



**BAŞ ÖNDE POSTÜRÜ OLAN BİREYLERDE KİNETİK ZİNCİR TEMELLİ
EGZERSİZLER SIRASINDA KAS AKTİVASYONLARININ İNCELENMESİ**

Gamze ÇOBANOĞLU DEMİRKAN

**DOKTORA TEZİ
FİZYOTERAPİ VE REHABİLİTASYON ANABİLİM DALI**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

HAZİRAN 2024

ETİK BEYAN

Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmada yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- Bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu,

bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

Gamze ÇOBANOĞLU DEMİRKAN

26/06/2024

BAŞ ÖNDE POSTÜRÜ OLAN BİREYLERDE KİNETİK ZİNCİR TEMELLİ EGZERSİZLER SIRASINDA KAS AKTİVASYONLARININ İNCELENMESİ

(Doktora Tezi)

Gamze ÇOBANOĞLU DEMİRKAN

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Haziran 2024

ÖZET

Baş önde postürü (BÖP) olan ve olmayan bireylerde Skapular Retraksiyon (SR) ve Band Pull-Apart (BPA) egzersizleri periskapular kasları kuvvetlendirmek için klinikte sıklıkla kullanılmaktadır. Bu egzersizlere enerji transferini optimize etmek amacıyla kinetik zincirin dâhil edilmesi gerektiği savunulmaktadır. Bu nedenle bu çalışmanın amacı BÖP olan ve olmayan bireylerde kinetik zincir temelli bu egzersizlerin sternokleidomastoid (SKM) ve trapez kas aktivasyonuna etkisini incelemektir. Çalışmaya BÖP olan (Yaş: $22,17 \pm 2,36$ yıl, Vücut Kütle İndeksi: $21,17 \pm 2,11$ kg/m²) ve BÖP olmayan (Yaş: $21,33 \pm 1,64$ yıl, Vücut Kütle İndeksi: $21,0 \pm 2,31$ kg/m²) 18 birey dâhil edildi. BÖP olan bireyleri saptamak amacıyla fotografik ölçüm yapıldı. Kraniovertebral açısı 50°'den küçük olan bireyler BÖP olan gruba dâhil edildi. SKM, Üst Trapez (ÜT), Orta Trapez (OT) ve Alt Trapez (AT) kaslarının aktivasyonu yüzeyel elektromiyografi ile değerlendirildi. Kinetik zincir temelli egzersizlerin etkisini araştırmak amacıyla için SR ve BPA egzersizleri ayakta duruş, tek bacak ayakta duruş, squat, tek bacak squat ve Bulgarian split squat pozisyonlarında yaptırıldı. İki grup benzer demografik özelliklere sahipti. SR egzersizi sırasında BÖP olan ve olmayan bireyler benzer kas aktivasyonu gösterirken, BÖP olan bireylerin BPA egzersizi sırasındaki kas aktivasyonları BÖP olmayan bireylere göre daha düşüktü. SR egzersizi sırasında pozisyonlar arasında ÜT ($p=0,009$), SKM, OT ve AT ($p<0,001$) kas aktivasyonu bakımından fark bulunmaktaydı. Squat pozisyonunda yapılan SR egzersizi sırasında daha düşük SKM ve daha yüksek ÜT, OT ve AT kas aktivasyonu görüldü. BPA egzersizi sırasında pozisyonlar arasında SKM, OT ve AT kas aktivasyonunda farklılıklar varken ($p<0,001$) ÜT kas aktivasyonunda anlamlı fark yoktu ($p=0,056$). Squat pozisyonunda yapılan BPA egzersizi daha düşük SKM, daha yüksek OT ve AT kas aktivasyonu göstermekteydi. Bu sonuçlarla, klinisyenlere, BÖP olan ve olmayan bireylerde SR egzersizinde daha az SKM kas aktivasyonu, daha fazla ÜT, OT ve AT kas aktivasyonu istenilen durumlarda ve BPA egzersizinde daha az SKM ve ÜT kas aktivasyonu, daha fazla OT ve AT kas aktivasyonu istenilen durumlarda squat pozisyonunu tercih etmeleri önerilebilir.

Bilim Kodu : 1024
Anahtar Kelimeler : Postür, Egzersiz terapi, Yüzeyel sırt kasları, Elektromiyografi
Sayfa Adedi : 102
Danışman : Prof. Dr. Nevin Aysel GÜZEL

INVESTIGATION OF MUSCLE ACTIVATIONS DURING KINETIC CHAIN BASED EXERCISES IN INDIVIDUALS WITH FORWARD HEAD POSTURE

(Ph. D. Thesis)

Gamze ÇOBANOĞLU DEMİRKAN

GAZİ UNIVERSITY

GRADUATE SCHOOL OF HEALTH SCIENCES

June 2024

ABSTRACT

Scapular Retraction (SR) and Band Pull-Apart (BPA) exercises are frequently used clinically to strengthen the periscapular muscles in individuals with and without forward head posture (FHP). It has been argued that the kinetic chain should be included in these exercises to optimise energy transfer. Therefore, the aim of this study was to investigate the effect of these kinetic chain based exercises on sternocleidomastoid (SCM) and trapezius muscle activation in individuals with and without FHP. The study included 18 individuals with FHP (Age: $22,17 \pm 2,36$ year, Body Mass Index: $21,17 \pm 2,11$ kg/m²) and 18 individuals without FHP (Age: $21,33 \pm 1,64$ year, Body Mass Index: $21,0 \pm 2,31$ kg/m²). Photographic measurement was performed to determine the individuals with FHP. Individuals with a craniovertebral angle less than 50° were included in the group with FHP. Activation of the SCM, upper trapezius (UT), middle trapezius (MT) and lower trapezius (LT) muscles were evaluated by superficial electromyography. To investigate the effect of kinetic chain based exercises, SR and BPA exercises were performed in standing, unilateral standing, squat, unilateral squat and Bulgarian split squat positions. The two groups had similar demographic characteristics. While individuals with and without FHP showed similar muscle activation during SR exercise, individuals with FHP had lower muscle activation during BPA exercise than individuals without FHP. During SR exercise, there were differences between the positions in UT ($p=0.009$), SCM, MT and LT muscle activation ($p<0.001$). SR exercise performed in the squat position showed lower SCM and higher UT, MT and LT muscle activation. During BPA exercise, there were differences between the positions in SCM, MT and LT muscle activation ($p<0.001$), while there was no significant difference in the UT muscle activation ($p=0.056$). BPA exercise performed in squat position showed lower SCM and higher MT and LT muscle activation. With these results, clinicians may be advised to prefer the squat position when less SCM muscle activation and more UT, MT and LT muscle activation are desired in SR exercise in individuals with and without FHP and when less SCM and UT muscle activation and more MT and LT muscle activation are desired in BPA exercise.

Science Code : 1024

Key Words : Posture, Exercise therapy, Superficial back muscles, Electromyography

Page Number : 102

Supervisor : Prof. Dr. Nevin Aysel GÜZEL

TEŞEKKÜR

On beş yıldır her anımda koşulsuz yanımda olan, desteğini hep hissettiğim, bilgisini tecrübesini hiçbir zaman esirgemeyen, bana sayısız güzel yol açan, öğrencisi olduğum için kendimi her zaman şanslı hissettiğim canım hocam Prof. Dr. Nevin A. GÜZEL'e,

Lisans yıllarımdan beri birlikte güldüğümüz bana hem arkadaş hem abla hem hoca olan, tez sürecimde de benden desteklerini esirgemeyen Prof. Dr. Nihan KAFA'ya,

Sporcu sağlığı alanında çalışmamda ilk tohumları eken, diplomamı elinden aldığı, iki tezimi de omuzda yapmama vesile olan ve skapula idolüm Prof. Dr. İrem DÜZGÜN'e,

Öğrenciliğimde başlayan, tiyatro sevdamızla devam eden, lisansüstü eğitime devam etmemde çok büyük emekleri olan Gökhan YAZICI ve Melek VOLKAN YAZICI'ya,

Tez konusunu ararken birlikte buhranlar geçirip uzayan tez sürecimin her anında benimle kahrolan canım arkadaşım Arş. Gör. Zeynep Berfu ECEMİŞ'e, tez sürecimde büyük bir özveriyle her ihtiyacım olduğunda elim kolum olan sevgili öğrencim Ebrar BARDAKÇI'ya, EMG ile ilgili sayısız soruma sabırla cevap veren Arş. Gör. Özgün UYSAL'a, her daim danışabildiğim ve tez sürecimde de özellikle istatistik konusunda benden yardımlarını esirgemeyen Prof. Dr. Zeynep HAZAR ve Doç. Dr. Çağla ÖZKUL'a,

Okuyalım diye elimizi sıcak sudan soğuk suya sokmayan ve tüm başarılarımı borçlu olduğum canım annem Melek ÇOBANOĞLU'na, başarılarımızla gurur duyduğunu gözlerinde gördüğüm canım babam Tahsin ÇOBANOĞLU'na, biz bir aileyiz sloganıyla bizi sürekli bir arada tutmak için tüm enerjisini harcayan canım ablam Hasret DEMİRBAŞ'a, ablaları olmaktan her zaman gurur duyduğum canım kardeşlerim Büşra ÇOBANOĞLU ve Hakan ÇOBANOĞLU'na, hayatta tadılabilecek en güzel duygunun teyzelik olduğunu öğreten hayat enerjilerim canım yeğenlerim Emir, Selim ve Ela'ya,

Hayatıma girdiği ilk günden beri kendimi dünyanın en şanslı insanı olarak hissetmemi sağlayan, herşeyi daha anlamlı ve keyifli hale getiren, beni her koşulda güldüren, iyi ki ile başlayan tüm cümlelerimin sahibi sevgili eşim M. Yusuf DEMİRKAN'a,

İçten teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	iv
ABSTRACT.....	v
TEŞEKKÜR.....	vi
İÇİNDEKİLER	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ.....	x
ŞEKİLLERİN LİSTESİ.....	xi
RESİMLERİN LİSTESİ	xii
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xiii
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	5
2.1. Postür	5
2.1.1. Postürü etkileyen faktörler	6
2.2. Postürün Değerlendirilmesi	8
2.2.1. Radyografi	8
2.2.2. Klinik gözlemsel değerlendirme.....	9
2.2.3. Fotogrametri	9
2.3. Baş Önde Postürü.....	10
2.3.1. Baş önde postürünün değerlendirilmesi	11
2.3.2. Baş önde postürünün tedavisi	14
2.4. Kinetik Zincir.....	15
2.4.1. Kinetik zincirin prensipleri.....	16
2.4.2. Kinetik zincir temelli egzersizler.....	21
2.5. Elektromiyografi.....	21
2.5.1. Yüzeyel elektromiyografi	23

	Sayfa
2.5.2. Sensör yerleştirme prosedürü	25
2.5.3. EMG sinyali ve sinyali etkileyen faktörler.....	27
2.5.4. EMG sinyal kontrol prosedürleri.....	29
2.5.5. EMG sinyal analizi	30
2.5.6. EMG normalizasyonu.....	32
2.6. Baş Önde Postürü Olan ve Olmayan Bireylerde Kinetik Zincir Temelli Egzersizler Sırasında Kas Aktivasyonunun Değerlendirilmesi.....	32
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	33
3.1. Araştırma Grupları.....	33
3.1.1. Çalışmaya dâhil edilme kriterleri	33
3.1.2. Çalışmaya dâhil edilmeme kriterleri	33
3.1.3. Çalışmadan çıkarılma kriterleri	34
3.2. Çalışma Planı	34
3.3. Değerlendirme Yöntemleri	36
3.3.1. Demografik bilgiler	36
3.3.2. Baş önde postürünün değerlendirilmesi	36
3.3.3. Kinetik zincir temelli egzersizler.....	37
3.3.4. Kassal aktivasyonun değerlendirilmesi	42
3.4. İstatistiksel Analiz.....	48
4. BULGULAR	51
4.1. Demografik Bilgiler.....	51
4.2. Skapular Retraksiyon Egzersizi	52
4.2.1. Kas aktivasyonuna etkisi	52
4.2.2. Kas aktivasyon oranına etkisi	57
4.3. Band Pull-Apart Egzersizi	59
4.3.1. Kas aktivasyonuna etkisi	59

	Sayfa
4.3.2. Kas aktivasyon oranına etkisi	62
5. TARTIŞMA	65
5.1. Limitasyonlar	75
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	77
KAYNAKLAR	79
EKLER.....	93
EK-1. Etik Komisyon İzni	94
EK-2. Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formu	96
EK-3. Değerlendirme Formu	97
EK-4. EMG Analiz Raporu.....	98
ÖZGEÇMİŞ	99

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 2.1. Cilt empedans önerileri.....	30
Çizelge 3.1. Egzersiz tanımları	38
Çizelge 3.2. Elektrotların lokalizasyonu.....	43
Çizelge 3.3. Kasların MİİK pozisyonları ve dirençlerin verilme yönü.....	45
Çizelge 4.1. Baş önde postürü olan ve olmayan bireylerin demografik özellikleri.....	52
Çizelge 4.2. Baş önde postürü olan ve olmayan bireylerde SR egzersizi sırasında kinetik zincirin kas aktivasyonuna etkisi.....	54
Çizelge 4.3. Baş önde postürü olan ve olmayan bireylerde SR egzersizi sırasında kinetik zincirin kas aktivasyon oranlarına etkisi	57
Çizelge 4.4. Baş önde postürü olan ve olmayan bireylerde BPA egzersizi sırasında kinetik zincirin kas aktivasyonuna etkisi.....	60
Çizelge 4.5. Baş önde postürü olan ve olmayan bireylerde BPA egzersizi sırasında kinetik zincirin kas aktivasyon oranlarına etkisi	63

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 2.1. yEMG kullanım alanları	24
Şekil 3.1. Çalışmanın akış şeması.....	35
Şekil 4.1. SR egzersizi sırasında SKM kas aktivasyonu.....	55
Şekil 4.2. SR egzersizi sırasında ÜT kas aktivasyonu	55
Şekil 4.3. SR egzersizi sırasında OT kas aktivasyonu	56
Şekil 4.4. SR egzersizi sırasında AT kas aktivasyonu.....	56
Şekil 4.5. SR egzersizi sırasında ÜT/OT kas aktivasyon oranı	58
Şekil 4.6. SR egzersizi sırasında ÜT/AT kas aktivasyon oranı.....	58
Şekil 4.7. BPA egzersizi sırasında SKM kas aktivasyonu	61
Şekil 4.8. BPA egzersizi sırasında ÜT kas aktivasyonu.....	61
Şekil 4.9. BPA egzersizi sırasında OT kas aktivasyonu.....	62
Şekil 4.10. BPA egzersizi sırasında AT kas aktivasyonları	62
Şekil 4.11. BPA egzersizi sırasında ÜT/OT kas aktivasyon oranı	64
Şekil 4.12. BPA egzersizi sırasında ÜT/AT kas aktivasyon oranı.....	64

RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 2.1. İyi postür ve kötü postür	6
Resim 2.2. Normal baş postürü ve baş önde postürü	11
Resim 2.3. Baş önde postürünün fotografik yöntemle değerlendirilmesi.....	13
Resim 2.4. Kraniyovertebral açı (α)	14
Resim 3.1. Fotografik ölçümün alınması ve analiz edilmesi.....	37
Resim 3.2. SR egzersizinin yapılışı	39
Resim 3.3. BPA egzersizinin yapılışı	39
Resim 3.4. SR egzersizinin farklı alt ekstremite pozisyonlarında yapılışı	40
Resim 3.5. BPA egzersizinin farklı alt ekstremite pozisyonlarında yapılışı	41
Resim 3.6. Elektrotların lokalizasyonu.....	43
Resim 3.7. SKM kası için MİİK test pozisyonu	45
Resim 3.8. ÜT kası için MİİK test pozisyonu	46
Resim 3.9. OT kası için MİİK test pozisyonu	46
Resim 3.10. AT kası için MİİK test pozisyonu	47
Resim 3.11. Egzersizler sırasında EMG kayıt ekranı	48

SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış bazı simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Simgeler

Açıklama

%	Yüzde
°	Derece
Hz	Hertz
kΩ	Kilo-ohm
mV	Mikro Volt

Kısaltmalar

Açıklama

AT	Alt Trapez
BÖP	Baş Önde Postürü
BPA	Band Pull-Apart
BSS	Bulgarian Split Squat
EMG	Elektromiyografi
KVA	Kraniyovertebral Aç
MİİK	Maksimal İstemli İzometrik Kasılma
OT	Orta Trapez
SA	Serratus Anterior
SKM	Sternokleidomastoid
SR	Skapular Retraksiyon
TBAD	Tek Bacak Ayakta Duruş
TBS	Tek Bacak Squat
ÜT	Üst Trapez
VKİ	Vücut Kütle İndeksi
yEMG	Yüzeyel Elektromiyografi

1. GİRİŞ

Baş önde postürü (BÖP) kas-iskelet sistemi dengesindeki anormalliklerle ilgili yaygın görülen bir postüral deformitedir [1]. Vertikal bir referans çizgisine göre başın aşırı öne doğru konumlanması olarak tanımlanan bir baş-gövde hizalanma bozukluğudur [2]. Kraniyovertebral açı (KVA) BÖP'ün en iyi göstergesidir [3]. KVA, C7'nin spinöz çıkıntısından geçen yatay bir çizgi ile C7'den kulağın tragusuna uzanan bir çizgi arasındaki açıdır [4]. 48-50°'den düşük bir KVA, BÖP olarak tanımlanmaktadır ve daha küçük bir KVA, daha büyük bir BÖP'ü göstermektedir [5].

BÖP varlığı, başın ağırlık merkezini vertikal eksenin anterioruna yerleştirerek posterior boyun üzerindeki yükü artırır. Bu postüral değişiklikler, skapular mekaniği ve omuz kompleksi ile ilgili kas aktivitesini değiştirerek, kuvvet çiftlerinin ve skapular hareketlerin değişmesine neden olur [6]. BÖP derin servikal fleksör kasların ve orta torasik skapular retraktör kasların (örneğin, orta trapez (OT), alt trapez (AT), rhomboidler ve serratus anterior (SA)) zayıflığı ile ilişkilidir [7]. Bu nedenle BÖP olan bireylerde sadece boyun çevresinde değil, boyun-omuz kasları çevresinde de problemler ve yuvarlak omuz gibi anormal postürler görülmektedir. Baş ve boyun duruşunu düzeltmek için torasik omurganın iyileştirilmesi önemlidir [8].

BÖP'ün tedavisinde zayıf kasların kuvvetlendirilmesi, kısalmış kasların esnetilmesi ve postüral eğitim gibi terapötik egzersizler oldukça önemlidir [9]. Skapular retraksiyon (SR), iyi gövde duruşunun ayrılmaz bir bileşenidir. SR egzersizleri kasları güçlendirir ve duruşu iyileştirir. Kirupa ve arkadaşları çeşitli SR egzersizleri sonucunda BÖP'de önemli iyileşmeler görüldüğünü belirtmişlerdir [10]. SR egzersizi, skapular retraktör kasları, özellikle de OT ve AT'yi güçlendirmek için çeşitli pozisyonlarda yaygın olarak kullanılmaktadır [11]. Ayrıca SR egzersizi, skapular kasların aktivitesini yeniden sağlayarak skapular kinematiği iyileştirmektedir [12]. Band Pull-Apart (BPA) egzersizi de trapez ve rhomboidler gibi periskapular kasları güçlendirmek için klinikte sıklıkla kullanılmaktadır [13,14]. Fukunaga ve arkadaşları, BPA egzersizinin üst trapez (ÜT), OT ve AT kaslarını aktive ettiğini tespit etmişlerdir [13].

