslar işe fazla katılmamışlardır yorgunluk indekslerinde ki farklar göze çarpmaktadır. Fakat sedanter bireylerin aynı kasılma sırasında hem agonist hem de antagonist kas grupları benzer şekilde işe katılım göstermişlerdir.

Çalışmamızda benzer şekilde kadın ve erkeklerin gövde ekstansör ve abdominal kas gruplarının agonist ve antagonist kas yorgunlukları arasında bir fark tespit edilmemiştir. Buda kadın ve erkek bireylerin ilgili kasılmalar sırasında benzer yorgunluk düzeylerine sahip olduklarını göstermektedir. Fakat ko-yorulma indeksleri farkları incelendiğinde ise kadın ve erkekler arasında gövde ekstansör kaslarının izometrik kasılması sırasındaki ko-yorulmalarının istatistiksel olarak farklı olduğu görülmüştür (Ko-yorulma; kadın: 2.35; erkek: 1.80). Bu fark incelendiğinde erkek bireylerin kadın bireylere göre agonist ve antagonist kaslarının benzer yorgunluk değerleri gösterdikleri görülmektedir. Bu da kadınların gövde ekstansör izometrik kasılma sırasında agonist kaslarının dayanıklılığının eklemi sabit tutmak için yeterli olabileceğini göstermektedir. Literatür incelendiğinde kadınların izometrik egzersizler sırasında erkeklerden daha büyük bir kas dayanıklılığına sahip olduğu gösteren çalışmalar bulunmaktadır (Fulco ve ark., 1999; Clark ve ark., 2003; Russ ve Kent-Braun, 2003; Hunter ve ark., 2004; Hunter ve ark., 2006). Bu sonuçlar abdominal izometrik kas yorgunluğu

bulgularımızla benzerlik göstermektedir. Kadın ve erkekler katılımcılar arasında abdominal kaslarının izometrik kasılması sırasındaki ko-yorulmalarının istatistiksel olarak bir fark tespit edilmemiştir (Ko-yorulma; kadın: 1.96; erkek: 2.10).

Ko-yorulma indeksi 1'e yaklaştıkça agonist ve antagonist kasların izometrik kasılma sırasında eklemin stabilitesini sağlamak için kasılan agonist kaslara benzer düzeyde antagonist kaslarında işe katıldığı söylenebilir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Çalışmada elde edilen bulgulara göre gövde stabilitesi kaybının sportif aktivitelerinin performansını ne ölçüde etkileyeceği açık değildir. Bununla birlikte, birçok sportif branş uygulamasında denge ve gövde stabilitesi ciddi şekilde zorlanmaktadır. Ayrıca, yorgunlukla beraber bozulmuş gövde stabilitesi ile ortaya çıkabilecek denge kaybı performansı sınırlayabilir ve yaralanma riskini artırabilir. Bu nedenle, gövde stabilitesinin, tipik antrenman aktivitelerinin ve müsabaka durumlarında ki yoğunluğu yansıtan bir dizi yorgunluk egzersizinden olumsuz olarak etkilenmiş olması, birkaç pratik sonuç ortaya koymaktadır. Antrenörler antrenman faaliyetlerinin sırasını planlarken, özellikle yorgunluk sonrası ortaya çıkabilecek denge kayıplarının engellenmesi üzerine spesifik çalışmaları dikkate almaları gerekebilir. Ayrıca, ısınma protokolleri sırasında yorulabilecek kasların gövdenin özellikle de gözü açık pozisyonda bozulmalar yaşanabileceği unutulmamalıdır. Gövde kaslarının dayanıklılık antrenmanlarında sadece işe katılan primer agonist kasların değil aynı zamanda antagonist kaslarında dayanıklılıklarının geliştirilmesi önemlidir.

Çalışmadan elde edilen bir diğer sonuca göre; önerdiğimiz ko-yorulma indeksi farklı egzersiz ve yük düzeyleri; farklı kaslar; farklı sporcu ve sedanterler; ve farklı yorulma indeksleri (örneğin median frekans yerine ortalama frekans, normalize median frekans, ardışık median frekansları eğimi gibi başka indeksler) açısından diğer çalışmalara yardımcı olup, spor ve terapi alanına katkıda bulunabilir. Bu yaklaşımın özellikle eklem stabilizasyonunun fizyolojik sürecini teşvik eden egzersiz koşullarıyla ilgili olarak spor bilimlerine, rehabilitasyon alanına ve sağlıklı sporcu ve sedanter bireylerin antrene edilmesine katkıda bulunmak için büyük potansiyele sahip olduğuna inanıyoruz.

