

**T.C.**  
**ORDU ÜNİVERSİTESİ**  
**SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**ALT EKSTREMİTE STATİK KAS**  
**YORGUNLUĞUNUN DENGE BİLEŞENLERİ**  
**ÜZERİNE ETKİLERİ**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**Can AKYILDIZ**

**Beden Eğitimi ve Spor Anabilim Dalı**

**TEZ DANIŞMANI**

**Danışman: Dr. Öğr. Üyesi Hasan SÖZEN**

**ORDU-2021**

**T.C.**  
**ORDU ÜNİVERSİTESİ**  
**SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**ALT EKSTREMİTE STATİK KAS**  
**YORGUNLUĞUNUN DENGE BİLEŞENLERİ**  
**ÜZERİNE ETKİLERİ**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**Can AKYILDIZ**

**Beden Eğitimi ve Spor Anabilim Dalı**

**TEZ DANIŞMANI**  
**Dr. Öğr. Üyesi Hasan SÖZEN**

**Bu araştırma Ordu Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından**  
**B-1906 proje numarası ile desteklenmiştir.**

**ORDU-2021**

## ONAY

Ordu Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü öğrencisi Can AKYILDIZ tarafından hazırlanan ve Dr. Öğr. Üyesi Hasan SÖZEN danışmanlığında yürütülen “Alt Ekstremitte Statik Kas Yorgunluğunun Denge Bileşenleri Üzerine Etkileri” adlı bu tez, jürimiz tarafından 02/02/2021 tarihinde oybirliği ile Beden Eğitimi ve Spor Anabilim Dalı Beden Eğitimi ve Spor Programında Yüksek Lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Danışmanı : Dr. Öğr. Üyesi, Hasan SÖZEN

Başkan : Doç. Dr., Özgür DİNÇER İmza.....  
(Beden Eğitimi ve Spor, Ordu Üniversitesi)

Jüri Üyesi : Dr. Öğr. Üyesi, Hasan SÖZEN İmza.....  
(Beden Eğitimi ve Spor, Ordu Üniversitesi)

Jüri Üyesi : Dr. Öğr. Üyesi, Erol DOĞAN İmza.....  
(Beden Eğitimi ve Spor, Ondokuz Mayıs Üniversitesi)

## ONAY

... / ... / 20... tarihinde enstitüye teslim edilen bu tezin kabulü, Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu'nun ...../...../20... tarih ve ..... sayılı kararı ile onaylanmıştır.

...../...../20...

İmza

Enstitü Müdürü  
Dr. Öğr. Üyesi Hanife DURGUN

## **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.

Can AKYILDIZ

## TEŞEKKÜR

Lisans ve yüksek lisans eğitimlerim boyunca çok değerli akademik bilgisini benimle paylaşan, bana yol gösteren öneri ve desteğini hiçbir zaman benden esirgemeyen, desteğini her zaman hissettiğim ve öğrencisi olmaktan hayat boyu gurur duyacağım kıymetli hocam, tez danışmanım Dr. Öğr. Üyesi Hasan SÖZEN'e

Lisans ve Yüksek lisans eğitimlerim dönemim boyunca üzerimde emeği olan, emek ve katkıları ile kişisel gelişim ve mesleki yeterliliğimi tamamlamamda emeği geçen, yardım ve desteklerini hiç esirgemeyen, sonsuz tecrübeleri ile bizlere ışık tutan değerli hocalarım sayın ; Doç. Dr. Alparslan İNCE, Dr. Öğr. Üyesi Ercüment ERDOĞAN, Doç. Dr. Ayhan DEVER, Doç. Dr. Özgür DİNÇER, , Dr. Öğr. Üyesi Erdal ARI, Öğr. Gör. Ezel Nur KORUR ve Doç. Dr. Gözde ERSÖZ' e

Araştırmaya gönüllü olarak katılarak bu çalışmanın ortaya çıkmasında emeği olan Ordu Üniversitesi öğrencilerine

Araştırmaya katkılarından dolayı çok değerli arkadaşım Yavuz KAZANCI' ya

Hayatım boyunca desteğini üzerimden hiç esirgemeyen ailem, benim için en iyisini isteyen sevgili annem Şadiye AKYILDIZ, sevgili babam Metin AKYILDIZ ve kardeşlerim Semanur AKYILDIZ ve Asya AKYILDIZ' a

Bütün hayatım boyunca desteğini üzerimden hiç esirgemeyen sevgili dayım Cihan Türk TATOĞLU' na

Lisans ve Yüksek Lisans eğitim süreçlerim boyunca her sevinci ve sıkıntıyı birlikte yaşadığımız değerli sınıf arkadaşlarıma ve okulumuz personellerine

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

## ÖZET

### ALT EKSTREMİTE STATİK KAS YORGUNLUĞUNUN DENGELİ BİLEŞENLERİ ÜZERİNE ETKİLERİ

**Amaç:** Yerçekimi merkezinin muhtemel değişikliklerine karşılık olarak, vücudun dinamik ve statik hareket sergilediği pozisyonlarda, en düşük enerji tüketimini ve kas aktivasyonu ile kontrol edebilme yeteneği olan dengenin bütün spor branşları, günlük hayatımız ve kişisel refahımız için çok büyük bir önemi vardır. Bu bağlamda çalışmanın amacı alt ekstremitte kas gruplarının statik yorgunluğunun statik ve dinamik denge bileşenlerine olan 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. Tüm katılımcılara sağlık taraması anketi doldurularak ve bilgilendirilmiş onam formu imzalatılmıştır. Çalışma Ordu Üniversitesi Beden Eğitimi ve Spor Yüksekokulu Performans Laboratuvarında katılımcıların tek ziyareti ile gerçekleştirilmiştir. Çalışmaya Ordu Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulunun onayından sonra başlanmıştır (KAEK-216). Çalışma Ordu Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından desteklenmiştir (B-1906). Katılımcılar, alt ekstremitte kasları için izometrik yorgunluk protokolüne katılmışlardır. Alt ekstremitte kaslarına yönelik statik yorgunluk için squat pozisyonu kullanılmıştır. Ölçümler squat presste 25 saniye diz 90 derecelik açıda izometrik olarak katılımcının ağırlığının yaklaşık %30'u olacak şekilde yük ile yapılmıştır. Protokol beş tekrar olarak belirlenmiş ve her tekrar arasında katılımcıya 2 dakikalık dinlenme süresi verilmiştir. Squat press egzersizi sırasındaki işe katılan kasların kasılma durumları göz önüne alındığında ise en aktif kasılma halinde bulunan kaslar ve kendi aralarında antagonisti olan *vastus lateralis obliquus* (VLO), *rectus femoris* (RF), *tibialis anterior* (TA) ile *biceps femoris* (BF), *semi tendineus* (ST) ve *lateral gastrocnemius* (LGA) kaslarından bilateral olarak EMG ölçümleri yapılmıştır. EMG verileri kablosuz yüzeysel Ag/AgCl elektrotlar ile Noraxon marka (myoMUSCLE, Noraxon, Scottsdale, AZ, USA) cihaz kullanılarak her bir egzersiz protokolü sırasında kayıt altına alınmıştır. Diz ekleminin 90 derecelik açısının standartise edilebilmesi için Noraxon marka (myoMOTION, Noraxon, Scottsdale, AZ, USA) hareket analiz sistemi

kullanılmıştır. Tüm kas elektrot yerleri SENIAM kriterlerine uygun olarak seçilmiştir.

**Bulgular:** Çalışmaya katılan bütün bireylerin ön test ve son test Gözü Açık (GA) statik denge değerlerinde istatistiksel olarak fark bulunmuştur  $p<.05$ . Çalışmaya katılan sedanter ve sporcu bireylerin egzersiz öncesi ve sonrası son test dinamik denge değerlerinde istatistiksel olarak fark tespit edilmiştir  $p<.05$ . Sporcu ve sedanter bireylerin egzersiz öncesi ve sonrası son test baskın bacak G.A.  $p<.05$ . baskın olmayan bacak  $p<.05$ . ve ön test baskın olmayan bacak  $p<.05$ . değerlerinde istatistiksel olarak fark tespit edilmiştir. Kadın ve erkeklerin egzersiz öncesi ve sonrası dinamik denge değerlerinde ön testlerde  $p<.01$ . son testlerde  $p<.05$ . değerlerinde istatistiksel fark tespit edilmiştir. Kadın ve erkeklerin egzersiz öncesi ve sonrası statik denge değerlerinde ön testlerde baskın olmayan bacak GA  $p<.01$ . son testlerde baskın bacak GA  $p<.05$ . değerlerinde istatistiksel fark tespit edilmiştir. Sporcu ve sedanter bireylerde izometrik squat pres sırasında baskın bacak agonist ve antagonist kasların MF(Hz) değer farklarında agonist R.F.  $p<.05$ . antagonist S.T  $p<.05$ . değerlerinde istatistiksel olarak fark tespit edilmiştir. Sporcu ve sedanter bireylerde izometrik squat pres sırasında baskın olmayan bacak agonist ve antagonist kasların MF(Hz) değer farklarında agonist R.F.  $p<.01$  değerinde istatistiksel olarak fark tespit edilmiştir. Sporcu ve sedanter bireylerde izometrik squat pres sırasında baskın bacak agonist ve antagonist kasların MF(Hz) değerlerinin ortalama farklarında antagonist  $p<.05$  değerinde istatistiksel fark tespit edilmiştir. İzometrik squat press esnasında sedanter ve sporcu bireylerin baskın bacak agonist ve antagonist kas gruplarının ko-yorulma (koordineli yorgunluk) değerlerinin ortalama farklarında  $p<.05$  değerinde istatistiksel olarak fark tespit edilmiştir. İzometrik squat press sırasında erkek ve kadın bireylerin baskın bacak agonist ve antagonist kas gruplarının MF(Hz) değerlerinin ortalama farklarında  $p<.05$  değerinde istatistiksel olarak fark tespit edilmiştir.

**Anahtar Kelimeler:** Alt Ekstremitte Kasları, Yüzeysel Elektromiyografi, Statik Denge, Dinamik Denge, Kas Yorgunluğu, Ko-Yorulma, Squat Press

## ABSTRACT

### THE EFFECTS OF LOWER EXTREMITY STATIC MUSCLE FATIGUE ON STATIC AND DYNAMIC BALANCE

**Purpose:** As a response to possible changes of the gravitational center in moments where the body is in dynamic or static movement, balance, which provides minimum energy consumption through muscle activation, constitutes a big part of our daily life, and is indispensable for all sports as well as our personal well-being. In this regard, the purpose of this study is to examine the impact of static muscle fatigue of muscle groups of lower extremity to balance components.

**Materials and Method:** A total of 40 healthy volunteers (10 athlete males, 10 athlete females, 10 sedentary males, 10 sedentary females) between the ages of 18 and 24 have participated in this study. All participants had participated in a health assessment survey and signed an informed consent form. The study was conducted through single visits of the participants and was held at the laboratories of the Department of Physical Education and Sports of Ordu University. The study was initiated following the approval of Clinical Research Ethics Committee. The study was supported by the Department of Clinical Research Coordination of Ordu University. Volunteers participated in an isometric fatigue protocol for their lower extremity muscles. For static fatigue of the lower extremity muscles, a squat position had been leveraged. The measurements were taken for 25 seconds for an isometrical squat press with a weight of 30% of body mass and a 90-degree angle at the knees. The protocol has been set at five repeats and between the set's participants were given 2 minutes of rest. Considering the contraction of the muscles that work during the movement of squat press, bilateral sEMG were taken bilaterally from *vastus lateralis obliquus* (VLO), *rectus femoris* (RF), *tibialis anterior* (TA) ile *biceps femoris* (BF), *semi tendineus* (ST) and *lateral gastrocnemius* (LGA) as these contracting most actively and with an antagonist. EMG data was collected by using cable-free Ag/AgCL surface electrodes with a Noraxon brand device (myoMUSCLE, Noraxon, Scottsdale, AZ, USA) during each exercise protocol. To standardize a 90-degree angle at the knee joint a Noraxon brad device (myoMOTION, Noraxon, Scottsdale, AZ, USA) has been utilized. Placement for all muscle electrodes were chosen in accordance with SENIAM criteria.



**Results:** For all volunteers and their pre-test and last-test Eyes Open (EO) static balance values, a statistical difference ( $p < .05$ ) has been found. For athletes and sedentary individuals and their last test dynamic balance values before and after exercise, a statistical difference ( $p < .05$ ) has been found. For athletes and sedentary individuals before and after exercise, a statistical difference has been found for: last-test dominant leg EO  $p < .05$ , non-dominant leg  $p < .05$ , pre-test non-dominant leg  $p < .05$ . For females and males, the dynamic balance values before and after the exercise, a statistical difference has been recorded for: Pre-test  $p < .01$ , last-test  $p < .05$ . For females and males before and after exercise, the dynamic balance values before and after the exercise, a statistical difference has been recorded for: Pre-test non-dominant leg EO  $p < .01$ . last-test dominant leg OE  $p < .05$ . For athletes and sedentary individuals, following the isometric squat press, MF(Hz) values for agonist and antagonist muscles of dominant leg showed a statistical difference for agonist R.F.  $p < .05$  and antagonist ST  $p < .05$ . For athletes and sedentary individuals, during the isometric squat press, MF(Hz) values for agonist and antagonist muscles of non-dominant leg showed a statistical difference for agonist RF  $p < .01$ . For athletes and sedentary individuals, following the isometric squat press, average MF(Hz) values for agonist and antagonist muscles of dominant leg showed a statistical difference for antagonist  $p < .05$ . For athletes and sedentary individuals, during the isometric squat press, the difference in group average of co-fatigue values of agonist and antagonist muscle groups of the dominant leg showed a statistical difference of  $p < .05$ . For females and males, during the isometric squat press, the difference in group average of co-fatigue values of agonist and antagonist muscle groups of the dominant leg showed a statistical difference of  $p < .05$ .

**Keywords:** Lower Extremity Muscles, Surface Electromyography, Static Equilibrium, Dynamic Equilibrium, Fatigue, Co- Fatigue, Squat Press.

## İÇİNDEKİLER

Sayfa  
Nu.

### İÇ KAPAK SAYFASI

### ONAY

### TEZ BİLDİRİMİ.....I

### TEŞEKKÜR ..... II

### ÖZET..... III

### ABSTRACT ..... V

### ŞEKİLLER DİZİNİ ..... X

### TABLolar DİZİNİ ..... XI

### SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ ..... XIII

### 1.GİRİŞ ..... 1

### 2.GENEL BİLGİLER..... 3

#### 2.1. Kaslar ..... 3

##### 2.1.1. Düz kaslar..... 4

##### 2.1.2. Çizgili (İskelet) Kaslar ..... 4

##### 2.1.3. Kalp Kası..... 4

##### 2.1.4. Kasların Ortak Özellikleri ..... 5

#### 2.2. Kas Kasılması ..... 5

##### 2.2.1. Kas Kasılma Çeşitleri..... 5

###### 2.2.1.1. İzometrik Kasılma..... 6

###### 2.2.1.2. İzotonik Kasılma ..... 6

###### 2.2.1.2.1. Konsantrik kasılma ..... 6

###### 2.2.1.2.2. Eksantrik kasılma ..... 7

###### 2.2.2.İzokinetik kasılma ..... 7

#### 2.3.Aksiyon Potansiyeli ..... 7

#### 2.4. İskelet Kası Fizyolojisi & Kayan Flamentler Teorisi ..... 10

#### 2.5. Denge ..... 13

##### 2.5.1. Denge Çeşitleri..... 13

###### 2.5.1.1. Statik denge..... 13

###### 2.5.1.2. Dinamik denge ..... 14

##### 2.5.2. Dengenin Biyomekaniği..... 14

###### 2.5.2.1. Temel Destek Yüzeyi..... 14

|  |           |
|--|-----------|
| 2.5.2.2. Stabilite Limiti .....                              | 15        |
| 2.5.2.3. Salınım Limiti .....                                | 15        |
| 2.5.2.4. Denge ve Stabilite .....                            | 15        |
| 2.5.2.5. Postür .....  | 16        |
| 2.5.3. Dengenin Farklı Değerlendirme Yöntemleri .....        | 16        |
| 2.5.3.1. Statik Denge Değerlendirme Yöntemleri.....          | 17        |
| 2.5.3.1.1. Tek Bacak Üzerinde Durma Testi.....               | 17        |
| 2.5.3.1.2. Romberg testi .....                               | 17        |
| 2.5.3.1.3. Flamingo Denge Testi .....                        | 17        |
| 2.5.3.1.4. Balance Error Scoring Test .....                  | 17        |
| 2.5.3.2. Dinamik Denge Değerlendirme Yöntemleri .....        | 18        |
| 2.5.3.2.1. Dört Kare Adım Testi .....                        | 18        |
| 2.5.3.2.2. Tandem Yürüyüş Testi.....                         | 18        |
| 2.5.3.2.3. Y Testi.....                                      | 19        |
| 2.5.3.2.4. Star Excursion Balance Test .....                 | 19        |
| 2.5.3.2.5. Beş Defa Oturup Kalkma Testi .....                | 19        |
| 2.5.3.2.6. Kalk ve Yürü Testi .....                          | 19        |
| 2.5.3.2.7. Yürüyüş Değerlendirme Skalası .....               | 19        |
| 2.5.3.2.8. Hareket Yeteneği Testi.....                       | 19        |
| 2.5.3.2.9. Fonksiyonel Uzanma Testi.....                     | 20        |
| 2.5.4. Dinamik ve Statik Denge Değerlendirme Yöntemleri..... | 20        |
| 2.5.4.1. Berg Balance Testi .....                            | 20        |
| 2.5.4. Teknolojik Değerlendirme Yöntemi .....                | 20        |
| 2.5.4.1. TecnoBody Prokin PK 252 Örneği .....                | 20        |
| <b>3. MATERYAL VE METOT .....</b>                            | <b>25</b> |
| 3.1. Araştırma Grubu.....                                    | 25        |
| 3.2. Veri Toplama .....                                      | 26        |
| 3.3. EMG Analizi .....                                       | 28        |
| 3.4. Denge Ölçümleri .....                                   | 29        |
| 3.4.1. Statik Denge Ölçümleri.....                           | 29        |
| 3.4.2. Dinamik Denge Ölçümleri .....                         | 30        |
| 3.5. İstatistiksel Analiz.....                               | 30        |
| <b>4. BULGULAR .....</b>                                     | <b>31</b> |
| <b>5. TARTIŞMA .....</b>                                     | <b>51</b> |

|                                  |           |
|----------------------------------|-----------|
| <b>6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....</b> | <b>58</b> |
| <b>KAYNAKLAR .....</b>           | <b>59</b> |
| <b>EKLER.....</b>                | <b>66</b> |
| <b>ÖZGEÇMİŞ.....</b>             | <b>79</b> |

## ŞEKİLLER DİZİNİ

|  |    |
|--|----|
| Şekil 2. 1. Kas Çeşitleri .....  | 3  |
| Şekil 2. 2. Motor Ünite Aksiyon Potansiyeli (Türker ve Sözen, 2013). .....                                 | 9  |
| Şekil 2. 3. Myofilamentler .....   | 12 |
| Şekil 2. 4 TecnoBody P.K. 252 Çalışma Prensibi .....   | 21 |
| Şekil 2. 5 TecnoBody P.K. 252 Statik Denge Ölçümü .....  | 22 |
| Şekil 2. 6 TecnoBody P.K. 252 Dinamik Denge Ölçümü .....   | 23 |
| Şekil 2. 7 TecnoBody P.K. 252 Dinamik Denge Ölçümü .....   | 24 |
| Şekil 3. 1 Alt Ektremite Statik Yorgunluk için Kullanılan Squat Pozisyonu .....                            | 27 |
| Şekil 3. 2 sEMG power spectrum yoğunluğu (a) yorgunluk öncesi (b) yorgunluk sonrası (De Luca, 1984). ..... | 28 |

## TABLolar DİZİNİ

|  |    |
|--|----|
| Tablo 4.1. Çalışmaya Katılan Gönüllülerin Vücut Analizleri.....  | 31 |
| Tablo 4.2. Bütün katılımcıların egzersiz öncesi ve sonraki dinamik denge değerleri   | 32 |
| Tablo 4.3. Bütün katılımcıların egzersiz öncesi ve sonrası statik denge değerleri ....   | 33 |
| Tablo 4.4. Sporcu ve sedanter bireylerin egzersizden önce ve sonraki dinamik denge değerleri.....  | 34 |
| Tablo 4.5. Sporcu ve sedanter bireylerin egzersizden önce ve sonraki statik denge değerleri.....   | 35 |
| Tablo 4.6. Kadın ve erkek bireylerin egzersizden önce ve sonraki dinamik denge değerleri.....  | 37 |
| Tablo 4.7. Kadın ve erkek bireylerin egzersizden önce ve sonraki statik denge değerleri.....   | 38 |
| Tablo 4.8. İzometrik squat press sırasında sporcu ve sedanter bireylerin baskın bacak agonist ve antagonist kaslarının MF (Hz) değerlerinin farkları (5 tekrar ortalaması)   | 40 |
| Tablo 4.9. İzometrik squat press sırasında sporcu ve sedanter bireylerin baskın olmayan bacak agonist ve antagonist kaslarının MF (Hz) değerlerinin farkları (5 tekrar ortalaması) .....                                       | 42 |
| Tablo 4.10. İzometrik squat press sırasında sporcu ve sedanter bireylerin baskın bacak agonist ve antagonist kas gruplarının MF (Hz) değerlerinin ortalama farkları  | 43 |
| Tablo 4.11. İzometrik squat press sırasında sporcu ve sedanter bireylerin baskın olmayan bacak agonist ve antagonist kas gruplarının MF (Hz) değerlerinin ortalama farkları .....  | 44 |
| Tablo 4.12. İzometrik squat press sırasında sedanter ve sporcu katılımcıların baskın bacak agonist ve antagonist kas gruplarının koordineli yorgunluk değerlerinin (ko-yorulma=agonist/antagonist) ortalama farkları .....     | 45 |
| Tablo 4.13. İzometrik squat press sırasında sporcu ve sedanter bireylerin baskın olmayan bacak agonist ve antagonist kas gruplarının koordineli yorgunluk değerlerinin (ko-yorulma=agonist/antagonist) ortalama farkları ..... | 46 |
| Tablo 4.14. İzometrik squat press sırasında kadın ve erkek bireylerin baskın bacak agonist ve antagonist kas gruplarının MF (Hz) değerlerinin ortalama farkları.....   | 47 |
| Tablo 4.15. İzometrik squat press sırasında kadın ve erkek bireylerin baskın olmayan bacak agonist ve antagonist kas gruplarının MF (Hz) değerlerinin ortalama farkları  | 48 |

|   |    |
|---|----|
| Tablo 4.16. İzometrik squat press sırasında kadın ve erkek bireylerin baskın bacak agonist ve antagonist kas gruplarının koordineli yorgunluk değerlerinin (koyorulma=agonist/antagonist) ortalama farkları .....         | 49 |
| Tablo 4.17. İzometrik squat press sırasında kadın ve erkek bireylerin baskın olmayan bacak agonist ve antagonist kas gruplarının koordineli yorgunluk değerlerinin (koyorulma=agonist/antagonist) ortalama farkları ..... | 50 |

## SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

|               |  |
|---------------|--|
| NCS           | :Sinir İletim Çalışmaları (Nerve Conduction Studies) |
| EMG           | :Eloktromyografi                                     |
| sEMG          | :Yüzeysel Eloktromyografi                            |
| MUAP          | :Motor Ünite Aksiyon Potansiyeli                     |
| MU            | :Motor Ünite   |
| ATP           | :Adenozin Trifosfat                                  |
| ADP           | :Adenozin Difosfat                                   |
| P             | :Fosfat  |
| AG            | :Gümüş   |
| AGCl          | :Gümüş Klorür  |
| VLO           | :Vastus Lateralis Obliquus                           |
| RF            | :Rectus Femoris                                      |
| TA            | :Tibialis Anterior                                   |
| BF            | :Biceps Femoris                                      |
| ST            | :Semi Tendineus                                      |
| LGA           | :Lateral Gastrocnemius                               |
| VKİ           | :Vücut Kitle İndeksi                                 |
| VYY           | :Vücut Yağ Yüzdesi                                   |
| LBM           | :Yağsız Vücut Kütlesi                                |
| ATE           | :Ortalama Takip Hatası ( Avarage Track Error)        |
| GA            | :Gözü Açık   |
| GK            | :Gözü Kapalı   |
| MF            | :Ortalama Frekans (Mean Frequency)                   |
| Ko- yorgunluk | : Koordineli Yorgunluk (Co-Fatigue)                  |



## 1.GİRİŞ

İnsan organizması içerisinde hücreler arasındaki iletişim elektrik akımları sayesinde sağlanmaktadır. Bu akımlar milivolt veya mikrovolt düzeyindedir. Bu akımların, merkezi sinir sistemi ve periferal bölgelerdeki aktivasyonlarının veriler şeklinde elde edilmesi, yorumlanabilmesi ve anlaşılabiliyor olması, insan hayatının kolaylaşması gelişmesi ve açıklanabilmesi açısından önemli ipuçları içerir (Cerrah, 2010).

Özellikle spor yapan bireylerde, egzersizin yapılışı esnasında, egzersizin ortaya çıkaracağı kronik etkilerinin belirlenmesi açısından elektro fizyolojik gelişmeler önem kazanmıştır. Bu bağlamda sportif faaliyetler esnasında kaslarda meydana gelen elektriksel aktivasyonların ölçülmesi, uygun metotlarla analizi ve doğru yorumlanması yeni bakış açıları yer almaktadır ve büyük önem taşımaktadır (Cerrah, 2010).

Farklı egzersiz türlerinde veya spor branşlarına ait farklılık gösteren teknik becerilerin insan organizması tarafından algılanması ve yorumlanmasının gerçekleştiği bölüm beyindir. Sportif faaliyetlere, egzersize veya herhangi bir performansa karşılık gelen cevaplar, beynimizden gönderilen bilgiler doğrultusunda kaslarda gerçekleşen, oluşan tepkileri içerir. Kaslarda oluşan bu tepkilerin oluşumunun incelenmesi de büyük ölçüde önem taşımaktadır (Cerrah, 2010).

İnsanların yapmakta olduğu hareketlerin büyük bir kısmı, bilinçli bir şekilde öğrenildikten sonra, beyinde otomatikleştiği bilinmektedir. Bu bağlamda sportif açıdan yanlış bir şekilde otomatikleşen motor becerilerin düzeltilmesi çok zordur. Özellikle genç yaşlarda motor becerilerin yeni öğrenildiği süreçlerde erken alınan tedbirler bu sorunu ortadan kaldıracaktır. Bu sebeple motor beceri gerektiren bütün faaliyet, oluşum ve teknik hareketlerin en mükemmel şekilde tanımlanabilmesi ve uygulama alanlarına doğru şekilde aktarımının sağlanması gerekir. Bu amaç doğrultusunda kullanılmakta olan en yaygın yöntem yüzeysel elektromiyografi (sEMG)'dir (Türker ve Sözen, 2013).

sEMG yıllardır laboratuvarlarda kullanılan bir cihaz olarak karşımıza çıkmıştır. Ancak elektronik, elektrik, bilgisayar ve özellikle biyomedikal alanlarında teknolojik gelişmelerin de katkısı ile rehabilitasyon, spor hekimliği, kinesiyojoloji, birçok spor branşı ve spor bilimlerinde farklı amaçlar doğrultusunda kullanılmaya başlanmıştır.

Bu alanlar ile ilgili sEMG uygulamaların kullanımının çoğunun temel amacı kas kasılmasının fiziksel yükünü belirlemek, kas aktivasyon zamanlarının belirlemek, kasılma profillerinin tanımlamak ve kaslardaki yorgunluk oluşumunun tanımlanmasıdır (Cerrah, 2010).

sEMG tek başına bir ölçüm cihazı olarak kullanılmasının yanı sıra, izokinetik dinamometre, çeşitli kuvvet platformları, görüntü analizi, ve denge platformları gibi cihazlardan elde edilen bilgilerin desteklenmesi amacı ile de kullanılmaktadır (Türker ve Sözen, 2013).