Son kılavuzlar, omuz kuşağı egzersizlerini global bir fonksiyonel kinetik zincire entegre etmenin önemini birçok nedenden dolayı vurgulamaktadır [15,16]. Kinetik zincirin doğru

kullanımı, proksimal segmentlerden (alt ekstremit) distal segmentlere (üst ekstremit) verimli kinetik enerji aktarımını sağlar [17]. Üst ekstremit performansı sadece tek bir omuz eklemine değil, aynı zamanda kinetik zincirin aşağıdan yukarıya doğru sıralı aktivasyonuna da bağlı olduğundan, klinisyenler kinetik zincirin omuz rehabilitasyonuna dâhil edilmesi gerektiğini önermektedir [18]. Tek bir omuz eklemine odaklanan bir kuvvetlendirme egzersizi yerine kinetik zinciri kullanan omuz rehabilitasyonu, rotator manşet veya periskapular kaslara aşırı yük bindirmeden skapulanın normal hareketini geri kazanmada daha etkili olabileceği ifade edilmektedir [19]. Kinetik zincirin omuz rehabilitasyonu üzerindeki etkilerini araştırmak amacıyla 2020 yılında yayımlanan bir sistematik derlemede yazarlar, kinetik zincirin omuz egzersizlerine entegre edilmesinin rotator manşet kaslarına olan talebi azaltabileceği, aksiyoskapular kas alımını artırabileceğini ve trapez kas oranlarının düşmesini sağlayabileceğini belirtmişlerdir [20].

Skapular kas dengesini değerlendirmek için ÜT/OT, ÜT/AT ve ÜT/SA kas aktivasyon oranları tanımlanmıştır [21]. Çeşitli raporlar omuz rehabilitasyonunda en uygun egzersizlerin OT, AT ve SA kaslarına göre düşük ÜT aktivasyon oranı sunan egzersizler olduğunu belirtmektedir [22]. Bu kas aktivasyon oranları elektromiyografi (EMG) ile ölçülmektedir [21]. EMG'nin, araştırmacıların hareket sırasında kasların karmaşık aktivasyon modellerini değerlendirmek için sahip oldukları en güvenilir araç olduğu öne sürülmüştür [20]. Terapötik egzersizler sırasında skapular kas aktivitesini araştırmak için sıklıkla kullanılan bir yöntemdir ve uygun egzersiz seçimi için önerilerde bulunmaya yardımcı olabilir [23].

Literatürde kinetik zincirin kas aktivasyonuna ve kas aktivasyon oranına etkisini araştıran pek çok yüzeyel EMG (yEMG) çalışması bulunmaktadır. Bu amaçla yapılan çalışmalarda üst vücut pozisyonu [18], alt ekstremit vücut pozisyonu/egzersiz pozisyonu [15,18,24,25] değiştirildiğinde veya gövde hareketleri eklendiğinde [11,23,26] skapular kas aktivasyonunun değiştiği tespit edilmiştir. Literatüre bakıldığında BÖP olan ve olmayan bireylerde elastik bant ile yapılan SR ve BPA egzersizleri sırasında kinetik zincirin etkisini araştıran çalışmaya rastlanmamıştır.

Klinisyenler tüm kinetik zincir boyunca verimli enerji transferini optimize etmek için omuz rehabilitasyon programlarına alt ekstremit ve gövde hareketinin dâhil edilmesini sıklıkla savunmaktadır [20]. Bu çalışmada kinetik zincirin etkisini araştırmak amacıyla üst

ekstremitte egzersizleri farklı alt ekstremitte pozisyonlarında yaptırılmıştır. Alt ekstremitte pozisyonu olarak klinikte sıklıkla kullanılan ayakta duruş, tek bacak ayakta duruş (TBAD), squat, tek bacak squat (TBS) ve Bulgarian split squat (BSS) pozisyonları tercih edilmiştir. Üst ekstremitte egzersizlerinin farklı alt ekstremitte pozisyonlarında yapılmasıyla kaslarda meydana gelen aktivasyon değişikliklerini anlamanın, klinikte egzersiz seçiminde fizyoterapistlere yol göstereceğini düşünmekteyiz. Bu nedenle bu tez çalışmasının amacı SR ve BPA egzersizleri sırasında alt ekstremitte pozisyonunun değiştirilmesi yoluyla kinetik zincirin dâhil edilmesinin sternokleideomastoid (SKM) ve trapez (ÜT, OT ve AT) kas aktivasyonu ve trapez kas aktivasyon oranı (ÜT/OT ve ÜT/AT) üzerindeki etkisi araştırmaktır.

Bu doğrultuda bu çalışmanın hipotezleri şöyledir:

H₁₁: Baş önde postürü olan ve olmayan bireylerde sternokleideomastoid kas aktivasyonu farklıdır.

H₁₂: Baş önde postürü olan ve olmayan bireylerde trapez kaslarının aktivasyonu farklıdır.

H₁₃: Baş önde postürü olan ve olmayan bireylerde trapez kas aktivasyon oranları farklıdır.

H₂₁: Farklı alt ekstremitte pozisyonunda yapılan egzersizler sırasında sternokleideomastoid kas aktivasyonu farklıdır.

H₂₂: Farklı alt ekstremitte pozisyonunda yapılan egzersizler sırasında trapez kaslarının aktivasyonu farklıdır.

H₂₃: Farklı alt ekstremitte pozisyonunda yapılan egzersizler sırasında trapez kas aktivasyon oranları farklıdır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Postür

Postür, vücut bölümlerinin belirli bir zamanda hizalanması olarak tanımlanır ve önemli bir sağlık göstergesidir [27]. Postür, vücudun uzaydaki konumunu gösterir ve dinamik hareketler ile duruş sırasında vücudu dengede tutma amacına sahiptir. Postüre nörofizyolojik, biyomekanik ve psikoemotif faktörler katkıda bulunur [28].

Postür, otomatik ve bilinçsiz bir pozisyonudur ve vücudun yerçekimi kuvvetine verdiği reaksiyonu temsil eder. İskelet kaslarının kasılması, çeşitli nitelikteki bir dizi uyaran tarafından koordine edilmesi ve nöromüsküler yapının sürekli ayarlanması yoluyla korunur [28]. Statik postür, hareketsiz olan vücudun dizilimi olarak ifade edilirken dinamik postür hareket boyunca olan vücut segmentlerinin dizilimi olarak tanımlanır. Optimal ve minimum miktarda kas desteği gerektirir ve kuvvet dağılımını optimize ettiği için eklemler ve destekleyici ligamentler üzerindeki stresi en aza indirir [29].

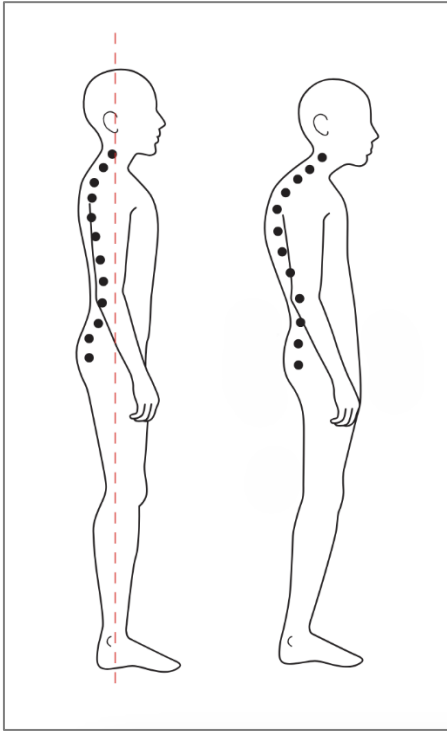
Postür, kas-iskelet sisteminin vücudun maksimum verimlilikle hareket etmesini ve fonksiyon görmesini sağlayacak şekilde hizalanması olarak da kabul edilebilir. Bu tanım kullanılarak, postüral hizalama şu açılardan değerlendirilebilir:

- Kas dengesi: Bir eklem üzerinde çalışan kasların uzunluğu ve gücü;
- Eklem pozisyonu: Vücudun hizalanması;
- Statik duruş: Herhangi bir dinlenme pozisyonunda kas-iskelet sistemi pozisyonu;
- Dinamik duruş: Hareket sırasında korunan postüral hizalama [30].

Kendall ve arkadaşları iyi postürü vücudun destekleyici yapılarını, bu yapıların çalıştığı veya dinlendiği durumdan (dik duruş, yatış, squat pozisyonu veya eğik duruş) bağımsız olarak yaralanma veya ilerleyici deformiteye karşı koruyan kas ve iskelet dengesi durumu olarak tanımlamıştır. Bu koşullar altındayken kaslar en verimli şekilde çalışacak, göğüs ve karın organları için en uygun pozisyonlar sağlanacaktır [31,32]. İyi bir vücut postürünün ayakta dururken ergonomik olarak avantajlı, hareket ederken mekanik olarak etkili ve iç organların normal fonksiyonu için destekleyici olduğu kabul edilir [31]. Doğru veya ideal postüral

hizalama, destekleyici yapılar üzerinde çok az yükleme ile maksimum fizyolojik ve biyomekanik verimliliği içerir [33].

Standart uluslararası referans olarak kabul edilen ideal vücut postüründe, vücudun sağ ve sol yarısı ön düzlemde bakıldığında simetriktir ve yandan bakıldığında, baştan sarkıtılan bir çekül çizgisi lateral malleol ve diz ekleminin önünden, kalça ekleminin arkasından ve bel omurlarının gövdeleri ile omuz ve dış işitsel kanal doğrultusunda uzanmalıdır [33]. Kötü postür, vücudun çeşitli bölümlerinin destekleyici yapılar üzerinde daha fazla baskı oluşturan ve vücudun destek tabanı üzerinde daha az verimli bir dengeye sahip olduğu hatalı bir durumdur (Resim 2.1) [30]. Servikal omurgada ortaya çıktığında çok sayıda kas-iskelet sistemi rahatsızlığının suçlusu olarak kabul edilen kötü duruş, hareket açıklığının azalması, servikal omurga dengesizliği, BÖP ve boyun ağrısı gibi çeşitli sorunlara yol açar [34].



Resim 2.1. İyi postür ve kötü postür [35]

2.1.1. Postürü etkileyen faktörler

Tüm vücudun postüral hizalaması bitişik segmentlerinin hizalamasının toplamıdır. Bitişik segmentler arasındaki herhangi bir hizalama bozukluğu lokalize bir bozukluğa (primer postüral bozukluk olarak adlandırılan) ve/veya göz seviyesi pozisyonu ve destek yüzeyi

üzerinde kütle merkezini korumak için bitişik ve uzak segmentlerin kompensatuar bir bozukluğuna neden olabilir [29]. Skolyoz, üst veya alt ekstremitedeki uzun kemiklerin uzunluğundaki farklılıklar, ekstra kosta varlığı, ekstra omurga veya dokulardaki artmış elastin (ligamentlerin rijiditesinin azalması) gibi yapısal/anatomik farklılıklar postürü etkileyen faktörlerdendir [36]. Ayrıca postüral değişiklikler kemik deformiteleri, kas imbalansı eklem hipermobilitesi veya hipomobilitesi, kas korumasına ve kaçınma duruşlarına yol açan ağrı, aşırı artmış vücut kütle indeksi (VKİ), giyim (ayakkabılar), yaşlanma, kötü postüral alışkanlıklar ve/veya özgüven/özsaygı gibi psikolojik faktörlerden etkilenebilir [29]. Aşağıda postüral değişikliğe neden olan faktörlerden bazılarına yer verilmiştir:

- Adölesan dönem: Ergenlik döneminde kızlar, postüral hizalamada değişikliklere ve kötü postüral alışkanlıkların gelişmesine yol açabilecek mekanik ve toplumsal etkilere açıktır. Büyüme atakları ve vücut gelişiminin ardından değişen vücut imajından duyulan rahatsızlık, özellikle de göğüs değişiklikleri, omuz protraksiyonuna ve torasik eklem sertliğine yol açarak yaşamın ilerleyen dönemlerinde kas dengesizliği ve fonksiyon bozukluğuna zemin hazırlayabilir [30].
- Hamilelik: Kadınlar hamilelik sırasında endokrin, kas-iskelet sistemi, dolaşım, solunum ve metabolik değişikliklere karşı çok çeşitli postüral ve fizyolojik adaptasyonlar yaşamaktadır [30]. Büyüyen bebeğin ağırlığı, yerçekimi merkezi ve çizgisini önemli ölçüde kaydırır. Karnın ön kısmı daha ağırdır, bu da anterior pelvik tilt ile sonuçlanır ve lomber lordoz artar [37].
- Yaşlanma: Yaşlanma, kas-iskelet sistemlerinin bütünlüğünü etkileyen ve böylece insan vücudunun normal duruşunda gözle görülür değişikliklere neden olan bir süreçtir. Kaslar zayıflar ve yerçekimi momentinin üstesinden gelmek için yeterli kuvvet üretemezler, bu da yerçekimi çizgisini optimum konumdan kaydırabilir. Kemik zayıflar ve kırıklar kifoza neden olan omurga kama kırığında görüldüğü gibi postüral deformiteye neden olabilir. Ayrıca eklem kapsülü ve ligament gevşekliği femoral anteverسیون, tibial torsiyon ve pelvik tiltler gibi açısal sapmalara da neden olabilir [37].
- Sporcu postürü: Bir sporcunun duruşu, sporun doğası ve talebinden önemli ölçüde etkilenir [37]. Sporcularda gözlemlenen, kuvvet üretimi ve uygulaması için avantajlı görünen çeşitli postüral sapmalar vardır [38]. Bloomfield, sprint etkinliklerinde (200 metre ve daha kısa) yarışan yüzücülerin geniş omuzlara, dik gövdelere, uzun klavikülalara ve büyük skapulalara sahip olduğunu belirtmiştir. Daha düşük fleksiyon

ve ekstansiyon seviyeleri sağladığı görülen bu postüral adaptasyonun, artan kulaç hızına uyum sağlamak için faydalı görünmektedir [39].

2.2. Postürün Değerlendirilmesi

Postür değerlendirmesi kas-iskelet sistemi bozukluğu olan hastaların klinik muayenesinin önemli bileşenlerinden biridir [40]. Postüral değerlendirme tüm egzersiz profesyonelleri için gerekli bir yetenektir [29] ve fizyoterapötik tedavilerin büyük bir kısmının ilk adımı olarak kabul edilir [41].

Kapsamlı bir postüral değerlendirme, ayakta vücut hizalamasının incelenmesi, eklem esnekliği ve kas uzunluğu ile kas kuvveti testleri gibi üç temel bileşenden oluşur. Ayakta muayene, statik ve dinamik postürleri ve kemik mimarisinin değerlendirilmesini ve ideal postürden sapmalar için üst ve alt kadrantların hizalanmasını içerir [30]. Statik postüral değerlendirme genellikle vücudun bitişik segmentlerinin vücut ve destek tabanı boyunca yerçekimi çizgisine göre hizalanmasının gözlemlendiği dik ayakta durma pozisyonunda gerçekleştirilir. Statik postüral değerlendirme postüral deviasyonları veya hareket kompensasyonlarını tanımlar. Dinamik değerlendirme sırasında yaygın olarak değerlendirilen hareketler arasında günlük yaşam aktiviteleri, katılımcının spor veya iş ile ilgili hareketleri, bir egzersiz profesyoneli tarafından verilen egzersizler veya katılımcının semptomlarını artıran hareketler yer alır [29].

Postürü değerlendirmek için kliniklerde ve/veya akademide kullanılan gözlemsel değerlendirme yöntemi, radyografiler, fotogrametri, çekül yöntemi, inklinometre, flexicurve ve elektronik baş postür aleti gibi çeşitli yöntemler olduğu belirtilmektedir [34].

2.2.1. Radyografi

Radyografi, referans noktaların net görüntülerini sağladığı ve altın standart olarak kabul edildiği için omurga duruşlarını değerlendirmede geleneksel ve en çok kullanılan yöntemdir. Vücudun iç yapılarını tespit etmek için tanısal bir görüntüleme olarak kullanılır, vücudun içinde bulunan herhangi bir kusur, herhangi bir yabancı cisim varlığı, herhangi bir iç hasar da görüntülerde görülebilir. Radyografi tekniği, nesneyi iç yönünden görselleştirmeye yardımcı olan X ışınlarının, gama ışınlarının veya benzer iyonlaştırıcı radyasyonun ve iyonlaştırıcı olmayan radyasyonun iletilmesine dayanır [34].

Radyografi, omurganın açılarının röntgen aracılığıyla görülebilen vertebralardan yapılan hesaplamalarla ölçülmesini sağlar. Normalde hesaplamalar, referans alınan bir vertebranın uç noktasından çizilen düz bir çizgi ile referans alınan başka bir vertebranın uç noktasından çizilen düz bir çizginin kesişimi ile Cobb yöntemi kullanılarak elde edilir [42].

Radyografi, spinal anormallik ve deformitenin derecesini ve seviyesini doğru bir şekilde göstermesi ve deformitenin ilerleyişi hakkında bilgi vermesi nedeniyle doğru tanı için önemli bir araç olmasına rağmen, zararlı radyasyonlar nedeniyle kullanımı sınırlandırılmalıdır [34]. Bu durum periyodik olarak değerlendirmeyi imkansız hale getirir [43]. Radyografinin diğer limitasyonları ise pahalı, zaman alıcı ve taşınabilir olmamasıdır, bu nedenle alternatif olarak başka yöntemler kullanılmalıdır [34].

2.2.2. Klinik gözlemsel değerlendirme

Klinik uygulamada, postür değerlendirmeleri fizik muayenenin bir parçası olarak yapılır. Klinikte yapıldığında, postüral değerlendirmeler genellikle subjektiftir ve anormallikler gözlemsel olarak incelenir [44]. Bu yöntemin tek avantajı herhangi bir ekipman gerektirmemesidir. Bu yöntemle nicel veriler elde edilemez. Bu nedenle, küçük postür değişiklikleri tespit edilemez [45]. Bu nitel değerlendirme biçimi, düşük hassasiyetin yanı sıra düşük gözlemciler arası/gözlemciler içi güvenilirliklerine sahiptir. Büyük ölçüde geçmiş deneyimlere ve subjektif yorumlara bağlıdır [44].

Duruşu değerlendirmek için görsel gözlemlere dayanan farklı yöntemler vardır. Bazıları duruş bozukluğunu var veya yok olarak rapor ederken, diğerleri normal veya anormal duruş tiplerini belirlemek için çekül çizgisini kullanır [42].

2.2.3. Fotogrametri

Fotogrametri, radyografik yöntemde karşılaşılan zararlı radyasyona maruz kalma riskini ortadan kaldırdığı ve fotoğrafların basılmasını gerektirmediği için postüral değerlendirmenin non-invaziv ölçümünde en yaygın kullanılan yöntemdir. Fotogrametri, bu amaç için özel olarak tasarlanmış bir yazılım kullanarak dijital fotoğraflar üzerinde doğrusal mesafeleri ve açıları (vücut işaretleri ile yatay veya dikey çizgiler arasında oluşturulan çizgiler) ölçerek postüral değerlendirmeyi yapar [46].

Fotogrametri, postüral hizalamadaki küçük değişiklikleri kaydederek doğru kantitatif değerlendirmeye olanak sağlar. Bu yöntem, düşük maliyetli olması, kolay taşınması ve fotoğrafla yorumlanabilmesi, küçük postüral değişiklikleri ölçebilmesi ve yetişkinlerde zaman içinde postüral asimetrielerin ilerlemesini, sabit kalmasını veya azalmasını izlemeyi kaydetmesi nedeniyle diğer non-invaziv yöntemlerden daha üstün kabul edilebilir. Ancak zaman alıcı olması ve anında sonuç vermemesi gibi limitasyonları bulunmaktadır. Ayrıca, 2 boyutlu bir yöntem olduğundan, omurlar arasındaki rotasyonel varyasyonları değerlendirmek için kullanılamaz [34].