KAYNAKLAR

- Ada N. (2015). Yürüme Analizinde Bacak Kaslarının Yüzeysel Emg ile Değerlendirilmesi. Yüksek Lisans Tezi, Trakya Üniversitesi, Edirne.
- Aeling T. (2016). Electromyography Study of Muscle Fatigue During Isometric Exercises in Swimmers and Non-Swimmers. Master's Thesis, Marshall University, USA.
- Akgün N. (1994). Egzersiz Fizyolojisi. Ege Üniversitesi Basımevi, İzmir.
- Alderton AK, Moritz U, Moe-Nilssen R. (2003). Force plate and accelerometer measures for evaluating the effect of muscle fatigue on postural control during one legged stance. *Physiotherapy Research International*, 8, 187-199.
- Andersen LL, Andersen CH, Mortensen OS, Poulsen OM, Bjornlund IBT, Zebis M K (2010). Muscle activation and perceived loading during rehabilitation exercises: Comparison of dumbbells and elastic resistance. *Physical Therapy*, 90(4): 538-549.
- Aydın S. (2000). İnsan Anatomisi ve Fizyolojisi (5. bs.). Eskişehir: Anadolu Üniversitesi.
- Balestra G, Frassinelli S, Knaflitz M, Molinari F. (2001). Time-frequency analysis of surface myoelectric signals during athletic movement. *IEEE Engineering Medicine and Biology Magazine*, 20, 106- 115.
- Basmajian JV, De Luca CJ. (1985). Muscle alive: their functions revealed by electromyography. Baltimore: Williams & Wilkins.
- Başpınar Ö. (2009). Futbolcularda İzokinetik Kas Kuvvetinin Anaerobik Güce Etkisi. Yüksek Lisans Tezi, Pamukkale Üniversitesi, Denizli.
- Beck TW, Housh T, Fry AC, Cramer JT, Weir J, Schilling B, Falvo M, Moore C (2009). MMG-EMG cross spectrum and muscle fiber type. *International Journal of Sports Medicine*, 30, 538-544.
- Bishop MD, Pathare N. (2004). Considerations for the use of surface electromyography. *KAUTPT*, 11, 61-70.

- Blumenstein B, Bar-Eli M, Tenenbaum G. (2002). *Brain and Body in Sport and Exercise Biofeedback Applications in Performance Enhancement*. UK: John Wiley & Sons, Ltd.
- Bogey R, Cerny K, Mohammed O. (2003). Repeatability of wire and surface electrodes in gait. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 82, 338-344.
- Brault S, Bideau B, Craig C, Kulp R. (2010). Balancing deceit and disguise: How to successfully fool the defender in a 1 vs. 1 situation in rugby. *Human Movement Science*, 29, 412-425.
- Bressel E, Yonker JC, Kras J, Heath EM (2007). Comparison of static and dynamic balance in female collegiate soccer, basketball, and gymnastics athletes. *J Athl Train*, 42, 42-46.
- Burfield B, Fischman M. (1990). Control of a ground-level ball as a function of skill level and sight of the foot. *Journal of Human Movement Studies*, 12, 181-188.
- Cairns SP, Knicker AJ, Thompson MW, Sjogaard G. (2005). Evaluation of models used to study neuromuscular fatigue. *Exerc Sport Sci Rev*, 33(1), 9-16.
- Cerrah AO, Ertan H, Soylu AR. (2010). Spor bilimlerinde elektromiyografi kullanımı. *Spormetre Beden Eğitimi ve Spor Bilimleri Dergisi*, 8(2), 43-49.
- Chapman DW, Needham KJ, Allison GT, Lay B, Edwards DJ. (2008). Effects of experience within a dynamic environment on postural control. *British Journal of Sports Medicine*, 42, 16-21.
- Cheng AJ, Rice CL. (2005). Fatigue and recovery of power and isometric torque following isotonic knee extensions. *J Appl Physiol*, 99(4), 1446-1452.
- Choi H. (2003). Quantitative assessment of co-contraction in cervical musculature. *Medical Engineering & Physics*, 25(2), 133-140.
- Clancy EA, Morin EL, Merletti R. (2002). Sampling, noise-reduction and amplitude estimation issues in surface electromyography. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 12(1), 1-16.

- Clark BC, Manini T M, Thé DJ, Doldo NA, Ploutz-Snyder LL. (2003). Gender differences in skeletal muscle fatigability are related to contraction type and EMG spectral compression. *Journal of Applied Physiology*, 94, 2263–72.
- Clarys JP, Cabri J. (1993). Electromyography and the study of sports movements: a review. *Journal of Sports Sciences*, 11(5), 379-448.
- Clarys JP. (2000). Electromyography in sports and occupational settings: an update of its limits and possibilities. *Ergonomics*, 43, 1750-1762.
- Clarys JP, Scafoglieri A, Tresignie J, Reilly T, Roy PV. (2010). Critical appraisal and hazards of surface electromyography data acquisition in sport and exercise. *Asian Journal of Sports Medicine*, 1(2), 69-80.
- Cram JR, Kasman GS, Holtz J. (1998). Introduction to Surface Electromyography. Gaithersburg, Md: Aspen Publishers.
- Cremieux J, Mesure S. (1994). Differential sensitivity to static visual cues in the control of postural equilibrium in man. *Perceptual and Motor Skills*, 78, 67-74.
- Çakır E. (2017). Soğuk Su İmmersiyonunun Kas Hasarına Etkisi. Yayımlanmamış Yüksek Lisans Tezi, Gazi Üniversitesi, Ankara.
- Daneshjoo A, Mokhtar AH, Rahnama N, Yusof A. (2012). The effects of comprehensive warm-up programs on proprioception, static and dynamic balance on male soccer players. *PLoS ONE* 7(12), e51568.
- Davis B, Bull R, Roscoe J, Roscoe, D. (1994). Physical Education and the Study of Sports (2nd Ed.). Barcelona, Spain.
- Davlin CD. (2004). Dynamic balance in high level athletes. *Percept Mot Skills*, 98(3), 1171-1176.
- De Luca CJ. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal or Applied Biomechanics*, 13, 135-163.
- De Luca CJ. (2002). Surface Electromyography: Detection and Recording. DelSys.