Elktromiyografi, sinirlerin ve kasların elektrodyagnostik çalışmasını test eder. Bu testlerde elektromyogram (EMG) ve sinir iletim çalışmaları (NCS) olarak iki bileşenden oluşur. Sinirlerde meydana gelen elektiriksel aktivasyon sinyallerinin ne kadar hızlı gönderildiğini ve ne düzeyde olduğunu öğrenmek için yapılan çalışmalara sinir iletim çalışmaları denir. NCS' ler nöromüsküler bozukluğa sahip hastalarda nörolojik fonksiyonlar ile ilgili teşhis ve tedavi için çok önemli bilgilere ulaşmamızı sağlar. Hedef sinir, uyarım ve hareketin oluşumunu içeren rota boyunca harekete geçirilir ve sinirde meydana gelen elektriksel cevaplar kaydedilir. EMG testi ise kasın elektriksel aktivasyonunun değerlendirilmesini içerir ve test edilen kaslar hakkında anatomik bilgi, makine kullanımı ve ayarları ve nörofizyoloji hakkında kapsamlı bilgi ihtiyacı doğurur.

Bu bağlamda EMG cihazı perifer sinir sistemi rahatsızlıklarının teşhisi, nörolojik muayeneye ayrıca nöromusküler hastalıklarının teşhisinde de kullanılabilecek bir cihazdır.

Bu bağlamda çalışmanın amacı alt ekstremitte kas gruplarının statik yorgunluğunun statik ve dinamik denge bileşenlerine olan etkilerinin incelenmesidir.

## 2.GENEL BİLGİLER

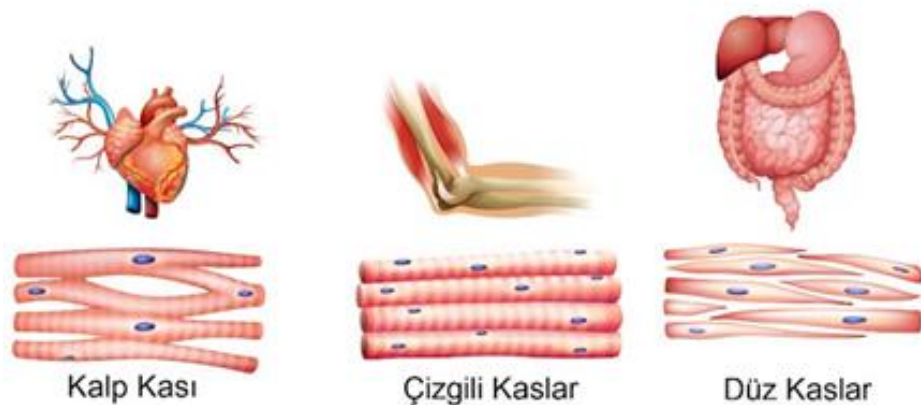
### 2.1. Kaslar

Hareket sistemimizin temel yapısı kas ve iskelet yapılarından oluşur. Kaslar vücuttaki kimyasal enerjiyi mekanik bir olaya çeviren bir makine görevi üstlenirler. (Sözen, 2005). Eklemler ve kemikler vücudun kaldıraçlarıdır fakat kasların yardımı haricinde tek başına hareket etme yeteneğine sahip değildirler. Çünkü kas dokusu olmadan bir hareketin yapılabilmesi mümkün değildir (Mehmet ve ark., 2013).

Hareket etmek insan vücudunun önemli temel fonksiyonlarından bir tanesidir. Kas doku uyarıları, uyarılabilme özelliği bulunan kas hücrelerinin bir araya gelmesi ile oluşur ve bu kas doku uyarıları zar yüzeyleri boyunca aktarılan elektriksel değişiklikler ile mekanik bir iş ortaya koyarak kas boyunda kısalma ve kasılabilme yeteneğini ortaya koyarlar (Sözen, 2005).

Kasların kasılması insan vücudunda birçok hayati fonksiyonun yerine getirilmesinde temel rol oynar, kalbin kan pompalaması, iskelet sistemi hareketleri, sindirim ve solunum gibi temel organik faaliyetlerin gerçekleşmesinde temel unsurdur. Her türlü fiziksel ve spor aktivitesinin oluşumunda kaslar görev alır ve hemen hemen organik faaliyetlerin bütününde kas kasılmaları meydana gelir (Sözen, 2005).

İnsanlar, spor yaparken, çalışırken veya herhangi bir aktiviteyi yerine getirirken kas dokularının kasılmasına ihtiyaç duyarlar. İnsan vücudunda 3 tür kas dokusu bulunur.



Şekil 2. 1. Kas Çeşitleri

\*Düz kaslar.

\*Çizgili (iskelet) kaslar.

\*Kalp kası.

### **2.1.1. Düz kaslar**

İstem dışı kasılan ve otonom sinir sistemi tarafından uyarılan kaslardır. Otonom sinir sistemi tarafından kontrol edilmesi nedeni ile istem dışı kasılan kaslar olarak adlandırılırlar. İç organlar, kan damarları ve bağırsak gibi organlarda bulunurlar.

Düz kaslar; aktin ve miyozin filamentlerinin, rastgele bir dağılım göstermesi sebebi ile mikroskobik olarak enine çizgiler göstermezler, bu nedenle de düz kaslar olarak adlandırılırlar (Sözen, 2005).

Düz kaslar kasılma ve gevşeme sırasında diğer kaslara göre oldukça yavaş kasılır ve gevşer, ritmik bir kasılma gerçekleştirirler bu nedenle daha stabil ve az enerji harcarlar (Guyton ve Hall, 2001).

### **2.1.2. Çizgili (İskelet) Kaslar**

Çizgili kaslar birbirlerinden bağımsız olan kas liflerinin bir araya gelmesi ile oluşur. Bu kas lifleri iskelet sisteminin yapı taşlarıdır. Her kas lifi birçok çekirdek içeren tek bir kas hücresinden meydana gelmiştir.

Mikroskobik olarak, aktin ve miyozin filamentlerinin düzenli bir şekilde dağılımı bulunan çizgili kaslar, adından da anlaşılacağı üzere çizgili bir görünüme sahiptirler. Çizgili kaslar, çevresel sinir sisteminin bir parçası olan, kas kasılmasını uyararak için motor sinir liflerinden oluşan somatik sinir sistemi tarafından uyarılırlar ve hareketleri istemli (voluntary) olarak meydana getirirler (Sözen, 2005).

İnsan vücudunda 430'dan fazla çizgili kas bulunmaktadır ve bu kasların bütünü fibröz bağ dokusundan meydana gelen çeşitli kılıflara sahiptir (Solomon, 1999).

### **2.1.3. Kalp Kası**

Yapısal açıdan çizgili kaslara benzerler fakat fonksiyonel olarak ise düz kaslarla benzerlik gösterirler, otonom sinir sistemi ile kontrol edilirler yani istem dışı hareket ederler.

#### 2.1.4. Kasların Ortak Özellikleri

Kasları; kasılabilme, uyarılabilme, uyarıları iletebilme, esneklik ve vizkozite olmak üzere 5 ana ortak özelliğinden bahsedebiliriz.

**Kasılabilme:** Kasın uyarana cevap olarak kasılmasıdır. Bu kasılma sırasında, kas boyunda kısalma, uzama veya kas gerilimde değişim meydana gelir. Kas kasılması kasın durumu ve eklem bulduğu konuma bağlı olarak farklı şekillerde gerçekleşebilir.

**Uyarılabilme:** Kas dokuları sinir uyarıları aracılığı ile uyarılabilir bir yapıya sahiptirler.

**Uyarıları iletebilme:** Kas dokuları, iletilen sinir uyarılarını zar yüzeyleri boyunca iletebilecekleri bir yapıya sahiptirler.

**Esneklik:** Kaslar, gerçekleşmiş olan bir kasılmanın ardından, gevşeyerek normal formuna dönebilme özelliğine sahiptirler.

**Vizkozite:** Kaslar, kasılma esnasında mevcut şeklini değiştirmeye yönelik iç ve dış kuvvetlere karşılık olarak, iç sürtünme sayesinde direnç gösterirler. Bu özellik ile kasta meydana gelen ani ve şiddetli kısalma ve uzamaları engelleyerek, bir bakıma frenleyerek, kasta meydana gelebilecek kopma, yırtılma gibi tehlikelerden korur. (Sözen, 2005).

### 2.2. Kas Kasılması

#### 2.2.1. Kas Kasılma Çeşitleri

Kas kasılma yeteneği olan bir dokudur. Kas kasılmaları bir dizi sinir uyarıları ile meydana gelir. Kas tamamen ya da kısmen kontrakte yani kasılma durumunda olabilir ve buna bağlı olarak maksimum kuvvet veya daha az bir kuvvet üretebilir. Kasın çeşitli şekillerde kontraksiyon oluşturması mümkündür. Bu kontraksiyonları şu şekilde sıralayabiliriz (Demirel ve Koşar, 2006).

- İzometrik kasılma
- İzotonik kasılma
  - Konsantrik kasılma

- Eksantrik kasılma
- İzokinetik kasılma

### **2.2.1.1. İzometrik Kasılma**

İzometrik kelime anlamı olarak değişmeyen veya aynı uzunluk anlamına gelir. İzometrik kasılma terimi yerine kullanılan bir diğer terimde statik kasılma terimidir. İzometrik kasılda kasın ürettiği iç gerilim, dış dirençten az olduğu için eklem açısı ve kas boyunda herhangi bir değişim görülmez ancak kasın gerilimi yani tonusu artar. (Hazır, 1993).

Kaslar ilgili eklem hareketinin oluşumuna her zaman direk olarak katkıda bulunur. Kaslar harekete sebebiyet verebileceği gibi harekete engelde olabilir ve bu şekilde de çalışabilirler. (Önürme, 2018). Vücudun dik duruşunu, yerçekimine rağmen koruması veya bilek güreşinde kuvvetlerin eşit olarak uygulandığı an bu durumu en iyi izah edecek örnekler olarak gösterilebilir (Özsoy, 2019).

### **2.2.1.2. İzotonik Kasılma**

İzotonik kasılma kas boyunun değişim gösterirken tonusunun yani gerilimin sabit kaldığı hareket hızının değişebildiği dinamik bir kas kasılma şeklidir. Kasın ürettiği kuvvet ve gerilimin dış dirençten fazla olduğu tonusunun ise sabit kaldığı kasılmalar izotonik kasılma olarak adlandırılır. (Sözen, 2005).

İzotonik kasılma konsantrik kasılma ile eş anlamlı olarak kullanılmasına rağmen konsantrik ve eksantrik kasılma olarak iki farklı sınıfta incelenir (Önürme, 2018).

#### **2.2.1.2.1. Konsantrik kasılma**

Konsantrik kasılma sırasında kas kuvvet üretirken aktif olan kas boyunda kısılma ve eklem açısında daralma görülür. Konsantrik kasılma kas boyunda kısılma meydana geldikçe gerginliğin arttığı bir aktivasyon türüdür. Kas boyunda görülen bu kısılma ve artan gerginlik, bir nesneyi taşıma veya hareket ettirmeyi sağlamak için gereken kuvveti oluşturur (Özsoy, 2019).

Elimizde bulunan bir ağırlığın yukarı doğru kaldırılması sırasında dirsek fleksörleri kısalarak kasılma gösterirken dirsek eklem açısında 180°'den 15°-20°'ye

aralığında bir daralma görülür. Konsantrik kasılma sırasında hareketin yönü yerçekimi ile zıt yönlerde olduğu için pozitifdir (Hazır, 1993).

#### **2.2.1.2.2. Eksantrik kasılma**

Konstantrik kasılmanın tam tersi yönünde daha öncesinde kas boyunda kısılma görülen bir kasın uzaması ile meydana gelir. (Önürme, 2018). Eksantrik kasılma aktif kastaki kasılma sırasında kas boyunun uzaması ve eklem açısının genişlemesinin görüldüğü aynı zamanda gerimin arttığı dinamik bir kasılma şeklidir. (Hazır, 1993).

Aktif olan kas gereken miktarda gerginlik veya kuvvet üremediği, dış direnç veya yükün üstesinden gelemediği zaman, kasta kısılma yerine sürekli olarak bir uzama meydana gelir. (Demirel ve Koşar, 2006). Eksantrik kasılma sırasında yapılan hareketin yönü yerçekimi doğrultusunda olması sebebi ile negatiftir (Adaş, 2008). Örnek olarak barfiks sırasında kendisini yukarıya doğru çeken bir kişinin yerçekiminin de etkisi ile bir süre sonra negatif yönde sarkması sonucu biceps kasındaki uzama gösterilebilir.

#### **2.2.2. İzokinetik kasılma**

İzokinetik kelime anlamı olarak aynı hareket ve sabit hız anlamında kullanılır. Bu kasılma şeklinde aktif olan kas veya kaslar maksimum oranda ve sabit hızda kasılırlar. İzokinetik kasılma sırasında kaslar konsantrik kasılma gösterdiği gibi eksantrik kasılmada gösterirler (Hazır, 1993).

İzokinetik kasılma; Mini-Gym, Cybex aletleri gibi, sabit bir hızda ve değişik açılarda, aktif kasın konsantrik ve eksantrik kasılmaları kombineli bir şekilde ve sabit bir hızda gerçekleştirmesi ile meydana gelen dinamik bir kasılma şeklidir (Sözen, 2005). İzokinetik kasılmalarda hareketin tamamı izotonik kasılmalardan farklı olarak sabit bir hızda meydana gelir. Son zamanlarda çeşitli kuvvet parametrelerinin araştırılmasında, dayanıklılığın ve kas kuvvetinin geliştirilmesinde izokinetik çalışmalar yaygınlıkla kullanılmaktadır (Hazır, 1993).

### **2.3. Aksiyon Potansiyeli**

Hücrelerde, hücrenin dış ve iç kısımları arasında potansiyel bir fark bulunur. Hücrenin istirahat durumunda saptanan zar potansiyeli, istirahat potansiyeli olarak

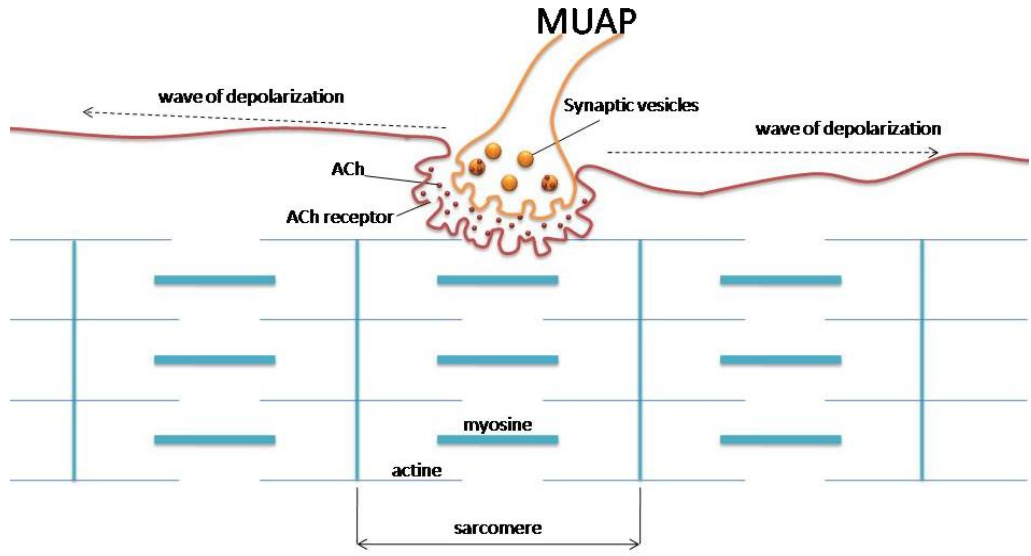
adlandırılır. Kaslar ve sinirlerde istirahat potansiyeli daima negatif durumdadır. İstirahat potansiyeli sinir hücrelerinde  $-70\text{mV}$  ve kas hücrelerinde  $80\text{mV}$ 'dur. Kaslarda kasılma olduğu sırada zar potansiyelinde oluşan kısa süreli pozitif değişikliklere ise aksiyon potansiyeli adı verilir (Cerrah, 2010).

Motor üniteleri, nöromusküler sistemin fonksiyonel yapılarıdır. Her bir motor ünite bir motonuron ve aksonal dalları tarafından sağlanan kas liflerinden oluşur. Bir motonuron boşaldığında, nöromusküler eklemlerde hareket potansiyelleri yaratılır ve bu potansiyeller daha sonra tendon bölgelerine olmak suretiyle kas liflerine ilerler. Bu eylem bütününe özetine motor ünite hareket potansiyeli denir ve bu potansiyel kas kasılmasından sorumludur. MUAP bir motor ünitenin kas lifleri hareket potansiyellerinin hücre dışı potansiyellerinin toplamını ifade eder. Bu dalga boyu, kas lifleri arasında gerçekleşen ilişkinin doğal özellikleri tarafından tanımlanmıştır. Hücre dışı şekilde kaydedilen MUAP, bu kayıt kas lifleri boyunca ve son plak bölgesinden uzaklaşmak suretiyle gerçekleştirilir, trifazik (üç evreli) bir dalga boyuna sahiptir. Birincil pozitif defleksiyon, elektroda dair ilerleyen hareket potansiyelini temsil eder. Bu potansiyel elektrotun önünden geçtiğinde, ana pozitif-negatif defleksiyon kaydedilir.

Hareket potansiyeli elektrottan uzaklaştığında ise bu potansiyel temel değerlere geri döner. Elektrotun konumlandırılmasındaki ufak bir değişiklik, aynı motor ünitenin elektriksel profilinde büyük değişikliklere sebep olur. Bundan ötürü, bir motor ünite farklı kayıt noktalarında farklı morfolojilere sahip MUAP'lar yaratabilir. Eğer elektrot direkt olarak son plak bölgesine yerleştirilirse, ilk pozitif defleksiyon kaydedilmeyecektir ve bu yüzden potansiyel, negatif defleksiyonla başlayan bifazik (iki dalgalı) bir dalga boyuna sahip olacaktır. Bir motor ünitesinin tüm kas lifleri ahenkle çalışır ki bu ahenk de şöyle açıklanabilir: aksondan gelen bir sinir dürtüsünün varışıyla, tamamı neredeyse senkronize bir şekilde motor son plak bölgesine giden bağlantı dalları aracılığıyla boşalır.

MUAP bir iğne biçimindeki elektrot ile kaydedilir. Kaydedilen motor ünite hareket potansiyeli, motor ünitesine ait küçük, orta ya da büyük sayıda kas liflerinin hareket potansiyellerinden elde edilmektedir (Türker ve Sözen, 2013).





Şekil 2. 2. Motor Ünite Aksiyon Potansiyeli (Türker ve Sözen, 2013).

Sinir ve kas dokularından kaynaklanan biyoelektrik olayların nicelendirilmesi, elektromedikal alanında teşhis için temel bir görevdir. Klinik elektromiyografi, Klinik Nörofizyolojinin nöromüsküler sisteme odaklanan bir parçasıdır ve periferik sinirlerin (elektronörografi), çizgili kasların (tam anlamıyla elektromiyografi) ve bir dizi refleks devresinin (refleksoloji) elektriksel aktivitesinin incelenmesini içerir.

Tüm bu bilimsel alanların arka planı, nöromüsküler yapıların biyoelektrik işlevlerinin parametrelendirilmesine dayanmaktadır. Bu tür parametrelerin tanımı ve formülasyonu, normal ve patolojik koşullarda kasların ve sinirlerin işlevinin analizini sağlayan teorik ve pratik temeli temsil eder. Biyoelektrik parametrelerin nicelendirilmesi, normal aralıklarını sınırlandırmayı mümkün kılar. Nörofizyolojik tekniklerle ölçülen normal sınırların ötesinde parametre değerlerinin varlığı, klinik elektromiyografinin temel amacı olan sinir ve kas hastalıklarının tanısında kullanılır.

Elektromiyografide temel bir kavram, nöromüsküler sistemin anatomik ve fonksiyonel unsurunu temsil eden motor ünitesi (MU) 'dir. MU, alfa spinal motornöron ve onun innerve edilmiş kas hücreleri kümesinden oluşur. MU aktivitesi ile üretilen elektriksel değişiklikler kas kütlesinde bulunan elektrotlar ile elde edilebilir ve güçlendirilebilir ve bu değişiklikler elektromiyografik (EMG) cihazlar kullanılarak kaydedilebilir ve düzenlenebilir. Bir MU tarafından üretilen değişikliklerin temsili, motor ünitesi eylem potansiyeli (MUAP) olarak adlandırılır. MUAP dalga formu, MU

yapısının ve fizyolojisinin belirli yönleriyle ilgili bir dizi parametre ile karakterize edilebilir. Bu nedenle, bu tür parametrelerin kantitatif ölçümü elektromiyografide temel bir konudur ve MUAP'ın süresi, MUAP dalga biçiminin sınırlarını tanımladığı ve MUAP parametrelerinin geri kalanı tarafından tanımlanan zaman aralığı içinde ölçüldüğü için önemli bir ölçüdür.

MUAP dalga biçimini karakterize etmek için tanımlanan ana parametreler, MUAP süresinin önemi ve ölçümü ile ilgili belirli konuları da kapsayan bu bölümde gözden geçirilmiştir. MUAP süresi, MU liflerinin aktivasyonunun başlangıcından repolarizasyon fazının sonuna kadar geçen süre, yani bir MU'nin boşalmasıyla üretilen biyoelektrik değişikliklerin gerçekleştiği süre olarak tanımlanır.

## **2.4. İskelet Kası Fizyolojisi & Kayan Flamentler Teorisi**

İskelet kasları, hareketin ortaya çıkmasını sağlayan organdır. Kimyasal bileşimi incelendiğinde %75'i su, %20'si proteinler ve kalan %5'lik kısım ise laktik asit, fosfojenler, üre, inorganik tuzlar gibi maddeler. Kalsiyum, fosfor ve magnezyum gibi minarealler. Pigmentler ve çeşitli enzimler. Klor ve potasyum gibi iyonlar, karbonhidratlar, yağlardan ve kan damarlarından oluşur (Türker ve Sözen, 2013).

İskelet kaslarının distal ve proksimal uçları tendonlar aracılığıyla iki farklı noktadan kemiğe bağlanırlar. Proksimal in başlangıç kısmı origo distal bitiş kısmı ise inersiyö olarak adlandırılmaktadır. İskelet kasları genellikle tendonlarla başlayıp tendonlarla biterler, kas lifleri bu iki tendon arasından birbirine paralel olarak uzanırlar ve tendonlar tüm kemiği saran konektif bir doku olan periost dokusuna bağlanırlar (Adaş, 2008).

İskelet kasları konektif bir doku olan, tüm kas boyunca devam eden ve tendonlarda dahil olmak üzere epimisyum adı verilen bir doku tabakası ile örtülüdür. En az 150 kas lifinin bir araya gelmesi ile oluşan yapıya fasikül. Fasikülü saran dokuya ise perimisyum adı verilir. Kas liflerini saran dokuya da endomisyum adı verilir. Kas lifleri birden çok çekirdek içeren, uzun, silindirik kas hücresinden oluşur ve kas hücresi sarkolemma adı verilen bir hücre zarına sahiptir. Endomisyum tabakası sarkolemmaya kadar uzanır ve bu konektif doku tabakalarının bütünü, tendonlardan kas hücre membranı boyunca kadar devam ettiği için, kas hücresinde meydana gelen bir gerimin tendonlara kadar aktarımını da mümkün kılmıştır (Adaş, 2008).

Kas hücrelerinin stoplazması olan sarkoplazma içeriğinde mitokondri sarkoplazmik retikulum, kontraktil elemanlar (kasılabilir proteinler) bulundurulur. Enzimler, glikojenler ve yağ parçacıklarını depolarlar (Adaş, 2008).

İskelet kasının en küçük birimi olan ve kas lifi boyunca tekrarlanan kastaki en küçük birime sarkomer adı verilir.

Çizgili kaslarımız somatik sinir sistemi tarafından uyarılır, dolayısıyla kendi isteğimiz ile kasılma gerçekleştirilebilir. Kas kasılması miyozin ve aktin olarak adlandırılan filament biçimli proteinlerin etkileşimi sonucu gerçekleşmektedir.

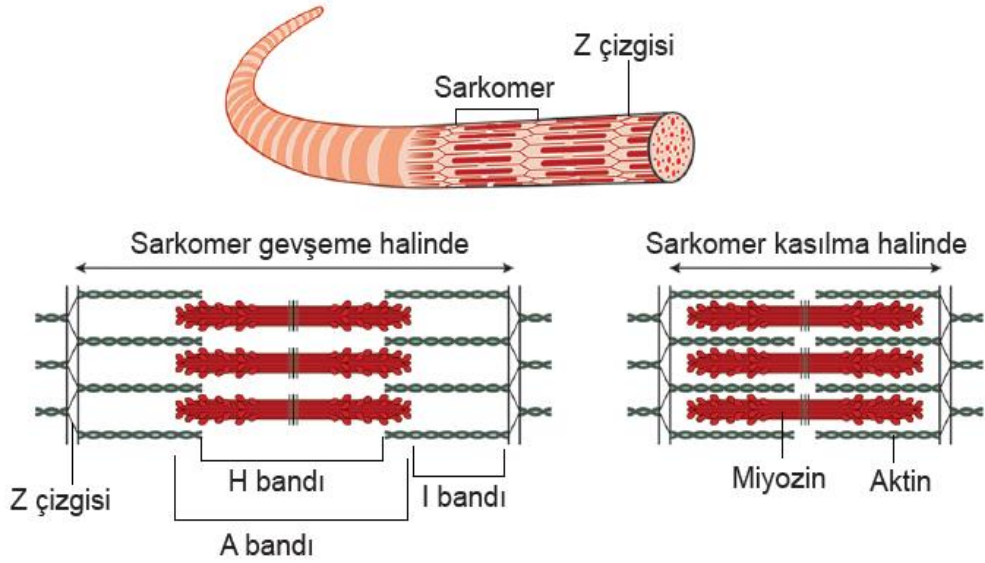
Aktin ve miyozin arasında organizma dışında çok güçlü bir bağ oluşmasına rağmen hücre içerisinde kasılmanı meydana geldiği, kasılmanın en küçük birimi olan sarkomerlerde yüksek seviyede organize durumda bulunur.

Sarkomerlerin her biri kas lifinde dikey durumda bulunan Z protein tabakaları arasında bulunurlar yani miyofibriller boylam olarak ele alındığında Z çizgisi arasında kalan alan sarkomerin bulunduğu alandır. Sarkomerler mikroskobik ortamda kalın ve ince çizgili olarak görünürler.

Kalın olarak görünen filamentler miyozin ince olarak görünen filamentler ise aktinlerdir. Aktin ve miyozin filamentlerinin iç içe girmiş görüntüleri sebebi ile açık ve koyu renkteki bantlar belirgin bir şekilde görünür.

Açık renkteki bantlar I bandı olarak adlandırılır ve I bandı sadece aktin filamentlerini içerir. İki I bandı arasında kalan koyu renkteki bantlar ise A bandı olarak adlandırılır ve sadece miyozin filamentlerini içerirler.

Sadece miyozin filamentlerinin orta kısmını içeren, aktin filamentlerinin ise hiç bulunmadığı A bandını bölen bölgeye ise H bandı ismi verilir. Bu bandın ortasında bulunan H bandını bölen ince çizgiye ise M çizgisi adı verilir.



**Şekil 2. 3. Myofilamentler**

(<https://www.bilgial.com/huxleyin-kayan-iplikler-modeli-cizgili-kasin-kasilma-modeli-nedir/>)

Aksiyon potansiyeli, kısa süreli bir kasılma ve bu kasılmayı izleyen bir gevşemeye neden olur. Bu olay kas sarsısı olarak adlandırılır (Adaş, 2008).