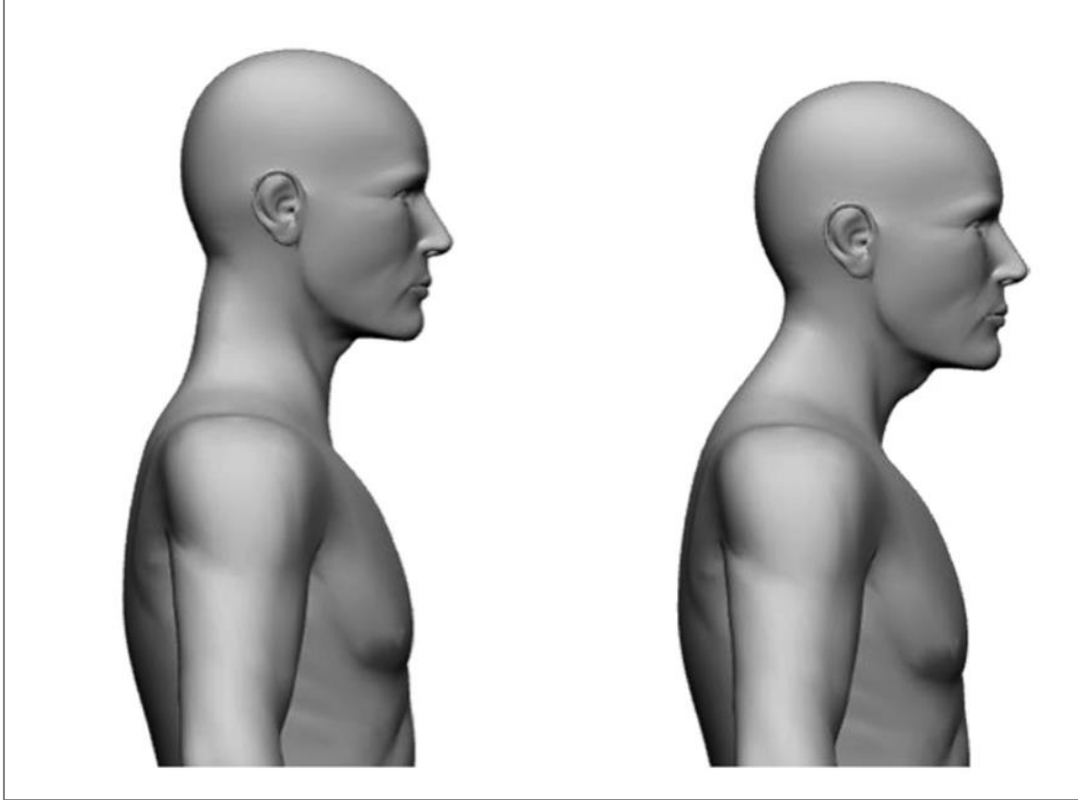
Fotografik ölçümün altın standart olan radyolojik ölçümlere karşı geçerli olduğu ve yüksek gözlemciler arası/gözlemciler içi güvenirlik gösterdiği bildirilmiştir [34,40,47-49]. Bununla birlikte, doğruluk, yapışkan işaretleyicilerin hastanın vücudunun neresine yapıştırıldığına bağlı olarak önemli ölçüde farklılık gösterebilir [50,51]. Fotoğraflar postüral değerlendirme konusunda iyi bir destek sağlayabilir. Ancak, fotoğraflar yüksek kalitede ve bozulmalardan etkilenmemiş olmalı, ekipman hassas bir şekilde ayarlanmalı ve değerlendirme sırasında aynı pozisyonda kalmalı, ortam kalibre edilmeli, uygun şekilde aydınlatılmalı ve fotoğrafı çekilen kişiye mahremiyet sağlanmalıdır [42].

2.3. Baş Önde Postürü

BÖP, sagittal düzlemde yaygın olarak görülen kötü baş duruşlarından biridir [5]. Genel olarak başın sagittal düzlemde protrüzyon (çıkıntı) yapması ve böylece başın gövdenin anterioruna yerleşmesi olarak tanımlanır (Resim 2.2) [27]. BÖP, başın yer çekimine göre göreceli pozisyonunun değişmesi nedeniyle üst servikal omurgada (C1-C3) aşırı ekstansiyona, alt servikal omurgada (C4-C7) fleksiyona neden olur [52,53]. Bu kötü hizalama, okul çağındaki çocuklarda uzun süreli ders çalışma veya yetişkinlerde hareketsiz ofis çalışması gibi diğer nedenlerin yanı sıra, elektronik cihazların kullanımının artmasıyla da ilişkilidir [3].

BÖP kas-iskelet sistemi dengesindeki anormalliklerle ilişkili yaygın bir duruş bozukluğu olarak kabul edilir [1]. Servikal omurga üzerindeki ağırlık basıncını artırarak patolojik miyofasyal adaptasyonları ve kas dengesizliklerini artırır. BÖP olan bireylerde derin boyun fleksörleri, skapular stabilizatörler ve retraktör kaslar zayıflar [48]. ÜT, SKM, posterior servikal ekstansör kaslar, ve levator skapula kasının kısalması ile ilişkilidir [27]. Uzun süreli

BÖP'ün sonucu olarak optimal uzunluk-gerginlik ilişkisinin bozulduğu, bunun sonucu olarak da servikal kasların kuvvet ve enduransında azalma olduğunu öne sürülmektedir. Diğer yandan bazı yazarlar, kas enduransının azalmasının, optimal duruşu sürdürme yeteneğini kaybetmenin olası bir mekanizması olduğunu ve sonuçta BÖP'e yol açtığını ileri sürmüştür [54].



Resim 2.2. Normal baş postürü ve baş önde postürü [55]

2.3.1. Baş önde postürünün değerlendirilmesi

BÖP'ün güvenilir bir şekilde değerlendirilmesi, terapistlerin terapötik müdahalelerinin etkisini değerlendirmeleri için önemlidir [40]. BÖP'ün yüksek prevalansına rağmen, doğru ölçümü için standart bir klinik yöntem yoktur [5,40,56]. BÖP'ü değerlendirmek için lateral fotoğraflama, çekül çizgileri, gonyometre, servikal hareket açıklığı aletleri, cetveller, baş postürü omurga eğriliği aletleri, video kameralar, radyografi ve hareket analiz sistemleri kullanılmaktadır [57]. Klinik uygulamada BÖP'ün değerlendirilmesi başın pozisyonunun görsel gözlemlerine dayanmaktadır. BÖP'ün değerlendirmesinin objektif bir yöntemi ise fotogrametrik ölçümdür [58].

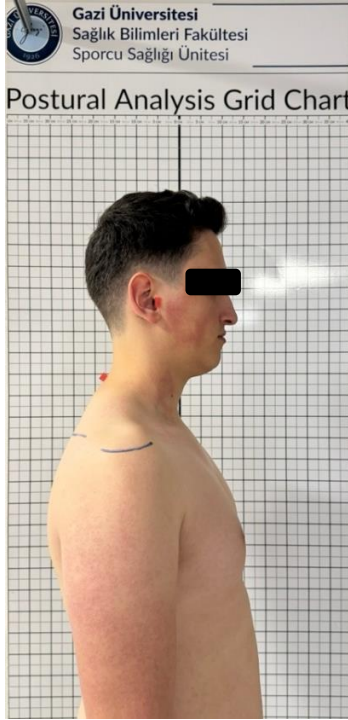
Baş önde postürünün subjektif değerlendirilmesi

BÖP'ün klinik değerlendirmesi, Kendall ve arkadaşları tarafından tanımlanan referans anatomik noktalara göre başın pozisyonunun görsel olarak gözlemlenmesine dayanır [5,40,59]. Özel bir odaklanmayla, hizalama ve duruşun klinik değerlendirmesine uygun maliyetli ve yaygın olarak uygulanabilir bir yaklaşım sağlar [40]. Başın konumunu tahmin etmenin basit ve hızlı bir yoludur ancak değerlendirmeyi yapan kişinin deneyim sahibi olmasını gerektirir [58].

BÖP'ün subjektif tanımı klinisyenler tarafından farklı yorumlanır. Bir yaklaşımda BÖP hafif, orta ve şiddetli olarak sınıflandırılmaktadır [5,40,60]. Farklı bir yaklaşımda, BÖP olmayan, hafif BÖP olan ve BÖP olan şeklinde üç gruba ayrılır [40,61].

Baş önde postürünün objektif değerlendirilmesi

BÖP'ün ölçümü için çok sayıda objektif yöntem kullanılmıştır. Postüral açıları ölçmek için radyografik teknikler kullanılmıştır, ancak radyasyon içermesi ve maliyet sorunları nedeniyle her zaman pratik değildir. Anatomik referanslar arasındaki açıların ölçülmesi, baş ve boyun duruşunu değerlendirmek için güvenilir bir yöntemdir [40]. Baş ve boyun duruşunu değerlendirmek için fotogrametrinin non-invaziv ve daha ucuz olması nedeniyle radyografi kullanımı gibi diğer yöntemlere göre iyi bir klinik alternatif olabileceği belirtilmektedir [62]. Bu yöntemin nispeten hızlı olması, elde edilen görüntü ve değerlerin kolay korunması, tek başına görsel değerlendirmeye göre daha kesin ve güvenilir olması gibi birçok avantajı vardır [3,40]. Bu nedenle fotogrametri, baş pozisyonunun değerlendirilmesinde 'altın standart' olarak kabul edilir (Resim 2.3) [3].



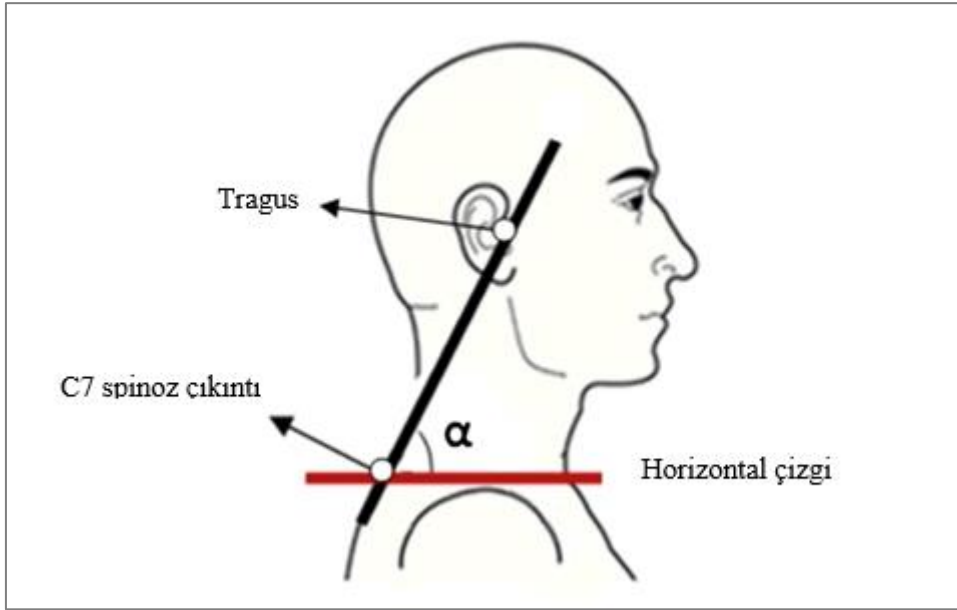
Resim 2.3. Baş önde postürünün fotografik yöntemle değerlendirilmesi

Fotografik yöntem kullanılırken BÖP'ü analiz etmek için KVA, servikal inklinasyon açısı ve baş tilt açıları kullanılır [63]. KVA, BÖP'ü değerlendirmek için en sık kullanılan açıdır [50,59] ve BÖP'ün en güvenilir ve geçerli göstergesidir [3,40]. KVA, literatürde servikal açı, boyun açısı ve ileri baş açısı olarak da adlandırılmaktadır [64].

KVA hem ayakta hem de oturma pozisyonunda değerlendirilebilmektedir. Shaghayeghfard ve arkadaşları oturma pozisyonunda ölçülen KVA'nın ayakta durma pozisyonuna göre arttığını ve BÖP'ü değerlendirmek için ayakta durma duruşunun daha hassas bir duruş olduğunu ifade etmişlerdir [5].

KVA, C7 spinoz çıkıntısından geçen yatay bir çizgi ile kulak tragusundan C7 vertebraya kadar uzanan çizgi arasında kalan açı olarak tanımlanmaktadır (Resim 2.4) [6,40,65]. 48-50°'den düşük bir KVA BÖP olarak tanımlanmaktadır ve daha küçük bir KVA, daha büyük bir BÖP'ü göstermektedir [5]. Baş postürünü sınıflandırmak için kriter olarak kullanılan KVA kesme değerleri araştırmalar arasında farklılık göstermektedir [66]. Birçok araştırmacı, 50° ile 57° arasındaki açıyı normal KVA olarak bildirmişlerdir [27,67,68]. Salahzaded ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmaya göre normal KVA aralığı 53.2–56.8°'dir. Orta-şiddetli BÖP ve hafif BÖP olan bireylerde ise KVA'nın sırasıyla 40.7–43.2° ve 46.9–

49.1° olduğunu belirtmişlerdir [40]. 2020 yılında yapılan sistematik derlemede BÖP tanımlayabilecek kesin bir KVA değeri olmadığı belirtilmektedir [58]. Literatürdeki çalışmalarda BÖP olan bireyleri saptamak için kullanılan KVA kesme değerleri 48° [5,69,70], 50° [71-75] ve 53° [53,76,77] olarak değişiklik göstermektedir. Ayrıca BÖP olan ve olmayan bireyleri belirlemek adına akromiyondan geçen hattın dış işitsel kanala doğru olan mesafe ölçümünü kullanan çalışmalar da bulunmaktadır. Bu değerlendirmede mesafe 2,5-5 cm ise hafif, >5cm ise orta-şiddetli BÖP olarak gruplandırılmaktadır [50].



Resim 2.4. Kraniyovertebral açı (α) [5]

2.3.2. Baş önde postürünün tedavisi

BÖP için altta yatan yumuşak doku dengesizliklerini ele alan kuvvetlendirme ve germe prensipleri tarafından şekillendirilen bir egzersiz programı, derin servikal fleksör ve omuz retraktörünün kuvvetlendirilmesi ile servikal ekstansör ve pektoral kasların gerilmesini içerecektir. Postüral hizalamayı iyileştirmek için zayıflamış postüral kasların güçlendirilmesi ve kısalmış olanların gerilmesine yönelik terapötik yaklaşım savunulmaktadır [7]. Korrektif egzersiz, germe, güçlendirme ve hareket kontrol egzersizleri de dâhil olmak üzere BÖP tedavisi için önerilen yaklaşımlardan biridir [64].

BÖP'ün yönetimi ile ilgili 2022 yılında yapılan bir derlemede 19 çalışma incelenmiştir. Bu çalışmalarda uygulanan egzersizlerin stabilizasyon egzersizleri, postür düzeltme

egzersizleri, düşük ağırlık eğitimi egzersizleri, derin servikal fleksör egzersizleri, motor kontrol egzersizleri, güçlendirme ve germe egzersizleri, biofeedback egzersizleri, kraniyoservikal fleksiyon egzersizleri, bodyblade egzersizleri, pilates ve ev egzersiz programı olduğu belirtilmiştir. Bu çalışma, stabilize edici egzersizlerin ve postür korrektif egzersizlerinin BÖP tedavisinde etkili olduğunu tespit etmiştir. Bu tür egzersizler çoğunlukla derin servikal fleksör kuvvetlendirme, skapular retraktör kuvvetlendirme, pektoral, SKM ve servikal ekstansör kaslar germe, Y ve W egzersizlerini içermektedir. Bununla birlikte, bu egzersizlere manuel terapinin eklenmesinin daha iyi sonuçlar sağladığı belirtilmiştir. Ayrıca elektrofizyolojik ajanlar ve sıcak uygulama gibi fizyoterapi modalitelerinin BÖP için egzersizle birlikte ek bir tedavi olarak kullanılabileceği de ifade edilmiştir [78].

2.4. Kinetik Zincir

Kinetik zincir, dinamik bir aktivite üretmek için vücut segmentlerinin aktivasyonu, mobilizasyonu ve stabilizasyonunun koordineli bir şekilde sıralanmasıdır [79]. Kuvvetlerin ve hareketlerin sıralı bir şekilde aktarılmasını sağlayan vücut bölümlerinin mekanik bağlantılarını ifade eder [80]. Birçok spor aktivitesini analiz etmek için kullanılan biyomekanik bir model olan kinetik zincir modeli, vücudu, distal segmentte istenilen bir eylemi gerçekleştirmek için genellikle proksimalden distale doğru bir sırayla çalışan, birbirine bağımlı bölümlerden oluşan bağlantılı bir sistem olarak tasvir edilir. Bu model, bireysel bölümlerin hareketlerine odaklanmaktan ziyade, spor aktiviteleri sırasında tüm vücudun katkısına odaklanmaktadır [81].

Normal, etkili hareket ve kas aktivasyonunun proksimalden distale doğru bir sıralamayla meydana geldiğine inanılmaktadır. Proksimalden distale sıralama, rehabilitasyon protokolü yoluyla fonksiyonu yeniden sağlamaya çalışırken dikkate alınmalıdır. Klinisyenler omuz fonksiyonuna ve genel kondisyona katkıda bulunan unsurlar olarak bacakları ve gövdeyi ele almanın gerekliliğinin farkındadırlar, ancak protokolleri genellikle omuz rehabilitasyon sürecinin sonlarında vücudun geri kalanıyla bütünleştirirler. Kinetik zincire dayalı omuz rehabilitasyonunda, bacaklar ve gövde başlangıçtan itibaren omuz egzersizlerinin çoğuna entegre edilmektedir. Bu, normal hareket kalıplarını güçlendirir ve rehabilitasyon sırasında yeni hareketleri öğrenme zorluğunu azaltır [81].

Klinik uzmanlar, üst ekstremité performansının tek bir omuz eklemi hareketine değil, alttan úste doğru kinetik zincirin sıralı aktivasyonuna bağlı olması nedeniyle kinetik zincirin omuz rehabilitasyon egzersizlerine dâhil edilmesini önermektedir [18]. Kinetik zincir, distal segmentte istenen sonucu üretmek için birbirine bağlı segmentleri uyumlu hale getirir. Omuz tek başına fonksiyon göstermez ancak omuz fonksiyonunu optimize eden kinetik zincir aktivitesinin bir halkası olarak fonksiyon gösterir. Kinetik zincirin diğer halkalarından herhangi birindeki değişiklikler omuzu etkileyebilir ve omuzdaki değişiklikler de kinetik zincirdeki diğer halkaları etkileyebilir. Bu etkileşimin varlığının omuz rehabilitasyonu için iki sonucu vardır: Birincisi, omuz tedavisi ve rehabilitasyonundan önceki değerlendirme ve teşhis süreci sadece lokal omuz yapılarından daha fazlasını içermelidir. İkinci olarak, omuz fonksiyonunun optimum restorasyonu, yaralanmadan önce var olan etkileşimleri yeniden kurmak için tüm kinetik zincir segmentlerinin aktivasyonunu gerektirmesidir [82].

Kinetik zincirin doğru kullanımı, kor bölgesinde maksimum kuvvetin geliştirilmesine olanak tanır ve bu kuvvet, bu eylemler sırasında kola verimli bir şekilde aktarılabilir. Görevlerin etkili ve verimli olabilmesi için kinetik zincir bağlantılarının (farklı vücut segmentleri) optimal miktarda kas esnekliğine, kuvvetine, propriyosepsiyona ve enduransına sahip olması ve aynı zamanda görevi tekrarlı ve tutarlı bir şekilde yerine getirme becerisine sahip olması gerekir [83].

2.4.1. Kinetik zincirin prensipleri

Kinetik zincir yaklaşımı, özellikle etkilenen eklemdeki lokalize semptomları hedeflemek yerine vücudu bir bütün olarak tedavi etmeye odaklanmasıyla karakterize edilir. Bu model, dinamik bir görevi yerine getirmek için vücut bölümlerinin birbirleriyle nasıl etkileşime girdiğini tanımlamak için rutin olarak bir yapı olarak kullanılır [79].