- Demir HM. (2016). Kuadriseps ve Hamstring Kaslarına Kinesiotape Uygulamasının Kas Kuvvetine, Propriosepsiyona ve Sıçramaya Etkisi. Yayınlanmamış Uzmanlık Tezi, Süleyman Demirel Üniversitesi, Isparta.
- Demirel HA, Koşar NŞ. (2002). İnsan Anatomisi ve Kinesiyoloji. Ankara: Nobel Yayın Dağıtım.
- Dieën JH, Luger T, Eb JVD (2012). Effects of fatigue on trunk stability in elite gymnasts. *Eur J Appl Physiol*, 112, 1307-1313.
- Duchene J, Goubel F. (1993). Surface electromyogram during voluntary contraction: processing tools and relation to physiological events. *CRC Crit. Rev. Biomed. Eng.*, 21, 313-397.
- Dündar U. (2003). Antrenman Teorisi. Ankara: Bağırğan Yayınevi.
- Ekstrom RA, Donatelli RA, Carp, KC. (2007). Electromyographic analysis of core trunk, hip, and thigh muscles during 9 rehabilitation exercises. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 37(12), 754-762.
- Er F. (2010). Düzenli Spor Yapan ve Yapmayan Üniversite Öğrencilerinin Fiziksel Uygunluk Düzeyleriyle Akademik Başarıları Arasındaki İlişkinin Karşılaştırılması. Yüksek Lisans Tezi, Gazi Üniversitesi, Ankara.
- Erdoğan C, Er F, İpekoğlu G. (2017). Farklı denge egzersizlerinin voleybolcularda statik ve dinamik denge performansı üzerine etkileri. *Spor ve Performans Araştırmaları Dergisi*, 8(1), 11-18.
- Farina D, Merletti R, Enoka RM. (2004). The extraction of neural strategies from the surface EMG. *J Appl Physiol*, 96(4), 1486-1495.
- Farina D. (2006). Interpretation of the surface electromyogram in dynamic contractions. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 34, 121 – 127.
- Fauth M, Petushek EJ, Feldmann CR, Hsu BE, Garceau LR, Lutsch BN, Ebben WP. (2010). Reliability of surface electromyography during maximal voluntary isometric contractions, jump landings, and cutting. *Journal of Strength and Conditioning Research* 24(4), 1131-1137.

- Fulco CS, Rock PB, Muza SR, Lammi E., Cymerman A., Butterfield G., Moore LG., Braun B., Lewis SF. (1999). Slower fatigue and faster recovery of the adductor pollicis muscle in women matched for strength with men. *Acta Physiologica Scandinavica.*, 167, 233–9.
- Ganong WF. (1995). Medical physiology, Chapter14. (Çeviren Doğu, A.), İstanbul.
- Garcia MC, Vieira T. (2011). Surface electromyography: Why, when and how to use it. *Rev Andal Med Deporte*, 4(1), 17-28.
- Gonzalez-Izal M, Malanda A, Gorostiaga E, Izquierdo M. (2012). Electromyographic models to assess muscle fatigue. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 22(4), 501-512.
- Gökdemir K, Çiğerci AE, Er F, Suveren C, Sever O. (2012). The comparison of dynamic and static balance performance of sedentary and different branches athletes. *World Applied Sciences Journal*, 17(9), 1079-1082.
- Guyton AC, Hal JE. (2007). Textbook of Medical Physiology. 10th Ed., Philadelphia: W.B. Saunders Company.
- Guyton AC, Hall JE. (2007). Tıbbi Fizyoloji. 11. Baskı. İstanbul: Nobel Tıp Kitapevleri.
- Guyton AC. (2005). Resting membrane potential. John E Hall (Ed.) Textbook of Medical Physiology. 11th ed. Saunders, Missouri, USA.
- Günay M, Tamer K, Cicioğlu İ. (2014). Spor Fizyolojisi ve Performans Ölçümü. Ankara: Gazi Kitabevi.
- Hammami R., Behm DG., Chtara M., Othman AB., Chaouachi A. (2014). Comparison of static balance and the role of vision in elite athletes. *Journal of Human Kinetics*, 40, 33-41.
- Harput G., Soylu AR., Ertan H., Ergun N., Mattacola CG. (2014). Effect of gender on the quadriceps-to-hamstrings coactivation ratio during different exercises. *Journal of Sport Rehabilitation*, 23, 36-43.
- Helbostad JL, Sturnieks DL, Menant J, Delbaere K, Lord SR, Pijnappels M (2010). Consequences of lower extremity and trunk muscle fatigue on balance and