Somatik sinirlerden oluşan bir motor nöronun uç kısmına akson ucu denir. Akson ucunda sinaptik keseler ve bu keseler içerisinde de nörotransmitter maddeler bulunur. Nörotransmitter maddeler aracılığı ile asetilkolin molekülü eksostoz ile sinaps boşluğuna yayılır ve kas hücresinin sarkomellasında bulunan resöptörlere bağlanır ve elektriksel bir değişimin başlamasına sebep olur ve böylece kas hücresi uyarılmış olur.

Bu uyarı T-tuble denilen yapı üzerinden sarkoplazmik retikuluma iletilir ve burada bulunan  $Ca^{2+}$  sarkoplazmaya çıkarak aktin üzerinde bulunan troponinlere bağlanır ve böylece burada bulunan atpaz enzimi aktif hale gelir. Böylece kasılmanın gerçekleşmesi için Atp'nin ihtiyaç duyduğu hidroliz gerçekleşir. Bu hidroliz sonucunda Atp, adp ve p ye dönüşerek bir enerji açığa çıkar ve bu açığa çıkan enerji ile miyozinin, aktini hareket ettirmek için ihtiyaç enerji sağlanmış olur.

Miyozinin aktini hareket ettirme süreci bir atp molekülünün miyozin başına bağlanması ile başlar. Bu bağlanma miyozinin aktinden ayrılmasını tetikler, atp nin adp ye ve p ye hidrolizinden sağlanan enerji salınımı, ile miyozin yüksek enerji

durumuna gelir, bir nevi yay gibi gerilmiş olur ve aktin filamentindeki bir sonraki bağlanma bölgesine geçer. Bu bölgeye gelmesi ile de p grubu ayrılır

Bu ayrılma sayesinde miyozinin şeklinde aktini itme veya çekme diyebileceğimiz yeterli değişim meydana gelir. Bu şekil değişimi sayesinde miyozinin aktin filamentini hareket ettirme gücü ortaya çıkmış olur.

## **2.5. Denge**

Denge, kişinin dik postürü gerçekleştirebilmek için duyuşal uyarıları algılamak, düzenlemek ve hareketleri planlamak ile ilgili bir yapıdır. Yerçekimi merkezinin muhtemel değişikliklerine karşılık olarak, vücudun dinamik ve statik pozisyonlarda, minimal seviyede enerji tüketimi ve minimal kas aktivasyonu ile kontrol edilebilmesi yeteneği olarak adlandırılabilir. İçsel ve dışsal kuvvetlere karşılık olarak gövdeye karşı etkisi bulunan kuvvetlerin minimum seviyeye çekilmesi ve gövdenin mevcut diziliminin korunumu dengenin temel mekanizması olarak tanımlanabilir.

Denge mekanizmanın çalışabilmesi için iskelet sistemi ile nöral sisteminin dizimli bir şekilde çalışma yapması gereklidir. Bu ritmik çalışmalar da vestibüler (işitsel), visual (görsel), ve proprioseptif (vücudumuzun hareketleri ve pozisyonu hakkındaki gereken bilgileri beyine ileten duyu sistemi) duyuşların merkezi sinir sisteminde iletimi, toplanıp değerlendirilmesi ve ritmik bir şekilde yürütülmesi ile sağlanmaktadır (Cote ve ark. 2005).

Denge statik ve dinamik denge olmak üzere iki başlık altında incelenebilir.

### **2.5.1. Denge Çeşitleri**

#### **2.5.1.1. Statik denge**

Statik denge, vücudumuzun dengesini dışarıdan gelebilecek herhangi bir etki ya da müdahale ile karşılaşması durumlarında, belirli bir yüzeyde ya da pozisyonda stabil kalmasını, istendik pozisyonda kalabilmeyi sağlayabilme kabiliyetidir. Planör duruşu vb. pozisyonlar statik dengeye örnek olarak gösterilebilir.

Statik dengenin sağlanabilmesi ve sürdürülebilmesinde kalça stabilizasyonu çok önemli bir rol oynamaktadır. Dengenin bütünüyle sağlanabilmesi vücudumuzun duruşunun korunumu ve gerekli olan dizilimin düzgünlüğünün sağlanabilmesi için,

bütün eklemlerimizin stabilizasyonu ile beraber kas koordinasyonumuzun da yeterli olması gerekmektedir (Ackland ve ark. 2009; Keskin, 2016).

Statik denge destek yüzey genişliğinin ve yer çekiminin ayarlanabilmesi ile birlikte oluşan, farklı pozisyonların stabil pozisyonda olacak şekilde sürdürülebilir yeteneklerinin toplamıdır (Çavdar, 2014). Statik denge vücudumuzun stabil pozisyonunun yerçekimine göre ayarlanabilmesi anlamına gelir (Aktümsek, 2012).

### **2.5.1.2. Dinamik denge**

Hareketli durumlarda bulunabilen bütün cisimler dinamik denge işlevlerine sahiptirler, bu sebeple bu işlevleri yerine getirdikleri düşünülür (Muratlı ve ark., 2000). Dinamik denge, yavaşlama, hızlanma, dönme gibi aktiviteleri uygularken vücut pozisyonunun ayarlanmasını içerir (Aktümsek, 2012).

Günlük yaşantımızda gerçekleştirdiğimiz bütün hareketler, oturma, yürüme, kalkma, merdiven inip çıkma, koşma vb. aktivitelere ait değişiklik gösterilebilecek bütün örnekler ile bu örneklerin hareketlilik olarak ardışık bir şekilde geçişini ve bütünlüğünü içerir. Birey hareketli durumdayken dengenin kontrolü dinamiktir (Chaudhari ve Andriacchi 2006).

Vücuda etkide bulunan dış etmenlerin, eklem çevresindeki yumuşak dokular ve kaslardaki nötralizasyon ile sağlanan denge dinamik denge olarak isimlendirilir (Cohen, 1999).

### **2.5.2. Dengenin Biyomekaniği**

#### **2.5.2.1. Temel Destek Yüzeyi**

Ayaklarımız ile zemin arasında kalan ve istenilen biçimde duruş sergileyebilmemiz için ihtiyaç duyulan yüzeyi ifade etmektedir. Temel destek yüzey alanı, durma fiilini gerçekleştirecek olan cisimden küçük olması durumunda ya da düzensiz olması, desteğin azalması anlamına gelmektedir. Bu nedenden ötürü, temel destek yüzey alanının düzensiz veya dar olduğu yönlerde, denge olumsuz yönde bir eğilim göstermektedir (Duncan ve ark., 1990; Minton, 2003).

### **2.5.2.2. Stabilite Limiti**

Yer çekimi merkezinin salınım gösterdiği başka bir ifade ile hareket edebileceği açısız alanı ifade etmektedir (McCollum ve Leen, 1989). Bu alanın sınırı, temel destek yüzey pozisyonu ve ayaklarımızın buradaki pozisyonuna bağlıdır. Normal bir insan rahat duruş pozisyonundayken, stabilite limiti ifadesini karşılayan alan elips şeklindedir.

Yer çekimi merkezi kişinin yürüme, ayakta durma, merdiven çıkma veya koşma gibi aktiviteleri gerçekleştirdiği sırada değişkenlik göstermektedir. Yer çekimi merkezinin, stabilite limitleri sınırlarının dışına çıkması durumunda ise dengenin bozulmakta olduğunu görmekteyiz (Nashner ve McCollum, 1985).

### **2.5.2.3. Salınım Limiti**

Vücudumuzun dengeyi koruyabilmesi için içsel ve dışsal kuvvetlere karşılık olarak, yer çekimi merkezinin, yer değişimlerini sürekli olarak düzenleyebilmesi ve stabilite limiti sınırları içerisinde tutabilmesi gerekir.

Birey bu durumunu sürdürebilmek için çeşitli yönlerde doğru salınımlar gerçekleştirir. Bireyin istençli olarak veya farklı bir şekilde yer çekimi merkezinin yapmış salınımların tamamı, salınım limiti olarak adlandırılır. Bireyin duyuşsal durumu ve destek yüzeyi ile olan ilişkisi bu durumda etkilidir (Jacobson ve Newman, 1997).

Vücudün ağırlık merkezi, kendi ağırlığının uygulandığı yüzeylere, kendi ağırlığını eşit bir şekilde iletmektedir, bu ilettiği noktaya da kütle merkezi adı verilmektedir. Yer çekiminin etkilediği bu kütle merkezi de ağırlık merkezi ismi verilmektedir (Muratlı ve ark., 2000).

### **2.5.2.4. Denge ve Stabilite**

Denge sisteminin temel görevi, vücut ağırlık merkezinin dikey izdüşümü, temel destek alanı içerisinde korunumunu sağlamaktır. Bunun sebebi ise vücudun katı bir yapı olmayışından kaynaklanmaktadır, vücut dikey izdüşümü üzerindeyken sürekli dalgalanmalar yaşamaktadır (Rogind ve ark., 2003).

Dengede stabil kalabilme yeteneği karmaşık bir sistem olarak tabir edilebilecek bir geri bildirim kontrol mekanizmasına bağlıdır. Bu sistem görsel, vestibüler ve

somaosenör sistemlerin çeşitli uyarıcıları alan reseptörleri tarafından yönlendirilir (Tjernstrom ve ark., 2002).

#### **2.5.2.5. Postür**

Vücudun bütün hareketli olduğu durumlar sırasında eklemlerin aldığı pozisyonların birleşimine postür denir. Vücut kas aktivasyonu sırasında bağ doku desteği ile stabil bir durum sağlamakta veya yapılacak olan bir hareke başlangıç temeli oluşturmaktadır ve bu temel birçok kas gurubunun ritmik ve uyumlu çalışması sonucu elde edilir (Mirovsky ve ark., 2006).

Postürde statik ve dinamik olmak üzere iki kısma ayrılır. Statik postür hareketsiz yani izometrik bir postürdür. Statik postür de kasların esas görevi eklemlerin stabilizasyonu sağlayıp izometrik kasılmalarını ve yer çekime direnç göstermektir.

Dinamik postür ise bir harekete hem başlangıç için temel teşkil eder hem de yapılan hareket sonucu, sürekli olarak değişen çevre şartlarına göre vücudun uyumunu sağlamayı amaçlayan aktif postürdür. Dinamik postür hareketler sırasındaki vücut pozisyonlardır (Güvendik, 2007).

#### **2.5.3. Dengenin Farklı Değerlendirme Yöntemleri**

Denge günlük yaşantımızı sorunsuz ve istendik bir biçimde sürdürebilmemize imkân ve olanak sağlar ancak bazı çevresel etkenler sebebi ile bozulmalar gösterebilmektedir. Bu bozulmalar, yaşam kalitemizde olumsuz etkilere sebep olarak yaşam kalitemizin düşmesine ve çeşitli problemlerle karşı karşıya kalmamıza zemin hazırlamakta ve sağlamaktadır.

Dengemize etki eden bu bozulmaların önüne geçebilmek veya etkilerini yok edebilmek için öncelikli olarak, kişinin mevcut denge durumu hakkında detaylıca bilgi sahibi olmamız gerekir bu sebeple kişinin denge durumunun gözden geçirilmesi ve değerlendirilmesi gerekmektedir. Yapılan bu değerlendirmeler amacına göre planlanmalıdır (Avcı, 2006).

Dengenin değerlendirilebilmesi amacı ile çeşitli skalalar, testler ve teknolojik cihazlarla geliştirilmiştir. Denge türüne göre tasarlanan bu ölçeklerin bir kısmı statik bir kısmı ise dinamik dengeyi değerlendirebilmek amacı ile tasarlanmıştır.



### **2.5.3.1. Statik Denge Değerlendirme Yöntemleri**

- \* Tek bacak üzerinde durma testi
- \* Romberg – Tandem romberg testi
- \* Flamingo denge testi
- \* Balance error scoring system

#### **2.5.3.1.1. Tek Bacak Üzerinde Durma Testi**

Statik denge değerlendirmesi amacı ile kullanılan bir yöntemdir. Bir bacak, diğer bacağı yani destek bacağına dokunmayacak şekilde kaldırılır ve gözler kapatılır. Kişinin 30 saniye boyunca bu pozisyonda, sabit bir şekilde beklenmesi istenir. Kaldırılan bacağın yerdeki bacağına dokunması durumunda, zemine teması etmesi durumunda, sekme, sıçrama vb. bir hareket durumunda, destek almak amacı ile çevrede bulunan herhangi bir cisme temas etmesi durumunda, dengede bozukluk olduğu öngörülür. Dengede kalınan süre kaydedilip göz önüne alınarak değerlendirme yapılır (Bohannon ve ark., 1984).

#### **2.5.3.1.2. Romberg testi**

Statik denge değerlendirmesi amacı ile tasarlanmış olan bu test için katılımcılar, ayaklarını bitişik olacak şekilde pozisyonlandırır, kollar da gövdede bitişik bir şekilde konumlandırılır. Kişinin gözleri kapatılarak 30 saniye süre boyunca sabit kalması istenir. Gözlemci bu süre boyunca kişiyi izler ve inceler.

Tandem romberg test ise kişinin ayaklarını birbiri önüne gelecek şekilde birleştirmesi ve 30 saniye bu pozisyonda dengede kalması istenir (Newton, 1989).

#### **2.5.3.1.3. Flamingo Denge Testi**

45 santim uzunluğunda tek bir ayağın sığabileceği genişlikte bir platform oluşturulur. Kişinin bu platform üzerinde 60 saniye boyunca dengede kalması istenilir. Denge bozulmaları skor olarak kaydedilir (Hrysomallis, 2007).

#### **2.5.3.1.4. Balance Error Scoring Test**

Statik denge değerlendirme amacı ile tasarlanmış bir testtir. Denge

değerlendirmesi sert ve yumuşak zemin olmak üzere 2 farklı zeminde değerlendirilir. 2 farklı zeminde de 3 farklı pozisyonda kişinin dengede kalması istenilir. Bu sırada kişinin yaptığı hatalar sayılır ve skorlandırılır. Değerlendirme esnasında denge testinin uygulandığı kişinin elleri belde ve gözleri kapalı olmalıdır. Her bir pozisyonda kişinin 20 saniye süre ile gözlenmesi gerekir (Mulligan, 2012).

### **2.5.3.2. Dinamik Denge Değerlendirme Yöntemleri**

- \* Dört kare adım testi
- \* Tandem yürüyüş testi
- \* Y denge testi
- \* Star excursion balance test
- \* 5 defa oturup kalkma testi
- \* Kalk ve yürü testi
- \* Yürüyüş değerlendirme dereceli skalası
- \* Hareket yeteneği testi
- \* Fonksiyonel uzanma testi

#### **2.5.3.2.1. Dört Kare Adım Testi**

Dinamik dengeyi değerlendirebilmek amacı ile tasarlanmıştır. Düz zemin üzerinde yerleştirilmiş olan dört bastonla dört kare oluşturulmalı ve tüm kareler numaralandırılmalıdır. Kişinin başlangıçta bir numaralı kareye gelip, yüzünü 2 numaralı kareye yöneltecek şekilde ayakta durması istenir. Sonrasında ardışık bir şekilde (2-3-4-1-4-3-2-1) olacak şekilde hızlı ve bastonlara değmeyecek şekilde adımlar atması istenir. Her iki ayağında zeminle temas etmesi gerekmektedir (Günendi ve ark., 2007).

#### **2.5.3.2.2. Tandem Yürüyüş Testi**

Düz bir çizgi üzerinde kişinin bir ayağının parmak ucunda diğer ayağının topuğu değecek şekilde yürümesi istenir ve bu esnada kişinin dengesi gözlemlenerek bozukluklar saptanır (Akarırmak ve Tüzün, 2004).

#### **2.5.3.2.3. Y Testi**

Dinamik dengenin değerlendirilebilmesi amacı ile tasarlanmıştır. Kişinin anterior, posteromedial ve posteroleteral yönlerde, elleri belinde olacak şekilde uzanması istenir. Dengenin bozulmadan kişinin uzanabildiği en uzun mesafe ölçülür ve değerlendirilir (Keskin, 2016).

#### **2.5.3.2.4. Star Excursion Balance Test**

Dinamik denge değerlendirmesi için tasarlanmıştır. Kişinin tek ayak ile anterior, anteromedial, anterolateral, medial, lateral, posterior, posteromedial ve posterolateral olmak üzere, sekiz yöne doğru uzanması ve sonrasında başlangıç noktasına geri adım atması istenir. Bu uzanma mesafeleri ölçülerek kaydedilir ve değerlendirilir.

#### **2.5.3.2.5. Beş Defa Oturup Kalkma Testi**

Kişinin 43 cm yüksekliğindeki bir sandalyeden başla komutu ile hızlı bir şekilde ayağa kalkıp tekrar oturması istenir. Pelvis bölgesinin sandalye ile teması ile süre durdurulur. Bu işlem komutla beraber beş kez tekrarlanır ve süre kaydedilip değerlendirilir.

#### **2.5.3.2.6. Kalk ve Yürü Testi**

Dengenin değerlendirmesi açısından kolay uygulanabilirliği olan güvenilir bir testtir. Kişinin oturduğu yerden, destek almadan kalkması ve yürüdükten sonra tekrar bir yere dokunmadan sandalyeye doğru geri dönmesi istenir. Bu esnada gözlemci değerlendirme yapar. Test sırasında süreler kaydedilmelidir (Bennie ve ark., 2003).

#### **2.5.3.2.7. Yürüyüş Değerlendirme Skalası**

Kişinin yürüyüşü sırasında 16 anormal özelliğin gözlemlendiği bu skalada (0-1-2-3) numaraları ile skorlandırma yapılır. Düşük skor değerleri performansın daha iyi olduğunun göstergesidir (Allison ve Fuller, 2001).

#### **2.5.3.2.8. Hareket Yeteneği Testi**

Kişinin 10 farklı hareketi yapması istenir. Bu hareketler gerçekleştirilirken 0 hiç hareket etmeme, 1 güçlkle hareket etme, 2 rahatlıkla hareket etme, olarak skorlandırılıp değerlendirilir.

### **2.5.3.2.9. Fonksiyonel Uzanma Testi**

Kişinin ayakta durur pozisyonunda destek yüzeyi üzerindeki statik duruşunun koruması ile yatay planda öne doğru uzanabildiği en uzun mesafe olarak ifade edilir. Modifiye edilerek farklı yönlerdeki uzanılabilen en uzun mesafeler de kayıt altına alınarak mezüre yardımıyla ölçülmesi ve kaydedilmesi ile gerçekleştirilir.

### **2.5.4. Dinamik ve Statik Denge Değerlendirme Yöntemleri**

\*Berg denge testi

#### **2.5.4.1. Berg Balance Testi**

Otururken ayağa kalkma, destek almadan ayakta durma, basamak inip çıkmayı içeren 14 farklı performansı denge açısından gözlemlenebilir ve değerlendirme sonucuna ulaşılan bir testtir. Kişinin bu performansı ortaya koyarken süre ve aldığı yardıma göre skorlandırılıp, toplanması ile elde edilen total sonuca göre değerlendirme yapılır.

### **2.5.4. Teknolojik Değerlendirme Yöntemi**

#### **2.5.4.1. TecnoBody Prokin PK 252 Örneği**

Dinamik ve statik denge ile ilgili birçok ölçüm yapabilen TecnoBody PK252 cihazı, denge ile ilgili ölçümlerin objektif bir şekilde ölçülebilmesi ve ölçülebilir veriler verilere ulaşmamızı sağlamaktadır. TecnoBody PK252 cihazından elde ettiğimiz bu veriler cihaz üzerindeki ekrandan anlık olarak takip edilebilmekte, izlenebilmekte ve kaydedilebilmektedir.

TecnoBody PK252 cihazın platform sistemi 15 derecelik açılar ile her yöne hareket edebilme kabiliyetine sahiptir. Platformun her yöne yapabildiği bu hareketler sistem üzerinde bulunan servo motor olarak adlandırılan havalı pistonlara sahip motorlar ile mümkün olmaktadır. Cihazın denge ölçümleri sırasında bu servo motorların sertlik derecesi ayarlanabilmekte ve böylece yapılan ölçümlerin zorluk derecesinin de ayarlanabilmesi mümkün olmaktadır (Güngör, 2010).



**Şekil 2. 4** TecnoBody P.K. 252 Çalışma Prensibi

TecnoBody PK252 statik denge ölçümleri çift bacak gözler açık, gözler kapalı, gözü açık statik denge ve gözü kapalı statik dengenin birbirine oranını ifade eden romberg test, tek bacak dominant ve nondominant bacak gibi statik denge ölçümleri yapmamıza imlan sağlamaktadır. Statik denge testi duruş pozisyonu, omuz genişliğinde açık ayaklar ve ayakların duruş pozisyonları platform üzerinde bulunan x ve y eksenleri salınım bölgelerini ifade eden çizgilerin referans alınması sonucu belirlenen orijin noktasına eşit uzaklıkta olacak şekilde pozisyonlandırılmıştır. Kişi ölçüm sırasında karşısında bulunan cihaz ekranındaki analitik bir düzleme bakmaktadır ve bu düzlem üzerinde sıfır noktası olarak tabir edilen düzlemin tam merkezine veya farklı statik denge ölçümlerinde belirtilen noktalar üzerindeki statik duruş verilerine ulaşacağımız performansı sergiler. Cihaz kişinin statik duruş sergilediği performansı esnasında sağa-sola standart sapmasından ve öne-geriye standart sapmasından elde ettiği verilerden kişinin statik denge skorunu hesaplamaktadır. Bu elde edilen rakamsal veriler bizlere kişinin statik dengesinin durumu hakkında önemli bilgiler vermektedir.



**Şekil 2. 5** TecnoBody P.K. 252 Statik Denge Ölçümü

Denge skorunun belirlenmesi cihaz ekranında bulunan analitik düzlemdeki sıfır noktası olarak tabir edilen düzlemin merkez noktası olan alandan, kişinin sağa sola veya ileriye geriye doğru yaptığı salınım hareketlerinden elde edilen puanların hesaplaması ile elde edilmektedir. Sıfır noktasından ne kadar uzaklaşırsa denge skoru da aynı oranda yükselecektir. Bu sebeple denge skorunun büyümesi kişinin dengesinin kötü aynı mantık çerçevesi içerisinde de sıfır noktasına yakın olmasından ötürü dengesinin iyi olduğu varsayımına varabiliriz. Ek olarak denge testleri sonrası oluşan verilere şunları örnek olarak gösterebiliriz.

- \* 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) (mm<sup>2</sup>).

Dinamik test denge ölçümleri, düz bir yüzeye sahip, hareketli bir platform üzerinde ayakların statik denge ölçümünde olduğu gibi omuz genişliğinde açık ve platform üzerinde bulunan x ve y eksenleri üzerindeki salınım bölgelerini temsil eden çizgilerin referansı ile orjin bölgesine eşit uzaklıkta duracak şekilde pozisyonlandırılmıştır.



**Şekil 2. 6** TecnoBody P.K. 252 Dinamik Denge Ölçümü

Kişi cihaz üzerinde bulunan tam karşısına konumlanan ekran üzerindeki dairesel şekil veya aşağı yukarı gibi hareketleri ritmik olarak yapabileceğimiz düzlemler içermektedir. Bu düzlemlerde kişiye görsel olarak belirtilen rotanın belirli bir süre ile takip edilmesi ile sergilenen performans sonucunda dinamik denge parametrelerini elde edebilmekteyiz.

Bu performans esnasında kişinin izlediği rota boyunca yaptığı salınımlar hata olarak kabul edilir ve kişinin üzerinde durduğu platformdaki çeşitli bölgelere doğru yaptığı bu salınımların, bölgelere göre dağılımı ile hesaplanmaktadır. Ek olarak dinamik performansı sonucunda elde edilen verilere şunları örnek olarak gösterebiliriz.

\*Kuvvet varyansı (Force variance) kişinin platform ağırlık merkezinde bulunan bölgelere göre ağırlığının dağılımının ifadesidir.

\*Ortalama takip hatası (Average Track error) kişinin düzlem üzerinde takip etmesi gereken rota çizgisi sınırlarından yaptığı salınımlar yani aşma miktarlarının ifadesidir.

Kişinin düzlem üzerinde belirlenen bu rotadaki hata sayılan salınımlarının puanları toplamı ise bizlere takip hatasını verir. Statik denge ölçümlerinde olduğu gibi dinamik denge ölçümleri sırasında da sıfır yani merkez olarak kabul gören rotadan sapmalar ne kadar fazla ise kişinin dinamik dengesinin o ölçüde kötü, aynı çerçevede içerisinde ne kadar az ise o kadar iyi olduğu varsayımına varabiliriz.



**Şekil 2. 7** TecnoBody P.K. 252 Dinamik Denge Ölçümü



### 3. MATERYAL VE METOT

#### 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 analiz değerleri tablo 4.1'de gösterilmiştir. Katılımcıların vücut kompozisyonu analizleri X-SCAN PLUS II (Jawon Medical, Co, Kyungsan City, Korea) marka cihaz ile yapılmıştır. Örneklem genişliği belirleme yöntemi olarak güç analizi yapılmıştır. İlgili güç analizi raporu ekte sunulmuştur (EK7). Hariç tutma kriterleri olarak akut/kronik kas ağrısı/hasarı, kas iskelet ya da cilt hastalıkları öyküsü olarak belirlenmiştir. Tüm katılımcılara sağlık taraması anketi doldurularak ve bilgilendirilmiş onam formu imzalatılmıştır. Çalışma Ordu Üniversitesi Beden Eğitimi ve Spor Yüksekokulu Performans Laboratuvarında katılımcıların tek ziyareti ile gerçekleştirilmiştir. Çalışmaya Ordu Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulunun onayından sonra başlanmıştır (KA EK-216). Çalışma Ordu Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından desteklenmiştir (B-1906).

Çalışmaya dahil olma kriterleri olarak;

- Son 6 ay içerisinde herhangi bir eklem yaralanması yaşamamış olması,
- Alt/üst ekstremitte kas gruplarına yönelik egzersiz yapmasına engel olmaması,
- Çalışmanın yapılacağı gün kafein tarzı uyarıcı madde kullanmamış olması,
- Sigara kullanmıyor olmak,
- Gönüllü olmak.

Hariç tutma kriterleri olarak ise;

- Son 6 ay içerisinde herhangi bir eklem yaralanması yaşamış olması,
- Alt/üst ekstremitte kas gruplarına yönelik egzersiz yapmasına engel olması,
- Akut/kronik alt/üst ekstremitte kas ağrısı/hasarı,
- Kas iskelet ya da cilt hastalıkları öyküsü,
- Çalışmanın yapılacağı gün kafein tarzı uyarıcı madde kullanmış olması,
- Sigara kullanıyor olmak,
- Gönüllü olmamak şeklinde belirlenmiştir.

### 3.2. Veri Toplama

Katılımcılar, alt ekstremitte kasları için izometrik yorgunluk protokolüne katılmışlardır. Alt ekstremitte kaslarına yönelik statik yorgunluk için squat pozisyonu kullanılmıştır. Ölçümler squat press te 25 saniye 90 derece diz açısında izometrik olarak ağırlığın yaklaşık %30'u yük ile yapılmıştır. Protokol beş tekrar olarak belirlenmiş ve her tekrar arasında 2 dakika dinlenme verilmiştir. Squat press egzersizi sırasındaki işe katılan kasların kasılma durumları göz önüne alındığında, en aktif kasılma halinde bulunan ve kendi aralarında antagonisti olan *vastus lateralis obliquus* (VLO), *rectus femoris* (RF), *tibialis anterior* (TA) ile *biceps femoris* (BF), *semi tendineus* (ST) ve *lateral gastrocnemius* (LGA) kaslarından bilateral olarak EMG ölçümleri yapılmıştır. EMG verileri kablosuz yüzeysel Ag/AgCl elektrotlar ile Noraxon marka (myoMUSCLE, Noraxon, Scottsdale, AZ, USA) cihaz kullanılarak her bir egzersiz protokolü sırasında kayıt altına alınmıştır. Diz ekleminin 90 derecelik açısının standartise edilebilmesi için Noraxon marka (myoMOTION, Noraxon, Scottsdale, AZ, USA) cihaz kullanılmıştır. Tüm kas elektrot yerleri SENIAM (Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscle) kriterlerine uygun olarak seçilmiştir.