Kinetik zincir yapısı üç kritik özelliğe odaklanmaktadır. İlk olarak, bireyler egzersiz performansı sırasında fonksiyonel talepleri karşılamak için sırtüstü veya yüzüstü (mümkün olduğunda) pozisyonda olmak yerine dik pozisyonudadır. Bunun başlıca nedenleri arasında; ayakta durma pozisyonlarında skapular (SA ve AT) ve alt ekstremité (gluteal kaslar ve hamstring) kas aktivasyonunun artması ve ayakta durmama pozisyonlarında daha sık meydana gelme eğiliminde olan eklem pozisyon hissi hatalarının azalması yer alır. İkinci olarak, omuz ve gövde üzerindeki kaldıraç kolu kısaltılarak etkilenmiş kol üzerindeki yük

azaltılır. Son olarak, tipik bir nörolojik hareket modeli olan skapula ve omuz kaslarının aktivasyonunu kolaylaştırmak için kol hareketleri, bacaklar ve gövde kullanılarak başlatılmalıdır [84]. Bu kinetik zincir rehabilitasyon yapısı daha sonra bir dizi aşamalı hedef içerecek şekilde genişletilmiştir. Her segmentin optimal fonksiyonunu sağlamaya yardımcı olan entegre fonksiyonel kinetik zincir rehabilitasyonunun ideal prensipleri şunlardır: Uygun postüral hizalamayı sağlamak, ilgili tüm segmentlerde uygun hareketi sağlamak, alt ekstremité/gövde hareketlerini abartarak skapular hareketi kolaylaştırmak, aşırı protraksiyonu kontrol etmede skapular retraksiyonun abartılması, kapalı zincir egzersizini erkenden kullanmak ve birden fazla düzlemde çalışmak [83].

Postüral etkileri göz önünde bulundurmak

İlk olarak, klinisyenler uygun postüral hizalama oluşturmaya teşvik edilmelidir. Uygun postür, kasın yeniden eğitimi, yumuşak doku mobilitesi ve omurga/kaburga mobilizasyonu yoluyla iskelet segmental stabilitesini ve mobilitesini geri kazandırmak için mantıklı ve aşamalı bir tedavi planı ile elde edilebilir. Kor, kinetik zincir fonksiyonunu yönlendirdiğinden, optimal stabilizasyon ve kuvvet üretiminin gerçekleşebilmesi çok önemlidir. Kasın yeniden eğitimi ve kor kasların kuvvetlendirilmesi, hem lokal hem de global kasları hedef alarak rehabilitasyonun erken dönemlerinde başlamalıdır [79].

Gövdenin lokal ve global stabilizatörleri birlikte optimum kor stabilitesini sağlar. Abdominal kaslar, erektör spina ve kalça abduktör kaslar da dâhil olmak üzere daha büyük global kaslar, üst ekstremité fonksiyonunun stabilitesi ve güç üretimi açısından hayati öneme sahiptir. Stabil bir temel oluşturmak için rehabilitasyon protokolleri, segmental omurga stabilitesi ve hizalanmasından sorumlu olan transvers abdominus ve multifidius gibi birincil stabilize edici kaslara odaklanmalıdır. Daha sonra gövde stabilitesi için internal/eksternal oblikler, erektör spina, rektus abdominus ve quadratus lumborum dâhil edilmelidir. Kinetik zincirin en yakın bileşeni olan kor (kolla ilişkili olarak), enerjinin gelişimi ve aktarımı arasındaki kritik bağlantıdır [83].

Doğru hareketi oluşturmak

Hem üst hem de alt ekstremitenin esnekliği standart statik, dinamik ve/veya balistik germe yoluyla artırılabilir. Alt ekstremité kas esnekliğinin iyileştirilmesi, alt vücut hareket

modellerinin iyileştirilmesi ve genel atletik performansın iyileştirilmesi ile ilişkilendirilmiştir [83].

Skapular hareketi kolaylaştırmak

SA ve AT gibi periskapular kaslar erken eğitim ve rehabilitasyonda odak noktası olmalıdır. Kas aktivasyonunun proksimalden distale doğru sıralanmasını kolaylaştırmak için erken eğitim gövde ve kalçayı kapsamalıdır. Skapular rotasyonun doğası gereği aksesuar olduğunu, skapular translasyonun ise fizyolojik veya isteğe bağlı olduğunu hatırlamak önemlidir. Bu nedenle, skapular rotasyonu izole etmeye çalışan egzersizlerin uygulanması fonksiyonel değildir ve önerilmemelidir [83].

Skapular hareketi teşvik etmek için alt ekstremitenin kullanılması kinetik zincir dizilimini taklit etmesi açısından idealdir. Skapular retraksiyonu kolaylaştıran kalça ve gövde ekstansiyonu sırasında glenohumeral eklem üzerine minimum stres biner. Tüm egzersizler ayaklar yerdeyken başlatılır ve kalça ekstansiyonu ve pelvik kontrolü içerir. Aktivasyon paternleri hem ipsilateral hem de kontralateraldir. Stabil bir bacak etrafında gövdenin rotasyonunu içeren diyagonal hareketler, normal fırlatma modelini simüle eder. Omuz iyileştikçe ve rehabilitasyonun orta veya iyileşme aşamasında hareket ve yüklenmeye hazır hale geldikçe, egzersizin son kısmı olarak kol hareketlerini de içerebilir. Transvers düzlemin kullanılması hem skapular retraksiyonun hem de protraksiyonun ortaya çıkmasına yardımcı olur. Kol hareketinden önce geldiği gösterilen kalça ve gövde kas aktivasyonları, proksimal stabiliteyi zorlayarak belirli bir görev sırasında daha etkili olacaktır. Rehabilitasyonun bu bileşeni, distal segmentlere enerji üretme ve transferinin yanı sıra, kol hareketi için stabil zeminin kullanılmasına da olanak tanır. Rehabilitasyon programları aynı zamanda uygun propriyoseptif geri bildirimin uyarılmasını da teşvik etmeye çalışmalıdır, böylece birey istenen fonksiyon düzeyine dönebilir [83].

Protraksiyon kontrolü için skapular retraksiyon

Skapula, vücudun merkezi segmenti ile üst distal segmentler arasındaki bağlantıyı sağladığı için üst ekstremitte hareketlerinde kilit bir bileşendir. Buna göre, skapula gövde ve kol arasında bir bağlantıdır ve kinetik zincirin bir parçasıdır [80].

SR, birleşik omuz hareketleri ve fonksiyonlarında normal skapulahumeral ritmin zorunlu ve ayrılmaz bir parçasıdır. Kalça ve gövdeden skapula boyunca kola kadar sinerjistik kas aktivasyonlarından kaynaklanır ve bu daha sonra skapulaya bağlı kasların maksimum kas aktivasyonunu kolaylaştırır. Retrakte skapula daha sonra tüm rotator manşet kaslarının orijini için stabil bir temel görevi görebilir ve böylece optimal şekilde aktive edilebilir. Aşırı skapular protraksiyon optimal rotator manşet aktivasyonunun gerçekleşmesine izin vermez [83]. Skapula stabilize edilip retrakte edildiğinde rotator manşet kuvvetinin %24'e kadar arttığı bulunmuştur [85].

Skapular retraksiyonun gerçekleştirilmesinden sorumlu kaslar, eksantrik kontrol yoluyla skapular protraksiyonun kontrol edilmesine yardımcı olabilir. Optimize edildiğinde, bu kaslar skapular stabiliteyi düzgün bir şekilde devam ettirebilir, böylece kol hareketiyle aşırı protraksiyon azalır. Bu nedenle, eğitimin erken aşamaları, daha geleneksel rehabilitasyon protokollerinde yapıldığı gibi rotator manşet güçlendirmesine bir vurgu yapmak yerine, normal skapular kinematiği yeniden sağlamak amacıyla skapular kuvvetlendirmeye odaklanmalıdır [83].

Erken kapalı kinetik zincir egzersizlerini uygulamak

Kinetik zincire dayalı rehabilitasyon aktiviteleri açık ve kapalı zincir olarak gruplandırılmıştır. Tipik olarak yumuşak doku patolojik olduğunda kapalı kinetik zincir egzersizleri rehabilitasyon sürecinin erken safhalarında uygulanır. Erken rehabilitasyonda kapalı kinetik zincir egzersizlerinin kullanımını avantajlı kılan üç bileşen vardır. Öncelikle egzersiz ortamı kontrol edilebilir. Bu, odağın yüksek dinamik taleplere sahip entegre bir ünite olarak koldan alınmasına ve sabit, aksiyal olarak yüklü ve statik bir ortama yerleştirilmesine olanak tanır. İkincisi, kapalı kinetik zincir egzersizi, spesifik hareket aralıklarında çalışmak için idealdir. Son olarak, kapalı kinetik zincir egzersizi, ilgili yumuşak dokuya uygulanan kuvvet ve stres miktarını azaltarak rotator manşet ve skapular kaslarının yükünün azaltılmasına olanak tanır. Bu tür egzersizler, pelvis ve gövde gibi kinetik zincirin bağlantılarında proksimal stabilitenin ve kontrolün yeniden sağlanması için en uygun olanlardır. Kapalı kinetik zincir aktivitelerine göre daha fazla yük oluşturan açık kinetik zincir egzersizleri, daha uzun kol kaldıraçları gerektirmesi ve yumuşak dokuya olan talebin artması nedeniyle rehabilitasyon programlarında daha sonra kullanılmalıdır [83].

Kapalı zincir çerçevesinin ardındaki mantık, inhibe olan kasların aktivasyon yeteneğini en üst düzeye çıkarmaktır. Bu, ekstremitayı kapalı zincir pozisyonuna yerleştirmeyi, normal aktivasyon modellerini vurgulamayı ve kompensatuar kas aktivasyonunu vurgulayarak ilgilenilen kasa odaklanmayı içerir. Normal aktivasyon düzeni yeniden sağlandıktan sonra daha zorlu izole egzersizler kullanılabilir [83].

Birden fazla düzlemde çalışmak

Belirli kasların veya belirli eklemleri izole eden tek düzlemli egzersizlerin kullanılmasından kaçınılmalıdır. Erken aşamalarda başarılı pozisyonlar, hareketler ve kas aktivasyon dizilerinin elde edilmesine önem verilmelidir. Bu şekilde, normal biyomekanik hareketlerin yeniden sağlanmasına yol açan normal fizyolojik aktivasyonlar yeniden sağlanır. İster sporla ilgili ister normal günlük hareketler olsun, çoğu aktivite transvers düzlemde gerçekleşir. Bu nedenle özellikle rehabilitasyonun erken evrelerinde transvers düzlemden yararlanılmalıdır. Normal skapulohumeral kinematik geri geldikçe protokol daha unilateral düzlemlere doğru ilerlemelidir [83].

Koruma programları

Kinetik zincir defisitleri düzeltildikten ve normal kinematik yeniden sağlandıktan sonra, kas enduransı ve propriyosepsiyona odaklanılmalıdır. Üç odak alanı uygulanmalıdır: alt ekstremita kas gücü ve enduransı, spora özel entegre egzersiz ve üst ekstremita kas gücü ve enduransı [83].

Alt ekstremita kas enduransını artırmaya yönelik öncelikle yüksek tekrarlı egzersizler uygulanmalıdır. Bir sonraki bileşen, üst ekstremita kas aktivasyonunu kolaylaştırmaya yardımcı olmak için gelişmiş alt ekstremita kas kuvvet ve enduransının kullanımını teşvik eden entegre spora özel egzersizin kullanılması olacaktır. Bu, propriyosepsiyonun yanı sıra kas eğitimini geliştirmeye yardımcı olan, senkronize tek bacak ve transvers düzlem egzersizleri yoluyla gerçekleştirilir. Son alan olan üst ekstremita gücü ve enduransı, ayakta ve yüzüstü pozisyonda gerçekleştirilen yüksek tekrarlı, uzun kaldıraç kollu egzersizleri ile ele alınmaktadır [83].

2.4.2. Kinetik zincir temelli egzersizler

Kinetik zincir, entegre, sıralı segmental hareket ve kas aktivasyonları yoluyla dinamik üst ekstremité hareketlerine izin verir. Kinetik zincirin doğru kullanımı, proksimal segmentlerden (alt ekstremité) distal segmentlere (üst ekstremité) verimli kinetik enerji aktarımını sağlar [17]. Kinetik zincir, yerle teması sağlayan, yer reaksiyon kuvvetini en üst düzeye çıkaran ve distal kol hareketliliği için stabil bir proksimal taban oluşturan ayaklar da dâhil olmak üzere, fırlatma hareketinin aşamaları sırasında birden fazla vücut segmentini geçici olarak birbirine bağlar. Buna ek olarak, kor ve bacaklardaki büyük kaslarda kuvvet gelişiminin en üst düzeye çıkarılması, ele aktarılan kinetik enerjinin %51-55'inden fazlasını üretir. Torakolomber fasya, fırlatma aktiviteleri sırasında kinetik zincirde gluteus maksimus kası aracılığıyla alt ekstremité ve latissimus dorsi aracılığıyla da üst ekstremitéyi birbirine bağlar [86].

Klinisyenler sıklıkla tüm kinetik zincir boyunca verimli enerji transferini optimize etmek için omuz rehabilitasyon programlarına alt ekstremité ve gövde hareketinin dâhil edilmesini savunmaktadır [20]. Önceki çalışmalar üst ekstremité vücut pozisyonu [18], alt ekstremité vücut pozisyonu/egzersiz pozisyonu [15,18,24,25] değiştirildiğinde veya gövde hareketleri eklendiğinde [11,23,26] skapular kas aktivasyonunun değiştiği tespit etmişlerdir.

Birçok yazar [16,81,87,88] omuz kuşağı kas sistemini yeniden aktive etmek için kinetik zincir egzersizlerini birden fazla üst ve alt vücut segmentini aktive eden hareketler olarak tanımlamışlardır. Bu tür hareketler arasında adım alma, öne hamle yapma, uzanma ve dönmenin çeşitli kombinasyonları yer almaktadır [89]. Vücudun fırlatma gibi üst ekstremité performansı için fonksiyonel olarak eğitilmesi, alt ekstremitenin hem çift hem de tek bacak desteğinde verimli bir şekilde çalışmasını gerektirir. Tek bacak desteğinde alt ekstremiteden üst ekstremitéye kuvvet üretme ve aktarma yeteneği, tüm baş üstü aktiviteler için temeldir [17].

2.5. Elektromiyografi

EMG, kasın kendisinden yayılan elektrik potansiyelinin analizi yoluyla kas fonksiyonunun incelenmesidir. EMG günümüzde biyomedikal ve klinik uygulamalarda önemli bir araç olarak kullanılmaktadır. Bu nedenle, EMG sinyalinin saptanması, işlenmesi ve analizi,

doktordan mühendise ve bilgisayar bilimcisine kadar geniş bir uzmanlık alanını içeren biyomedikal alanında önemli bir araştırma alanı haline gelmiştir [90].

EMG, kas kasılması sırasında kas hücrelerinin depolarizasyonu ile oluşan elektriksel aktiviteleri ve kasın depolarizasyonunu başlatan sinir impulslarını kaydeden bir sinyal olarak tanımlanabilir [91]. Beyinden başlayan sinirler arasındaki elektrokimyasal iletim, sinir lifleri boyunca yayılan aksiyon potansiyeli üretir. Aksiyon potansiyeli sinir lifi boyunca hareket eder ve sonunda iskelet kasını uyarır. Bu uyarım kas kasılmasına yol açarak ekstremitelerin hareket etmesini sağlar. Aksiyon potansiyeli tek bir sinire etki eder. Çok sayıda iskelet kası lifi vardır. Bu nedenle, EMG için kaydedilen kastan gelen elektrik potansiyeli aslında iskelet kas liflerine etki eden aksiyon potansiyellerinin süperpozisyonudur [90]. Elektrot bölgesinin altında tespit edilebilen tüm aktif motor ünitelerin, motor ünite aksiyon potansiyelleri elektriksel olarak üst üste bindirilir (süperpozisyonundadır) ve pozitif ve negatif amplitüdlerin simetrik dağılımına sahip (ortalama değer sıfıra eşittir) iki kutuplu bir sinyal olarak gözlemlenir. Buna enterferans paterni denir [92].

EMG kullanımı ‘Kaslar ne yapıyor?’ gibi temel bir soruya cevap arar. EMG’nin en önemli faydaları ise aşağıdaki gibidir:

- Doğrudan kasın içine ‘bakmayı’ sağlar.
- Kas performansının ölçülmesine olanak tanır.
- Ameliyat öncesi ve sonrası karar vermede yardımcıdır.
- Tedavi ve eğitim rejimlerini belgeler.
- Kişilerin kaslarını ‘bulmalarına’ ve eğitmelerine yardımcı olur.
- Spor faaliyetlerini geliştirmek için analiz yapılmasını sağlar.
- Ergonomik çalışmalarda kasların yanıtlarını tespit eder [92].

EMG, normal ve patolojik durumlarda kas uyarılmalarını incelemek için araştırma ve klinik ortamlarda sıklıkla kullanılır. EMG ölçümünün iki yaygın şekli vardır; iğne (kas içi) EMG ve yEMG [93]. İlk yöntemde, ince bir tel doğrudan kas içine uygulanır. İkinci yöntemde ise ilgilenilen kas gövdesinin üstüne yerleştirilen iki elektrot kullanılır ve iki elektrottaki potansiyel fark ölçülür. Kas içi EMG esas olarak klinik çalışmalarda kullanılırken yEMG çoğunlukla kas gövdeleri bir vücut segmentinin yüzeyine yakın olan büyük kasları içeren insan hareketi çalışmalarında kullanılır [94].

Eksternal elektrik stimülasyonuna bağlı yapay bir kas cevabının statik koşullarda analiz edildiği klasik nörolojik EMG'nin aksine, kinezyolojik EMG'nin odak noktası, postüral görevler, fonksiyonel hareketler, çalışma koşulları ve tedavi/egitim rejimleri içindeki kasların istemli nöromüsküler aktivasyonunun incelenmesi olarak tanımlanabilir [92].

Non-invaziv olan yEMG yüzeysel, büyük ve kolay erişilebilir kaslar için yaygın olarak kullanılır. yEMG ile, birkaç motor üniteyi içeren geniş bir alandan uyarım elde edilir. Popülerliğine ve nispeten basit kullanımına rağmen, yEMG'nin bazı limitasyonları bulunmaktadır. Örneğin, derin kaslardan kayıt almak mümkün değildir. Ayrıca, elektrotların nispeten geniş toplama alanı nedeniyle, 'çapraz gürültü' olarak adlandırılan ve bir hata kaynağı olan komşu veya derin kaslardan istenmeyen sinyaller kaydedilebilir. İğne EMG'nin yEMG'ye kıyasla en büyük avantajı ise bu çapraz gürültüyü en aza indirirken statik ve dinamik koşullar sırasında bir kasın EMG sinyallerini seçici olarak tespit etmeye uygun olmasıdır [93].

İğne EMG, çapraz gürültüyü en aza indirmek için uygun olma ve bireysel kas aktivitesini tespit etmek avantajına sahip olsa da oldukça invazivdir, elektrot yerleştirme için özel uzmanlık gerektirir ve tüm kasın elektriksel aktivitesini göstermez. Buna karşılık, yEMG invaziv değildir, uygulaması kolaydır, katılımcılar için daha az rahatsızlık vericidir ve kasın elektriksel aktivitesinin geniş bir alanda kaydedilmesine olanak tanır [95].

2.5.1. Yüzeysel elektromiyografi

yEMG, iskelet kasları tarafından üretilen elektriksel aktiviteleri, cilt üzerindeki yüzey elektrotlar aracılığıyla tespit etmek ve analiz etmek için kullanılan temel bir tekniktir. Sinir sistemi (merkezi ve periferik) tarafından kas kontrolü hakkında önemli bilgiler sağlar. Hastalıkları önlemek ve tedavileri değerlendirmek için yEMG kas yorgunluğu, denervasyon, re-innervasyon, kas koordinasyonu ve spastisite gibi belirli durumları anlamak için kullanılır [96].