- functional tasks in older people: A systematic literature review. *BMC Geriatrics*, 10(56), 1-8.
- Hendrix CR, Housh TJ, Johnson GO, Mielke M, Camic CL, Zuniga JM, Schmidt RJ (2009). Comparison of critical force to EMG fatigue thresholds during isometric leg extension. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 41, 956–964.
- Hintermeister RA, Lange GW, Schultheis JM, Bey MJ, Hawkins RJ. (1998). Electromyographic activity and applied load during shoulder rehabilitation exercises using elastic resistance. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 26, 210-220.
- Hunter SK, Critchlow A, Shin I-S, Enoka RM. (2004). Men are more fatigable than strength-matched women when performing intermittent submaximal contractions. *Journal of Applied Physiology*, 96, 2125–32.
- Hunter SK, Butler JE, Todd G, Gandevia SC., Taylor JL. (2006). Supraspinal fatigue does not explain the sex difference in muscle fatigue of maximal contractions. *Journal of Applied Physiology*, 101(4), 1036–1044.
- Hrysomallis C. (2011). Balance ability and athletic performance. *Sports Medicine*, 41, 221-232.
- Illyes A, Kiss, RM. (2005). Shoulder muscle activity during pushing, pulling, elevation and overhead throw. *Journal of Electromyography Kinesiology*, 15(3), 282-289.
- Imai T, Moore ST, Raphan T, Cohen B. (2001). Interaction of the body, head and eyes during walking and turning. *Experimental Brain Research*, 136, 1-18.
- Janssens L, Brumagne S, Polspoel K, Troosters T, McConnell A (2010) The effect of inspiratory muscles fatigue on postural control in people with and without recurrent low back pain. *Spine* 35,1088–1094.
- Kabadayı M. (2005). Aktif Engelli Basketbol ve Futbolcularda Stereolojik Yöntemle Hesaplanan Triceps Brachii Kas Hacminin Dirsek Ekstansiyon Kuvveti İle İlişkisi. Doktora Tezi, Ondokuz Mayıs Üniversitesi, Samsun.

- Kamen G, Gabriel DA. (2010). *Essentials of Electromyography*. IL-USA: Human Kinetics.
- Kaya F. (2004). İki Farklı Germe Egzersizinin Bazı Fiziksel ve Fizyolojik Parametreler Üzerine Etkisi. Yüksek Lisans Tezi, Bolu Abant İzzet Baysal Üniversitesi, Bolu.
- Kellis E, Katis A. (2008). Reliability of EMG power-spectrum and amplitude of the semitendinosus and biceps femoris muscles during ramp isometric contractions. *Journal of Electromyography Kinesiology*, 18, 351-358.
- Kılıç RT, Börü A, Bayrakçı Tunay V, Aksoy S, Ergun N. (2018). Farklı branşlardaki sporcuların denge kararlılık sınırlarının karşılaştırılması. *Journal of Exercise Therapy and Rehabilitation*, 5(2), 106-115.
- Lazar RB. (1998). *Principles of Neurologic Rehabilitation*. New York, NY, Mc Graw Hill.
- Lee A, Lin W, Huang C. (2006). Impaired proprioception and poor static postural control in subjects with functional instability of the ankle. *J Exerc Sci Fit*, 4, 117-125.
- Mader SS, Windelspecht M. (2014). *Human Biology* (13th ed.). New York, NY: The McGraw-Hill Companies.
- Masso N, Rey F, Romero D, Gual G, Costa L, German A. (2010). Surface electromyography applications in the sport. *Apunts Medicine de Esport*, 45(165), 121-130.
- McCarthy CJ, Callaghan MJ, Oldham JA. (2008). The reliability of isometric strength and fatigue measures in patients with knee osteoarthritis. *Journal of Manual & Manipulative Therapy*, 18, 159-164.
- McGill SM, Childs A, Liebenson C. (1999). Endurance time for low back stabilization exercises: clinical targets for testing and training from a normal database. *Arch Phys Med Rehabil*, 80, 941-944.
- Merletti R, Lo Conte LR. (1997). Surface EMG signal processing during isometric contractions. *Journal of Electromyography Kinesiology*, 7, 241- 250.

- Merletti R, Rainoldi A, Farina D. (2001). Surface electromyography for noninvasive characterization of muscle. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 29, 20-25.
- Merletti R, Parker PA. (2004). Electromyography. Canada: John Wiley & Sons; 2004.
- Missenard O, Mottet D, Perrey S. (2009) Factors responsible for force steadiness impairment with fatigue. *Muscle Nerve* 40, 1019–1032.
- Morgan MH. (1989). Nerve conduction studies. *British Journal of Hospital Medicine Journal*, 41(1), 22, 26-8, 32-6.
- Murray RK, Granner DK, Mayes PA, Rodwel VW. (1998). Harper'in Biyokimyası (24.Baskı). İstanbul: Barış Kitabevi.
- Nagy E, Toth K, Janositz G, Kovacs G, Faherkiss A, Angyan L, Horvath G. (2004). Postural control in athletes participating in an ironman triathlon. *European Journal Applied Physiology*, 92, 407-413.
- Nichols DS, Glenn TM, Hutchinson KJ. (1995). Changes in the mean center of balance during balance testing in young adults. *Physical Therapy*, 75(8), 699-706.
- Nikolić Z, Ilić N. (1992). Maximal oxygen uptake in trained and untrained 15-year-old boys. *British Journal of Sports Medicine*, 26(1), 36-38.
- Oh SJ. (2003). Clinical Electromyography: Nerve Conduction Studies. USA: Lippincott Williams & Wilkins.
- Onat T, Emerk K, Sözmen E. (2002). İnsan Biyokimyası. Ankara: Palme Yayıncılık.
- Özkan A. (2011). Anaerobik Performans ve İzokinetik Kuvvet Değerlendirilmesinde Bacak Hacmi ve Kütlesinin Rolü. Yayınlanmış Doktora Tezi, Ankara Üniversitesi, Ankara.
- Paillard T, Costes Salon C, Lafont C, Dupui P. (2002). Are there differences in postural regulation according to the level of competition in judoists? *British Journal of Sports Medicine*, 36, 304- 305.