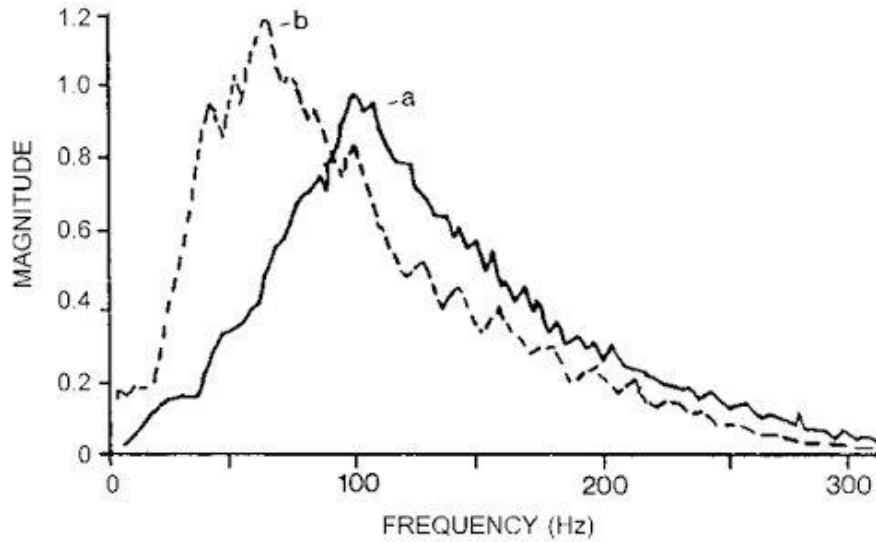
**Şekil 3. 1** Alt Ektremite Statik Yorgunluk için Kullanılan Squat Pozisyonu

Alt ekstremitte kaslarının statik yorgunluğu için uygulanmış olan squat pozisyonu göz önüne alındığında, en aktif kasılma halinde bulunan alt ekstremitte kaslarından *vastus lateralis obliquus* (VLO), *rectus femoris* (RF), *tibialis anterior* (TA) ile *biceps femoris* (BF), *semi tendineus* (ST) ve *lateral gastrocnemius* (LG) kaslarından katılımcıların baskın ve baskın olmayan taraflarından bilateral olarak ölçümler

yapılmıştır. Değerler kablosuz yüzeysel Ag/AgCl elektrodlar ile Noraxon marka (myoMUSCLE, Noraxon, Scottsdale, AZ, USA) cihaz ve yazılımı ile alınmıştır. Tüm kas elektrot yerleri SENIAM (Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscle) kriterlerine uygun olarak seçilmiştir. İzometrik squat hareketi sırasında 90 derecelik diz açısının sağlanabilmesi için Noraxon marka (myoMOTION, Noraxon, Scottsdale, AZ, USA) cihaz ve yazılımı kullanılmıştır.

### 3.3. EMG Analizi

EMG verileri 20Hz yüksek geçiren Butterworth filtreden geçirildikten sonra hareketin 5 ila 20 saniyelik aralığında medyan frekans hesaplaması (Hz) yapılmıştır. Medyan Frekans'ın EMG sinyallerinin yardımı ile yapılan kas yorgunluğu çalışmalarında sıklıkla yorgunluk indeksinin hesaplanmasında kullanışlılığı bilinmektedir. Medyan frekans, power spektrumu eşit iki alana ayıran frekans değeridir. İzometrik kasılma sırasında kas yoruldukça medyan frekans değeri düşmektedir (Şekil 3.2).



Şekil 3. 2 sEMG power spectrum yoğunluğu (a) yorgunluk öncesi (b) yorgunluk sonrası (De Luca, 1984).

Ko-yorgunluk indeksi ise agonist ve antagonist kasların medyan frekans değerlerinin matematiksel oranıyla hesaplanmaktadır (Sırasıyla, agonist ve antagonist kas grubunun median frekans değeri 80 ve 50 Hz ise ko-yorulma indeksi  $80/50=1,6$ 'dır) (Sözen ve ark., 2019).

### 3.4. Denge Ölçümleri

Katılımcıların statik ve dinamik denge ölçümleri yorgunluk protokolünden önce ve yorgunluk protokolü sonrasında yapılmıştır. Statik ve dinamik denge ölçüm sonuç verileri CSI TecnoBody (PK-252) denge sistemi kullanılarak elde edilmiştir. Bu cihaz ile denge ölçümlerinde objektif ve ölçülebilir veriler elde edilir. Sistem havalı piston olarak adlandırılan servo motorlarla çalışmakta ve hareketli denge platformunun her yöne doğru yaptığı 15 derecelik bir çalışma açısıyla ölçüm yapabilmektedir. Elde edilen dinamik denge sonuçları cihaz üzerinde bulunan ekrandan canlı olarak takip edilebilmekte ve kayıt altına alınabilmektedir. Sistem üzerindeki platformun her noktasına kişinin uyguladığı ağırlık ve stabil olmama durumu katsayısına göre hareketli platformun dengesi otomatik olarak ayarlanır. Bu sebeple platform her kişiye aynı direnci uygulamaz. Bu sayede her birey kendi ağırlığına göre bir dirençle karşılaşır ve kendi ağırlığına göre direnç uygulayan bir platformda teste katılır. Bu özellik farklı ağırlıklardaki bireylerin ölçüm sonuçlarının ağırlıklarından bağımsız olarak karşılaştırılabilme imkanı sağlar. Otomatik motor kilitleme fonksiyonu barındıran cihaz sayesinde sistem anında dinamik ölçümden statik ölçüme geçebilir.

#### 3.4.1. Statik Denge Ölçümleri

Statik test denge ölçümleri, düz bir yüzeye sahip, sabit bir platform üzerinde çift ayak kişinin gözleri açık ve gözleri kapalı olacak şekilde iki farklı biçimde gerçekleştirilmiştir. Statik denge testi duruş pozisyonu, omuz genişliğinde açık ayaklar ve ayakların duruş pozisyonları platform üzerinde bulunan x ve y eksenleri salınım bölgelerini ifade eden çizgilerin referans alınması sonucu belirlenen orijin noktasına eşit uzaklıkta olacak şekilde pozisyonlandırılmıştır. Toplamda 30 saniye boyunca devam eden test süresince kişinin stabil pozisyonunu koruması istenmiştir. Statik denge ölçüm protokolü cihaz ekranında bulunan başlat düğmesine tıklanarak başlatılmış ve 30 saniyelik test süresi sonuna gelindiğinde cihaz tarafında otomatik olarak sonlandırılmıştır.

Yukarıda belirtilen veriler içerisinden, her bir katılımcının statik gözü açık, gözü kapalı, dominant bacak ve nondominant bacak denge skorları, sağa-sola standart sapma ve öne geriye standart sapmasının toplanması ile elde edilmiştir. Denge

skorunun büyümesi katılımcının dengesinin kötü, denge skorunun küçülmesi ise katılımcının dengesinin iyi olduğu varsayılmıştır.

### **3.4.2. Dinamik Denge Ölçümleri**

Dinamik test denge ölçümleri, düz bir yüzeye sahip, hareketli bir platform üzerinde ayakların statik denge ölçümünde olduğu gibi omuz genişliğinde açık ve platform üzerinde bulunan x ve y eksenleri üzerindeki salınım bölgelerini temsil eden çizgilerin referansı ile orjin bölgesine eşit uzaklıkta duracak şekilde pozisyonlandırılmıştır. Cihaz ekranında bulunan dairesel şekil üzerindeki belirli rota vücudun dairesel salınım hareketleri ile ayakların zeminden ayrılmaması koşulu ile saat yönünde takip edilerek 60 saniye süre içerisinde beş tur döndürülerek tamamlanmıştır. Test beşinci tur sonunda otomatik olarak cihaz tarafından sonlandırılmıştır. Geçerli olan 60 saniyelik zaman içerisinde testi tamamlayamayan katılımcıların o ana kadarki denge skorları test sonucu olarak kaydedilmiştir.

Dinamik denge ölçümü sonrası ortaya çıkan veriler Ortalama Takip Hatası (Average Track Error) olarak adlandırılmaktadır. Oluşan değerler, katılımcıların izlemesi gereken yolun sınırlarından sapma veya aşma miktarını göstermektedir. Katılımcının ortalama takip hata değeri düşükse bireyin dinamik dengesinin iyi, ortalama takip hata değeri yüksek ise bireyin dinamik dengesi kötü varsayılmıştır.

### **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 alt ekstremite kaslarına uygulanan statik squat hareketiyle 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 aralığında değişkenlik gösteren toplam sağlıklı 40 gönüllü (10 sporcu erkek, 10 sporcu kadın, 10 sedanter erkek, 10 sedanter kadın) çalışmaya dahil edilmiştir.

**Tablo 4.1.** Çalışmaya Katılan Gönüllülerin Vücut Analizleri

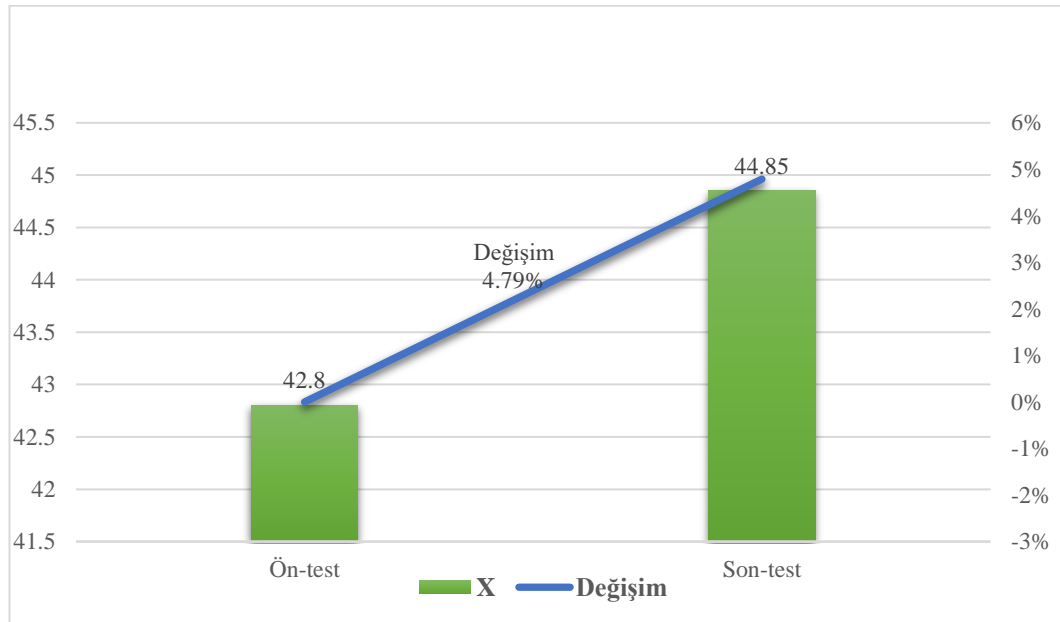
| Değişken                 | Grup     | n  | X      | SS    | t      | p     |
|--------------------------|----------|----|--------|-------|--------|-------|
| Yaş (yıl)                | Sporcu   | 20 | 21.45  | 3.37  | 1.034  | 0.308 |
|                          | Sedanter | 20 | 20.40  | 3.03  |        |       |
| Boy (cm)                 | Sporcu   | 20 | 171.00 | 6.84  | -0.572 | 0.571 |
|                          | Sedanter | 20 | 172.40 | 8.53  |        |       |
| Ağırlık (kg)             | Sporcu   | 20 | 61.81  | 14.43 | -0.836 | 0.408 |
|                          | Sedanter | 20 | 65.09  | 9.94  |        |       |
| VKİ (kg/m <sup>2</sup> ) | Sporcu   | 20 | 21.56  | 2.84  | -0.279 | 0.782 |
|                          | Sedanter | 20 | 21.76  | 1.65  |        |       |
| VYY                      | Sporcu   | 20 | 18.00  | 6.23  | -1.150 | 0.257 |
|                          | Sedanter | 20 | 20.00  | 4.65  |        |       |
| LBM                      | Sporcu   | 20 | 51.85  | 9.45  | -0.137 | 0.892 |
|                          | Sedanter | 20 | 52.26  | 9.54  |        |       |
| SLM                      | Sporcu   | 20 | 48.18  | 8.86  | -0.120 | 0.905 |
|                          | Sedanter | 20 | 48.52  | 8.98  |        |       |
| SMM                      | Sporcu   | 20 | 24.97  | 7.42  | 0.706  | 0.484 |
|                          | Sedanter | 20 | 23.47  | 5.92  |        |       |
| TBW                      | Sporcu   | 20 | 37.33  | 6.80  | -0.146 | 0.885 |
|                          | Sedanter | 20 | 37.65  | 6.87  |        |       |
| PROTEİN                  | Sporcu   | 20 | 10.84  | 2.06  | -0.038 | 0.970 |
|                          | Sedanter | 20 | 10.87  | 2,11  |        |       |

Araştırma grubuna katılan sporcu ve sedanter tüm gönüllülerin vücut analizi sonrasında elde edilen değerleri incelendiğinde; sedanter ve sporcu gönüllülerin boy, yaş, ağırlık, VKİ, VYY, LBM, SLM, SMM, TBW ve protein değerlerinin hiçbirinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmemiştir ( $p>0.05$ ). Bu sonuç çalışmaya katılan sporcu ve sedanter bireylerin vücut analizlerine göre homojen bir dağılım sergilediklerini göstermektedir.

**Tablo 4.2.** Bütün katılımcıların egzersiz öncesi ve sonraki dinamik denge değerleri

| Değişken | Grup     | n  | X     | SS    | t      | p     |
|----------|----------|----|-------|-------|--------|-------|
| ATE      | Ön-test  | 40 | 42.80 | 13.22 | -1.278 | 0.209 |
|          | Son-test |    | 44.85 | 12,51 |        |       |

\* $p<0.05$



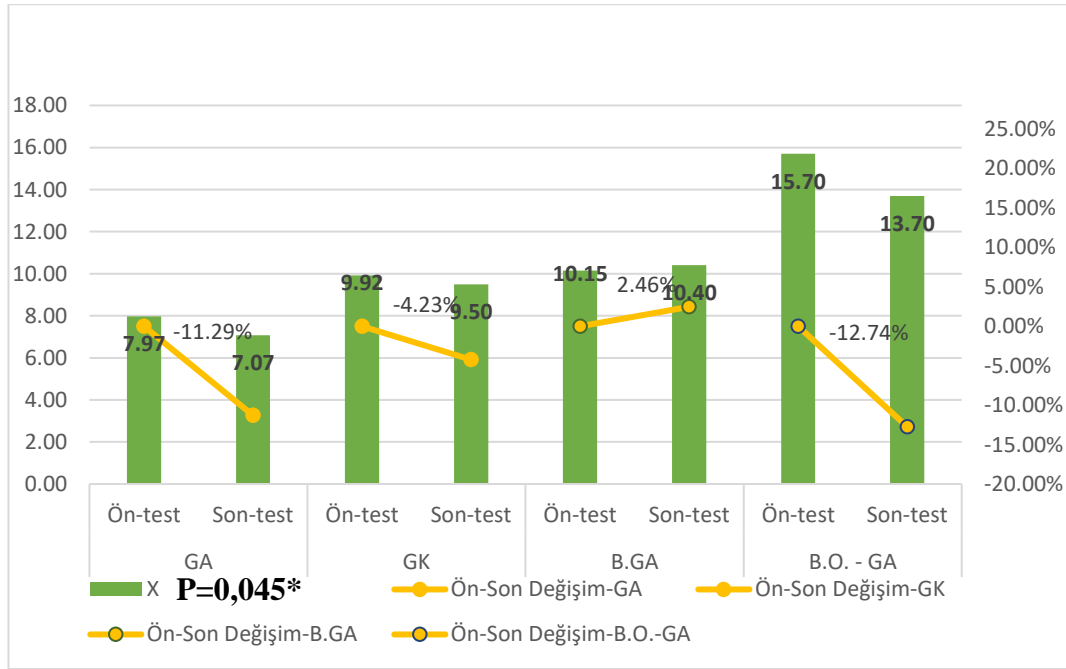
Çalışmaya katılan gönüllülerin ön-test ve son-test dinamik denge değerleri sonuçları incelendiğinde, dinamik denge bileşeni olarak ifade edilen ATE değerlerinde istatistiksel olarak bir fark tespit edilmemiştir ( $p>0.05$ ).



**Tablo 4.3.** Bütün katılımcıların egzersiz öncesi ve sonrası statik denge değerleri

| Değişken      | Grup     | n  | X     | SS   | t      | p      |
|---------------|----------|----|-------|------|--------|--------|
| GA            | Ön-test  | 40 | 7.97  | 3.04 | 2.075  | 0.045* |
|               | Son-test |    | 7.07  | 1.71 |        |        |
| GK            | Ön-test  | 40 | 9.92  | 2.36 | 1.041  | 0.304  |
|               | Son-test |    | 9.50  | 2.01 |        |        |
| Baskın GA     | Ön-test  | 40 | 10.15 | 2.24 | -0.373 | 0.711  |
|               | Son-test |    | 10.40 | 4.12 |        |        |
| B. Olmayan GA | Ön-test  | 40 | 15.70 | 6.58 | 1.699  | 0.097  |
|               | Son-test |    | 13.70 | 4,14 |        |        |

\*p<0.05

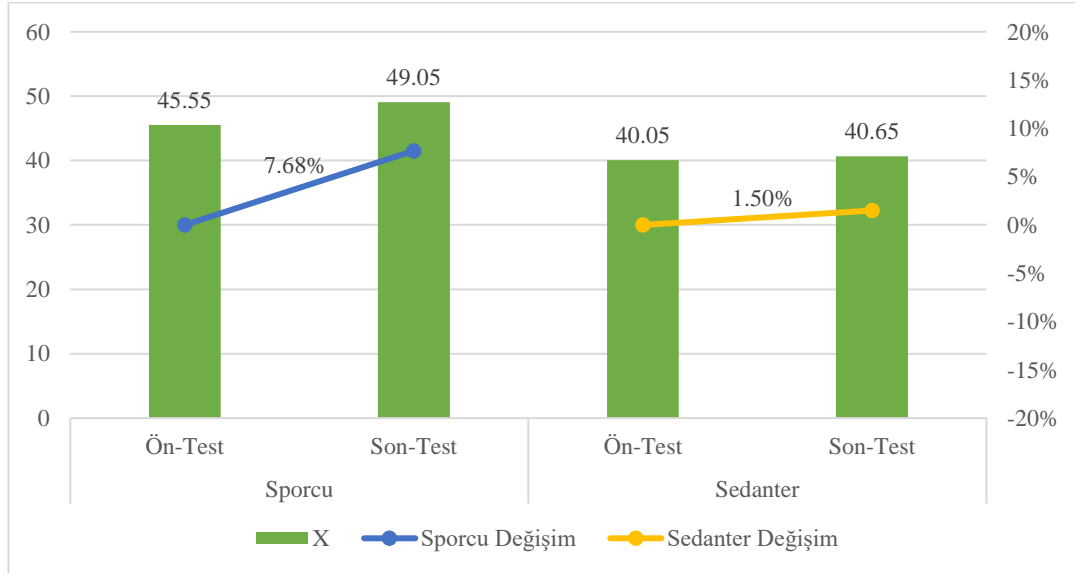
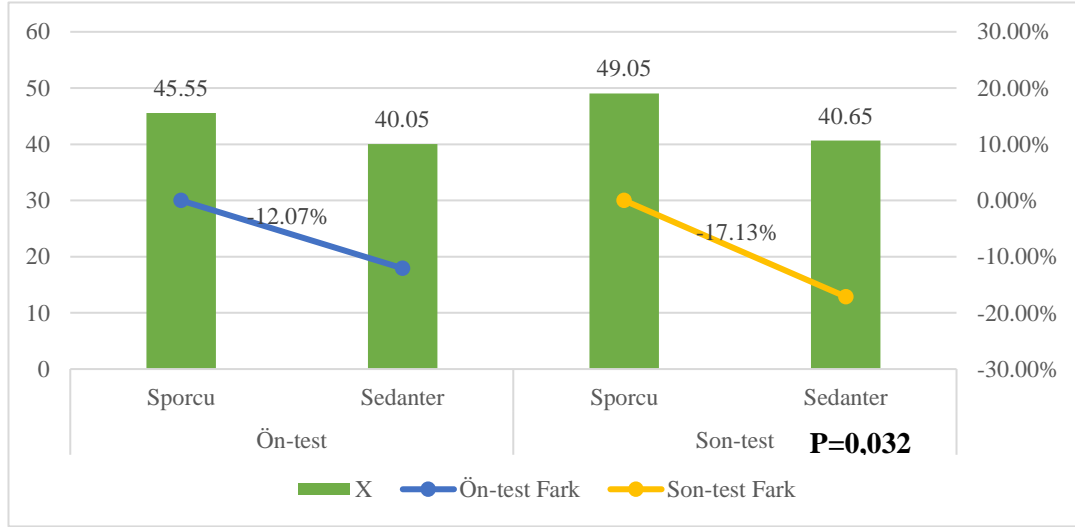


Çalışmaya katılan gönüllülerin ön-son test statik denge bileşenleri incelendiğinde; statik denge gözü açık değerlerinde ön test ve son test değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmiştir (p<0.05). Statik gözü kapalı, baskın tek bacak ve baskın olmayan tek bacak statik denge ön-test ve son-test değerlerinde ise istatistiksel olarak bir fark tespit edilmemiştir (p>0.05). Bu sonuçlara göre egzersiz sonrasında katılımcıların sadece statik gözü açık denge değerlerinde farklılıkların olduğu görülmüştür. Bu fark egzersiz sonrasında ki statik gözü açık denge değerlerinde iyileşmelerin olduğu yönündedir.

**Tablo 4.4.** Sporcu ve sedanter bireylerin egzersizden önce ve sonraki dinamik denge değerleri

| Test     | Değişken | Grup     | n  | X     | SS    | t     | p      |
|----------|----------|----------|----|-------|-------|-------|--------|
| Ön-test  | ATE      | Sporcu   | 20 | 45.55 | 14.75 | 1.328 | 0.192  |
|          |          | Sedanter | 20 | 40.05 | 11.18 |       |        |
| Son-test | ATE      | Sporcu   | 20 | 49.05 | 9.26  | 2.228 | 0.032* |
|          |          | Sedanter | 20 | 40.65 | 14.08 |       |        |

\*p<0.05

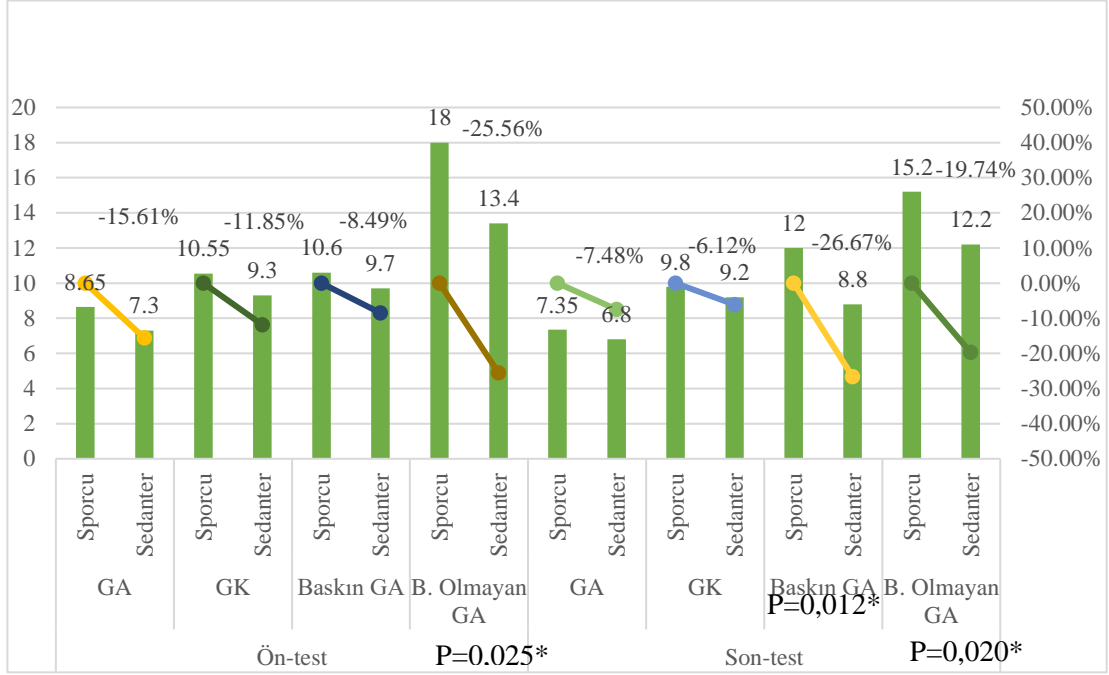


Çalışmaya katılan sporcu ve sedanter gönüllülerin son-test dinamik denge bileşenlerinden olan ATE değerine göre istatistiksel olarak fark tespit edilmiştir ( $p<0.05$ ). Egzersiz sonrası sedanter bireylerin dinamik denge bileşeni kendi ön-test değerlerine göre bozulma gösterse de sporculara göre bu fark anlamlıdır. Sporcuların dinamik denge bileşenleri egzersiz sonrası daha fazla bozulma göstermiştir. Sporcu ve sedanter gönüllülerin ön-test denge bileşenlerinde ise istatistiksel olarak fark tespit edilmemiştir ( $p>0.05$ ).

**Tablo 4.5.** Sporcu ve sedanter bireylerin egzersizden önce ve sonraki statik denge değerleri

| Test     | Değişken      | Grup     | n  | X     | SS   | t     | p      |
|----------|---------------|----------|----|-------|------|-------|--------|
| Ön-test  | GA            | Sporcu   | 20 | 8.65  | 2.97 | 1.421 | 0.163  |
|          |               | Sedanter | 20 | 7.30  | 3.02 |       |        |
|          | GK            | Sporcu   | 20 | 10.55 | 2.37 | 1.710 | 0.095  |
|          |               | Sedanter | 20 | 9.30  | 2.25 |       |        |
|          | Baskın GA     | Sporcu   | 20 | 10.60 | 2.16 | 1.276 | 0.210  |
|          |               | Sedanter | 20 | 9.70  | 2.29 |       |        |
|          | B. Olmayan GA | Sporcu   | 20 | 18.00 | 8.20 | 2.332 | 0.025* |
|          |               | Sedanter | 20 | 13.40 | 3.23 |       |        |
| Son-test | GA            | Sporcu   | 20 | 7.35  | 2.08 | 1.014 | 0.317  |
|          |               | Sedanter | 20 | 6.80  | 1.23 |       |        |
|          | GK            | Sporcu   | 20 | 9.80  | 2.04 | 0.941 | 0.353  |
|          |               | Sedanter | 20 | 9.20  | 1.98 |       |        |
|          | Baskın GA     | Sporcu   | 20 | 12.00 | 4.95 | 2.633 | 0.012* |
|          |               | Sedanter | 20 | 8.80  | 2.23 |       |        |
|          | B. Olmayan GA | Sporcu   | 20 | 15.20 | 4.57 | 2.427 | 0.020* |
|          |               | Sedanter | 20 | 12.20 | 3.10 |       |        |

\* $p<0.05$



Çalışmaya katılan sporcu ve sedanter gönüllülerin ön-test ve son-test statik gözü açık, statik gözü kapalı, statik baskın bacak gözü açık, statik baskın olmayan gözü açık denge bileşenleri incelendiğinde, ön-test değerlerinden baskın olmayan bacak gözü açık değerlerinin ortalamalarında istatistiksel olarak fark edilmiştir ( $p < 0.05$ ). Bu fark sedanter bireyler lehinedir. Son-test değerlerinden baskın bacak gözü açık ve baskın olmayan gözü açık statik denge değerlerinde de sedanter bireyler lehine fark tespit edilmiştir ( $p < 0.05$ ). Diğer statik denge bileşenleri ortalamaları karşılaştırıldığında ise istatistiksel olarak fark tespit edilmemiştir ( $p > 0.05$ ).