Kinezyolojik disiplinler, istemli kas kasılmaları ile ilgili yEMG kullanıcılarının ana grubunu oluşturmaktadır. Rehabilitasyon bilimleri, yEMG'nin kullanıldığı en geniş kinezyoloji alanıdır. Çalışma koşulları ve ergonomi çalışmaları da bu alanla yakından ilişkilidir. Egzersiz ve spor fizyologları da bilimsel çalışmalarında rutin olarak yEMG kullanmaktadır

[97]. Temel fizyolojik ve biyomekanik çalışmaların yanı sıra, kinezyolojik EMG uygulamalı araştırmalar, fizyoterapi/rehabilitasyon, spor antrenmanı ve insan vücudunun endüstriyel ürünler ve çalışma koşullarıyla etkileşimleri için bir değerlendirme aracı olarak kurulmuştur [92]. yEMG'nin kullanım alanları Şekil 2.1'de verilmiştir.



Şekil 2.1. yEMG kullanım alanları [92]

yEMG'de kas liflerinin miyoelektrik aktivite farklılıklarını kaydetmek için, özel elektrotların kas gövdesinin üzerine ve deri yüzeyine uygulanması gerekir [94]. Sensörler ve sensör yerleştirme prosedürleri için SENIAM (surface EMG for a non-invasive assessment of muscles) önerileri oluşturulmuştur. Sensör sistemi elektrotları, kabloları ve (varsa) ön amplifikatörü bir araya getirmek için kullanılan (mekanik) yapı olarak tanımlanır. Elektrot şekli ve boyutu, elektrotlar arası mesafe ve elektrot malzemesi ile ilgili öneriler aşağıdaki gibidir [98]:

Elektrot materyali

Cilt ile temas katmanını oluşturan elektrot malzemesinin iyi elektrot-deri teması, düşük elektrot-deri empedansı ve zaman içinde 'stabil' davranış (empedans ve deri arayüzündeki kimyasal reaksiyonlar açısından) gerçekleştirmesi gerekir [99]. Önceden jelleştirilmiş Ag/AgCl elektrotların kullanılması tavsiye edilir [98]. Elektrot jeli ve macunu, elektrot-cilt empedansını azaltmak için kullanılır. Düşük empedans, stabil kayıtlar ve düşük elektrot

gürültü seviyeleri sağlar. Önceden jelleştirilmiş ve jelleştirilmemiş elektrotların performansı benzer olsa da jelleştirilmemiş elektrotların kullanımı zahmetli ve zaman alıcı olduğundan, önceden jelleştirilmiş elektrotlar önerilir [99].

Elektrot şekli ve boyutu

Elektrot şekli, yEMG elektrotlarının iletken alanının şekli olarak tanımlanmaktadır. Mevcut rehberler, elektrot şekli önerileri için net ve objektif bir kriter göstermemektedir. Elektrot boyutu, bir yEMG elektrotunun iletken alanının boyutu olarak tanımlanır [98]. Çapraz gürültü olasılığını azaltmak için kas hacmine göre uygun elektrot boyutu ve mesafesi seçilmelidir. Daha küçük yüzey elektrotlarının daha yüksek empedansa sahip olduğu ve daha dikkatli bir cilt hazırlığı gerektirdiği göz önünde bulundurulmalıdır [100]. Kas lifleri yönündeki elektrotların boyutunun 10 mm'yi geçmemesi tavsiye edilir [98,99].

Elektrotlar arası mesafe

Elektrotlar arası mesafe iki bipolar elektrotun iletken alanları arasındaki merkezden merkeze mesafesi olarak tanımlanır. Bipolar yEMG elektrotlarının önerilen sensör konumunda ve elektrotlar arası mesafe 20 mm olacak şekilde uygulanması önerilir [98].

2.5.2. Sensör yerleştirme prosedürü

yEMG için sensör yerleştirme prosedürü yEMG sensörünün seçilmesi, cildin hazırlanması, deneğin başlangıç pozisyonuna yerleştirilmesi, sensör lokasyonunun belirlenmesi, sensörün yerleştirilmesi ve sabitlenmesi ile bağlantının test edilmesi gibi bir dizi ardışık adımdan oluşur [98].

Sensörün yerleştirilmesi

Bir bipolar yEMG sensörü seçerken, şekil, boyut, elektrotlar arası mesafe, malzeme ve yapı seçilmelidir [98].

Cildin hazırlanması

Cildin temizlenmesi, düşük gürültü seviyeli EMG kayıtları sağlamak için faydalıdır [101]. İyi elektrot-cilt teması, daha iyi yEMG kayıtları, daha az ve daha düşük artefaktlar, elektrotlar arasında daha az imbalans riski ve daha az gürültü elde etmek için önemlidir. Sensörün yerleştirileceği yerdeki cilt yüzeyi kıllarla kaplıysa bölgenin tıraş edilmesi ve sensör yerleştirilmeden önce cildin kuru olması için cildin alkolle temizlenmesi ve alkolün buharlaşmasına izin verilmesi önerilir [98].

Bölgenin tıraş edilmesi özellikle nemli koşullar altında veya terli cilt tipleri ve/veya dinamik hareket koşulları için elektrotların yapışmasını artırmak için gereklidir. Derinin temizlenmesi için çok ince bir zımpara kâğıdı kullanılabilir. İyi bir sonuç elde etmek için genellikle 3 veya 4 süpürmede yumuşak ve kontrollü bir basınç yeterlidir. Zımpara kağıdı kullanımı sonrası alkollü ped temizliği yapılmalıdır [92].

Deneğin başlangıç pozisyonuna yerleştirilmesi

Deri hazırlığından sonra denek, sensörün kas üzerindeki uygun lokasyonunun belirlenmesine olanak tanıyan başlangıç pozisyonuna getirilmelidir. Bu başlangıç pozisyonunda, uygun sensör konumunu belirlemeye yardımcı olan kas ve anatomik işaretleri net bir şekilde (palpasyon yoluyla) belirlemek mümkündür. Genel olarak, başlangıç pozisyonunun tanımı bireyin pozisyonunun (oturma, yatma, yüzüstü, vb.) yanı sıra sensörün yerleştirileceği vücut segmentinin pozisyonu ve oryantasyonunun bir tanımını içerir [98].

Sensörlerin lokalizasyonun belirlenmesi

Sensörler, yüksek kaliteli ve stabil bir yEMG verisi elde edilebilecek bir lokasyona yerleştirilmelidir. Bir yEMG kaydının stabilitesini güçlü bir şekilde etkileyen faktörler motor noktaların ve/veya kas tendonlarının varlığı ve yEMG sensörünün yakınında diğer aktif kasların varlığıdır [98]. Sensörün kas üzerindeki longitudinal (lif yönünde) lokasyonu ile ilgili olarak, sensörün distal motor son plak bölgesi ile distal tendonun ortasına yerleştirilmesi tavsiye edilir. Sensörün kas üzerindeki transversal konumu ile ilgili olarak, sensörün yüzeyde diğer kaslara uzakta olacak şekilde konumlandırılması önerilir, böylece diğer kaslara olan geometrik mesafe en üst düzeye çıkarılır [99].

Sensörün yerleştirilmesi ve sabitlenmesi

Sensör konumu belirlendiğinde ve işaretlendiğinde, sensörün işaretli konuma yerleştirilmesi ve sabitlenmesi gerekir. Bipolar yEMG elektrotlarının önerilen sensör konumuna kas liflerine paralel bir doğrultuda yerleştirilmesi tavsiye edilir. Sensörün sabitlenmesi ile ilgili olarak, elektrotların cilde düzgün bir şekilde sabitleneceği, hareketin engellenmeyeceği ve kabloların elektrotları çekmeyeceği şekilde elastik bantlar veya (çift taraflı) bant/halkalar ve kablolar kullanılması önerilir [98].

Bağlantının test edilmesi

Sensörün ve referans elektrotun yerleştirilmesinden sonra, elektrotların kas üzerine düzgün bir şekilde yerleştirilip yerleştirilmediğini ve güvenilir bir yEMG sinyalinin kaydedilebilmesi için ekipmana bağlanıp bağlanmadığını belirlemek için bir test yapılabilir [98].

2.5.3. EMG sinyali ve sinyali etkileyen faktörler

Elektriksel potansiyelin zamanla değişen sinyal şeklinde gösterimi EMG sinyali olarak adlandırılır [90]. Üst üste binmiş motor ünite aksiyon potansiyellerini tespit eden filtrelenmemiş ve işlenmemiş bir sinyale ham EMG sinyali denir [92].

EMG sinyali elde etmek kayıt, veri toplama ve sinyal işleme gibi çeşitli süreçleri içerir [90]. EMG sinyali, kas zarından elektrotlara doğru ilerlerken, şeklini ve özelliklerini değiştiren çeşitli dış faktörlerden etkilenebilir. Bunlar temel olarak doku özellikleri, çapraz gürültü, hareket artefaktı, dış gürültü, elektrotlar ve amplifikatörler olarak sayılabilir. Bu faktörlerin çoğu, doğru hazırlık ve oda/laboratuvar koşullarının kontrol edilmesiyle en aza indirilebilir veya kontrol edilebilir [92].

Doku özellikleri

İnsan vücudu iyi bir elektrik iletkenidir, ancak ne yazık ki elektrik iletkenliği doku tipine, kalınlığına, aktif kas fizyolojik değişikliklerine ve sıcaklığa göre değişir. Bu koşullar denekten deneğe (ve hatta denek içinde) büyük farklılıklar gösterebilir ve işlenmemiş EMG

sinyalinde hesaplanan EMG amplitüd parametrelerinin doğrudan nicel olarak karşılaştırılmasını engeller [92].

Deri altı yağının hem yEMG sinyal amplitüdü hem de çapraz gürültü üzerinde olumsuz bir etkisi vardır. Deri altı yağ dokusu, kas lifleri ile elektrotları arasındaki uzaklığı artırarak EMG sinyalinin uzaysal filtrelenmesinin artmasına ve dolayısıyla yEMG amplitüdünde bir azalmaya neden olur. Deri altı yağ dokusunun artan miktarları, ilgili kas lifleri ile farklı kasların üzerinde bulunan elektrotlar arasındaki mesafelerdeki göreceli farklılıkları azaltarak, aksiyon potansiyellerinin her elektrotta daha benzer görülmesine neden olur [102].

Çapraz gürültü

Çapraz gürültü, EMG sinyalinin yakındaki bir kasın elektriksel aktivitesi ile kontaminasyonu olarak tanımlanır [103]. Çapraz gürültü, kaydedilen EMG sinyalinin yanlış yorumlanmasına yol açabileceğinden titizlikle dikkate alınmalıdır [93]. Çapraz gürültü miktarının deri altı tabakasının kalınlığına ve tespit sistemine bağlı olduğu bilinmektedir [103]. Deri altı yağ kalınlığı arttıkça çapraz gürültü de artmaktadır [104]. Komşu kaslar, lokal elektrot bölgesi tarafından tespit edilen önemli miktarda EMG üretebilir. Tipik olarak bu çapraz gürültü ya hiç mevcut değildir ya da genel sinyal içeriğinin %10-15'ini aşmaz. Ancak, kas grupları içindeki dar yerleşimlere dikkat edilmelidir [92].

Çapraz gürültüyü en aza indirmek için yapılabilecek genel öneriler arasında uygun yüzey elektrodu lokasyonu, uygun elektrot boyutu ve elektrotlar arası mesafe bulunmaktadır. Kas kontraksiyonu sırasında kas, deri ve elektrotların altında hareket eder ve bu da kaydedilen yEMG sinyali üzerinde önemli etkilere sahip olabilir [93].

Kalbin yakınında ölçüm yapıldığında (sol taraftaki omuz ve gövde kasları), EKG dalgaları EMG kaydını karışabilir. Bunların görülmesi kolaydır ve bunları ortadan kaldırmak için yeni algoritmalar geliştirilmiştir [92]. ‘High pass filtre’, EKG artefaktının neden olduğu osilasyonları ortadan kaldırmak için çok etkili bir yöntemdir [104].

Hareket artefaktı

Elektrodu amplifikatöre bağlayan kablonun ve elektrodun tespit yüzeyi ile cilt arasındaki arayüzün hareketi, hareket artefaktları oluşturur. Kas aktive olduğunda, kasın uzunluğu azalır ve kas, deri ve elektrotlar birbirine göre hareket eder. Bu durumda elektrotlar bazı hareket artefaktları gösterecektir. Hareket gürültüsünün frekans aralığı genellikle 1-10 Hz'dir ve EMG'nin amplitüdü ile benzer bir voltaja sahiptir. Deri temizliğinin iyi yapılması veya filtreleme yöntemleri ile bu hareket artefaktlarının azaldığı belirtilmiştir [104].

Dış gürültü

Çok gürültülü elektrik ortamlarında özellikle dikkat edilmelidir [92]. Ortam gürültüsü, elektrik kabloları, televizyonlar ve radyolar gibi diğer ekipmanlardan kaynaklanabilen elektromanyetik radyasyondan kaynaklanır [105]. En zor olanı, tipik olarak diğer harici cihazların yanlış topraklanmasından kaynaklanan güç uğultusunun doğrudan etkileşimidir [92].

2.5.4. EMG sinyal kontrol prosedürleri

EMG sinyallerinin geçerliliğini ve kalitesini kontrol etmek, tüm EMG araştırmalarında önemli bir prosedürdür.

EMG sinyal geçerliliğinin kontrolü

Doğru kasın ölçülüp ölçülmediği ve geçerli sinyalleri varlığı kontrol edilmelidir. EMG sinyali, ilgili kas için spesifik bir kas fonksiyon testi ile doğrulanabilir. Kas fonksiyon testlerine dayanan izole statik test kasılmaları, EMG kaydının geçerli verileri ortaya çıkarıp çıkarmayacağını ve/veya deneğin kası aktive edip edemeyeceğini net bir şekilde anlamayı sağlar [92].

Empedans testi

Cilt hazırlığı düzgün bir şekilde yapıldıysa, cilt tipik olarak açık kırmızı bir renk alır. Bu, iyi bir cilt empedansı durumunu gösterir. Bunu doğrulamak için elektrot çifti arasındaki Ohm direnci ölçülebilir. Genellikle uygulama alanının stabil bir elektriksel duruma ulaşması için yaklaşık 5 dakika gerekir: ilk dakika içinde, esas olarak cilt katmanlarındaki kimyasal değişiklikler nedeniyle elektrik direncinde %5'nin üzerinde bir düşüş gözlemlenebilir. Cilt empedans aralıkları sınıflandırılması Çizelge 2.1'de verilmiştir [92].

Çizelge 2.1. Cilt empedans önerileri

Empedans aralığı (KOhm)	Öneri
1-5	Çok iyi durumda
5-10	İyi ve uygulanabilirse tavsiye edilir
10-30	Kolay koşullar için kabul edilebilir
30-50	Daha az iyi, dikkat gerekiyor
>50	Kaçınılmalıdır veya ikinci bir temizlik çalışması gerektirir

Ham EMG taban değer kalitesinin incelenmesi

Ham EMG taban çizgisinin görsel olarak incelenmesi en önemli adımdır. Amplifikatör birkaç mikrovolt (mV) daha büyük olmayan bir sinyal almak zorundadır ve bu hassas sinyal doğru şekilde işlenmezse artefaktlardan kolayca etkilenebilir. Elektrotları amplifikatöre bağladıktan sonra ayrıntılı bir inceleme için her kanalın ham EMG kaydına yakınlaştırmalı. Denekten tamamen gevşemesi istenmelidir. Gerçek bir rahatlama için uzanmasına izin verilir. Tamamen gürültüsüz bir kayıt mümkün değildir. Küçük amplitüdlü sivri uçlar veya rastgele yapılar görülebilir ancak bunlar 10 - 15 mV'u geçmemelidir [92].

2.5.5. EMG sinyal analizi

Sinyal analiz yöntemleri, sinyalin tanımlayıcı bilgilerini ve özelliklerinin tanımlanmasına olanak sağlar [96]. Cilt kaynaklı artefaktları azaltmak ve yEMG sensörlerinin yerleşimini ve güvenliğini iyileştirmek için çeşitli yöntemler geliştirilmiş olsa da gürültü kontaminasyonu başa çıkmanın en etkili yöntemlerinden biri, frekans spektrumunda ilgili bölgeyi mümkün olduğunca korurken gürültüyü sinyalden filtrelemektir [106].

Filtreleme, alakasız sinyallerin azaltıldığı herhangi bir işlemi ifade ederken, çoğu klinik durumda filtreleme, sinyaldeki belirli frekans bileşenlerinin azaltılmasıyla limitlidir. Bir filtrenin adı, filtrenin azalttığı (düşük veya yüksek frekanslı filtreler) veya geçtiği (high-pass, band-pass filtre) frekans değerleri ile tanımlanır. Kullanılan çoğu filtre, yüksek ve düşük frekanslı filtrelerin bir kombinasyonu olan band-pass filtrelerdir [100].

Band-pass filtrelerinin sınırları için çeşitli öneriler ortaya atılmıştır. Bu sınırlar düşük frekans bölgesinde 5-20 Hz ile yüksek frekans bölgesinde 400-450 Hz arasında değişmektedir. yEMG sinyallerinin gürültüsünü gidermek için geleneksel yöntem olarak dijital Butterworth filtreleri kullanılmaktadır [106].

Tam dalga rektifikasyonu

yEMG sinyalinin ateşleme zamanı ve amplitüd parametresi enterferans EMG'sinden değerlendirilebilse de, enterferans (ham) EMG sinyalinin rastgele doğasını mümkün olduğunca en aza indirmek için ham yEMG sinyalinin rektifikasyonu ve yumuşatılması gerekir. Rektifikasyon protokolü, sinyalin yalnızca pozitif sapmasının alınmasını içerir. Bu, ya negatif sapmanın tamamen ortadan kaldırılmasıyla (yarım dalga rektifikasyon) ya da negatif genliklerin pozitif genliklere dönüştürülmesiyle (tam dalga rektifikasyon) yapılabilir [94].

Yumuşatma işlemi (smoothing)

EMG'nin enterferans paterni motor ünite aksiyon potansiyellerinin rasgele bir şekilde üst üste binmesi nedeniyle rastgele bir yapıya sahiptir. Bu da ham bir EMG dalgasının belirgin şekilde ikinci kez yeniden üretilmemesine neden olur. Bu sorunu çözmek için sinyalin yeniden üretilmeyen kısmı, sinyal gelişiminin ortalama eğilimini gösteren dijital yumuşatma algoritmaları uygulanarak en aza indirilir. Dik genlikli sivri uçlar kesilir; sinyal doğrusal bir görünüm alır. Karekök hesaplamasına dayanan Kök Ortalama Kareleri (Root Mean Square, RMS), sinyalin ortalama gücünü yansıtır (RMS EMG olarak da adlandırılır) ve yumuşatma için tercih edilir [92].

2.5.6. EMG normalizasyonu

Bir kasın ne kadar aktif olduğu veya ne kadar süre aktif kaldığı öğrenilmek istendiğinde, ham EMG genellikle RMS prosedürü ile değerlendirilir. Ancak veriler, elektrotların yeniden uygulanmasını gerektiren denemeler arasında, kaslar arasında veya bireyler arasında karşılaştırılacaksa, normalize edilmeleri gerekir [107].

Sinyalin normalizasyonu, denekler, farklı kaslar veya farklı günlerde aynı kas üzerinde değişen elektrot bölgeleri arasında karşılaştırmayı kolaylaştırır. Normalizasyon, mutlak EMG değerlerinin maksimal veya submaksimal kasılma testi sırasında elde edilen referans EMG değerinin yüzdesi olarak ifade edildiği bir prosedürdür [108]. Bir görev/aktivite sırasındaki EMG'nin büyüklüğü mV cinsinden vermek yerine, referans değer bir oranı veya daha yaygın olarak bir yüzdesi olarak ifade edilir [107].