- Paillard T, Noe F, Riviere T, Marion V, Montoya R, Dupui P. (2006). Postural performance and strategy in the unipedal stance of soccer players at different levels of competition. *Journal of Athletic Training*, 41, 172-176.
- Perrey S, Racinais S, Saimouaa K, Girard O. (2010) Neural and muscular adjustments following repeated running sprints. *Eur J Appl Physiol* 109, 1027–1036.
- Perrin P, Schneider D, Deviterne D, Perrot C, Constantinescu L. (1998). Training improves the adaptation to changing visual conditions in maintaining human posture control in a test of sinusoidal oscillation of the support. *Neuroscience Letters*, 245, 155-158.
- Pitcher MJ., Behm DG, NacKinnon SN. (2008). Reliability of electromyographic and force measures during prone isometric back extension in subjects with and without low back pain. *Journal of Applied Physiology Nutrition Metabolism*, 33, 52-60.
- Piper H. (1912). *Elektrophysiologie, Menschlicher Muskeln*. Berlin: Springer Verlag.
- Puddu G, Giombini A, Selvanetti A. (2001). *Rehabilitation of Sports Injuries*. Germany: Springer.
- Powers, SC, Howley ET. (2009). *Exercise Physiology Theory and Application to Fitness and Performance*. 7th Ed., USA: Mc Graw Hill Higher Education.
- Quach JH. (2007). *Surface electromyography: Use, design & technological overview*. Project Report, Introduction to Biomedical Engineering. Canada: Concordia University.
- Rivas GE, Jimenez MD, Pardo J, Romero M. (2007). *Manual de Electromiografia Clinica*. Barcelona: Ergon.
- Radebold A, Cholewicki J, Polzhofer GK, Greene HS (2001) Impaired postural control of the lumbar spine is associated with delayed muscle response times in patients with chronic idiopathic low back pain. *Spine*, 26, 724–730.

- Reeves NP, Cholewicki J, Narendra KS (2009) Effects of reflex delays on postural control during unstable seated balance. *J Biomech*, 42, 164–170.
- Romero-Franco N, Martínez-López E, Lomas-Vega R, Hita-Contreras F, Martínez-Amat A. (2012). Effects of proprioceptive training program on core stability and center of gravity control in sprinters. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 26, 2071-2077.
- Russ DW, Kent-Braun JA. (2003). Sex differences in human skeletal muscle fatigue are eliminated under ischemic conditions. *Journal of Applied Physiology*, 94, 2414–2422.
- Sahlin K, Tonkonogi M, Söderlund K. (1998). Energy supply and muscle fatigue in human. *Acta Physiol Scand*, 162, 261-266.
- Santos MCA., Semeghini TA., Azevedo FMd., Colugnati DB., Filho RdFN., Alves N., Arida RM. (2008). Analysis of localized muscular fatigue in athletes and sedentary subjects through frequency parameters of electromyographic signal. *Rev Bras. Med. Esporte*, 14(6), 509-512.
- Selen LPJ, Beek PJ, Dieën JHv. (2005). Can co-activation reduce kinematic variability? A simulation study. *Biol Cybern* 93, 373–381.
- Serbest K. (2014). İskelet kaslarının yapısı ve biyomekaniği. *Akademik Platform Mühendislik ve Fen Bilimleri Dergisi*, 2(3), 41-51.
- Simmons RW. (2005). Sensory organization determinates of postural stability in trained ballet dancers. *International Journal of Neuroscience*, 115, 87-97.
- Sözen H. (2010). Comparison of muscle activation during elliptical trainer, treadmill and bike exercise. *Biology of Sport*, 27, 203-206.
- Sözen H, Soylu AR, Erdoğan E, İnce A. (2017). Agonist ve antagonist kaslarda oluşan koordineli yorgunluk düzeylerinin belirlenmesi. 15th International Sport Sciences Congress, 15-18 November 2017, Antalya/Turkey.
- Sözen H, Erdoğan E, İnce A, Soylu AR. (2018). Determination of co-fatigue levels in dominant and non-dominant agonist and antagonist muscles. 9th

International Biomechanics Congress, 19-22 September 2018, Eskişehir/Turkey.

Steele C. (2011). Applications of EMG in Clinical and Sports Medicine. Rijeka: InTech.

Sucan S, Yılmaz A, Can Y, Süer C. (2005). Aktif Futbol Oyuncularının Çeşitli Denge Parametrelerinin Değerlendirilmesi. *Erciyes Üniversitesi Sağlık Bilimleri Dergisi (Journal of Health Sciences)*, 14(1), 36-42.

Sutherland DH. (2001). The evolution of clinical gait analysis part I: kinesiological EMG. *Gait & Posture*, 14(1), 61-70.

Şimşek D., Ertan H. (2014). Motor beceri öğreniminde kas ko-aktivasyon ve rekürrent inhibisyon aktivitesinin fonksiyonel önemi. *Spormetre Beden Eğitimi ve Spor Bilimleri Dergisi*, 12(1), 51-57.

Taimela S, Kankaanpää M, Luoto S (1999) The effect of lumbar fatigue on the ability to sense a change in lumbar position—a controlled study. *Spine* 24, 1322–1327.

Tortop Y., Ocak Y. (2010). Elit düzey sporcularda diz eklemi hamstring/quadriceps(H/Q) izokinetik kuvvet oranlarının değerlendirilmesi. *Niğde Üniversitesi Beden Eğitimi ve Spor Bilimleri Dergisi*, 4(2), 109-115.

Tuncer S. (2013). İskemi-Reperfüzyonun Sıçan Frenik Sinir Diyafram Preparatında Yarattığı Elektrofizyolojik Değişimlerin Numerik Analiz Yöntemleriyle İncelenmesi. Doktora Tezi, Selçuk Üniversitesi, Konya.