**Tablo 4.6.** Kadın ve erkek bireylerin egzersizden önce ve sonraki dinamik denge değerleri

| Test     | Değişken | Grup  | n  | X     | SS   | t     | p       |
|----------|----------|-------|----|-------|------|-------|---------|
| Ön-test  | ATE      | Kadın | 20 | 13.05 | 2.91 | 4.877 | 0.000** |
|          |          | Erkek | 20 | 7.08  | 1.58 |       |         |
| Son-test | ATE      | Kadın | 20 | 13.63 | 3.04 | 2.109 | 0.042*  |
|          |          | Erkek | 20 | 10.09 | 2.25 |       |         |

\*p<0.05. \*\*p<0.01

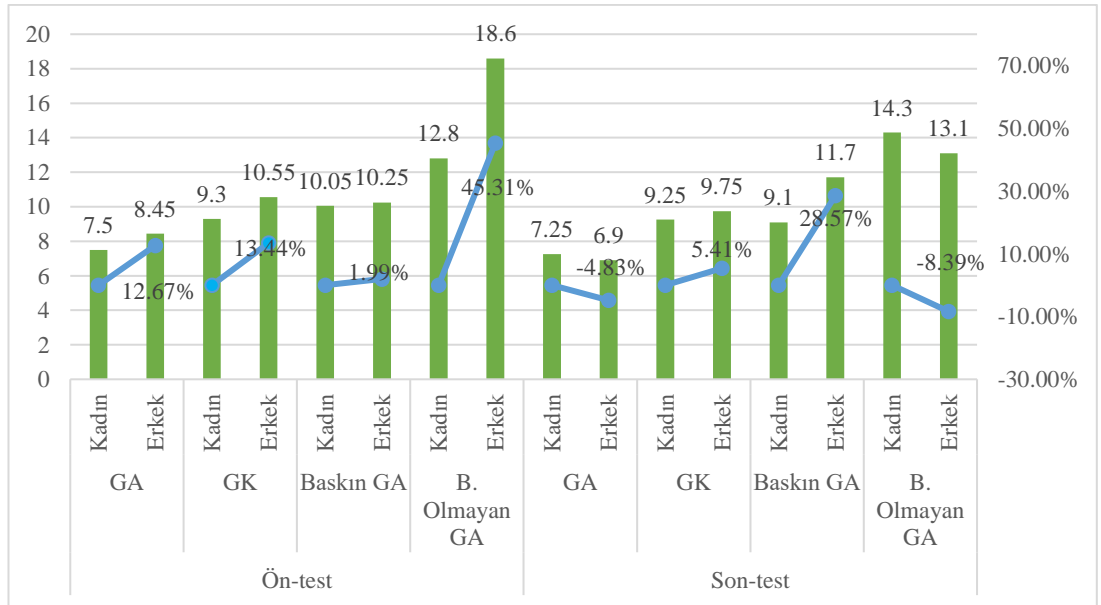


Çalışmaya katılan erkek ve kadın katılımcıların ön ve son test dinamik denge değerleri sonuçları incelendiğinde, dinamik denge bileşeni olan ATE değerlerinde kadın ve erkek katılımcılar arasında erkek katılımcılar lehine istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmiştir ( $p<0.05$ ). Ön-test dinamik denge bileşenlerindeki bu fark çok yüksek düzeyde bulunmuştur ( $p<0.01$ ). Egzersizden sonra elde edilen son-test dinamik denge değerleri incelediğinde erkek bireylerin dinamik denge skorları egzersizin etkisiyle bozulmuş fakat yine de kadın katılımcılara göre anlamlı düzeyde iyi bulunmuştur.

**Tablo 4.7.** Kadın ve erkek bireylerin egzersizden önce ve sonraki statik denge değerleri

| Test     | Değişken      | Grup  | n  | X     | SS   | t      | p      |
|----------|---------------|-------|----|-------|------|--------|--------|
| Ön-test  | GA            | Kadın | 20 | 7.50  | 2.32 | -0.987 | 0.330  |
|          |               | Erkek | 20 | 8.45  | 3.61 |        |        |
|          | GK            | Kadın | 20 | 9.30  | 2.12 | -1.710 | 0.095  |
|          |               | Erkek | 20 | 10.55 | 2.48 |        |        |
|          | Baskın GA     | Kadın | 20 | 10.05 | 2.18 | -0.278 | 0.783  |
|          |               | Erkek | 20 | 10.25 | 2.35 |        |        |
|          | B. Olmayan GA | Kadın | 20 | 12.80 | 3.48 | -3.073 | 0.004* |
|          |               | Erkek | 20 | 18.60 | 7.68 |        |        |
| Son-test | GA            | Kadın | 20 | 7.25  | 2.14 | 0.640  | 0.526  |
|          |               | Erkek | 20 | 6.90  | 1.16 |        |        |
|          | GK            | Kadın | 20 | 9.25  | 1.86 | -0.782 | 0.439  |
|          |               | Erkek | 20 | 9.75  | 2.17 |        |        |
|          | Baskın GA     | Kadın | 20 | 9.10  | 2.84 | -2.076 | 0.045* |
|          |               | Erkek | 20 | 11.70 | 4.82 |        |        |
|          | B. Olmayan GA | Kadın | 20 | 14.30 | 4.57 | 0.913  | 0.367  |
|          |               | Erkek | 20 | 13.10 | 3.68 |        |        |

\*p<0.05

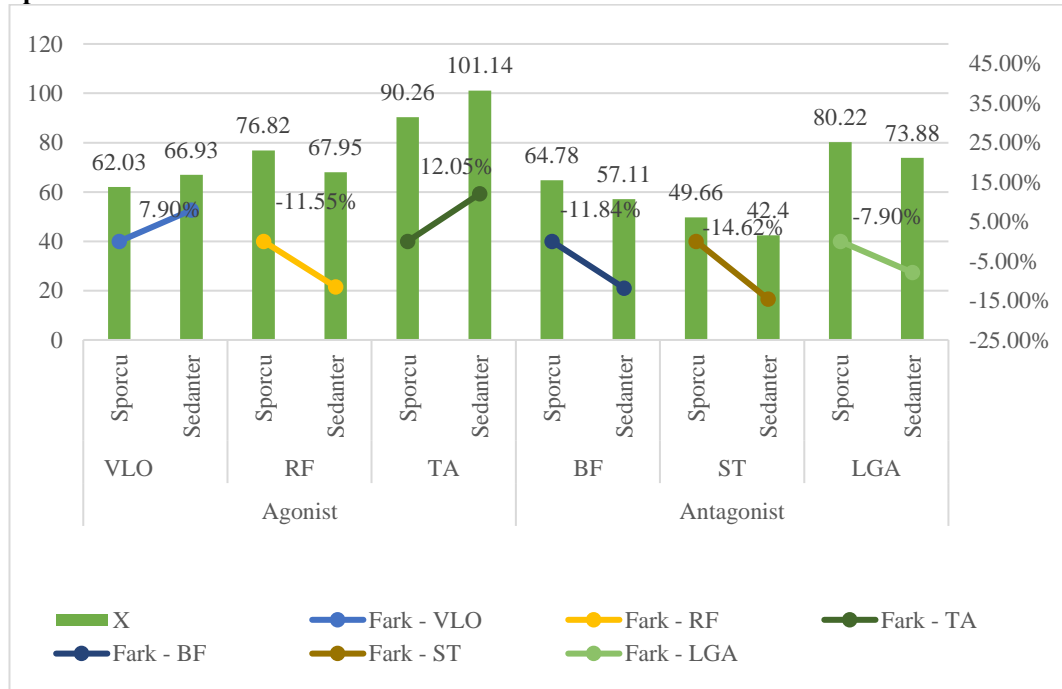


Çalışmaya katılan kadın ve erkek katılımcıların ön-test ve son-test statik denge bileşenleri incelendiğinde; ön-test baskın olmayan bacak gözü açık değerlerinde kadın katılımcıların lehine istatistiksel olarak fark tespit edilmiştir ( $p<0.05$ ). Bu fark son-test değerlerinde görülmemektedir. Son-test baskın bacak gözü açık değerlerinde yine kadın katılımcıların lehine bir fark görülmektedir ( $p<0.05$ ). Diğer statik denge değerlerinin ortalama farklarında ise kadın ve erkek katılımcılar arasında istatistiksel olarak fark bulunmamıştır ( $p>0.05$ ).

**Tablo 4.8.** İzometrik squat press sırasında sporcu ve sedanter bireylerin baskın bacak agonist ve antagonist kaslarının MF (Hz) değerlerinin farkları (5 tekrar ortalaması)

|            | Kas Grubu | Grup     | n  | X      | SS    | t      | p      |
|------------|-----------|----------|----|--------|-------|--------|--------|
| Agonist    | VLO       | Sporcu   | 20 | 62.03  | 10.25 | -0.661 | 0.513  |
|            |           | Sedanter | 20 | 66.93  | 31.53 |        |        |
|            | RF        | Sporcu   | 20 | 76.82  | 10.76 | 2.765  | 0.009* |
|            |           | Sedanter | 20 | 67.95  | 9.48  |        |        |
|            | TA        | Sporcu   | 20 | 90.26  | 20.09 | -1.322 | 0.194  |
|            |           | Sedanter | 20 | 101.14 | 30.81 |        |        |
| Antagonist | BF        | Sporcu   | 20 | 64.78  | 11.20 | 1.804  | 0.079  |
|            |           | Sedanter | 20 | 57.11  | 15.35 |        |        |
|            | ST        | Sporcu   | 20 | 49.66  | 8.23  | 2.785  | 0.008* |
|            |           | Sedanter | 20 | 42.40  | 8.24  |        |        |
|            | LGA       | Sporcu   | 20 | 80.22  | 15.06 | 1.265  | 0.214  |
|            |           | Sedanter | 20 | 73.88  | 16.63 |        |        |

\*p<0.05



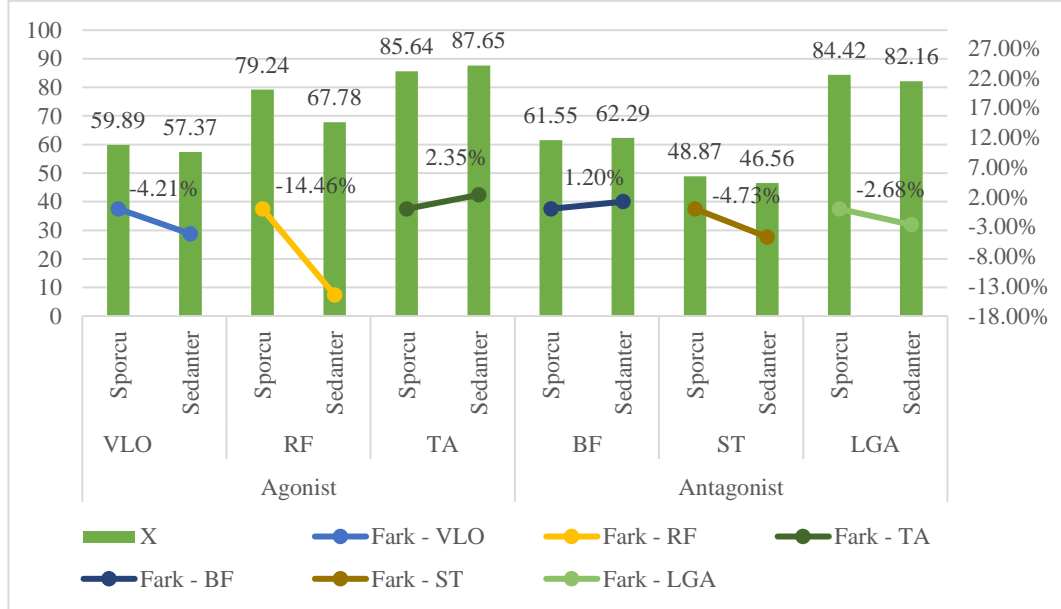


Beş tekrar yapılan izometrik squat press egzersizi anında sporcu ve sedanter bireylerin baskın bacak agonist ve antagonist kaslarının MF (Hz) değerlerinin ortalama farkları incelendiğinde; egzersiz anında işe katılan kaslar göz önüne alındığında agonist kaslardan olan RF kasında istatistiksel fark tespit edilmiştir ( $p<0.05$ ). Bu fark sedanter bireylerin RF kasından elde edilen MF değerinin daha düşük olduğu dolayısıyla egzersiz anında daha fazla yorulduğu yönündedir. Antagonist kaslar incelendiğinde ise tek fark ST kasında görülmektedir ( $p<0.05$ ). Bu fark incelendiğinde ise yine sedanter bireylerin ST kasından elde edilen MF değerinin daha düşük olduğu dolayısıyla egzersiz anında daha fazla yorulduğu yönündedir. Diğer baskın bacak agonist ve antagonist kasların MF değerlerinde ise istatistiksel olarak bir fark tespit edilmemiştir ( $p>0.05$ ).

**Tablo 4.9.** İzometrik squat press sırasında sporcu ve sedanter bireylerin baskın olmayan bacak agonist ve antagonist kaslarının MF (Hz) değerlerinin farkları (5 tekrar ortalaması)

|            | Kas Grubu | Grup     | n  | X     | SS    | t      | p       |
|------------|-----------|----------|----|-------|-------|--------|---------|
| Agonist    | VLO       | Sporcu   | 20 | 59.89 | 8.09  | 1.194  | 0.240   |
|            |           | Sedanter | 20 | 57.37 | 4.87  |        |         |
|            | RF        | Sporcu   | 20 | 79.24 | 9.26  | 4.011  | 0.000** |
|            |           | Sedanter | 20 | 67.78 | 8.80  |        |         |
|            | TA        | Sporcu   | 20 | 85.64 | 18.97 | -0.295 | 0.769   |
|            |           | Sedanter | 20 | 87.65 | 23.77 |        |         |
| Antagonist | BF        | Sporcu   | 20 | 61.55 | 12.47 | -0.187 | 0.852   |
|            |           | Sedanter | 20 | 62.29 | 12.54 |        |         |
|            | ST        | Sporcu   | 20 | 48.87 | 7.26  | 0.995  | 0.326   |
|            |           | Sedanter | 20 | 46.56 | 7.46  |        |         |
|            | LGA       | Sporcu   | 20 | 84.42 | 19.26 | 0.387  | 0.701   |
|            |           | Sedanter | 20 | 82.16 | 17.50 |        |         |

\*\*p<0.01



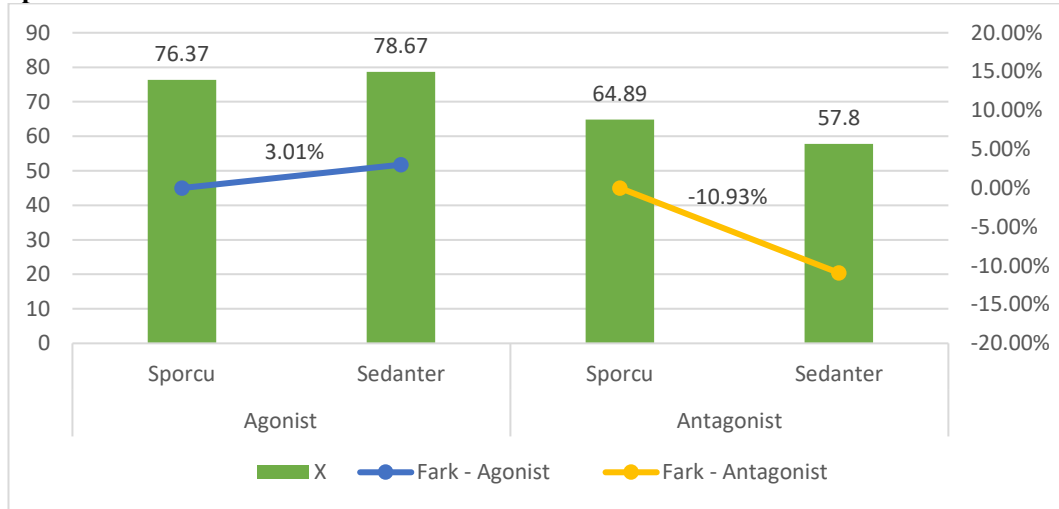
Beş tekrar yapılan izometrik squat press egzersizi anında sporcu ve sedanter bireylerin baskın olmayan bacak agonist ve antagonist kaslarının MF (Hz) değerlerinin

ortalama farkları incelendiğinde; egzersiz anında işe katılan kaslar göz önüne alındığında agonist kaslardan olan RF kasında istatistiksel olarak çok yüksek düzeyde fark tespit edilmiştir ( $p<0.01$ ). Bu fark sedanter bireylerin RF kasından elde edilen MF değerinin daha düşük olduğu dolayısıyla egzersiz anında daha fazla yorulduğu yönündedir. Diğer baskın olmayan bacak agonist ve antagonist kasların MF değerlerinde ise istatistiksel olarak bir fark tespit edilmemiştir ( $p>0.05$ ).

**Tablo 4.10.** İzometrik squat press sırasında sporcu ve sedanter bireylerin baskın bacak agonist ve antagonist kas gruplarının MF (Hz) değerlerinin ortalama farkları

| Kas Grubu  | Grup     | n  | X     | SS    | t      | p      |
|------------|----------|----|-------|-------|--------|--------|
| Agonist    | Sporcu   | 20 | 76.37 | 10.83 | -0.517 | 0.608  |
|            | Sedanter | 20 | 78.67 | 16.69 |        |        |
| Antagonist | Sporcu   | 20 | 64.89 | 8.95  | 2.591  | 0.014* |
|            | Sedanter | 20 | 57.80 | 8.34  |        |        |

\* $p<0.05$

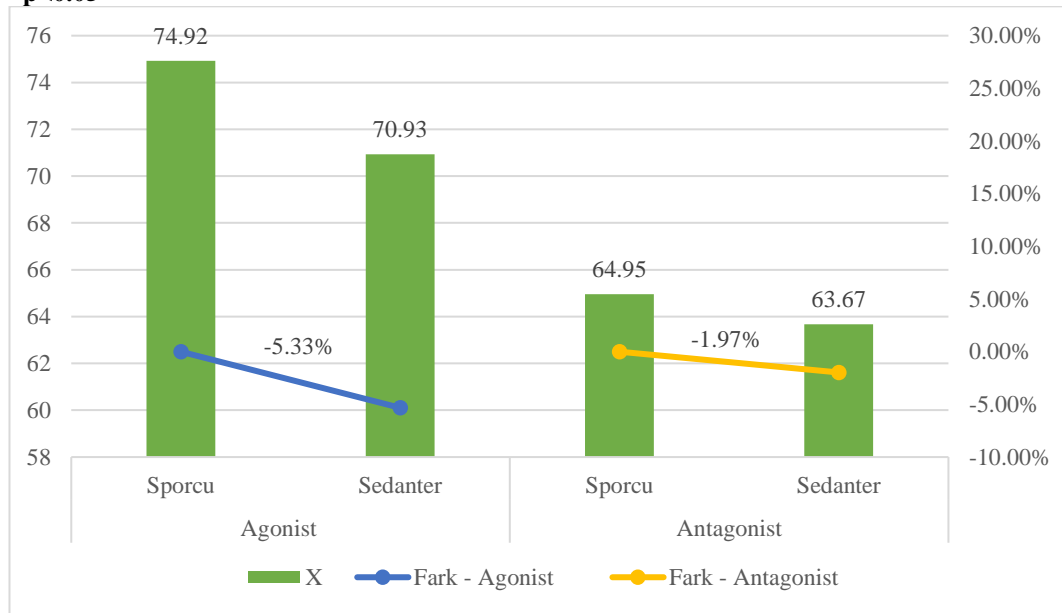


İzometrik squat press sırasında sporcu ve sedanter bireylerin baskın bacak agonist ve antagonist kas gruplarının MF (Hz) değerlerinin ortalama farkları incelendiğinde; antagonist kas gruplarının ortalama değerleri sedanter bireylerde sporculara göre istatistiksel olarak daha düşük tespit edilmiştir ( $p<0.05$ ). Bu fark sedanter bireylerin antagonist kas gruplarının egzersiz anında daha fazla yorulduğu yönünde yorumlanabilir. Agonist kas gruplarının ortalama MF değerlerine göre ise sporcu ve sedanter bireyler arasında istatistiksel olarak bir fark tespit edilmemiştir ( $p>0.05$ ).

**Tablo 4.11.** İzometrik squat press sırasında sporcu ve sedanter bireylerin baskın olmayan bacak agonist ve antagonist kas gruplarının MF (Hz) değerlerinin ortalama farkları

| Kas Grubu  | Grup     | n  | X     | SS    | t     | P     |
|------------|----------|----|-------|-------|-------|-------|
| Agonist    | Sporcu   | 20 | 74.92 | 8.71  | 1.440 | 0.158 |
|            | Sedanter | 20 | 70.93 | 8.81  |       |       |
| Antagonist | Sporcu   | 20 | 64.95 | 10.37 | 0.457 | 0.650 |
|            | Sedanter | 20 | 63.67 | 6.97  |       |       |

\*p<0.05

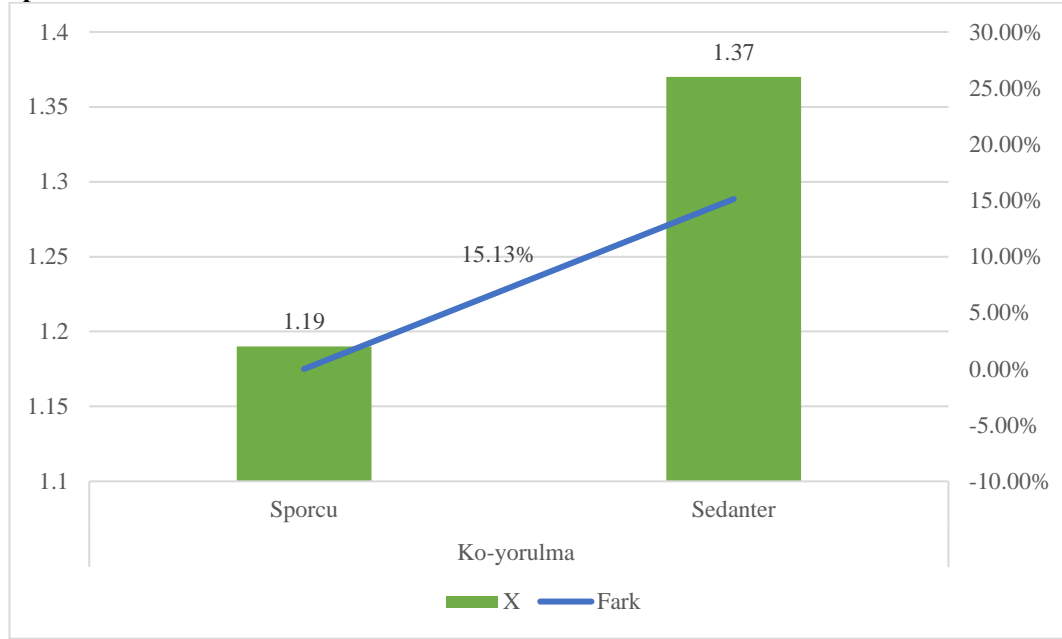


İzometrik squat press sırasında sporcu ve sedanter bireylerin baskın olmayan bacak agonist ve antagonist kas gruplarının MF (Hz) değerlerinin ortalama farkları incelendiğinde; antagonist ve antagonist kas gruplarının ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak bir fark tespit edilmemiştir ( $p>0.05$ ).

**Tablo 4.12.** İzometrik squat press sırasında sedanter ve sporcu katılımcıların baskın bacak 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 | 1.19 | 0.19 | -2.379 | 0.022* |
|            | Sedanter | 20 | 1.37 | 0.28 |        |        |

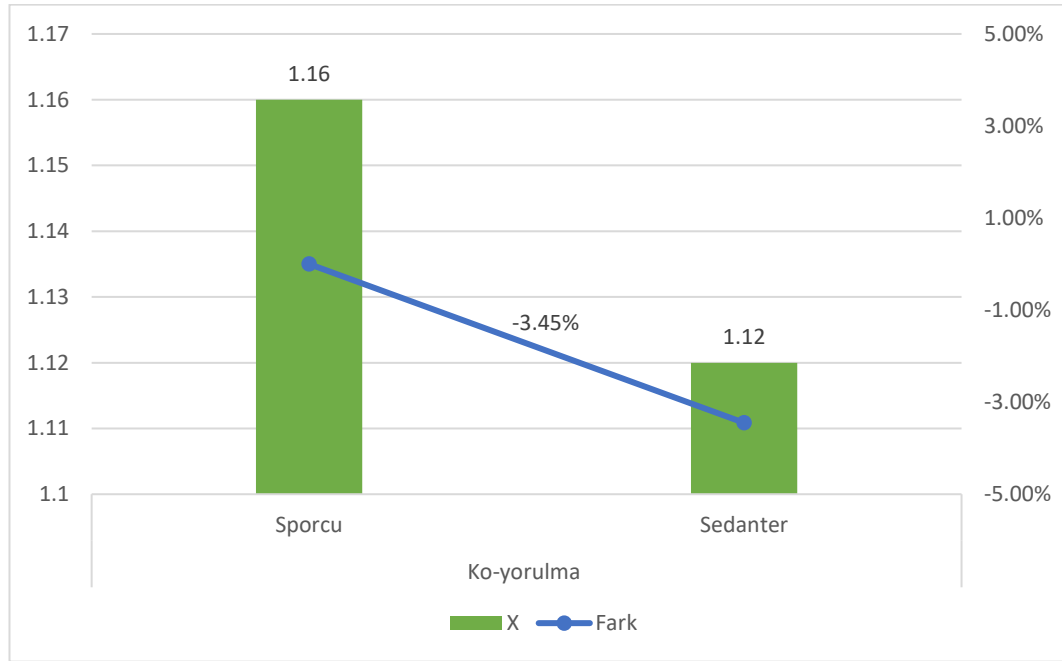
\*p<0.05



İzometrik squat press sırasında sporcu ve sedanter bireylerin baskın bacak agonist ve antagonist kas gruplarında meydana gelen koordineli yorgunluk değerlerinin ortalama değerlerine göre sporcu ve sedanter gruplar arasında istatistiksel olarak fark tespit edilmiştir (p<0.05). Bu farka göre sporcu bireylerin agonist ve antagonist kaslarının egzersiz sırasında sedanter bireylere göre daha benzer oranda yoruldukları söylenebilir.

**Tablo 4.13.** İzometrik squat press sırasında sporcu ve sedanter bireylerin baskın olmayan bacak 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 | 1.16 | 0.14 | 0.917 | 0.365 |
|            | Sedanter | 20 | 1.12 | 0.16 |       |       |

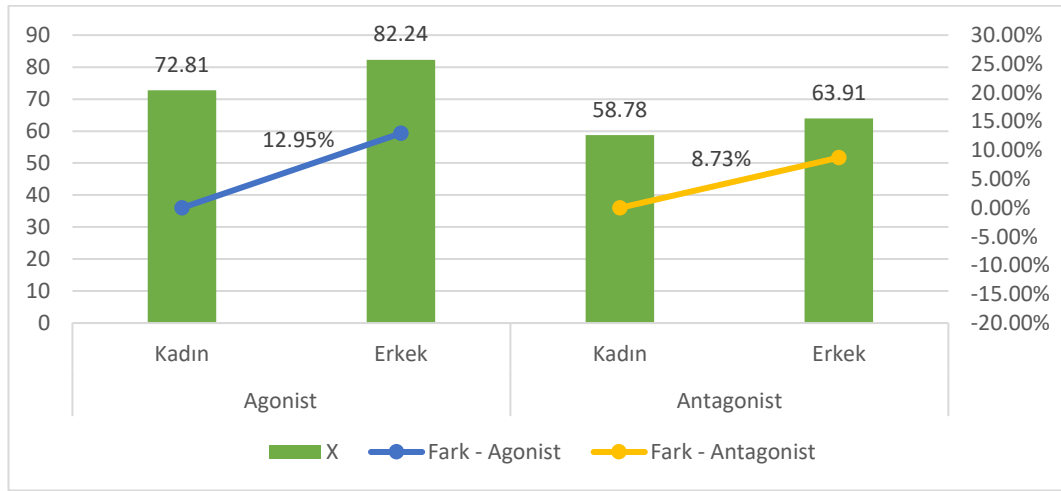


İzometrik squat press sırasında sporcu ve sedanter bireylerin baskın bacak agonist ve antagonist kas gruplarının koordineli yorgunluk değerlerinin ortalama değerlerine göre sporcu ve sedanter gruplar arasında istatistiksel olarak bir fark tespit edilmemiştir ( $p>0.05$ ).