En yaygın kullanılan referans değer, maksimum istemli izometrik kasılmalarla (MİİK) ortaya çıkan maksimum miyoelektrik aktivitedir [108]. Tipik olarak, MİİK kasılmaları statik dirence karşı gerçekleştirilir. Normalizasyon için diğer yöntemler internal ortalama değere veya belirli bir denemeye (ölçüme) ya da belirli bir submaksimal referans aktivitenin EMG seviyesine normalize etmektir. Tüm normalizasyon yöntemlerinin ana etkisi, ilgili ölçüm koşulunun etkisinin ortadan kaldırılması ve verilerin mV yerine seçilen referans değer yüzdesine yeniden ölçeklendirilmesidir [92].

2.6. Baş Önde Postürü Olan ve Olmayan Bireylerde Kinetik Zincir Temelli Egzersizler Sırasında Kas Aktivasyonunun Değerlendirilmesi

Kas aktivasyonu ile ilgili çelişkili sonuçlar olmasına rağmen, BÖP olan bireylerde kas aktivasyonunun değişmiş olması muhtemel görülmektedir [109]. Ayrıca literatürde egzersizler sırasında kinetik zincirin dâhil edilmesinin skapular kas aktivasyonunu değiştirdiği tespit edilmiştir [15,18,24,25]. Bu tez çalışması ile BÖP olan ve olmayan bireylerde klinikte sıklıkla kullanılan egzersizler olan üst ekstremité egzersizleri sırasında kinetik zincirin dâhil edilmesinin kas aktivasyonuna etkisinin belirlenmesi amaçlanmıştır. Kinetik zincirin etkisinin tespit edilmesi için SR ve BPA egzersizleri farklı alt ekstremité pozisyonlarında yaptırılacaktır. Tez çalışmasının sonuçlarına göre egzersiz seçimi ve progresyonu ve egzersiz çeşitliliğinin sağlanması konularında önerilerde bulunulacaktır.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Araştırma Grupları

Çalışma Gazi Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Fakültesi, Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü, Sporda Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı'nda yürütüldü. Çalışma için Gazi Üniversitesi Etik Komisyonu'ndan izin alındı (EK-1, Etik No: 2022 – 935; Tarih: 04.08.2022).

Çalışmaya dâhil edilen bireyler çalışma hakkında bilgilendirildi. Çalışmaya katılmayı kabul eden bireylere gönüllü olarak katıldıklarına dair 'Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formu' imzalatıldı (EK-2).

3.1.1. Çalışmaya dâhil edilme kriterleri

- 18 - 35 yaş arasında olmak [25,110]
- Son 6 hafta içerisinde omurga, alt ekstremit ve üst ekstremitde ağrı yaşamamış olmak [18,23]
- Araştırma hakkında detaylı bilgi verildikten sonra, çalışmaya katılmayı kabul etmek
- Ek olarak BÖP olmayan gruptaki bireyler için çalışmaya dâhil edilen BÖP olan bireylerle benzer yaş ve cinsiyette olmak

3.1.2. Çalışmaya dâhil edilmeme kriterleri

- İntervertebral disk herniasyonu, spondilozis, radikülopati, kronik baş ağrısı, tortikolis, deformite, strain veya whiplash gibi boyun yaralanmaları ve boyun bölgesi cerrahisi geçirmiş olmak [110]
- Subakromiyal impingement sendromu, rotator manşet yaralanması, bursit, instabilite, dislokasyon veya adeziv kapsülit gibi omuz yaralanmalarına veya cerrahi öyküye sahip olmak [15,110]
- Alt ekstremitde ağrı ve geçirilmiş cerrahi öyküsüne sahip olmak [17,18]
- Fonksiyonel veya yapısal skolyozu bulunmak [111]
- Nörolojik veya sistemik bir hastalığa sahip olmak [12,112]

- Haftada 6 saatten fazla baş üstü spor veya üst ekstremitte kuvvet antrenmanı yapmak [18,23]
- 30 kg/m²'den fazla vücut kütle indeksine (VKİ) sahip olmak [12]
- BÖP olmayan gruptaki bireylerde 57°'den daha büyük KVA değerine sahip olmak [40]

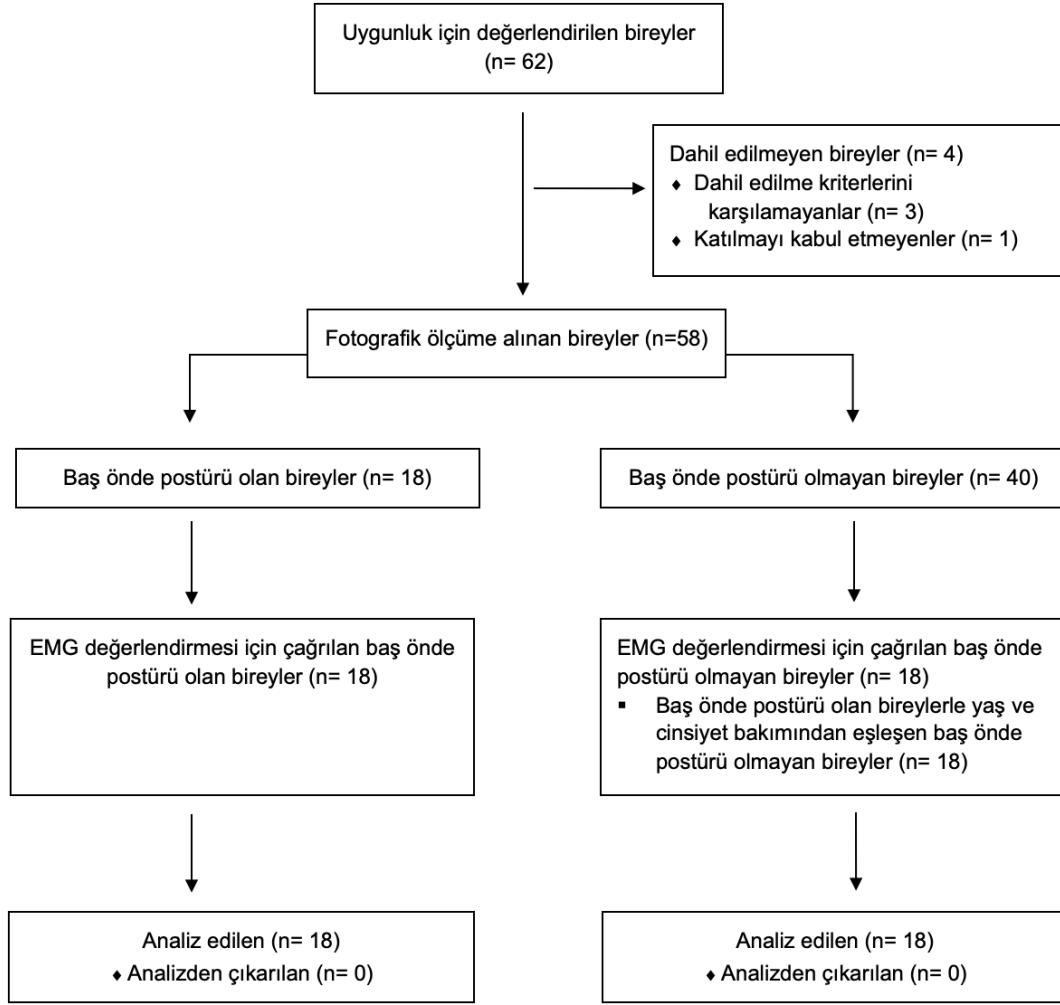
3.1.3. Çalışmadan çıkarılma kriterleri

- Egzersizleri belirtildiği / anlatıldığı gibi yapmakta zorluk yaşamak

3.2. Çalışma Planı

Çalışmamız için ilk olarak, çalışmaya katılmayı kabul eden 62 birey dâhil edilme kriterlerini sağlayıp sağlamadığını belirlemek amacıyla kliniğe davet edildi. Değerlendirmeye çağrılan katılımcılardan 4 kişi dâhil edilme kriterlerini sağlamadı.

Dâhil edilme kriterlerine uyan bireylerde BÖP olup olmadığını belirlemek amacıyla fotografik postür analizi yapıldı. Fotografik ölçüm sonucunda KVA'sı 50°'den düşük olan bireyler BÖP olan gruba dâhil edildi [27,74,75,113]. Yapılan analiz sonucunda katılımcılardan 18 kişide BÖP olduğu saptandı. BÖP olan bireylerle benzer demografik özelliklere sahip olan (yaş, VKİ ve cinsiyet), dâhil edilme kriterlerine uyan ve KVA'sı 50°'den yüksek olan bireylerden 18 kişi BÖP olmayan gruba dâhil edildi. Çalışmanın akış diyagramı Şekil 3.1'de verildi.



Şekil 3.1. Çalışmanın akış şeması

Değerlendirmeler aşağıdaki sıra ile uygulandı:

- Çalışmaya katılmayı kabul eden bireylerin çalışmaya dâhil edilme kriterlerine uygunluğunun belirlenmesi
- Dâhil edilme kriterlerine uyan bireylere çalışma detaylarının anlatılması
- BÖP'ü olan ve olmayan bireyleri saptamak amacıyla fotografik ölçümlerinin alınması
- Fotoğrafların bilgisayar ortamına aktarılması ve program aracılığıyla KVA değerlerinin ölçülmesi
- KVA değerlerine göre BÖP olan bireylerin belirlenmesi
- Bireylerin demografik bilgilerinin alınarak BÖP olan bireylerle yaş, VKİ ve cinsiyet bakımından eşleşen BÖP olmayan bireylerin belirlenmesi
- Çalışmaya dâhil edilen bireylerin değerlendirilmesi için bireylerden yazılı onam alınması (EK-2), uygun günlerinin belirlenmesi, elastik bandın direncinin belirlenmesi

- İlk değerlendirme gününde bireylerin MK lmlerinin yapılması
- İkinci değerlendirme gününde egzersizler sırasında kas aktivasyonlarının llmesi

3.3. Değerlendirme Yöntemleri

Kinetik zincir temelli egzersizlerin etkilerini belirlemek için iki farklı üst ekstremite egzersizi beş farklı alt ekstremite pozisyonunda gerçekleştirildi. BPA ve SR egzersizleri ayakta, tek bacak ayakta duruş (TBAD), squat, tek bacak squat (TBS) ve Bulgarian split squat (BSS) pozisyonlarında yaptırıldı.

Kinetik zincir temelli egzersizler sırasında katılımcıların SKM, T, OT ve AT kaslarının aktivasyonlarını değerlendirmek için non-invaziv bir yöntem olan 8 kanallı yEMG (Noraxon MiniDTS) cihazı kullanıldı. EMG verileri, tüm kaslar için MK lmleri kullanılarak normalize edildi.

On egzersizin yapılması uzun sürdüğü için yorgunluğ önlemek amacıyla katılımcıların MK lmleri ve egzersizler sırasındaki kas aktivasyonları iki farklı günde değerlendirildi. Ölçümler aynı deneysel koşullar altında (günün saati, ayarlar, ısınma) gerçekleştirildi. Elektrotların yerleşimlerinin iki gün için de aynı olduğundan emin olunması için silinmeyen bir kalem ile elektrotların yerleri ilk günkü değerlendirmede işaretlendi.

3.3.1. Demografik bilgiler

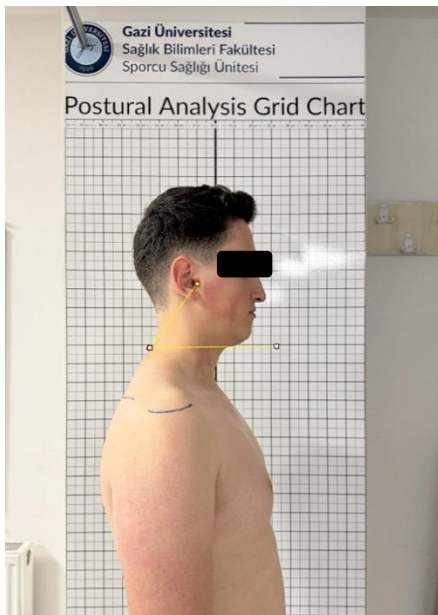
Katılımcıların cinsiyet, yaş, vücut ağırlığı, boy uzunluğı, VKİ, st ekstremite ve alt ekstremite için dominant tarafları bilgileri kayıt altına alındı. Dominant ekstremite üst ekstremite için yazı yazan el [114], alt ekstremite için topa vurma bacağı sorgulanarak kaydedildi [115].

3.3.2. Baş önde postürünün değerlendirilmesi

Fotografik lm için bir dijital kamera (Logitech c922 Pro Stream Webcam) sabit bir tripod üzerine rotasyon veya tilt olmadan postür chartından 1,5 metrelik bir mesafeye yerleştirildi. Kameranın tabanı, katılımcıların omuz yksekliğine göre ayarlandı [40].

Katılımcılardan boyunları açıkça görülecek şekilde kıyafet giymeleri istendi ve C7 spinoz çıkıntıları ile tragus palpe edilerek bu noktalara iki işaretleyici bant yapıştırıldı. Katılımcılardan ayakları omuz genişliğinde açık dururken ağırlıklarını simetrik olarak her iki alt ekstremitede paylaşmaları istenerek rahat duruş pozisyonunda durmaları söylendi. Fotoğrafı çekmeden önce, her katılımcıdan en rahat pozisyonuna gelmeden önce boynunu üç kez fleksiyon ve ekstansiyona getirmesi istendi. Katılımcılara daha sonra doğal duruşlarında karşıya bakmaları talimatı verildi (Resim 3.1) [6,40].

C7 spinoz çıkıntından geçen yatay bir çizgi ile kulak tragusundan C7 vertebraya kadar uzanan çizgi arasındaki açı olarak tanımlanan KVA ölçüldü [6,40]. Aynı değerlendirmeci tarafından 3 fotoğraf alındı. Ölçüm sonucunda fotoğraflar Image-J programı ile analiz edildi [116]. Üç ölçümün ortalama değeri KVA olarak kaydedildi.



Resim 3.1. Fotografik ölçümün alınması ve analiz edilmesi

3.3.3. Kinetik zincir temelli egzersizler

Kinetik zincir temelli egzersizlerin etkisini tanımlayabilmek için SR ve BPA egzersizlerinin her biri ayakta duruş, TBAD, squat, TBS ve BSS pozisyonlarında yaptırıldı.

Üst ekstremité egzersizleri ve egzersizler sırasında alınan alt ekstremité pozisyonlarının anlatımı Çizelge 3.1’de verildi (Resim 3.2-3.5).

Katılımcıların egzersiz sırasındaki ayak pozisyonlarının tüm ölçümler sırasında aynı yerde olduğundan emin olmak amacıyla zeminde tebeşir ile işaretlendi. Squat, TBS ve BSS pozisyonları sırasında diz ve gövde açıları gonyometre ile ölçüldü. Egzersizler sırasındaki diz fleksiyon açılarını koruduğu paralel kolonlar arasına yerleştirilen bant yardımıyla kontrol edildi. Egzersizler sırasında alt ekstremité pozisyonu ile ilgili denge kaybı olduğunda veya üst ekstremité egzersizi yapılırken yanlışlık olması durumunda ölçüm analizden çıkarıldı ve ölçüm tekrarlandı.

Çizelge 3.1. Egzersiz tanımları

Egzersiz	Tanımları
SR egzersizi	Katılımcılardan, omuz 0° abduksiyon ve dirsek 90° fleksiyon pozisyonundayken elastik bandı kavramaları istendi [12,117]. Tüm egzersizler sırasında bant pozisyonu kişilerin boylarına göre ayarlandı. Katılımcılara ‘kürek kemiklerini birbirine yaklaştırmaları’ talimatı verildi (Resim 3.2).
BPA egzersizi	Katılımcılardan, omuz 90° fleksiyon pozisyonunda elastik bandı nötral bir kavramada tutmaları istendi. Bant hafif gergin pozisyonda olacak şekilde egzersize başlandı. Katılımcılardan horizontal abduksiyon yapmaları istendi [13]. Katılımcılara ‘kollarınızı omuz açınızı bozmadan açabildiğiniz kadar açın ve bunu yaparken kürek kemiklerini birbirine yaklaştırmaları’ talimatı verildi (Resim 3.3).
Ayakta dik duruş	Katılımcılardan ayakları omuz genişliğinde açık olacak şekilde ayakta durmaları istendi [118]. Bu pozisyonu sürdürürken üst ekstremité egzersizleri yaptırıldı.
Tek bacak ayakta duruş	Katılımcılardan dominant bacak üzerinde durması istendi. Dominant olmayan bacak yaklaşık 45° diz fleksiyonunda tutuldu [119]. Katılımcılara aktivite sırasında herhangi bir zamanda dominant olmayan bacak ile dominant bacağına temas ettirmemeleri talimatı verildi. Bu pozisyonu sürdürürken üst ekstremité egzersizleri yaptırıldı.
Squat	Katılımcılardan ayakları omuz genişliğinde açık olacak, kalça 90° ve diz 60° fleksiyonda olacak şekilde squat pozisyonunda durmaları istendi [18]. Baş ve gövde dik olacak şekilde hizalandı. Bu pozisyonu sürdürürken üst ekstremité egzersizleri yaptırıldı.
Tek bacak squat	Katılımcılardan, dominant bacak üzerinde diz 30° fleksiyonda olacak şekilde squat pozisyonunda durmaları istendi [18]. Dominant olmayan bacak yaklaşık 45° diz fleksiyonunda tutuldu. Katılımcılara aktivite sırasında herhangi bir zamanda dominant olmayan bacak ile dominant bacağına temas ettirmemeleri talimatı verildi [120]. Bu pozisyonu sürdürürken üst ekstremité egzersizleri yaptırıldı.
Bulgarian split squat	Katılımcılardan dominant ayağı önde olacak şekilde gövde dik bir pozisyondayken durması istendi. Arka ayak, katılımcıların tuberositas tibia yüksekliğine eşit bir basamak üzerine yerleştirildi [121]. İki ayak arasındaki adım mesafesi, spina iliaca anterior superiordan medial malleolüne kadar ölçülerek belirlenen bacak uzunluğuna eşit tutuldu [122,123]. Katılımcılardan dominant bacak 45° diz fleksiyonu yapacak ve bu sırada aynı bacağın tibiası zemine dik olacak şekilde bulgarian split squat yapması istendi [124]. Bu pozisyonu sürdürürken üst ekstremité egzersizleri yaptırıldı.

SR: Skapular Retraksiyon, BPA: Band Pull-Apart



Resim 3.2. SR egzersizinin yapılışı



Resim 3.3. BPA egzersizinin yapılışı



Ayakta Duruş



Tek Bacak Ayakta Duruş



Squat



Tek Bacak Squat



Bulgarian Split Squat

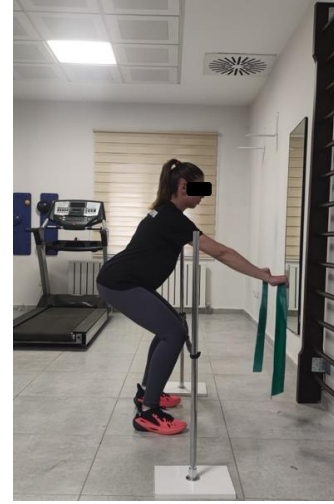
Resim 3.4. SR egzersizinin farklı alt ekstremite pozisyonlarında yapılışı



Ayakta Duruş



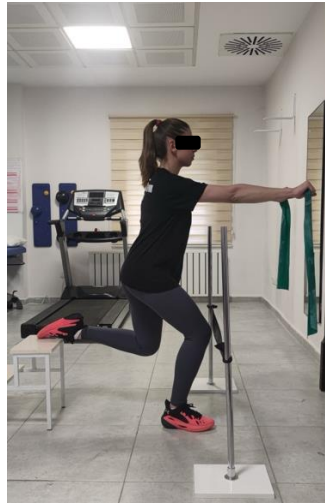
Tek Bacak Ayakta Duruş



Squat



Tek Bacak Squat



Bulgarian Split Squat

Resim 3.5. BPA egzersizinin farklı alt ekstremite pozisyonlarında yapılışı

Elastik direnç miktarının belirlenmesi

Katılımcılara öncelikle harekete aşına olmaları için dirençsiz bir şekilde egzersizler öğretildi. Daha sonra elastik bandın rengini belirleyebilmek için egzersizler dirençli bantı ile yaptırıldı. Egzersizler sırasında kullanılan elastik bandın direnç miktarını standardize etmek için OMNI Elastik Bantla Yapılan Dirençli Egzersizler İçin Algılanan Efor Skalası (*OMNI Perceived Exertion Scale for Resistance Exercise with Elastic Bands- OMNI-RES EB*) kullanıldı. Bu ölçeğin elastik bant egzersizleri sırasında algılanan eforu değerlendirmek için uygun ve geçerli bir araç olduğu gösterilmiştir. Bu ölçekte, egzersiz sırasında gösterilen eforun şiddeti 0-10 arasında puanlanmaktadır. Küçük puanlar düşük, büyük puanlar ise yüksek eforu göstermektedir (0: son derece kolay; 10: son derece zor) [125,126].