Tutar M. (2018). Sedanter Bireylerde Süspansiyon Egzersizlerinin Alt Ekstremitelerde Kas Kuvveti ve Denge Üzerine Etkisi. Yüksek Lisans Tezi, Dokuz Eylül Üniversitesi, İzmir.

Türker H, Sözen H. (2013). Surface Electromyography in Sports and Exercise, Electrodiagnosis in New Frontiers of Clinical Research, Hande Turker (Ed.), InTech.

- Üstündağ B. (2017). Judocularlarda Alt Ekstremitte Kas Kuvvetinin Anaerobik Güç ve Kapasite Yetileri Üzerine Etkisinin İncelenmesi. Yayınlanmamış Yüksek Lisans Tezi, Kırıkkale Üniversitesi, Kırıkkale.
- Villarroya A, Marco MC, Moros T. (1997). Electromiografia cinesiologica. *Rehabilitacion*, 31, 230-236.
- Vinjamuri R, Mao ZH, Sclabassi R, Sun M. (2006). Limitation of surface EMG signals of extrinsic muscles in predicting postures of human hand: conference proceedings, Aug. 30 2006- Sept. 3 2006, 28th Annual International Conference of the IEEE.
- Vuillerme N, Nougier V, Prieur JM. (2001). Can vision compensate for a lower limbs muscular fatigue for controlling posture in humans? *Neuroscience Letters*, 308, 103-106.
- Weiss L, Silver JK, Weiss J. (2004). Easy EMG. Oxford, UK: Butterworth-Heinemann.
- Westerblad H, Bruton JD, Katz A. (2010). Skeletal muscle: Energy metabolism, fiber types, fatigue and adaptability. *Experimental Cell Research*, 316, 3093-3099.
- Williams AM, Weigelt C, Harris M, Scott MA. (2002). Age related differences in vision and proprioception in a lower limb interceptive task: the effects of skill level and practice. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 73, 386-395.
- Wilmore JH., Costill DL. (2004). Physiology of Sport and Exercise. 3rd Ed., Hong Kong: Human Kinetics.
- Xie H, Wang Z. (2006). Mean frequency derived via Hilbert-Huang transform with application to fatigue EMG signal analysis. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 82(2), 114-120.
- Zemkova E. (2009). Balance readjustment after different forms of exercise: a review. *Int J Appl Sports Sci.*, 21(1), 45-60.

- Zemková E. (2012). Assessment and training of functional balance in sport. In: *International Scientific Conference*. Bratislava: Faculty of Mechanical Engineering, Slovak Technical University, p. 7–16.
- Zemkova E. (2014). Sport-Specific balance, *Sports Medicine*, 44(5), 579-590.
- Zipp P. (1982). Recommendations for the standardization of lead positions in surface electromyography. *European Journal of Applied Physiology*, 50, 41-54.

Ek No	EKLER	Sayfa No
Ek 1.	Etik Kurul İzni	76
Ek 2.	Bilgilendirilmiş Gönüllü Onam Formu	77
Ek 3.	Statik Denge Ölçüm Sonucu Örneği	79
Ek 4.	Dinamik Denge Ölçüm Sonucu	80
Ek 5.	Güç Analizi (Power Test)	82

Ek-1. Etik Kurul İzni



Ordu Üniversitesi - Ordu University
Etkinlikler - Sağlık Bilimleri Enstitüsü
Müdürlüğü
25 06 2018 16 12
Sayı: 91120269.800.E.00000240125
00000240125

T.C.
ORDU ÜNİVERSİTESİ
KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARARLARI

Toplantı Tarihi	Toplantı Sayısı	Toplantı Saati	Karar Sayısı
07/06/2018	13	15.30	2018-147

Ordu Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Başkanı Dr. Öğr. Üyesi Ahmet KARATAŞ başkanlığında toplanarak aşağıdaki kararları almıştır.

KARAR NO: 2018/ 147

Sorumlu yürütücü Dr. Öğr. Üyesi Hasan SÖZEN'in KAEK 133 Nolu başvurusunun değerlendirilmesi sonucu "*Gövde Ekstansör ve Abdominal Kas Yorgunluğunun Statik ve Dinamik Denge Üzerine Etkileri*" başlıklı araştırmasının etik ilke ve kurallara uygunluk açısından yapılabilirliğine ve konunun ilgili öğretim üyesine tebliğine toplantıya katılanların oy birliği ile karar verildi.

e-izimlidir

Dr. Öğr. Üyesi Ahmet KARATAŞ
Ordu Üniversitesi
Klinik Araştırmalar Etik Kurul Başkanı

Ek-2. Bilgilendirilmiş Gönüllü Onam Formu



BİLGİLENDİRİLMİŞ OLUR FORMU

Bu katıldığınız çalışma bilimsel bir araştırma olup, araştırmanın adı "Gövde ekstansör ve abdominal kas yorgunluğunun statik ve dinamik denge üzerine etkileri" dir. Bu araştırmanın amacı gövde ekstansör ve abdominal kas gruplarının yorgunluk düzeylerinin statik ve dinamik denge bileşenlerine etkilerinin incelenmesidir. Bu çalışmada size herhangi bir tedavi uygulanmayacak, gövde egzersizi sırasında yüzeysel elektrotlar ile karın ve sırt bölgesinde yer alan kas gruplarından kas elektromyografi yöntemi kullanılarak kas elektriksel aktivasyonları ölçülecektir. Bu çalışmada yer almanız öngörülen süre 30dk olup, çalışmada yer alacak gönüllülerin sayısı 40'dir.