**Tablo 4.14.** İzometrik squat press sırasında kadın ve erkek bireylerin baskın bacak agonist ve antagonist kas gruplarının MF (Hz) değerlerinin ortalama farkları

| Kas Grubu  | Grup  | n  | X     | SS    | t      | p      |
|------------|-------|----|-------|-------|--------|--------|
| Agonist    | Kadın | 20 | 72.81 | 8.94  | -2.247 | 0.031* |
|            | Erkek | 20 | 82.24 | 16.49 |        |        |
| Antagonist | Kadın | 20 | 58.78 | 7.67  | -1.800 | 0.080  |
|            | Erkek | 20 | 63.91 | 10.17 |        |        |

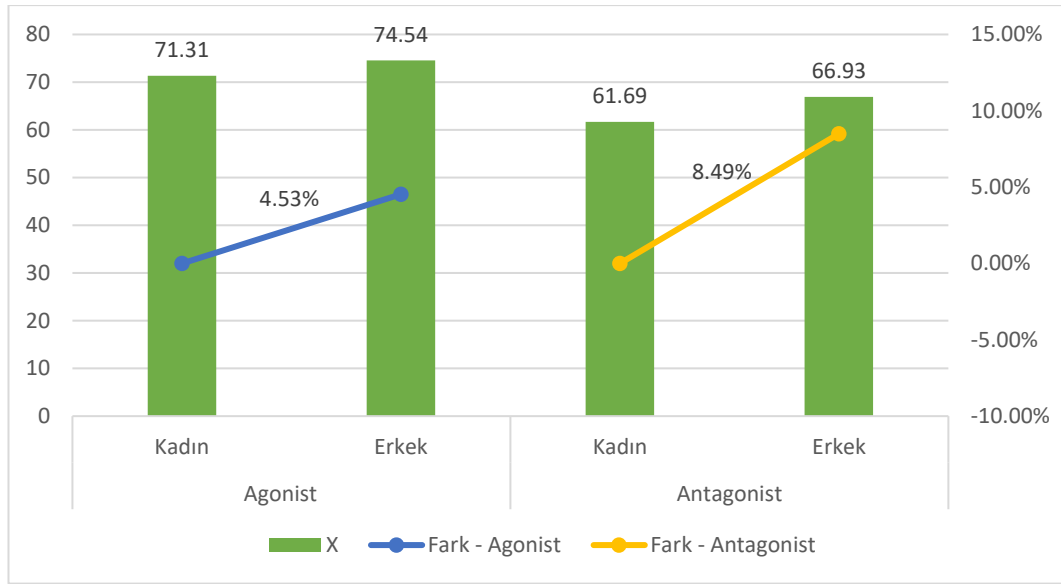
\*p<0.05



İzometrik squat press sırasında kadın ve erkek bireylerin baskın bacak agonist ve antagonist kas gruplarının MF (Hz) değerlerinin ortalama farkları incelendiğinde; agonist kas gruplarının ortalama değerleri kadınlarda erkeklere göre istatistiksel olarak daha düşük tespit edilmiştir ( $p<0.05$ ). Bu fark kadınların agonist kas gruplarının egzersiz anında daha fazla yorulduğu yönünde yorumlanabilir. Antagonist kas gruplarının ortalama MF değerlerine göre ise kadın ve erkek bireyler arasında benzer farkların olduğu görülmektedir ( $p=0.080$ ) fakat bu fark istatistiksel olarak anlamlı düzeyde değildir ( $p>0.05$ ).

**Tablo 4.15.** İzometrik squat press sırasında kadın ve erkek bireylerin baskın olmayan bacak agonist ve antagonist kas gruplarının MF (Hz) değerlerinin ortalama farkları

| Kas Grubu  | Grup  | n  | X     | SS   | t      | P     |
|------------|-------|----|-------|------|--------|-------|
| Agonist    | Kadın | 20 | 71.31 | 9.40 | -1.157 | 0.255 |
|            | Erkek | 20 | 74.54 | 8.25 |        |       |
| Antagonist | Kadın | 20 | 61.69 | 9.22 | -1.960 | 0.057 |
|            | Erkek | 20 | 66.93 | 7.58 |        |       |

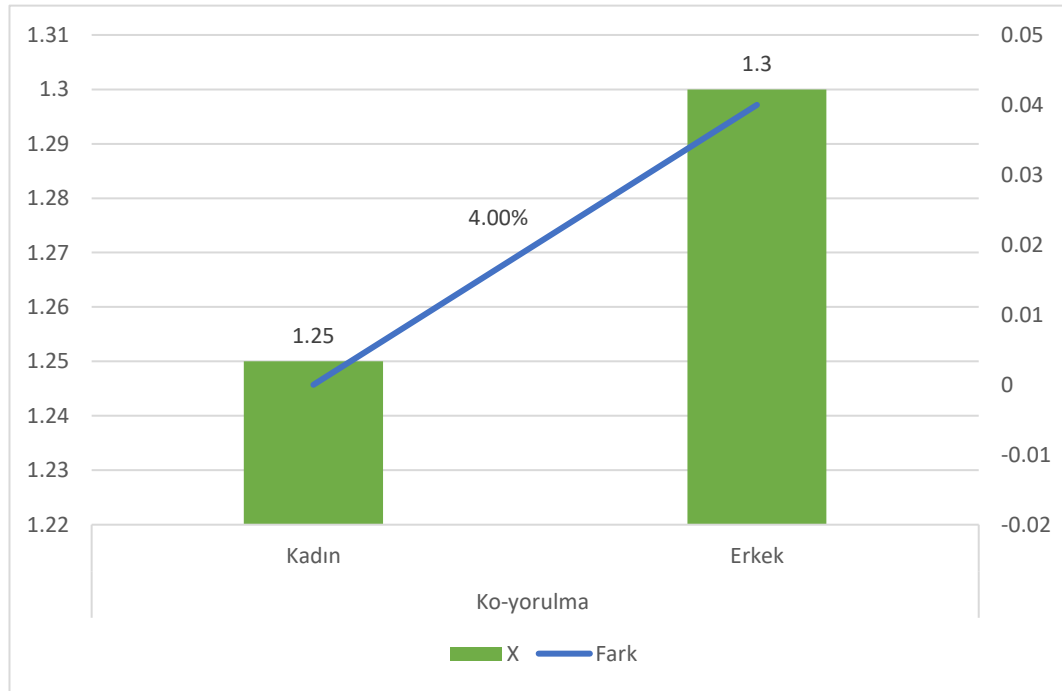


İzometrik squat press sırasında kadın ve erkek bireylerin baskın olmayan bacak agonist ve antagonist kas gruplarının MF (Hz) değerlerinin ortalama farkları incelendiğinde; agonist kas gruplarının ortalama değerlerine göre kadın ve erkekler arasında istatistiksel olarak bir fark tespit edilmemiştir ( $p>0.05$ ). Antagonist kas gruplarının ortalama MF değerlerine göre ise kadın ve erkek bireyler arasında  $p=0.057$  düzeyinde bir fark bulunmuş fakat bu fark istatistiksel olarak anlamlı düzeyde değildir ( $p>0.05$ ).



**Tablo 4.16.** İzometrik squat press sırasında kadın ve erkek bireylerin baskın bacak 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 | 1.25 | 0.22 | -0.623 | 0.537 |
|            | Erkek | 20 | 1.30 | 0.28 |        |       |



İzometrik squat press sırasında kadın ve erkek bireylerin baskın bacak agonist ve antagonist kas gruplarının koordineli yorgunluk değerlerinin ortalama değerlerine göre kadın ve erkekler arasında istatistiksel olarak bir fark tespit edilmemiştir ( $p>0.05$ ).

**Tablo 4.17.** İzometrik squat press sırasında kadın ve erkek bireylerin baskın olmayan bacak 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 | 1.16 | 0.15 | 0.911 | 0.368 |
|            | Sedanter | 20 | 1.12 | 0.15 |       |       |



İzometrik squat press sırasında kadın ve erkek bireylerin baskın olmayan bacak agonist ve antagonist kas gruplarının koordineli yorgunluk değerlerinin ortalama değerlerine göre kadın ve erkekler arasında istatistiksel olarak bir fark tespit edilmemiştir ( $p>0.05$ ).

## 5. TARTIŞMA

Denge vücudun minimal hareketlerle bir destek yüzeyi üzerinde pozisyonunu koruma yeteneğidir. İstendik fonksiyonu gerçekleştirebilmek için gereken eklem pozisyonları ve kasların işlevselliğinin uyum içinde hareket etmesi ve yer çekimi merkezinin korunumu, aynı zamanda vücudumuzun değişkenlik gösteren durumlara karşılık olarak fiziksel adaptasyonu sağlama yeteneğidir (Sözen, 2005).

Denge sportif performansımızı ve günlük yaşantımızı istenilen şartlar doğrultusunda sürdürmemiz için büyük bir öneme sahiptir ve çok önemli bir unsurdur. Kişinin, denge bozukluğu sebebi ile istenilen hareketleri düşük bir performans ile yapması veya yapamaması durumu oluşabileceği gibi iyi bir dengeye sahip olmak sportif performansı ve günlük yaşam kalitemizi yükseltecektir.

İskelet kaslarımız ve nöral mekanizmalar ile yüksek seviyede ilişkili olarak işlev gören denge, bu sistemlerde oluşabilecek işlev bozuklukları veya bu sistemlerde bulunan bir sakatlığın tespit edilmesi ile kişinin günlük yaşamına devamı, kişinin hareketliliği, koordinasyonu vb. geri kazanması veya spora dönüş sürecindeki rehabilitasyon sürecinin büyük ölçüde önemli bir kısmını kapsar ve süreci kolaylaştırır.

Bu sebepler doğrultusunda, kişinin dinamik veya statik dengesinin belirlenebilmesi, dinamik durumdan statik duruma geçiş aşamasındaki sürecin belirlenebilmesi, baskın olarak kullandığı veya baskın olmayan ayak kullanımı arasındaki farkların belirlenebilmesi, kişinin dengesi hakkında bilgi sahibi olmamızı sağlar ve bizlere işlenebilir veriler verir.

Bu veriler sayesinde kişinin dengesinin istenilen seviyede olup olmadığı hakkında bilgi sahibi oluruz, eğer değil ise istenilen düzeye gelmesi için yapılacak olan egzersizler veya uygulanacak rehabilitasyon süreçlerinin ilerleyiş biçimi, uygulanacak yöntemlerin seçimi ve sırasının hangi doğrultuda olacağını belirlemesi açısından bizlere önemli ipuçları verir. Kişinin dengesi eğer istenilen düzeyde ise, bu veriler bizlere bu denge durumunun korunumu için önemli ölçüde kolaylık sağlar ve yol çizer.

Denge verilerinin bilinmesi ve bu doğrultuda tasarlanmış olan testler veya cihazların kullanımı, rehabilitasyon sürecinin başarısını arttıracak gibi sporcunun performans artışının da en önemli kısmını oluşturur.

Kas yorgunluğu, çeşitli nedenleri, mekanizmaları ve oluş nedenlerini kapsayan karmaşık bir olaylar zinciridir. Yorgunluk kan dolaşımı yoluyla yetersiz oksijen ve besleyici maddelerin verilememesine bağlı olarak kaslarda meydana gelen metabolik, yapısal ve enerjik değişiklikler zincirinin yanı sıra sinir sisteminin etkinliğindeki değişikliklerin bir sonucu olarak da gelişir. Genel olarak, Merletti ve ark. (2004) nöromüsküler yorgunluğun potansiyel olarak üç başlık altında toplanabileceğini belirtmiştir. Bunlar; (1) merkezi yorgunluk, (2) nöromüsküler bileşke yorgunluğu ve (3) kas yorgunluğudur. Aslında "yerel kas yorgunluğu" anlamına gelen olağan "kas yorgunluğu" terimi, bazen "nöromüsküler" yorgunluk ile de ifade edilir veya bununla eşdeğerdir (Cifrek ve ark., 2009).

Bizim çalışmamızda alt ekstremitelerde statik kas yorgunluğunun denge bileşenlerine etkilerinin incelenmesi amaçlanmıştır. Bu amaçla çalışmaya katılan gönüllülerin vücut analizleri bakımından bir farklılık olmadığı tespit edilmiştir. Farkın olmaması çalışmaya katılan gönüllülerin gruplar arası homojen dağıldığını göstermektedir ve bu durum gruplar arasındaki fizyolojik benzerliklerin fizyolojik yanıtları etkilemeyeceği şeklinde düşünülebilir.

Çalışmaya katılan gönüllülerin statik yorgunluk protokolü öncesi ve sonrası dinamik denge değerleri incelendiğinde, dinamik denge bileşeni olan ATE değerlerinde istatistiksel olarak bir fark tespit edilmemiştir. Çalışmaya katılan gönüllülerin ön-test ve son-test statik denge bileşenleri incelendiğinde; statik denge gözü açık değerlerinde ön-test ve son-test değerleri arasında istatistiksel bir fark tespit edilmiştir. Statik gözü kapalı, baskın tek bacak ve baskın olmayan tek bacak statik denge ön-test ve son-test değerlerinde ise istatistiksel olarak fark tespit edilmemiştir. Bu sonuçlara göre egzersiz sonrasında katılımcıların sadece statik gözü açık denge değerlerinde farklılıkların olduğu görülmüştür. Bu fark egzersiz sonrasındaki statik gözü açık denge değerlerinde iyileşmelerin olduğu yönündedir. Çalışmaya katılan sporcu ve sedanter gönüllülerin son-test dinamik denge bileşenlerinden olan ATE değerine göre ise istatistiksel olarak fark tespit edilmiştir. Egzersiz sonrası sedanter bireylerin dinamik denge bileşeni kendi ön-test değerlerine göre bozulma gösterse de sporculara göre bu fark anlamlıdır. Sporcuların dinamik denge bileşenleri egzersiz sonrası daha fazla bozulma göstermiştir. Sporcu ve sedanter gönüllülerin ön-test denge bileşenlerinde ise istatistiksel olarak fark tespit edilmemiştir. Çalışmaya katılan sporcu

ve sedanter gönüllülerin ön-test ve son-test statik gözü açık, statik gözü kapalı, statik baskın bacak gözü açık, statik baskın olmayan gözü açık denge bileşenleri incelendiğinde, ön-test değerlerinden baskın olmayan bacak gözü açık değerlerinin ortalamalarında istatistiksel olarak fark edilmiştir. Bu fark sedanter bireyler lehinedir. Son-test değerlerinden baskın bacak gözü açık ve baskın olmayan gözü açık statik denge değerlerinde de sedanter bireyler lehine fark tespit edilmiştir. Diğer statik denge bileşenleri olan gözü açık ve gözü kapalı değerlerinin ortalamaları karşılaştırıldığında ise istatistiksel olarak fark tespit edilmemiştir. Çalışmaya katılan erkek ve kadın katılımcıların ön-test ve son-test dinamik denge değerleri incelendiğinde, dinamik denge bileşeni olan ATE değerlerinde kadın ve erkek katılımcılar arasında erkek katılımcılar lehine istatistiksel olarak fark tespit edilmiştir. Ön-test dinamik denge bileşenlerindeki bu fark çok yüksek düzeyde bulunmuştur. Egzersizden sonra elde edilen son-test dinamik denge değerleri incelendiğinde erkek bireylerin dinamik denge skorları egzersizin etkisiyle bozulmuş fakat yine de kadın katılımcılara göre anlamlı düzeyde iyi bulunmuştur. Çalışmaya katılan kadın ve erkek katılımcıların ön-test ve son-test statik denge bileşenleri incelendiğinde; ön-test baskın olmayan bacak gözü açık değerlerinde kadın katılımcıların lehine istatistiksel olarak fark tespit edilmiştir. Bu fark son-test değerlerinde görülmemektedir. Son-test baskın bacak gözü açık değerlerinde yine kadın katılımcıların lehine bir fark görülmektedir. Diğer statik denge değerlerinin ortalama farklarında ise kadın ve erkek katılımcılar arasında istatistiksel olarak fark bulunmamıştır. Alt ekstremitte kas gruplarına yönelik izokinetik kas yorgunluğunun statik denge üzerine etkilerinin araştırıldığı bir çalışmada, kas yorgunluğu sonrası statik denge de bozulmalar rapor edilmiştir (Kwon ve ark., 1998). Rozzi ve ark., (1999) yapmış oldukları bir diğer çalışmada da diz ekleminin stabilitesinden sorumlu altı farklı kas grubuna yönelik elektromyografi kullanılarak kas yorgunluğunun belirlenmesiyle katılımcıların stabilite indeksinde ve propriyoseptif yeteneklerinde düşüşler olduğu görülmüştür. Bu düşüşler cinsiyetler arası farklılıklar gözetmeksizin hem erkek hem de kadın katılımcılarda benzer rapor edilmiştir. Fatahi ve ark., (2016) yapmış oldukları bir diğer çalışmada alt ekstremitte kas gruplarının yorgunluk öncesi ve sonrası elektromyografi aktivitesinin karşılaştırılması amaçlanmıştır. Çalışmanın sonucunda araştırmacılar yorgunluk sonrası diz eklemine yakın kas gruplarında elektromyografi aktivasyonlarında artışların olduğunu

belirlemişlerdir. Kas yorgunluğunun eklemlerin hassasiyetini artıracakını dolayısıyla postural kontrolün zorlaşacağını açıklamışlardır. Özellikle denge performansını geliştirmeye yönelik antrenman programlarına katılan bireylerin denge bileşenleri sedanter bireylere göre daha iyi düzeyde çıktığını gösteren çalışmalar mevcuttur (Bringoux ve ark., 2000; Karakaya ve ark., 2015; Çankaya ve ark., 2015; Conner ve ark., 2019).

Yüzey EMG profillerinden MF'deki azalma, izometrik bir kas hareketinde yorgunluğun belirlenmesi (yüksek frekans) için bilinen bir yöntemdir. MF verilerini oluşturmak için kullanılan yöntemler genellikle sabit dalga formlarına ve yüksek örnekleme oranlarına dayanır (Allison ve Fujiwara, 2002). Beş tekrar yapılan izometrik squat press egzersizi anında sporcu ve sedanter bireylerin baskın bacak agonist ve antagonist kaslarının MF (Hz) değerlerinin ortalama farkları incelendiğinde; egzersiz anında işe katılan kaslar göz önüne alındığında agonist kaslardan olan RF kasında istatistiksel fark tespit edilmiştir. Bu fark sedanter bireylerin RF kasından elde edilen MF değerinin daha düşük olduğu dolayısıyla egzersiz anında daha fazla yorulduğu yönündedir. Antagonist kaslar incelendiğinde ise tek fark ST kasında görülmektedir. Bu fark incelendiğinde ise yine sedanter bireylerin ST kasından elde edilen MF değerinin daha düşük olduğu dolayısıyla egzersiz anında daha fazla yorulduğu yönündedir. Diğer baskın bacak agonist ve antagonist kasların MF değerlerinde ise istatistiksel olarak bir fark tespit edilmemiştir. Beş tekrar yapılan izometrik squat press egzersizi anında sporcu ve sedanter bireylerin baskın olmayan bacak agonist ve antagonist kaslarının MF (Hz) değerlerinin ortalama farkları incelendiğinde; egzersiz anında işe katılan kaslar göz önüne alındığında agonist kaslardan olan RF kasında istatistiksel olarak çok yüksek düzeyde fark tespit edilmiştir. Bu fark sedanter bireylerin RF kasından elde edilen MF değerinin daha düşük olduğu dolayısıyla egzersiz anında daha fazla yorulduğu yönündedir. Diğer baskın olmayan bacak agonist ve antagonist kasların MF değerlerinde ise istatistiksel olarak bir fark tespit edilmemiştir. İzometrik squat press sırasında sporcu ve sedanter bireylerin baskın bacak agonist ve antagonist kas gruplarının MF (Hz) değerlerinin ortalama farkları incelendiğinde; antagonist kas gruplarının ortalama değerleri sedanter bireylerde sporculara göre istatistiksel olarak daha düşük tespit edilmiştir. Bu fark sedanter bireylerin antagonist kas gruplarının egzersiz anında daha fazla

yorulduğu yönünde yorumlanabilir. Agonist kas gruplarının ortalama MF değerlerine göre ise sporcu ve sedanter bireyler arasında istatistiksel olarak bir fark tespit edilmemiştir. İzometrik squat press sırasında sporcu ve sedanter bireylerin baskın olmayan bacak agonist ve antagonist kas gruplarının MF (Hz) değerlerinin ortalama farkları incelendiğinde; antagonist ve antagonist kas gruplarının ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak bir fark tespit edilmemiştir. İzometrik squat press sırasında kadın ve erkek bireylerin baskın bacak agonist ve antagonist kas gruplarının MF (Hz) değerlerinin ortalama farkları incelendiğinde; agonist kas gruplarının ortalama değerleri kadınlarda erkeklere göre istatistiksel olarak daha düşük tespit edilmiştir. Bu fark kadınların agonist kas gruplarının egzersiz anında daha fazla yorulduğu yönünde yorumlanabilir. Antagonist kas gruplarının ortalama MF değerlerine göre ise kadın ve erkek bireyler arasında benzer farkların olduğu görülmektedir fakat bu fark istatistiksel olarak anlamlı düzeyde değildir. İzometrik squat press sırasında kadın ve erkek bireylerin baskın olmayan bacak agonist ve antagonist kas gruplarının MF (Hz) değerlerinin ortalama farkları incelendiğinde; agonist kas gruplarının ortalama değerlerine göre kadın ve erkekler arasında istatistiksel olarak bir fark tespit edilmemiştir. Antagonist kas gruplarının ortalama MF değerlerine göre ise kadın ve erkek bireyler arasında düzeyinde bir fark bulunmuş fakat bu fark istatistiksel olarak anlamlı düzeyde değildir. Mademli ve Arampatzis (2005) yapmış oldukları bir çalışmada, izometrik planter fleksiyon açısında gastrocnemius medialis kasının yorgunluk düzeyi EMG temelli incelenmiştir. Kasılma sırasında gastrocnemius medialis kasının fasikül uzunluğu ve pennasyon açısındaki değişiklikler, kuvvet-uzunluk ilişkisi ve tendona kuvvet aktarımı nedeniyle kasın kuvvet potansiyelini etkilediğini açıklamışlardır. Bu durumun da submaksimal izometrik sürekli kasılmalar sırasında gastrocnemius medialis kasının EMG aktivitesindeki artışa katkıda bulunabileceğine dair kanıtlar sunmuşlardır. Bu çalışmadan elde edilen bulgular bizim bulgularımızla benzerlik göstermektedir. Bizim çalışmamızın ana bulguları da sürekli izometrik kasılma sırasında işe katılan kasların fasikül uzunluğunun azalması ile kas yorgunluğunun artmasıdır. Bu durum kaslarının EMG aktivitesinde bir artış ve median frekans değerlerinde azalma ile görülmüştür. Literatürde, bir submaksimal izometrik kasılma sırasında, EMG aktivitesinin, belirli bir kuvvet için genellikle aşamalı bir artış gösterdiği bildirilmektedir (Bigland-Ritchie ve ark., 1986; Garland ve ark., 1994;

Hunter ve Enoka, 2003; De Ruyter ve ark., 2004). Bu artış, halihazırda aktif olan kas liflerinin kuvvet oluşumunu sürdürmedeki yetersizliğini telafi etmek için daha fazla motor biriminin görevlendirildiğini göstermektedir (Bigland-Ritchie ve ark., 1986; Garland ve ark., 1994). Yorgunluk sırasında kasın kuvvet oluşumundaki değişikliklere katkıda bulunduğu bildirilen mekanizmalardan bazıları şunlardır: metabolit birikimi (Miller ve ark., 1987; Boska ve ark., 1990; DeGroot ve ark., 1993), homojen olmayan aktivasyon (Huijing 1998) ve  $Ca^{2+}$  konsantrasyonu ve duyarlılığındaki değişiklikler (Cooke ve Pate 1985; Allen ve ark., 1995). Ek olarak, sürekli izometrik kasılma sırasında gözlemlenen antagonist kas aktivitesindeki bir artış, agonist kaslarda yorgunluğun görünümünü şiddetlendirebilir (Psek ve Cafarelli, 1993). Ayrıca, bir "izometrik" kasılma sırasında ayak bileği açısındaki değişiklikler (Magnusson ve ark. 2001; Muramatsu ve ark. 2001) fasikül uzunluğunu (Narici ve ark. 1996) ve dolayısıyla kuvvet nedeniyle kasın kuvvet potansiyelini etkileyebilir. Ayrıca, kas lifinin tendona geliş açısı olarak adlandırılan pennasyon açısındaki değişiklikler izometrik kasılma sırasında bu açının artışı olarak görülür ve bu durum tendona kuvvet aktarımında bir azalmaya yol açar.

İzometrik squat press sırasında sporcu ve sedanter bireylerin baskın bacak agonist ve antagonist kas gruplarının koordineli yorgunluk değerlerinin ortalama değerlerine göre sporcu ve sedanter gruplar arasında istatistiksel olarak fark tespit edilmiştir. Bu farka göre sporcu bireylerin agonist ve antagonist kaslarının egzersiz sırasında sedanter bireylere göre daha benzer oranda yoruldukları söylenebilir. İzometrik squat press sırasında sporcu ve sedanter bireylerin baskın bacak agonist ve antagonist kas gruplarının koordineli yorgunluk değerlerinin ortalama değerlerine göre sporcu ve sedanter gruplar arasında istatistiksel olarak bir fark tespit edilmemiştir. İzometrik squat press sırasında kadın ve erkek bireylerin baskın bacak agonist ve antagonist kas gruplarının koordineli yorgunluk değerlerinin ortalama değerlerine göre kadın ve erkekler arasında istatistiksel olarak bir fark tespit edilmemiştir. İzometrik squat press sırasında kadın ve erkek bireylerin baskın olmayan bacak agonist ve antagonist kas gruplarının koordineli yorgunluk değerlerinin ortalama değerlerine göre kadın ve erkekler arasında istatistiksel olarak bir fark tespit edilmemiştir. Agonist ve antagonist koordineli yorgunluk, özellikle yorgunluktan sonra diz eklemine stabilize edilmesinde önemli bir rol oynamaktadır. Bununla birlikte, agonist veya antagonist



kasların seçici yorgunluğunun kas aktivasyon modellerinde farklı değişikliklere neden olup olmayacağı henüz bilinmemektedir. Agonist ve antagonist kasların koordineli yorgunluk seviyelerinin belirlenmesi, egzersiz verimliliğini etkileyen önemli bir faktör olan kas aktivasyon seviyelerini dolaylı olarak etkilemektedir. Çünkü istemli kasılma sırasındaki maksimum kasılma anında kas aktivasyon düzeylerine bağlı olduğu iyi bilinmektedir (Sözen ve ark., 2019).