Elastik bant direnç miktarının belirlenmesi EMG ölçümünden farklı bir günde yapıldı. Her egzersiz için ayrı direnç belirlenmesinin katılımcılarda yorgunluğa neden olacağı düşünülerek direnç miktarı ayakta duruş pozisyonunda yapılan SR ve BPA egzersizleri sırasında belirlendi.

Çalışmada sarı, kırmızı, yeşil, mavi, siyah, gümüş ve altın renkleri bulunan elastik bantlar (Thera-Band®, Hygenic Corp, Ohio) kullanıldı. Katılımcılara en düşük direnç bandıyla ayakta duruş sırasında, egzersizleri 10 tekrar olacak şekilde yapmaları talimatı verildi. Algılanan efor seviyesi 6-8 (biraz zor ila zor) olarak derecelendirilene kadar bant direnci artırıldı. Kişilerin 6-8 arasında puan verdikleri renkteki bant, elastik direncin dozajı olarak belirlendi.

3.3.4. Kassal aktivasyonun değerlendirilmesi

Non-invaziv bir kas aktivitesi ölçme yöntemi olan yüzeyel 8 kanallı EMG Noraxon MiniDTS system (Noraxon, USA, Inc, Scottsdale, AZ), SKM, ÜT, OT ve AT kaslarının aktivasyonunu değerlendirmek için kullanıldı. Bu cihazın birim özellikleri; ortak gürültüden kurtulma oranı (CMRR) 100 dB'in üzerinde, diferansiyal giriş empedansı 100 Mohm'un üzerinde ve örnekleme hızı her kanal için 1500-3000 Hertz (Hz) arasındadır.

EMG sinyallerini kaydetmek amacıyla tek kullanımlık, kendinden yapışkanlı Ag/AgCl elektrotlar (3M Red Dot 2271) kullanıldı. Vücudun elektrot bölgeleri, cilt empedansını en aza indirmek için sırasıyla cilt üzerindeki tüm kıllar tıraş edildi, ince zımpara ile cilt zımparalandı ve cilt hafif kızarana kadar %70 izopropil alkol ile temizlenerek hazırlandı. Cilt hazırlığı tamamlandıktan sonra elektrotlar deriye yapıştırıldı (Çizelge 3.2 ve Resim 3.6) Elektrotların merkezleri arasındaki mesafe 20 mm olacak şekilde ayarlandı. Elektrotların yerleşimi European Recommendations for Surface Electromyography (SENIAM) önerileri dikkate alınarak yerleştirildi [98,99].

Çizelge 3.2. Elektrotların lokalizasyonu

Kas	Elektrot yeri
SKM	Elektrotun yerleşimi: Sternal çentik ve mastoid çıkıntı arasındaki mesafenin alt üçte biri [127] Elektrotun oryantasyonu: Mastoid çıkıntı ile sternal çentiği birleştiren çizgi yönünde [128]
ÜT	Elektrotun yerleşimi: Posterior akromiyon ile C7 vertebranın ortası [112] Elektrotun oryantasyonu: C7 ile akromiyon arasındaki çizgi yönünde [98]
OT	Elektrotun yerleşimi: Skapulanın medial kenarı ile T3'ün ortası [112] Elektrotun oryantasyonu: T5 ile akromiyon arasındaki çizgi yönünde [98]
AT	Elektrotun yerleşimi: Trigonum spinadan T8'e kadar olan çizginin üçte ikisinde [112] Elektrotun oryantasyonu: T8 ile akromiyon arasındaki çizgi yönünde [98]

SKM: Sternokleideomasteideus, ÜT: Üst Trapez, OT: Orta Trapez, AT: Alt Trapez



Resim 3.6. Elektrotların lokalizasyonu

Elektrotların yerleştirilmesinden sonra cilt empedansının $<5k\Omega$ olup olmadığı ohm metre ile kontrol edildi [129]. Empedansın yüksek çıkması halinde yapılan cilt temizleme işlemi yenilendi. Cilt empedansı değerlendirilmesinden sonra EMG kabloları yerleştirildi. Daha sonra gürültü olup olmadığını saptamak amacıyla bireylerin istirahat halindeki kas aktiviteleri ölçüldü. Bireylerden 15 saniye boyunca hareket etmemeleri ve gevşemeleri istendi. 15 saniye boyunca hiçbir gürültüye rastlanmadığında, ölçümlere başlandı. Gürültü tespit edildiğinde elektrotların tespiti tekrarlandı.

EMG verileri dominant taraftan toplandı. Katılımcılara öncelikle daha önceden belirlenmiş olan bant renklerinde birkaç deneme egzersizi yaptırıldı. Katılımcıların egzersizleri öğrendiklerinden emin olunduğunda ölçümlere geçildi. Toplamda yapılan on egzersizin sırasının randomizasyonu www.randomizer.org web sitesi kullanılarak yapıldı.

Egzersizlerin farklı aşamalarını belirlemek için saniyede 50 kare hızında senkronize video çekimi yapıldı. Her egzersiz, senkronize video kaydına dayalı olarak üç aşamaya (çekme fazı, tutma fazı ve geri dönüş fazı) ayrıldı. Her fazın 3 saniye sürecek şekilde her fazın hızını standart hale getirmek için bir metronom (60 bip/dk) kullanıldı. Fazlar egzersizler için aşağıdaki gibi tanımlandı:

- SR fazı için çekme fazı, skapular protraksiyon pozisyonundan tam retraksiyon pozisyonuna kadar geçen süre olarak; tutma aşaması, katılımcıların tam retrakte skapular pozisyonunda durdukları süre olarak; geri dönüş fazı, tam retrakte skapular pozisyonundan protrakte skapular pozisyona kadar olan süre olarak tanımlandı.
- BPA egzersizi için çekme fazı, 90° fleksiyondaki kolun omuz genişliğinde açık olduğu pozisyondan bilateral horizontal abduksiyon yaparak kolun 90° abduksiyonuna kadar geçen süre olarak; tutma aşaması, katılımcıların tam retrakte bir şekilde durdukları süre olarak; geri dönüş fazı ise tam retrakte pozisyondan başlangıç pozisyonuna döndükleri süre olarak tanımlandı.

Her egzersiz için üç tekrar yapıldı. Yorgunluğu önlemek adına tekrarlar arasında 30 saniye [130] ve egzersizler arasında 5 dakika [131-133] dinlenme süresi verildi.

Maksimum istemli izometrik kasılmanın değerlendirilmesi

EMG verileri, ayrı ayrı SKM, ÜT, OT ve AT kasları için MİİK kullanılarak normalize edildi. Katılımcılar MİİK'i gerçekleştirirken her bir kas için EMG aktiviteleri kaydedildi. MİİK için ölçüm pozisyonları Kendall'ın çalışmasına göre seçildi [134]. Kasların MİİK pozisyonları ve verilen direnç Çizelge 3.3 ve Resim 3.7-3.10'da gösterildi.

Tüm MİİK ölçümleri aynı araştırmacı tarafından alındı. Her MİİK için uygulama denemesinin ardından 3 tekrarlı 5 saniyelik bir MİİK ölçümü gerçekleştirildi. Her MİİK ölçümü arasında 30 saniyelik, tekrarlar arasında ise 1 dakikalık dinlenme arası verildi [135].

Ölçüm sırasında, maksimum çabayı göstermeleri için katılımcılara aynı oranda standart sözlü teşvikler verildi [12].

Çizelge 3.3. Kasların MİİK pozisyonları ve dirençlerin verilme yönü

Kas	MİİK pozisyonları	Direnç
SKM	Sırtüstü pozisyonda boyun fleksiyondayken alındı [127].	Direnç sabit bir kemer yardımı ile alnın üzerinden verildi [136].
ÜT	Oturma pozisyonunda 125° omuz fleksiyonunda iken alındı [112].	Direnç dirseğin hemen üzerinden geçen kemer yardımı ile uygulandı [112].
OT	Yüzüstü omuz 90° abduksiyon ve 90° eksternal rotasyon pozisyonunda iken alındı [112].	Direnç dirsek ekleminin hemen üzerinde sabit bir kemer kullanılarak dikey olarak uygulandı [112].
AT	Yüzüstü dominant kol 140°'lik abduksiyon ve eksternal rotasyon pozisyonunda iken alındı [112].	Direnç dirsek ekleminin hemen üzerinde sabit bir kemer kullanılarak AT liflerine paralel ve fleksiyona karşı uygulandı [112].

MİİK: Maksimal İstemli İzometrik Kontraksiyon, SKM: Sternokleideomasteideus, ÜT: Üst Trapez, OT: Orta Trapez, AT: Alt Trapez



Resim 3.7. SKM kası için MİİK test pozisyonu



Resim 3.8. ÜT kası için MIIK test pozisyonu



Resim 3.9. OT kası için MIIK test pozisyonu



Resim 3.10. AT kası için MİİK test pozisyonu

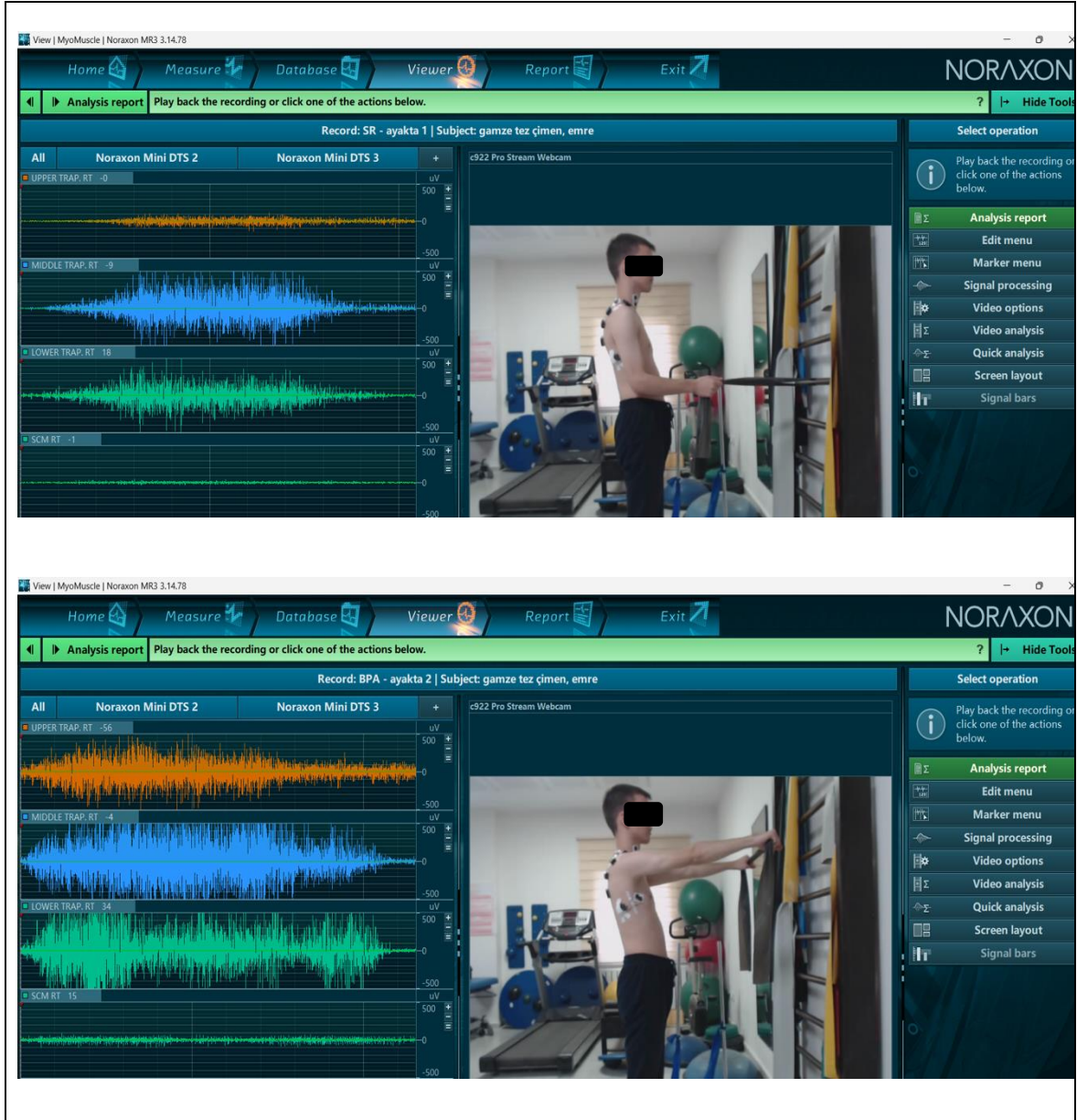
EMG analizi

EMG analizinde Noraxon Myoresearch programı (Noraxon, Scottsdale, USA) kullanıldı (Resim 3.11). EMG sinyalleri 20 Hz high-pass ve 450 Hz low-pass filtrelemesinden geçirildi. Daha sonra 100 milisaniye zaman aralığıyla sinyallerin kök ortalama kareleri (RMS, root mean square) alınıp sinyaller düzgünleştirildi.

Öncelikle MİİK sırasında kaydedilen sinyaller analiz edildikten sonra 3 tekrarın en yüksek değeri kaydedildi. Analiz sırasında senkronize olarak alınan video kamera kayıtları izlenerek egzersizlerin fazları işaretlendi. Analiz için sadece tutma fazı verileri kullanıldı. Daha sonra egzersizlerin fazlardaki EMG sinyalleri, ortalama MİİK değerlerine bölünerek normalize edildi. Veriler %MİİK olarak istatistiksel analizde kullanıldı.

EMG verilerinin yorumlamasını kolaylaştırmak için kas aktivasyonları düşük (<%20 MİİK), orta (%20-50% MİİK) veya yüksek (>%50 MİİK) aktivite olarak kategorize edildi [137].

ÜT/OT (ÜT'in %MİİK değeri OT'in %MİİK değerine bölünür) ve ÜT/AT (ÜT'in %MİİK değeri AT'in %MİİK değerine bölünür) kas aktivasyonları oranları hesaplandı [138]. Kas aktivasyon oranları 0.8-1.0 olduğunda makul, 0.6-0.8 olduğunda iyi ve <0.6 olduğunda mükemmel olarak kabul edildi [139].



Resim 3.11. Egzersizler sırasında EMG kayıt ekranı

3.4. İstatistiksel Analiz

İstatistiksel analiz için Statistical Package for the Social Sciences programı (IBM SPSS 22.0) kullanıldı. Verilerin normal dağılıma uygun olup olmadığı Shapiro-Wilk testi ile belirlendi. Veriler normal dağılım gösterdiğinden demografik özellikler, SKM, ÜT, OT ve AT kaslarının %MİİK değerleri için ortalama ve standart sapma hesaplandı. Kategorik değişkenler yüzde olarak verildi.

BÖP olan ve olmayan bireylerin demografik özelliklerinin karşılaştırılmasında Student T testi kullanıldı. Gruplar arasında kategorik değişkenler bakımından fark olup olmadığı yerine göre Ki-Kare veya Fisher testleri kullanılarak karşılaştırıldı.

Grup ve egzersiz arasındaki etkileşimleri ve grubun veya egzersiz ana etkilerini araştırmak amacıyla 2 (grup: BÖP olan veya olmayan) x 5 (farklı pozisyonlarda yapılan egzersizler) karma desenli varyans analizleri (iki yönlü tekrarlı ANOVA's) kullanıldı. Sferisite varsayımının sağlanmadığı durumlarda Greenhouse-Geisser düzeltmesi uygulandı. İstatistiksel anlamlılık için tip-1 hata düzeyi 0,05 olarak kabul edildi. Anlamlı bir etkileşim ve/veya ana etki gözlemlendiğinde çoklu karşılaştırmalardan kaynaklanan hata oranını kontrol etmek için Bonferroni düzeltmesi yapıldı ve farklılık gözlenen gruplarda anlamlılık düzeyi $p < 0,005$ baz alınarak araştırıldı. Kısmi eta-kare (η^2) değeri küçük ($\eta^2 > 0,01$), orta ($\eta^2 > 0,06$) ve büyük etki ($\eta^2 > 0,14$) olarak yorumlandı [140].

4. BULGULAR

4.1. Demografik Bilgiler

Araştırmanın post hoc güç analizi için G*Power 3.1.9.7 programı kullanıldı. Toplam örneklem sayısının 36 olduğu araştırma verileri kullanılarak gerçekleştirilen hesaplama sonucunda araştırmanın kısmi eta kare değeri 0,041 (SKM kasının ‘Grup x Egzersiz’ etkileşim sonucundaki) olarak hesaplandı. Tekrarlı ölçümlerde karma desenli varyans analizi için %5 hata payı ($\alpha = 0,05$) ile araştırmanın gücü ($1 - \beta$) 0,88 olarak hesaplandı.

Gruplara ait demografik özellikler Çizelge 4.1.’de verildi. BÖP olan ve olmayan bireyler arasında yaş, boy, vücut ağırlığı ve VKİ bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark yoktu ($p > 0,05$). İki grup benzer demografik özelliklere sahipti. KVA bakımından ise iki grup arasında istatistiksel olarak fark vardı ($p < 0,05$). BÖP olan bireylerin KVA’ları BÖP olmayan bireylere göre daha düşüktü.

Gruplara göre cinsiyet, üst ekstremité ve alt ekstremité dominant taraf dağılımında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı ($p > 0,05$). Her iki grup benzer dağılım göstermekteydi.

Çizelge 4.1. Baş önde postürü olan ve olmayan bireylerin demografik özellikleri

	BÖP Olan Bireyler (n=18)		BÖP Olmayan Bireyler (n=18)		p
	(Ortalama ve SS)	Min- Max	(Ortalama ve SS)	Min- Max	
Yaş (yıl)	22,17±2,36	20-31	21,33±1,64	19-26	0,227
Vücut ağırlığı (kg)	59,33±9,89	45-83	59,94±10,94	47-90	0,862
Boy (cm)	166,89±7,66	155-179	168,5±9,46	156-187	0,578
VKİ (kg /m²)	21,17±2,11	18,26-25,90	21,0±2,31	16,26-26,30	0,819
KVA (°)	47,68±1,56	44,70-49,87	53,07±1,57	51,47-57,58	<0,001*
		n (%)	n (%)		
Cinsiyet	Kadın	13 (%72,2)	13 (%72,2)		1,000
	Erkek	5 (%27,8)	5 (%27,8)		
Üst Ekstremit Dominant Taraf	Sağ	17 (%94,4)	16 (%88,9)		1,000
	Sol	1 (%5,6)	2 (%11,1)		
Alt Ekstremit Dominant Taraf	Sağ	17 (%94,4)	16 (%88,9)		1,000
	Sol	1 (%5,6)	2 (%11,1)		

*p<0,05, BÖP: Baş Önde Postürü, SS: Standart Sapma, VKİ: Vücut Kütle İndeksi, KVA: Kraniovertebral Açılı, n= Sayı

4.2. Skapular Retraksiyon Egzersizi

4.2.1. Kas aktivasyonuna etkisi

SR egzersizi sırasında SKM ($F_{(2,541-60,973)}=2,096$, $p=0,120$, $\eta^2=0,080$), ÜT ($F_{(4-92)}=2,291$, $p=0,065$, $\eta^2=0,091$), OT ($F_{(2,916-69,983)}=0,628$, $p=0,595$, $\eta^2=0,025$) ve AT ($F_{(2,657-63,770)}=0,465$, $p=0,684$, $\eta^2=0,019$) kasları için Grup x Egzersiz etkileşimi yoktu (Çizelge 4.2).