Bu çalışma ile ilgili olarak uygulanan egzersiz şemasına özen gösterme ve egzersizlere uygun spor kıyafetleri ile katılma, egzersizden önce kahve ve benzeri uyarıcı madde kullanmama sizin sorumluluklarınızdır.

Bu çalışmada sizin için minimal düzeyde de olsa sakatlanma gibi riskleri ve rahatsızlıklar söz konusu olabilir; ancak sizin için beklenen yararlar, egzersiz sırasında egzersize katılan primer kaslara yardımcı olan yardımcı kasların elektriksel aktivasyonları ile işe katılım oranlarının belirlenmesi ve aynı zamanda vücut statik ve dinamik denge oranlarınızın belirlenmesidir.

Bu araştırmanın tedavisinde uygulanabilecek, ancak şimdilik uygulanmayacak olan alternatif tedavi ya da işlemler bulunmamaktadır; Araştırmaya bağlı bir zarar söz konusu olduğunda, bu durumun tedavisi sorumlu araştırmacı tarafından yapılacak, ortaya çıkan masraflar araştırmanın yürütücüsü Dr. Öğr. Üyesi Hasan SÖZEN tarafından karşılanacaktır. Araştırma sırasında sizi ilgilendirebilecek herhangi bir gelişme olduğunda, bu durum size veya yasal temsilcinize derhal bildirilecektir. Araştırma hakkında ek bilgiler almak için ya da çalışma ile ilgili herhangi bir sorun, istenmeyen etki ya da diğer rahatsızlıklarınız için 532 784 9129 no.lu telefondan Dr. Hasan SÖZEN'e başvurabilirsiniz.

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

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

Size ait tüm tıbbi ve kimlik bilgileriniz gizli tutulacaktır ve araştırma yayınlanırsa bile kimlik bilgileriniz verilmeyecektir, ancak araştırmanın izleyicileri, yoklama yapanlar, etik kurullar ve resmi makamlar gerektiğinde tıbbi bilgilerinize ulaşabilir. Siz de istediğinizde kendinize ait tıbbi bilgilere ulaşabilirsiniz (tedavinin gizli olması durumunda, gönüllüye kendine ait tıbbi bilgilere ancak verilerin analizinden sonra ulaşabileceği bildirilmelidir).

Çalışmaya Katılma Onayı:

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

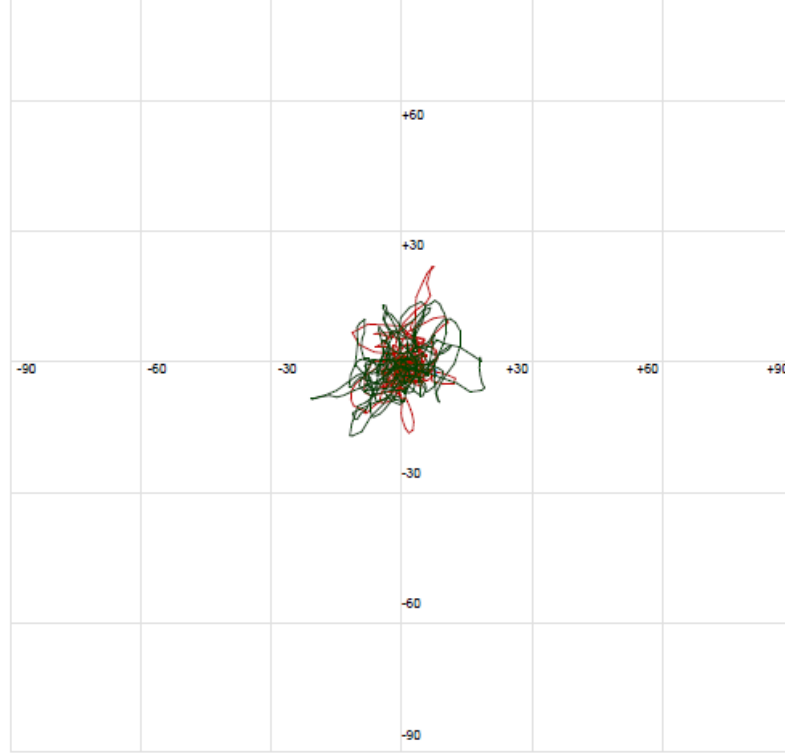
Bu formun imzalı bir kopyası bana verilecektir.