## 6. SONUÇ VE ÖNERİLER

İyi yetişmiş sporcular geliştirmek için, her şeyden önce sporcunun vücut gelişiminin her evresindeki motor becerilerinin tam ve uyumlu bir şekilde gelişmesine özen gösterilmelidir. Literatürde sporcuların statik ve dinamik dengesini geliştirmek için olası stratejilere ve farklı spor faaliyetlerinin erken yaşlarda postüral stratejiler üzerindeki etkisine odaklanıldığı çalışmalar mevcuttur. Denge gibi karmaşık bir bileşimin altta yatan mekanizmalarını açıklığa kavuşturmak ve sporcuların potansiyelini en iyi şekilde ortaya koymak için farklı uygulamalara ihtiyaç vardır. Alt ekstremitte proprioseptif çalışmaları bireylerde statik vücut denge parametreleri üzerinde olumlu etkileri olmuştur.

Yüzey EMG iskelet kası yorgunluğunun durumu hakkında invaziv olmayan bir bilgi kaynağıdır. Disiplinler arası bir biyomühendislik yaklaşımının, iskelet kaslarının yorgunluk durumu hakkında nicel EMG temelli bilgi sağlamada oldukça başarılı olduğunu, çok sayıda yöntem ve bunların pratik biyomekanik uygulamaları ile kanıtlandığını göstermektedir. Şu anda, gelişmiş ölçüm tekniklerinin sofistike matematiksel yöntemlerle ve dijital sinyal işleme teknikleriyle birleştirilmesi ve biyomekanik durumlarda uygulanacak uygun yöntemlerin standardizasyonunda sağlam bir temel sağlar. Biyomekanik araştırma alanlarında sunulan yöntemlerin daha da geliştirileceğinden, uygulanacağından, iyileştirileceğinden ve standartlaştırılacağına öngörmekteyiz. Klinik teşhis uygulamalarında- hem sporda hem de tıbbi rehabilitasyon bağlamlarında- yeni bir "kas yorgunluğu izleme" cihazında yer alan modern yöntemlerin standardizasyonu henüz gerçekleştirilmemiştir.

Koordineli yorgunluk seviyelerini belirleyen bir indeksin varlığı spor branşlarında verimliliği belirlemeye yardımcı olabilir, özellikle izometrik kasılmalar sırasında koordineli yorgunluğun belirlenmesi daha da önemlidir. Koordineli yorgunluk indeksi, özellikle farklı diz eklem açıları ve farklı eklemlerde izometrik efor sırasında koordineli yorgunluğun araştırılmasına yardımcı olabilir.

## KAYNAKLAR

- Ackland, T.R., Elliott, B. and Bloomfield, J. (2009). *Applied anatomy and biomechanics in sport*. Human Kinetics.
- Adaş R.T. (2008). İzokinetik Dinamometre İle Yapılan Ölçümlerde Farklı Eklemlere Ait Yük Aralığının Tespiti, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Fizyoloji Anabilim Dalı, Yüksek Lisans Tezi, Çukurova Üniversitesi, Adana.
- Aktümsek, A. (2012). *Anatomi ve Fizyoloji, İnsan Biyolojisi*. Nobel Yayın Dağıtım, Ankara.
- Allen, D. G., Lannergren, J., Westerblad, H. (1995). Muscle cell function during prolonged activity: cellular mechanisms of fatigue. *Experimental Physiology: Translation and Integration*, 80(4), 497-527.
- Allison, G. T., Fujiwara, T. (2002). The relationship between EMG median frequency and low frequency band amplitude changes at different levels of muscle capacity. *Clinical Biomechanics*, 17(6), 464-469.
- Akarırmak, Ş.T.İ.A.Ü. ve Tüzün. S.S.F. (2004). Postmenopozal osteoporozda yoga eğitiminin denge ve yaşam kalitesi üzerine etkisi. *Türk Osteoporoz Dergisi*, 10:3.
- Allison, L. and Fuller, K. (2001). *Balance and Vestibular Disorders. Neurological Rehabilitation*. 4th ed. St. Louis: Mosby, 616-660.
- Avcı, F. D. (2006). Multiple skleroz hastalarında alt ekstremitte duyu değişikliklerinin denge üzerine etkisi. *Fıvrena Bilim, DY Lisans Tezi*.
- Bakırhan, S. (2007). Unilateral ve bilateral total diz artroplastisi uygulanan hastaların fiziksel performans, statik-dinamik denge yönünden karşılaştırılması. İzmir: Dokuz Eylül Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi.
- Bennie, S., Bruner, K., Dizon, A., Fritz, H., Goodman, B. and Peterson, S. (2003). Measurements of balance: Comparison of the timed" Up and Go" test and functional reach test with the berg balance scale. *Journal of Physical Therapy Science*, 15(2), 93- 97.

- Bigland-Ritchie, B., Cafarelli, E., Vollestad, N. K. (1986). Fatigue of submaximal static contractions. *Acta Physiol Scand Suppl*, 556, 137-148.
- Bohannon, R.W., Larkin, P. A., Cook, A. C., Gear, J. and Singer, J. (1984). Decrease in timed balance test scores with aging. *Physical therapy*, 64(7), 1067-1070.
- Bringoux, L., Marin, L., Nougier, V., Barraud, P. A., Raphel, C. (2000). Effects of gymnastics expertise on the perception of body orientation in the pitch dimension. *Journal of Vestibular Research*, 10(6), 251-258.
- Cankaya, S., Gokmen, B., Tasmektepligil, M. Y., & Con, M. (2015). Special balance developer training applications on young males' static and dynamic balance performance. *The Anthropologist*, 19(1), 31-39.
- Cerrah A. (2010) Spor Bilimlerinde Elektromiyografi Kullanımı, Sportmetre beden eğitimi ve spor bilimleri dergisi VIII(2) 43-49
- Chaudhari AM, Andriacchi TP. The mechanical consequences of dynamic frontal plane limb alignment for non-contact acl injury. *JBiomech*, 2006;39(2): 330-
- Cifrek, M., Medved, V., Tonković, S., Ostojić, S. (2009). Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics. *Clinical biomechanics*, 24(4), 327-340.
- Cohen, H.S. (1999). *Neuroscience for rehabilitation*. Lippincott Williams & Wilkins.
- Conner, B. C., Petersen, D. A., Pigman, J., Tracy, J. B., Johnson, C. L., Manal, K., Crenshaw, J. R. (2019). The cross-sectional relationships between age, standing static balance, and standing dynamic balance reactions in typically developing children. *Gait & posture*, 73, 20-25.
- Cooke, R. O. G. E. R., Pate, E. (1985). The effects of ADP and phosphate on the contraction of muscle fibers. *Biophysical journal*, 48(5), 789-798.
- Cote, K.P., Brunet, M. E., Gansneder, B. M. and Shultz, S. J. (2005). Effects of pronated and supinated foot postures on static and dynamic postural stability. *Journal of athletic training*, 40(1), 41.
- Çavdar T. (2014). Anaerobik Yorgunluğun Denge ve Kuvvet Üzerine Etkilerinin İncelenmesi. Niğde Üniversitesi Sosyal Bilimleri Enstitüsü Beden Eğitimi ve Spor Ana Bilim Dalı, Yüksek Lisans Tezi, Niğde.

- Demirel, H.A., & Koşar, N.Ş. (2006). İnsan Anatomisi ve Kineziyoloji. 2. baskı, Ankara, Nobel Yayın Dağıtım, s. 116-126.
- Degroot, M., Massie, B. M., Boska, M., Gober, J., Miller, R. G., Weiner, M. W. (1993). Dissociation of [H+] from fatigue in human muscle detected by high time resolution 31P-NMR. *Muscle & Nerve: Official Journal of the American Association of Electrodiagnostic Medicine*, 16(1), 91-98.
- De Luca, C. J. Myoelectrical Manifestations of Localized Muscular Fatigue in Humans. *CRC Critical Reviews in Biomedical Engineering*. 1984;11(4):251-279,
- De Ruyter, C. J., Elzinga, M. J. H., Verdijk, P. W. L., Van Mechelen, W., De Haan, A. (2004). Voluntary drive-dependent changes in vastus lateralis motor unit firing rates during a sustained isometric contraction at 50% of maximum knee extension force. *Pflügers Archiv*, 447(4), 436-444.
- Duncan P.W., Weiner D. K., Chandler J., Studentski S. (1990). Functional reach: a new clinical measure of balance. *J Gerontol*,45(6):192-197.
- Ergun N. ve Baltacı G. (1997). Spor yaralanmalarında fizyoterapi ve rehabilitasyon prensipleri. Ankara: Ofset Fotomat, 21-119
- Garland, S. J., Enoka, R. M., Serrano, L. P., Robinson, G. A. (1994). Behavior of motor units in human biceps brachii during a submaximal fatiguing contraction. *Journal of Applied Physiology*, 76(6), 2411-2419
- Guyton, A.C., Hall, J.E. (2001). *Tıbbi Fizyoloji*, s. 68 – 69 – 73. Onuncu edisyon, Nobel Kitapevleri, İstanbul
- Günendi Z., Demirsoy N. (2007). Postmenopozal osteoporozlu kadınlarda postural stabilitenin klinik ve bilgisayarlı stabilometrik değerlendirmesi. *Türkiye Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon Dergisi*, 53, 130-133.
- Güngör G. (2010). Gemi zabıtları- zabıt adayları ile kürek sporcularının karşılaştırmalı denge analizleri (yayınlanmamış yüksek lisans tezi). İstanbul Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
- Güvendik G. Adölesan idiyomatik skolyozlu ve sağlıklı çocuklarda denge postür

- parametrelerinin karşılaştırılması olarak incelenmesi. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Programı, Ankara, Uzmanlık Tezi, 2007; 17-18.
- Hazır. T. (1993) Eksantrik ve Konsentrik Kas Kasılmasında Oksijen Tüketimi. Bilim Uzmanlığı Tezi, Hacettepe Üniversitesi, Ankara
- Huijing, P. A. (1998). Muscle, the motor of movement: properties in function, experiment and modelling. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 8(2), 61-77.
- Hunter, S. K., Enoka, R. M. (2003). Changes in muscle activation can prolong the endurance time of a submaximal isometric contraction in humans. *Journal of Applied Physiology*, 94(1), 108-118.
- Hrysomallis, C. (2007). Relationship between balance ability, training and sports injury risk. *Sports Medicine*, 37(6), 547-556.
- Jacobson, G. and Newman, C. (1997). *Interpretation of caloric testing*. Jacobson GP, Newman CW, Kartush JM. Handbook of balance function testing. Singular Publishing Group. San Diego. London, 193-233.
- Kafkas, M.E., Taşkiran, C. ve Arslan A. M. (2009). Yıldız erkek milli ve amatör badmintoncuların bazı fiziksel, fizyolojik ve antropometrik parametrelerinin karşılaştırılması. *Beden Eğitimi ve Spor Bilimleri Dergisi*, 3(1).
- Karakaya, M. G., Rutbil, H., Akpınar, E., Yildirim, A., & Karakaya, İ. C. (2015). Effect of ankle proprioceptive training on static body balance. *Journal of physical therapy science*, 27(10), 3299-3302.
- Kejonen P, 2002. Body Movements During Postural Stabilization. Dissertation, Department of Physical Medicine and Rehabilitation. Oulu University. 78-81.
- Liman ÖN, 2008. Aerobik-step ve plates egzersizlerinin kuvvet, esneklik, anaerobik güç, denge ve güç kompozisyonuna etkisi, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Beden Eğitimi ve Spor Anabilim Dalı, Ankara, Yüksek Lisans Tezi, 16.

- Mademli, L., Arampatzis, A. (2005). Behaviour of the human gastrocnemius muscle architecture during submaximal isometric fatigue. *European journal of applied physiology*, 94(5-6), 611-617.
- Magnusson, S. P., Aagaard, P., Rosager, S., Dyhre-Poulsen, P., Kjaer, M. (2001). Load-displacement properties of the human triceps surae aponeurosis in vivo. *The Journal of physiology*, 531(1), 277-288.
- McCollum, G. and Leen, T.K. (1989). Form and exploration of mechanical stability limits in erect stance. *Journal of Motor Behavior*, 21(3), 225-244
- Merletti, R., Farina, D. (2006). Myoelectric manifestations of muscle fatigue. *Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering*.
- Miller, R. G., Giannini, D., Milner-Brown, H. S., Layzer, R. B., Koretsky, A. P., Hooper, D., Weiner, M. W. (1987). Effects of fatiguing exercise on high-energy phosphates, force, and EMG: evidence for three phases of recovery. *Muscle & Nerve: Official Journal of the American Association of Electrodiagnostic Medicine*, 10(9), 810-821.
- Muramatsu, T., Muraoka, T., Takeshita, D., Kawakami, Y., Hirano, Y., Fukunaga, T. (2001). Mechanical properties of tendon and aponeurosis of human gastrocnemius muscle in vivo. *Journal of Applied Physiology*, 90(5), 1671-1678.
- Mehmet G. Ve Ark., (2013) Spor Fizyolojisi Ve Performans Ölçümü, 91 – 96 8. Bölüm, Gazi Kitapevi Ankara.
- Minton, S.C. (2003). *Dance, Mind & Body*. Human Kinetics. ERIC.
- Mirovsky Y, Blankstein A, Shlamkovitch N. Postural kontrol in patients with severe idiopathic scoliosis: a prospective study. *Journal Pediatric Orthopaedics B*. 2006; 15: 168-171.
- Mulligan, I.J., Boland, M.A. and McIlhenny, C.V. (2012). The balance error scoring system learned response among young adults. *Sports Health: A Multidisciplinary Approach*.
- Muratlı, S.; Toraman, F.; Çetin, E.(2000). Sportif Hareketlerin Biomekanik Temelleri,

- Bağırğan Yayımevi, Ankara. S.37-90.
- Muratlı S, 2003. Çocuk ve Spor Antrenman Bilimi Yaklaşımıyla. Ankara. Nobel Yayın Dağıtım. 197-219.
- Nashner, L.M. and McCollum, G. (1985). The organization of human postural movements: a formal basis and experimental synthesis. *Cambridge Journal of Behavioral and brain sciences*, 8(01), 135-150.
- Narici, M. V., Binzoni, T., Hiltbrand, E., Fasel, J., Terrier, F., Cerretelli, P. (1996). In vivo human gastrocnemius architecture with changing joint angle at rest and during graded isometric contraction. *The Journal of physiology*, 496(1), 287-297.
- Rogind, H., Simonsen, H., Era, P., Bliddal, H. (2003). Comparison of Kistler 9861a Force Platform and Chattecx Balance System® for Measurement of Postural Sway: Correlation and Test–Retest Reliability. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 13(2), 106-114.
- Keskin E. (2016). Sema aktivitelerinin statik ve dinamik denge ile performans üzerine etkisi (Yayınlanmamış Yüksek Lisans Tezi). Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Ankara.
- Psek, J. A., Cafarelli, E. (1993). Behavior of coactive muscles during fatigue. *Journal of Applied Physiology*, 74(1), 170-175.
- Rozzi, S. L., Lephart, S. M., Fu, F. H. (1999). Effects of muscular fatigue on knee joint laxity and neuromuscular characteristics of male and female athletes. *Journal of athletic training*, 34(2), 106.
- Önürme A. (2018). Futbolcularda Dikey Sıçrama, Sürat ve Aerobik Dayanıklılık Performansı Arasındaki İlişkinin İncelenmesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Hareket ve Antrenman Anabilim Dalı, Yüksek Lisans Tezi, Kırıkkale Üniversitesi, Kırıkkale.
- Özsoy G. (2019). Gövde Ekstansör ve Abdominal Kas Yorgunluğunun Statik Ve Dinamik Denge Üzerine Etkileri, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Beden Eğitimi ve Spor Anabilim Dalı, Yüksek Lisans Tezi, Ordu Üniversitesi, Ordu.



- Solomon, E.P. (1999) İnsan Anatomisi ve Fizyolojisine Giriş, Kas Sistemi, İkinci Basım, Birol Basın Yayın ve Dağıtım. İstanbul.
- Sözen H. (2005). Sedanterlerde Oluşturulan Gecikmiş Kas Yorgunluğu Üzerine Masajın Etkisi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Beden Eğitimi ve Spor Ana Bilim Dalı, Yüksek Lisans Tezi, Ondokuz Mayıs Üniversitesi, Samsun.
- Sozen, H., Erdogan, E., Ince, A., Soylu, A. R. (2019). Determination of Electromyography-Based Coordinated Fatigue Levels in Agonist and Antagonist Muscles of the Thigh during Squat Press Exercise. *Annals of Applied Sport Science*, 7(3), 21-30
- Sözen H. Ve Akyıldız C. (2019). Spor Bilimlerinde Denge Ve Dengenin Değerlendirilmesi. S. 143-157 10. Bölüm/ Gece Akademi /Ankara
- Sucan S, Yılmaz A, Can Y, Suer C, 2005. Aktif Futbol Oyuncularının Çeşitli Denge Parametrelerinin Değerlendirilmesi. Sağlık Bilimleri Dergisi Journal of Health Sciences. 14(1) 36-42.
- Tjernström, F., Fransson, P. A., Hafström, A., Magnusson, M. (2002). Adaptation of Postural Control to Perturbations—A Process That Initiates Long-Term Motor Memory. *Gait & Posture*, 15(1), 75-82.
- Türker, H., Sozen, H. (2013). Surface electromyography in sports and exercise. *Electrodiagnosis in new frontiers of clinical research*, 175-194.
- Üstündağ B. (2017). Judocularıda Alt Ekstremitte Kas Kuvvetinin Anaerobik Güç ve Kapasite Yetileri Üzerine Etkisinin İncelenmesi. Yayımlanmamış Yüksek Lisans Tezi, Kırıkkale Üniversitesi, Kırıkkale

## **EKLER**

|  |    |
|--|----|
| Ek- 1. Etik Kurul İzni.....                      | 67 |
| Ek- 2. Bilgilendirilmiş Gönüllü Onam Formu ..... | 68 |
| Ek- 3. Statik Denge Ölçüm Sonucu Örneği .....    | 71 |
| Ek- 4. Dinamik Denge Ölçüm Sonucu Örneği .....   | 73 |
| Ek- 5. Emg Ölçüm Sonucu Örneği .....             | 74 |
| Ek- 6 . Vucut Kompozisyonu Analiz Örneği.....    | 75 |
| Ek- 7. Güç Analizi (Power Test).....             | 77 |

## Ek- 1. Etik Kurul İzni



ORDU  
ÜNİVERSİTESİ



T.C.  
ORDU ÜNİVERSİTESİ  
KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARARLARI

| Toplantı Tarihi | Toplantı Sayısı | Toplantı Saati | Karar Sayısı |
|-----------------|-----------------|----------------|--------------|
| 18/10/2018      | 20              | 15.30          | 2018-220     |

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

### KARAR NO: 2018/ 220

Sorumlu yürütücü Dr. Öğr. Üyesi Hasan SÖZEN'in KAEK 216 Nolu başvurusunun değerlendirilmesi sonucu "Alt **Ekstremit**e Statik bas **Yorgunluğunun De**nge Bileşenleri Üzerine Etkileri" başlıklı araştırmasın etik ilke ve kurallara uygunluk açısından yapılabilirliğine ve konunun ilgili öğretim üyesine tebliğine toplantıya katılanların oy birliği ile karar verildi.

### e-imzalıdır

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

## Ek- 2. Bilgilendirilmiş Gönüllü Onam Formu



### BİLGİLENDİRİLMİŞ OLUR FORMU

Bu katıldığınız çalışma bilimsel bir araştırma olup, araştırmanın adı “Alt Ekstremitte Statik Kas Yorgunluğunun Denge Bileşenleri Üzerine Etkileri” dir. Bu araştırmanın amacı gövde alt ekstremitte kas gruplarının yorgunluk düzeylerinin statik ve dinamik denge bileşenlerine etkilerinin incelenmesidir. Bu çalışmada size herhangi bir tedavi uygulanmayacak, gövde egzersizi sırasında yüzeysel elektrotlar ile alt ekstremitte 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’dır.

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

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

Size ait tüm tıbbi ve kimlik bilgileriniz gizli tutulacaktır ve araştırma yayımlansa 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 sözlü olarak dinledim. Aklıma gelen tüm soruları araştırıcıya sordum, yazılı ve sözlü olarak bana yapılan tüm açıklamaları ayrıntılarıyla anlamış bulunmaktayım. Çalışmaya katılmayı isteyip istemediğime karar vermem için bana yeterli zaman tanındı. Bu koşullar altında, bana ait tıbbi bilgilerin gözden geçirilmesi, transfer edilmesi ve işlenmesi konusunda araştırma yürütücüsüne yetki veriyor ve söz konusu araştırmaya ilişkin bana yapılan katılım davetini hiçbir zorlama ve baskı olmaksızın büyük bir gönüllülük içerisinde kabul ediyorum.

Bu formun imzalı bir kopyası bana verilecektir.

|   |  |
|---|--|
| <b>Gönlünün,</b><br>Adı-Soyadı:<br>Adresi:<br>Tel.-Faks:<br><br>Tarih ve İmza:  | <b>Açıklamaları yapan araştırmacının,</b><br>Adı-Soyadı:<br>Görevi:<br>Adresi:<br>Tel.-Faks:<br><br>Tarih ve İmza:   |
| <b>Velayet veya vesayet altında bulunanlar için veli veya vasiinin,</b><br><br>Adı-Soyadı:<br>Adresi:<br>Tel.-Faks:<br><br>Tarih ve İmza: | <b>Olur alma işlemine bağından sonuna kadar tanıklık eden kuruluş görevlisinin/görüşme tanığının,</b><br>Adı-Soyadı:<br>Görevi:<br>Adresi:<br>Tel.-Faks:<br><br>Tarih ve İmza: |

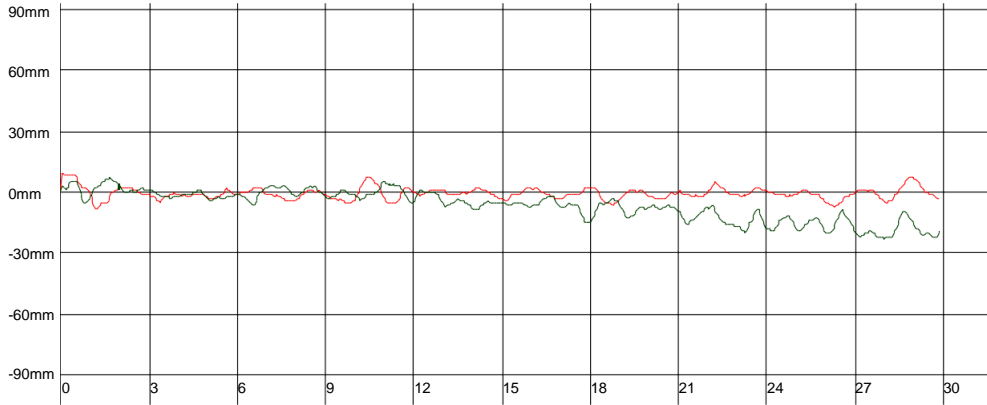
\* Bu örnek form araştırmalara fikir vermek için formda bulunması gereken asgari bilgiler verilerek hazırlanmıştır, gerektiğinde eklemeler yapılmalıdır. İstendiğinde Etik Kurul sekreterliğinden ya da Tıp Fakültesi web sayfasından temin edilerek ve üzerinde gerekli düzenlemeler yapılmak suretiyle kullanılabilir (Öcn. bu paragraf, metindeki noktalı kısımlar ve parantezler çıkarılmalı ve uygun şekilde düzenlenmelidir). Gönlünün beyan ve imzası, bilgilendirme metninin devamı şeklinde olmalıdır; **kesinlikle ayrı sayfalarda olmalıdır.**  
Güncelleme tarihi 28.11.2013

### Ek- 3. Statik Denge Ölçüm Sonucu Örneği

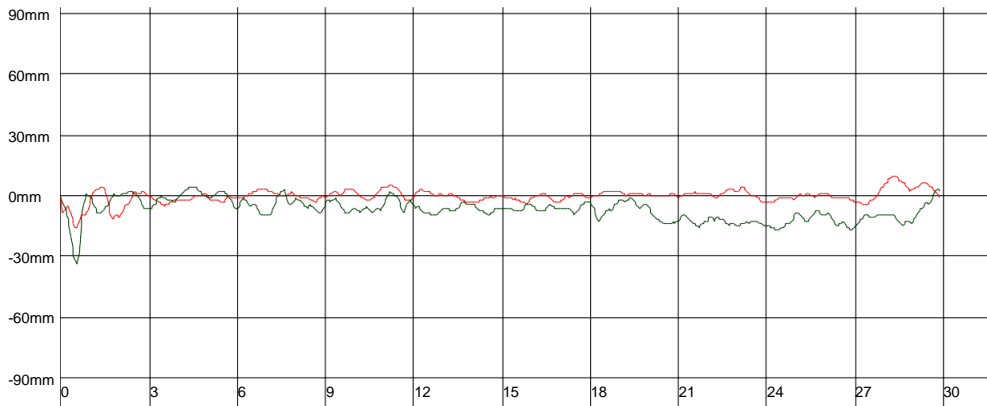
#### Pro-Kin: STABILOMETRY - STABILITY GRAPH

|   |                                   |   |         |                  |        |
|---|-----------------------------------|---|---------|------------------|--------|
| <b>Patient :</b> ac orhan yilmaz            | 01/01/1997                        | <b>Axis-Point[1]</b>                            | A1 - 01 | <b>Stability</b> | 1      |
| <b>Date/Time :</b> 07/12/2018 16:46         | <b>Pos:</b> A                     | <b>Axis-Point[2]</b>                            | A1 - 01 | <b>ML</b>        | Static |
| <b>Position :</b> Stabilometry              | Opened Eyes                       | <b>Axis-Point[3]</b>                            | A1 - 01 | <b>BF</b>        | Static |
| <b>Weight (kg) / Height (cm) :</b> 61 / 170 |                                   |   |         |                  |        |
| <b>Time :</b> 30" on 30"                    | <b>Average C.o.P. X :</b> 0       | <b>Average C.o.P. Y :</b> -1                    |         |                  |        |
| <b>F-B Standard Deviation :</b> 3           | <b>M-L Standard Deviation :</b> 3 | <b>Average F-B Speed (mm/sec.) :</b> 10         |         |                  |        |
| <b>Average M-L Speed (mm/sec.) :</b> 10     | <b>Ellipse Area (mm^2) :</b> 168  | <b>Perimeter (mm) :</b> 168                     |         |                  |        |
| <b>Trunk Tot. St. Dev. :</b> 6.19°          | <b>Trunk BF St. Dev. :</b> 3.68°  | <b>Trunk ML St. Dev. :</b> 4.97°                |         |                  |        |
| <b>Patient :</b> ac orhan yilmaz            | 01/01/1997                        | <b>Axis-Point[1]</b>                            | A1 - 01 | <b>Stability</b> | 1      |
| <b>Date/Time :</b> 07/12/2018 16:46         | <b>Pos:</b> A                     | <b>Axis-Point[2]</b>                            | A1 - 01 | <b>ML</b>        | Static |
| <b>Position :</b> Stabilometry              | Closed Eyes                       | <b>Axis-Point[3]</b>                            | A1 - 01 | <b>BF</b>        | Static |
| <b>Weight (kg) / Height (cm) :</b> 61 / 170 |                                   |   |         |                  |        |
| <b>Time :</b> 30" on 30"                    | <b>Average C.o.P. X :</b> -7      | <b>Average C.o.P. Y :</b> -6                    |         |                  |        |
| <b>F-B Standard Deviation :</b> 7           | <b>M-L Standard Deviation :</b> 5 | <b>Average F-B Speed (mm/sec.) :</b> 13         |         |                  |        |
| <b>Average M-L Speed (mm/sec.) :</b> 15     | <b>Ellipse Area (mm^2) :</b> 694  | <b>Perimeter (mm) :</b> 168                     |         |                  |        |
| <b>Trunk Tot. St. Dev. :</b> 3.07°          | <b>Trunk BF St. Dev. :</b> 2.54°  | <b>Trunk ML St. Dev. :</b> 1.72°                |         |                  |        |
| <b>E.C./E.O. Area Ratio :</b> 413 *110-250  |                                   | <b>E.C./E.O. Perimeter Ratio :</b> 145 *110-250 |         |                  |        |

Backward - Forward (+A1/-A5)



Medium - Lateral (+A3/-A7)



## SF

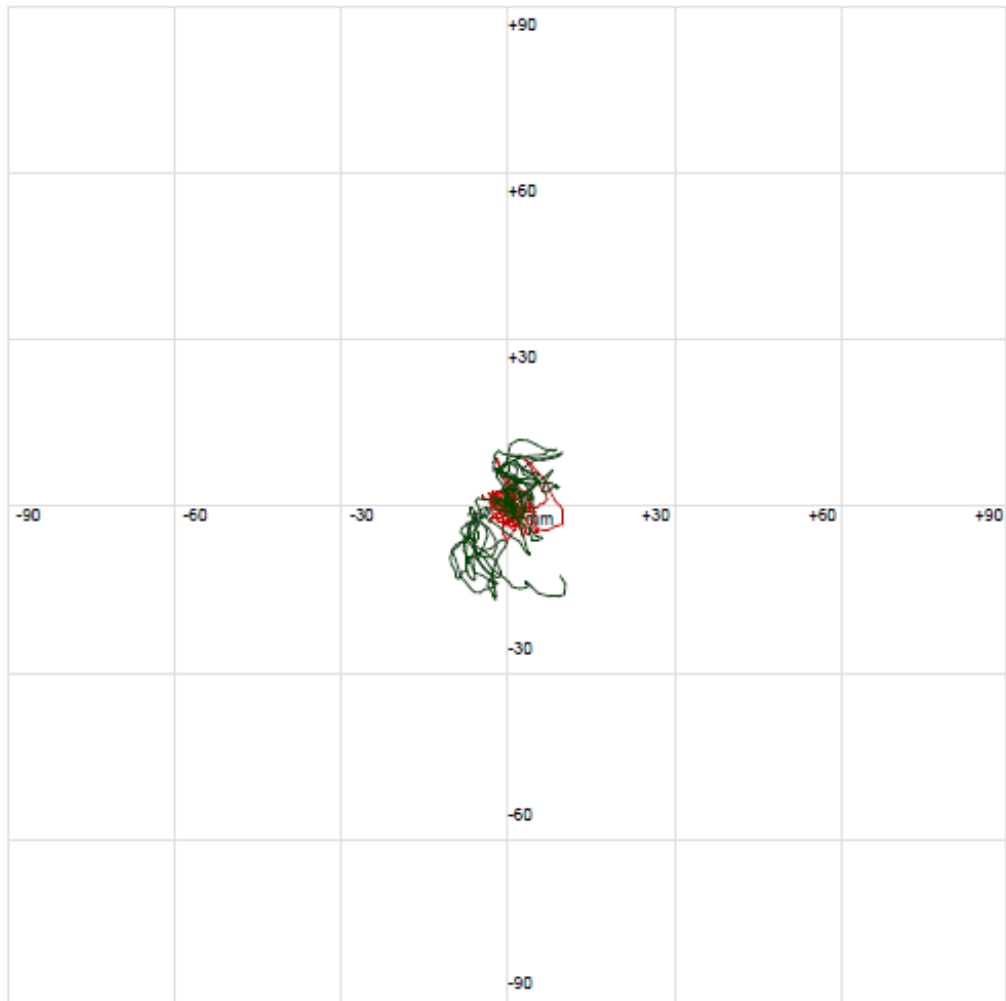
|                               |            |                                   |       |                               |       |
|-------------------------------|------------|-----------------------------------|-------|-------------------------------|-------|
| Time :                        | 30" on 30" | Average C.o.P. X :                | 0     | Average C.o.P. Y :            | -1    |
| F-B Standard Deviation :      | 3          | M-L Standard Deviation :          | 3     | Average F-B Speed (mm/sec.) : | 10    |
| Average M-L Speed (mm/sec.) : | 10         | Ellipse Area (mm <sup>2</sup> ) : | 168   | Perimeter (mm) :              | 1     |
| Trunk Tot. St. Dev. :         | 6.19°      | Trunk BF St. Dev. :               | 3.68° | Trunk ML St. Dev. :           | 4.97° |

|   |               |                      |         |                  |        |
|---|---------------|----------------------|---------|------------------|--------|
| <b>Patient :</b> ac orhan yilmaz            | 01/01/1997    | <b>Axis-Point[1]</b> | A1 - 01 | <b>Stability</b> | 1      |
| <b>Date/Time :</b> 07/12/2018 16:46         | <b>Pos:</b> A | <b>Axis-Point[2]</b> | A1 - 01 | <b>ML</b>        | Static |
| <b>Position :</b> Stabilometry              | Closed Eyes   | <b>Axis-Point[3]</b> | A1 - 01 | <b>BF</b>        | Static |
| <b>Weight (kg) / Height (cm) :</b> 61 / 170 |               |                      |         |                  |        |

|                               |            |                                   |       |                               |       |
|-------------------------------|------------|-----------------------------------|-------|-------------------------------|-------|
| Time :                        | 30" on 30" | Average C.o.P. X :                | -7    | Average C.o.P. Y :            | -6    |
| F-B Standard Deviation :      | 7          | M-L Standard Deviation :          | 5     | Average F-B Speed (mm/sec.) : | 13    |
| Average M-L Speed (mm/sec.) : | 15         | Ellipse Area (mm <sup>2</sup> ) : | 694   | Perimeter (mm) :              | 1     |
| Trunk Tot. St. Dev. :         | 3.07°      | Trunk BF St. Dev. :               | 2.54° | Trunk ML St. Dev. :           | 1.72° |

E.C./E.O. Area Ratio : 413 \*110-250

E.C./E.O. Perimeter Ratio : 145 \*110-250





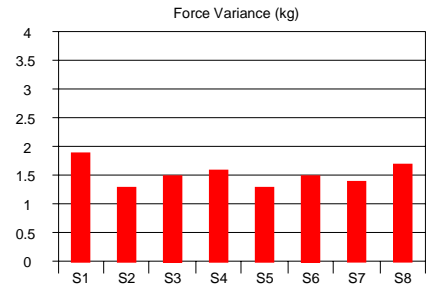
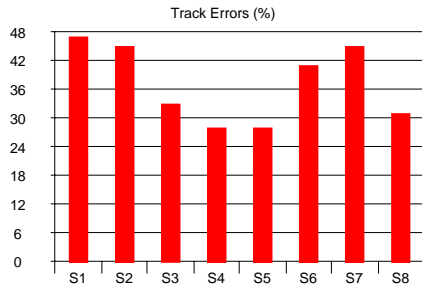
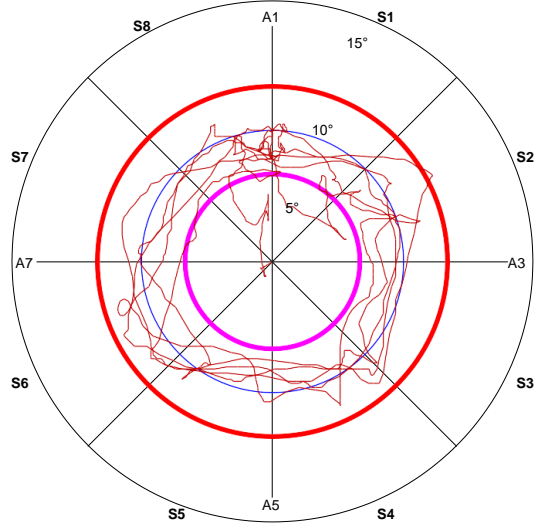
## Ek- 4. Dinamik Denge Ölçüm Sonucu Örneği

### Pro-Kin: PROPRIOCEPTIVE ASSESSMENT

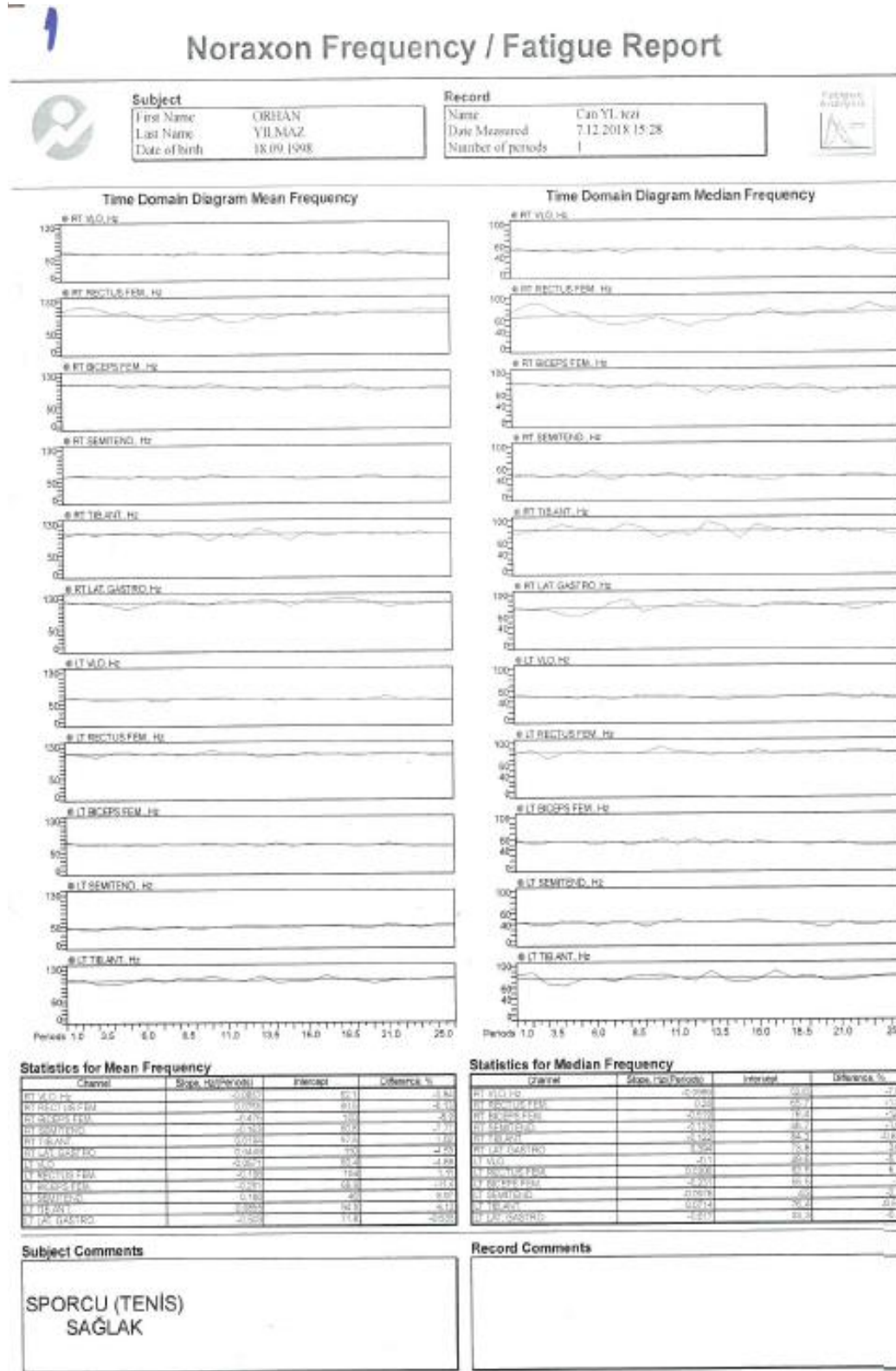
|   |               |                      |         |                  |         |
|---|---------------|----------------------|---------|------------------|---------|
| <b>Patient :</b> ac orhan yilmaz            | 01/01/1997    | <b>Axis-Point[1]</b> | A1 - 01 | <b>Stability</b> | 30      |
| <b>Date/Time :</b> 07/12/2018 16:50         | <b>Pos:</b> A | <b>Axis-Point[2]</b> | A1 - 01 | <b>ML</b>        | Dynamic |
| <b>Position :</b> Bipedal                   |               | <b>Axis-Point[3]</b> | A1 - 01 | <b>BF</b>        | Dynamic |
| <b>Weight (kg) / Height (cm) :</b> 61 / 170 |               |                      |         |                  |         |

|  |  |                                     |
|--|--|-------------------------------------|
| <b>Time :</b> 36" on 60"   | <b>Rounds Number :</b> 5                     | <b>Stability index :</b> 1.26°      |
| <b>Average Track Error (A.T.E.) :</b> 37% * $35% < x <= 100% F2$ | <b>Average Force Variance (AFV) :</b> 1.5 kg | <b>Trunk Tot. St. Dev. :</b> 30.00° |
| <b>Trunk BF St. Dev. :</b> 0.51°                                 | <b>Trunk ML St. Dev. :</b> 30.00°            |                                     |



## Ek- 5. Emg Ölçüm Sonucu Örneği



## Ek - 6 . Vucut Kompozisyonu Analiz Örneği



|                     |                           |         |        |        |
|---------------------|---------------------------|---------|--------|--------|
| Name / ID           | ac enes firat / 000000291 |         |        |        |
| Date                | Height                    | Weight  | Age    | Gender |
| 2018.10.19 09:57:55 | 176.0 cm                  | 71.7 kg | 21 yrs | Male   |



| Body Composition |                  | [kg]             |
|------------------|------------------|------------------|
| Weight /Optimal  | Std.wt.          |                  |
| 71.7 [61.2~74.9] | 68.1             |                  |
| L.B.M. /Over     |                  | Body Fat /Under  |
| 65.4 [54.4~57.8] |                  | 6.3 [10.2~13.6]  |
| S.L.M. /Over     | S.M.M. /Over     | Mineral /Over    |
| 61.2 [50.5~53.7] | 37.5 [27.5~33.6] | 4.2 [3.9~4.0]    |
| T.B.W. /Over     |                  | Protein /Over    |
| 47.1 [39.2~41.6] |                  | 14.1 [10.8~12.2] |
| I.C.W. /Balan.   | E.C.W. /Balan.   |                  |
| 28.2 [28.2~30.9] | 18.9 [16.2~18.9] |                  |

Std.wt. : Standard weight L.B.M. : Lean Body Mass S.L.M. : Soft Lean Mass S.M.M. : Skeletal Muscle Mass  
T.B.W. : Total Body Water I.C.W. : Intra Cellular Water E.C.W. : Extra Cellular Water  
Mineral is conservative estimate.

### Body Type

|              |                  |                      |             |
|--------------|------------------|----------------------|-------------|
| Thin Fat     | Thin Fat         | Obese II             | Obese III   |
| Thin Fat     | Border line      | Obese I              | Obese II    |
| Low Muscular | Over-fat%        | Border line          | Obese I     |
| Thin         | Standard         | Over Weight          | Border line |
| Low fat      | Low fat Muscular | Over Weight Muscular | Athletic    |

### Body Status

| Item                     | Under  | Optimal | Over |
|--------------------------|--|---------|------|
| Weight kg                | 70 80 90 100 110 120 130 140 150 (%)                                       |         |      |
| B.M.I. kg/m <sup>2</sup> | 14.50 16.50 18.50 21.75 25.00 27.50 30.00 32.50 35.00 (kg/m <sup>2</sup> ) |         |      |
| P.B.F. %                 | 10 12.5 15 17.5 20 25 30 35 40 (%)   |         |      |
| S.L.M. kg                | 70 80 90 100 110 120 130 140 150 (%)                                       |         | 61.2 |

B.M.I. : Body Mass Index P.B.F. : Percent Body Fat

### Nutritional Assessment

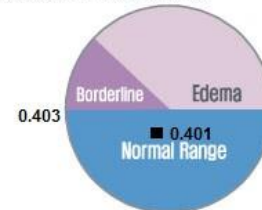
|                    |                    |         |
|--------------------|--------------------|---------|
| Protein            | Mineral            | B.C.M.  |
| Under              | Under              | Under   |
| Optimal            | Optimal            | Optimal |
| Well               | Well               | Well    |
| B.M.R. : 1712 kcal | T.E.E. : 2636 kcal |         |
| A.M.B. : 18 yrs    | Impedance : 333 Ω  |         |

The T.E.E. is estimated value.

### Target To Control

|                    |               |                   |
|--------------------|---------------|-------------------|
| Weight             | M.B.F.        | S.L.M.            |
| Low weight [ kg]   | Low [ 5.6 kg] | Low [ kg]         |
| Optimal [ +3.6 kg] | Optimal [ kg] | Optimal [ kg]     |
| Over weight [ kg]  | Over [ kg]    | Over [ +9.1 kcal] |

### Assessment of Edema

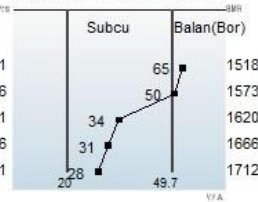


### Abdominal Analysis

| Type   | Subcutaneous | Balanced | Borderline | Visceral I | Visceral II |
|--------|--------------|----------|------------|------------|-------------|
| Level  | 5            | 9        | 11         | 16         |             |
| V.F.A. | 28           | 50       | 100        |            |             |
| WHR    | 0.75         | 0.85     | 0.90       |            |             |
| V.F.M. | 0.6 kg       |          |            | 5.7 kg     |             |

V.F.A. : Visceral Fat Area WHR : Waist to Hip Ratio  
V.F.M. : Visceral Fat Mass S.F.M. : Subcutaneous Fat Mass

### Prediction of Abdominal Fat



### Segmental Analysis

|        | SLM                              |         |       | Edema   |         |
|--------|----------------------------------|---------|-------|---------|---------|
|        | Under                            | Optimal | Over  | ECF/TBF | ECW/TBW |
| Lt.Arm | 70 80 90 100 110 120 130 140 150 | 115%    | 4.34  | 0.343   | 0.391   |
| Rt.Arm | 70 80 90 100 110 120 130 140 150 | 120%    | 4.39  | 0.343   | 0.391   |
| Lt.Leg | 70 80 90 100 110 120 130 140 150 | 112%    | 11.23 | 0.352   | 0.399   |
| Rt.Leg | 70 80 90 100 110 120 130 140 150 | 113%    | 11.35 | 0.352   | 0.399   |
| Trunk  | 70 80 90 100 110 120 130 140 150 | 109%    | 29.88 | 0.359   | 0.406   |

I.SLM : Ideal Soft Lean Mass E.C.F. : Extra Cellular Fluid T.B.F. : Total Body Fluid T.E.E. : Total Energy Expenditure  
B.C.M. : Body Cell Mass B.M.R. : Basal Metabolic Rate A.M.B. : Age Matched of Body M.B.F. : Mass of Body Fat  
Abdominal Analysis may be decreased in case of idiosyncrasy.  
Age Matched of Body is reference value.

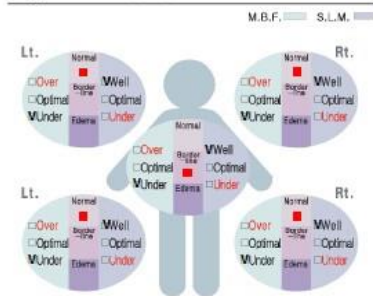
### [Study]

|   |       |       |       |                |       |     |
|---|-------|-------|-------|----------------|-------|-----|
| Freq.   | 1K    | 5K    | 50K   | 250K           | 550K  | 1M  |
| Rt.Imp.   | 436   | 426   | 329   | 238            | 229   | 189 |
| Lt.Imp.   | 447   | 438   | 338   | 247            | 238   | 197 |
| Freq.   | 1K    | 5K    | 50K   | 250K           | 550K  | 1M  |
| Rt.Xc   | 19    | 24    | 46    | 34             | 34    | 29  |
| Lt.Xc   | 19    | 24    | 47    | 35             | 35    | 30  |
| Sea   | R.arm | L.arm | R.leg | L.leg          | Trunk |     |
| Imp.  | 194   | 202   | 115   | 123            | 48    |     |
| The numbers of Impedance & Reactance are not data for customer but the figure code for using in our R&D center. |       |       |       |                |       |     |
| Systolic mmHg   |       |       |       | Diastolic mmHg |       |     |
| Pulse bpm   |       |       |       | P.R.P.         |       |     |
| P.R.P. : Pressure Rate Product  |       |       |       |                |       |     |

|                     |                           |         |        |        |  |
|---------------------|---------------------------|---------|--------|--------|--|
| Name / ID           | ac enes firat / 000000291 |         |        |        |  |
| Date                | Height                    | Weight  | Age    | Gender |  |
| 2018.10.19 09:57:55 | 176.0 cm                  | 71.7 kg | 21 yrs | Male   |  |



**Segmental Assessment**



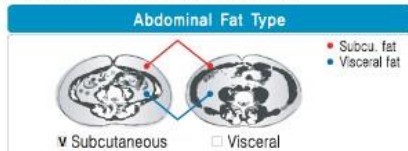
| Item   | Lt.Arm | Rt.Arm | Trunk | Lt.Leg | Rt.Leg |
|--------|--------|--------|-------|--------|--------|
| M.B.F. | 0.37   | 0.36   | 3.26  | 1.16   | 1.15   |
| S.L.M. | 4.34   | 4.39   | 29.88 | 11.23  | 11.35  |
| Edema  | 0.391  | 0.391  | 0.406 | 0.399  | 0.399  |

M.B.F. : Mass of Body Fat Lt. : Left Rt. : Right  
Segmental Assessment is Reference Value.

**Segmental Analysis**

|   |   |
|---|---|
| <b>Upper Body Balanced</b>  | <b>Lower Body Balanced</b>  |
| <input checked="" type="checkbox"/> Balanced<br><input type="checkbox"/> Unbalanced | <input checked="" type="checkbox"/> Balanced<br><input type="checkbox"/> Unbalanced |

**Assessment of Abdominal Fat**



1 ~ 8 level of visceral fat is checked in subcutaneous fat type.



**[Body Type]**

Your body type is Low-fat muscular. Your optimal weight and your much muscle mass make you look good and healthful. You are in the best recommendable body type, therefore you are encouraged to maintain present body condition. Please check the energy requirement about appropriate calories for you in the result sheet, and then comply with specific exercises and a diet prescription. And then you can keep your healthy for a long time. It is better to consult a doctor or a specialist before any doing diet and exercise.

**\*B.M.I.(Body Mass Index)**

Body Mass Index (BMI) is common index of obesity in the world. It is calculated by height and weight, and can be used to indicate whether you are underweight, normal, overweight, or obese. The formula is "BMI = weight (kg) / (height (m) x height (m))". The normal range is 18.5 ~ 25. In some cases it overestimates fatness in people who are muscular or athletic.

**[Segmental Assessment]**

The muscle at upper and lower body is developed and balanced between left and right side. If the percentage of your body fat is in the normal range, you have a good body including much muscle. It is just enough to maintain usual exercise and meals. If you are not doing exercise now, you should begin exercising to keep your health and increase underdeveloped muscle in arms and legs after consulting with doctor or specialist.

**[Abdominal Analysis]**

The abdominal fat is divided into the subcutaneous type and the visceral type according to the distribution of it. When it comes to body fat, experts say it's important not just how much fat you have but the part where you have. It makes a big difference to influence on the health depending on the part of your body. If the visceral fat area is over 100cm<sup>2</sup>(male), 80cm<sup>2</sup>(female) it is decided to be "visceral obesity" regardless of P.B.F., W.H.R. or Body weight.

Waist-to-hip ratio (W.H.R.) appears at the proportion of the fat stored on your body around your waist and hip. It is a simple but a useful measure of the fat distribution. Most people store fat in two distinct ways. They are often called 'apple' and 'pear' shape. These terms refer to the weight around your middle ('apple') and around your hips ('pear'). If you carry more fat around your middle, it puts you into an additional risk such as the heart disease and diabetes.

Your visceral fat level is 1 steps and W.H.R. is 0.65.  
Level of your visceral fat is subcutaneous type.

This type has less visceral fat at abdomen. There is no danger of abdominal obese. If P.B.F. is over the optimal range, subcutaneous fat is distributed on whole body, or hip and thigh. Judging from your W.H.R., your body fat is more accumulated in hip and thigh than high belly.

## **Ek- 7. Güç Analizi (Power Test)**

“Alt Ekstremitte Statik Kas Yorgunluğunun Denge Bileşenleri Üzerine Etkileri” başlıklı çalışmamızda, sporcu ve sedanter deneklerden alt ekstremitte kaslarına uygulanan 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 median frekans değerleri ile statik ve dinamik denge ön test ve son test verilerinin karşılaştırılmasında Bağımlı Örneklem için t-testi (Paired Samples t-test) kullanılacaktır.

Bu amaçla, Larson ve Brown (2018) tarafından yapılan “The effects of trunk extensor and abdominal muscle fatigue on postural control and trunk proprioception in young, healthy individuals” başlıklı çalışma referans alındığında gövde (trunk) ve abdominal kasların izometrik kasılma sırasındaki median frekans değerleri için etki büyüklüğü (ortalamalar arasındaki fark) 1.50, alfa=0.05 ve güç=0.95 alınarak gerekli olan minimum örnek sayısı toplam 26 olarak belirlendi.

Bizim çalışmamıza da sporcu 20 (kadın=10; erkek=10) ve sedanter 20 (kadın=10; erkek=10) olmak üzere toplam 40 denek katılacaktır.

Örneklem büyüklüğünü hesaplamak için G\*Power 3.1.9.2 istatistik programında t tests - Means: Difference between two independent means (two groups) modülü kullanılmıştır.

Kaynak: Larson DJ., Brown SHM. (2018). The effects of trunk extensor and abdominal muscle fatigue on postural control and trunk proprioception in young, healthy individuals. *Human Movement Science*, 57: 13-20.

G\*Power 3.1.9.2 istatistik programı çıktısı

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

Analysis: A priori: Compute required sample size

Input: Tail(s) = Two

Effect size  $d = 1.5$

$\alpha$  err prob = 0.05

Power ( $1-\beta$  err prob) = 0.95

Allocation ratio  $N2/N1 = 1$

Output: Noncentrality parameter  $\delta = 3.8242646$

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: Can AKYILDIZ**

**Doğum Yeri: RİZE**

**Doğum Tarihi: 1990**

**Yabancı Dili: İngilizce**

**E-Posta: [canakyildiz@outlook.com.tr](mailto:canakyildiz@outlook.com.tr)**

### Öğrenim Durumu:

| Derece        | Bölüm/ Prpgram                                      | Üniversite             | Yıl       |
|---------------|---|------------------------|-----------|
| Lisans        | Beden Eğitimi ve Spor Yüksekokulu Spor Yöneticiliği | T.C. Ordu Üniversitesi | 2013-2017 |
| Yüksek Lisans | Beden Eğitimi ve Spor                               | T.C. Ordu Üniversitesi | 2017-2021 |

### Yayımlar:

Hasan Sözen, **Can Akyıldız** (2019). Spor Bilimlerinde Denge ve Dengenin Değerlendirilmesi. Spor Bilimleri Alanında Yeni Ufuklar, Serkan Düz ve ark. (Ed), Gece Kitaplığı, Ankara, Türkiye.

Sözen H., Akyıldız C. (2018). The effects of aerobic and anaerobic training on aerobic and anaerobic capacity. The Journal of International Anatolia Sport Science, 3(3): 331-337. doi: 10.5505/jiasscience.2018.68077

**Akyıldız C.**, Sözen H. Alt ekstremite static kas yorgunluğunun statik ve dinamik denge üzerine etkileri. International Congress of Athletic Performance & Health in Sports, 25-27 October 2019, Nişantaşı University, İstanbul/Turkey (sözel)

### Ödüller

**Akyıldız C.**, Sözen H. Alt ekstremite static kas yorgunluğunun static ve dinamik denge üzerine etkileri. International Congress of Athletic Performance & Health in Sports, 25-27 October 2019, İstanbul/Turkey (sözel) Prof. Dr. Ahmet Faik İmamoğlu for the best presentation given at the International Congress of Athletic Performance & Health in Sports, 25-27 October 2019, Nişantaşı University, İstanbul/Turkey.