Ek-3. Statik Denge Ölçüm Sonucu Örneği

Pro-Kin: STABILOMETRY - KINESIS GRAPH

Patient : ALI CEVIK Date/Time : 10/04/2018 17:46 Position : Stabilometry Weight (kg) / Height (cm) : 69 / 182	17/09/1997 Pos: A Opened Eyes	Axis-Point[1] A1 - 01 Axis-Point[2] A1 - 01 Axis-Point[3] A1 - 01	Stability 1 ML Static BF Static
Time : 30" on 30" F-B Standard Deviation : 5 Average M-L Speed (mm/sec.) : 18 Trunk Tot. St. Dev. : 2.79°	Average C.o.P. X : 1 M-L Standard Deviation : 4 Ellipse Area (mm^2) : 425 Trunk BF St. Dev. : 1.95°	Average C.o.P. Y : 1 Average F-B Speed (mm/sec.) : 16 Perimeter (mm) : 803 Trunk ML St. Dev. : 2.00°	
Patient : ALI CEVIK Date/Time : 10/04/2018 17:46 Position : Stabilometry Weight (kg) / Height (cm) : 69 / 182	17/09/1997 Pos: A Closed Eyes	Axis-Point[1] A1 - 01 Axis-Point[2] A1 - 01 Axis-Point[3] A1 - 01	Stability 1 ML Static BF Static
Time : 30" on 30" F-B Standard Deviation : 6 Average M-L Speed (mm/sec.) : 20 Trunk Tot. St. Dev. : 2.81°	Average C.o.P. X : -5 M-L Standard Deviation : 7 Ellipse Area (mm^2) : 809 Trunk BF St. Dev. : 1.40°	Average C.o.P. Y : -3 Average F-B Speed (mm/sec.) : 23 Perimeter (mm) : 987 Trunk ML St. Dev. : 2.43°	
E.C./E.O. Area Ratio : 190 *110-250		E.C./E.O. Perimeter Ratio : 122 *110-250	

Ek-4 Dinamik Denge Ölçüm Sonucu



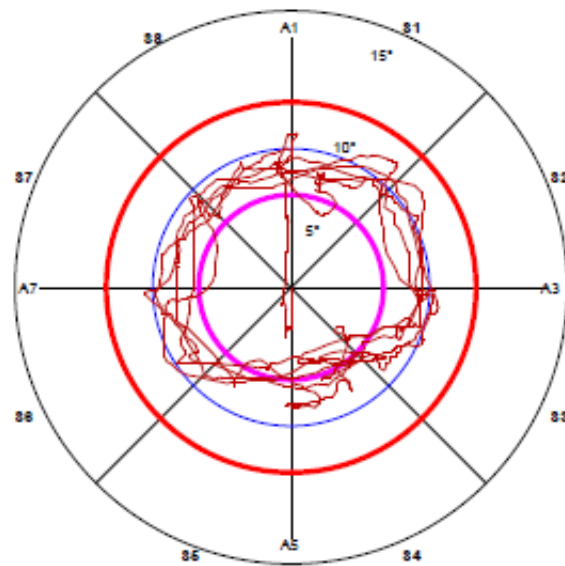
TECNOBODY

10/04/2018 17:47

Pro-Kin: PROPRIOCEPTIVE ASSESSMENT

Patient : AYLIN NEDE	26/05/1996	Axis-Point[1] : A1 - 01	Stability : 30
Date/Time : 12/04/2018 18:58	Pos: A	Axis-Point[2] : A1 - 01	ML : Dynamic
Position : Bipedal		Axis-Point[3] : A1 - 01	BF : Dynamic
Weight (kg) / Height (cm) : 48 / 161			

Time : 49' on 60'	Rounds Number : 5	Stability Index : 1.78°
Average Track Error (A.T.E.) : 51% \pm 35% \rightarrow 100% F2	Average Force Variance (AFV) : 2.3 kg	Trunk Tot. St. Dev. : 30.00°
Trunk BF St. Dev. : 0.20°	Trunk ML St. Dev. : 30.00°	



Ek-5 Güç Analizi (Power Test)

G*Power 3.1.9.2 istatistik programı çıktısı

[1] -- Tuesday, May 29, 2018 -- 16:37:19

t tests – Means: Difference between two independent means (two groups)

Analysis: A priori: Compute required sample size

Input:	Tail(s)	=	Two
	Effect size d	=	1.5
	α err prob	=	0.05
	Power (1- β err prob)	=	0.95
	Allocation ratio N2/N1	=	1
Output:	Noncentrality parameter δ	=	3.8242646
	Critical t	=	2.0638986
	Df	=	24
	Sample size group 1	=	13
	Sample size group 2	=	13
	Total sample size	=	26
	Actual power	=	0.9561118

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı: Gül ÖZSOY

Doğum Yeri: ORDU

Doğum Tarihi: 1991

Yabancı Dili: İngilizce

E-posta: gulaltuntasgul@gmail.com

Öğrenim Durumu:

Derece	Bölüm/ Program	Üniversite	Yıl
Lisans	Beden Eğitimi ve Spor Yüksekokulu / Antrenörlük Eğitimi	Tokat Gaziosmanpaşa Üniversitesi	2009-2013
Y. Lisans	Beden Eğitimi ve Spor / Sağlık Bilimleri Enstitüsü	Ordu Üniversitesi	2017-

İş Deneyimi:

Görev	Görev Yeri	Yıl
Büro Görevlisi	Altınordu Belediyesi / Mali Hizmetler Müdürlüğü	2015-Devam

Yayınlar:

1. Arı E., Çakmak E., Nefesoğlu İ.C., Karatopak T., Özden A., Gürbüz C., & Özsoy G. (2017). Genç futbol ve basketbol oyuncularının farklı çeviklik testleri bakımından değerlendirilmesi. *The Journal of International Anatolia Sport Science*, 4, 216-226.
2. Özsoy G., Sözen H., & Soylu R. (2018). Effects of isometric muscle fatigue of trunk muscles on static and dynamic balance. International 9th Biomechanics Congress, September 19-22, 2018, Eskişehir/Turkey (sözel).

3. Erdoğan E., Özden A., & Özsoy G. (2018). Farklı branşlardaki 10-14 yaş sporcuların bazı fiziksel ve fizyolojik parametrelerinin karşılaştırılması. *Türkiye Klinikleri J Sports Sci*, 10(2), 66-72.