SKM ($F_{(1-24)}=4,181$, $p=0,052$, $\eta^2=0,148$), ÜT ($F_{(1-23)}=0,417$, $p=0,525$, $\eta^2=0,018$), OT ($F_{(1-24)}=1,833$, $p=0,188$, $\eta^2=0,071$) ve AT ($F_{(1-24)}=1,669$, $p=0,209$, $\eta^2=0,065$) kasları bakımından grup ana etkisi istatistiksel olarak anlamlı değildi (Çizelge 4.2). BÖP olan ve olmayan bireyler benzer kas aktivasyon seviyelerine sahipti.

Grup x Egzersiz etkileşimi ve grup ana etkisi anlamlı olmamasına rağmen SKM ($F_{(2,541-60,973)}=7,687$, $p=0,000$, $\eta^2=0,243$), ÜT ($F_{(4-92)}=3,585$, $p=0,009$, $\eta^2=0,135$), OT ($F_{(2,916-69,983)}=8,536$, $p=0,000$, $\eta^2=0,262$) ve AT ($F_{(2,657-63,770)}=7,809$, $p=0,000$, $\eta^2=0,246$) kasları için egzersiz ana etkisi bulunmaktaydı (Çizelge 4.2). Farklı alt ekstremite pozisyonlarında yapılan SR egzersizi sırasında tüm kasların aktivasyonu bakımından önemli farklılıklar saptandı.

Post hoc analiz sonuçlarına göre;

- Squat pozisyonundaki SKM kas aktivasyonu ayakta duruş pozisyonuna göre daha düşüktü ($p=0,004$).
- Squat pozisyonundaki ÜT ($p=0,003$) ve OT kas aktivasyonu ($p=0,002$) TBS pozisyonununa göre daha fazlaydı.
- Squat pozisyonundaki AT kas aktivasyonu TBAD ($p=0,003$) ve BSS pozisyonuna ($p=0,000$) göre daha fazlaydı.

Her iki grup için SKM, ÜT, OT ve AT kaslarının % MİİK değerleri Çizelge 4.2 ve Şekil 4.1-4.4'te verildi.

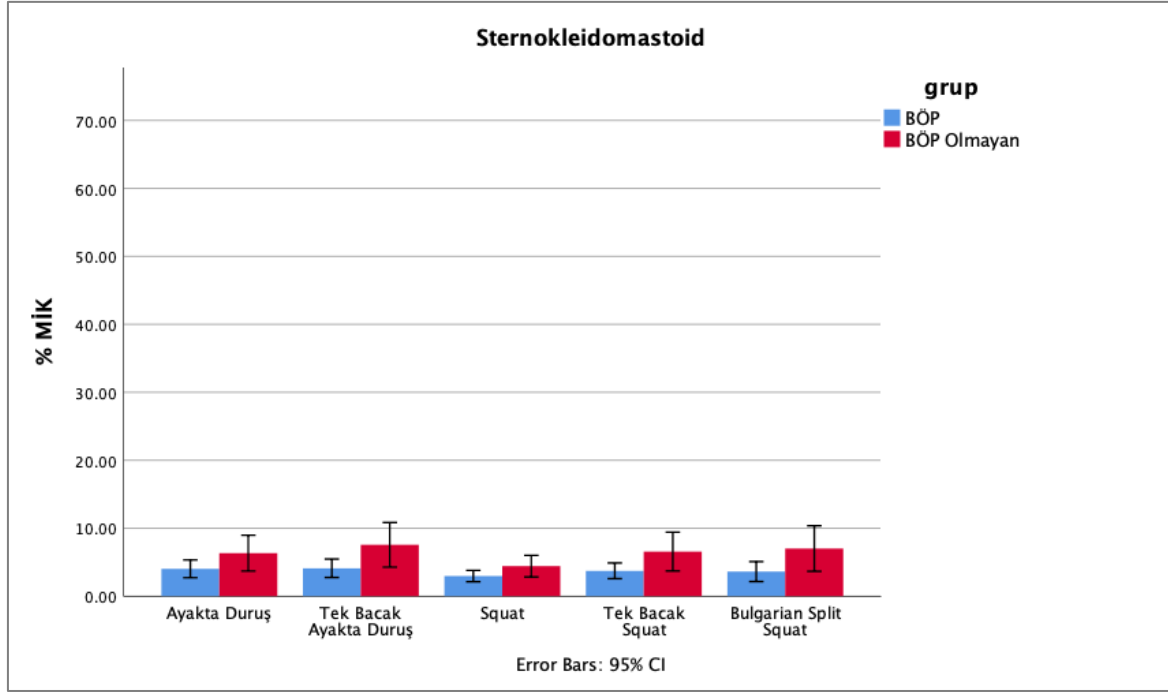
Çizelge 4.2. Baş önde postürü olan ve olmayan bireylerde SR egzersizi sırasında kinetik zincirin kas aktivasyonuna etkisi

		Ayakta Duruş	Tek Bacak Ayakta Duruş	Squat	Tek Bacak Squat	Bulgarian Split Squat	Grup * Egzersiz F p η^2	Grup F p η^2	Egzersiz F p η^2
SKM (%MİİK)	BÖP olan	4,02±2,16	4,10±2,24	2,97±1,37	3,73±1,90	3,62±2,43	2,096	4,181	7,687
	BÖP olmayan	6,33±4,36	7,56±5,43	4,42±2,62	6,56±4,72	7,02±5,54	0,120	0,052	<0,001*
ÜT (%MİİK)	BÖP olan	11,26±7,69	8,43±4,91	12,97±7,87	8,88±5,30	9,49±5,85	0,065	0,525	0,009*
	BÖP olmayan	10,55±6,67	12,52±8,71	13,23±7,79	11,09±6,91	12,11±8,77	0,091	0,018	0,135
OT (%MİİK)	BÖP olan	26,15±10,11	24,03±6,93	31,71±10,47	24,34±8,39	24,28±8,57	0,595	0,188	<0,001*
	BÖP olmayan	29,16±11,62	29,34±14,51	38,63±17,45	31,18±13,61	32,01±17,58	0,025	0,071	0,262
AT (%MİİK)	BÖP olan	16,39±8,10	14,73±7,44	21,40±10,64	15,24±7,13	14,54±7,25	0,465	1,669	7,809
	BÖP olmayan	20,90±11,81	20,07±12,50	25,29±14,36	22,39±15,07	19,42±11,71	0,684	0,209	<0,001*
							0,019	0,065	0,246

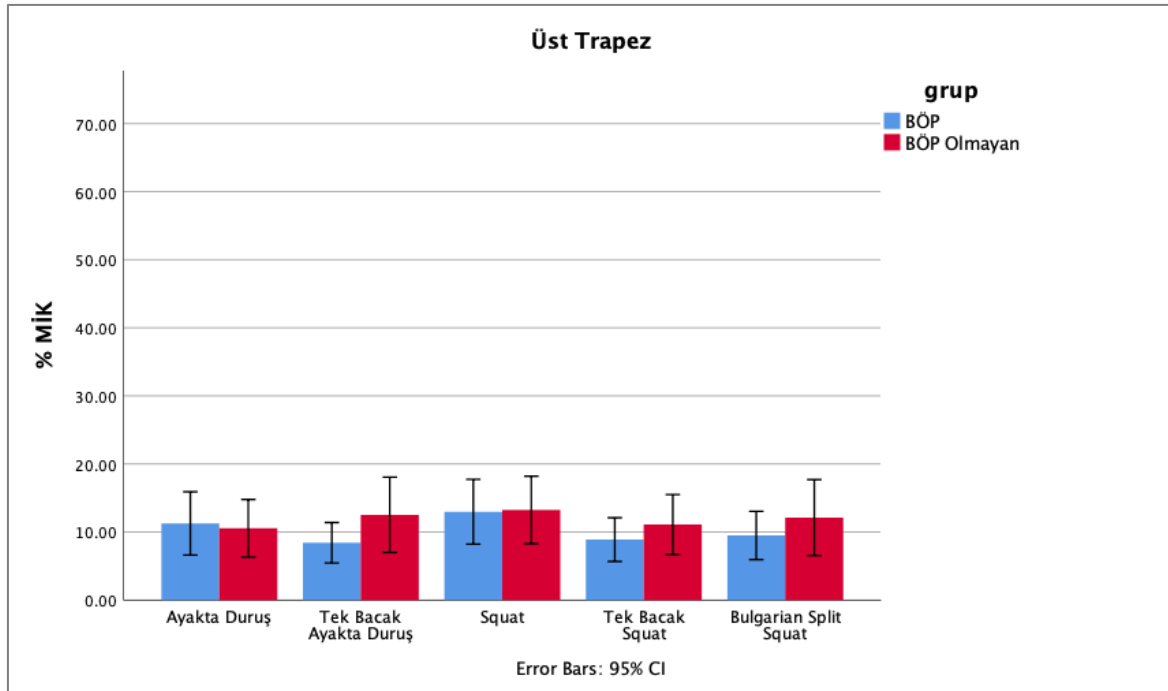
Karma desenli varyans analizi: *p<0,05, %MİİK değerleri ortalama ve standart sapma olarak verildi.

BÖP: Baş Önde Postürü, SKM: Sternokleideomastoid, ÜT: Üst Trapez, OT: Orta Trapez, AT: Alt Trapez, % MİİK: Maksimal İstemli Kontraksiyon, η^2 : Etki büyüklüğü

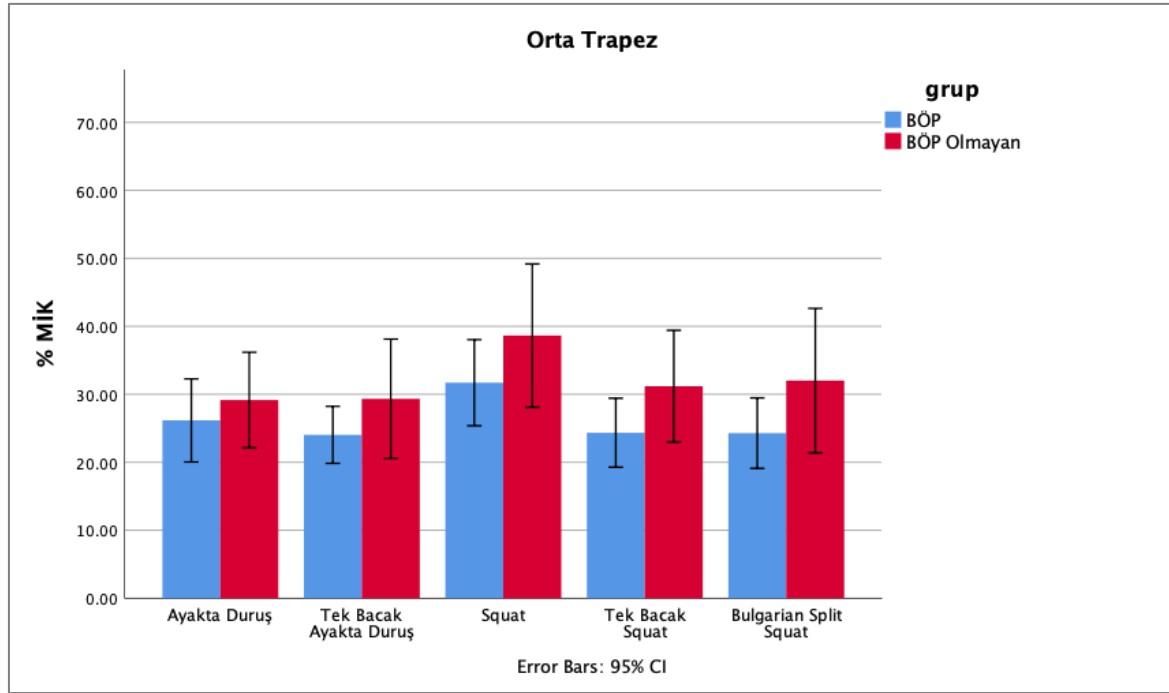
Mavi renkli alan SKM kas aktivasyonunda *post hoc* analiz sonucunda squat pozisyonu ile fark olan pozisyonu, sarı renkli alan ÜT kas aktivasyonunda *post hoc* analiz sonucunda squat pozisyonu ile fark olan pozisyonu, turuncu renkli alan OT kas aktivasyonunda *post hoc* analiz sonucunda squat pozisyonu ile fark olan pozisyonu, yeşil renkli alanlar AT kas aktivasyonunda *post hoc* analiz sonucunda squat pozisyonu ile fark olan pozisyonları göstermektedir.



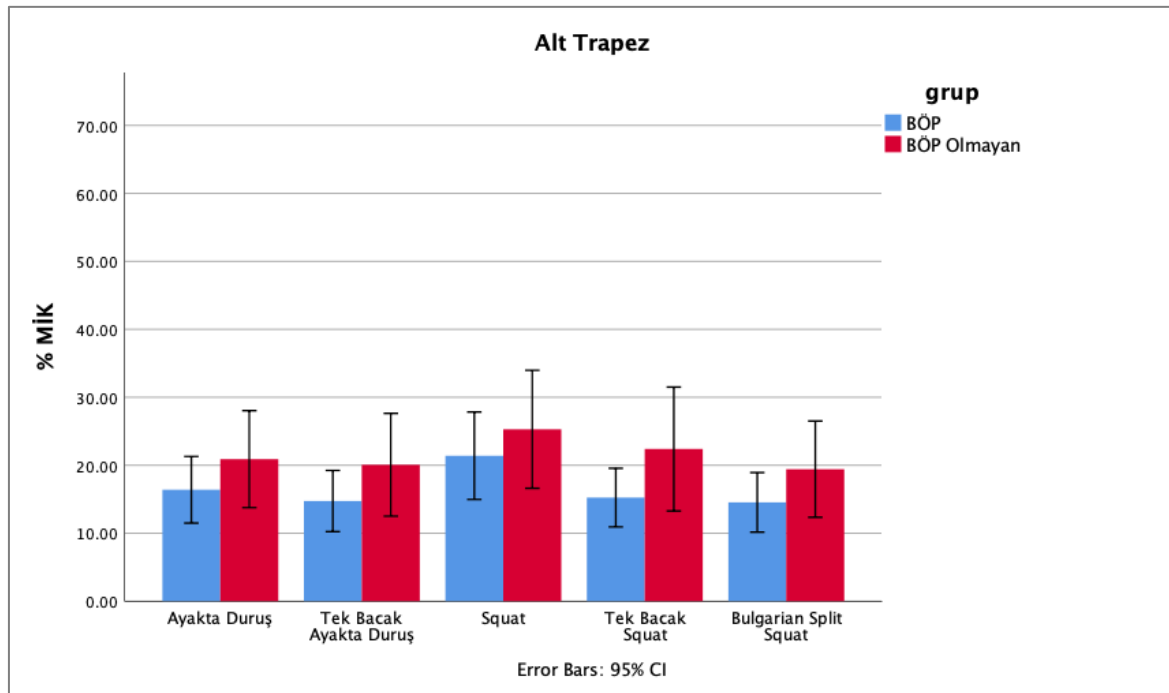
Şekil 4.1. SR egzersizi sırasında SKM kas aktivasyonu



Şekil 4.2. SR egzersizi sırasında ÜT kas aktivasyonu



Şekil 4.3. SR egzersizi sırasında OT kas aktivasyonu



Şekil 4.4. SR egzersizi sırasında AT kas aktivasyonu

4.2.2. Kas aktivasyon oranına etkisi

SR egzersizi sırasında ÜT/OT ($F_{(2,603-59,860)}=1,063$, $p=0,365$, $\eta^2=0,044$) ve ÜT/AT ($F_{(4-92)}=1,628$, $p=0,174$, $\eta^2=0,066$) kas aktivasyon oranları için Grup x Egzersiz etkileşimi yoktu (Çizelge 4.3).

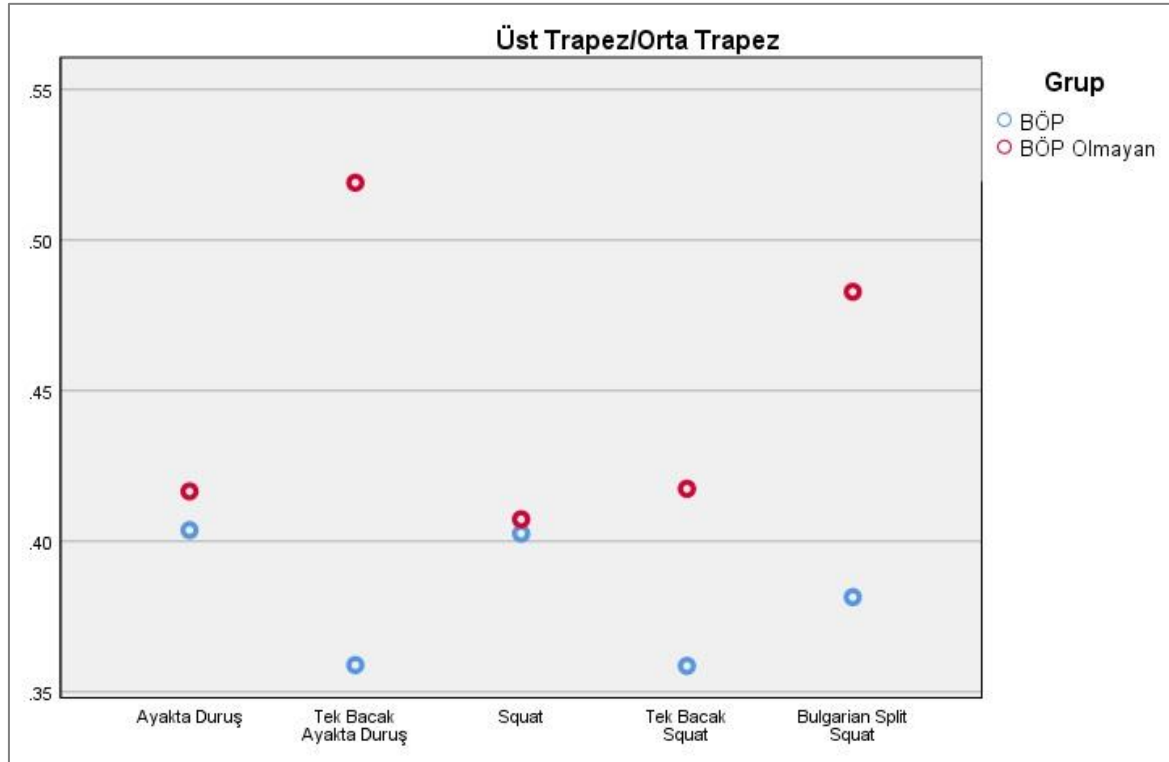
ÜT/OT ($F_{(1-23)}=0,351$, $p=0,559$, $\eta^2=0,015$) ve ÜT/AT ($F_{(1-23)}=0,000$, $p=0,990$, $\eta^2=0,000$) kas aktivasyon oranları için grup ana etkisi ile ÜT/OT ($F_{(2,603-59,860)}=1,063$, $p=0,365$, $\eta^2=0,044$) ve ÜT/AT ($F_{(4-92)}=0,838$, $p=0,504$, $\eta^2=0,035$) kas aktivasyon oranları için egzersiz ana etkisi anlamlı değildi (Çizelge 4.3).

Her iki grup için ÜT/OT ve ÜT/AT kas aktivasyon oranları Çizelge 4.3 ve Şekil 4.5 ve 4.6’da verildi.

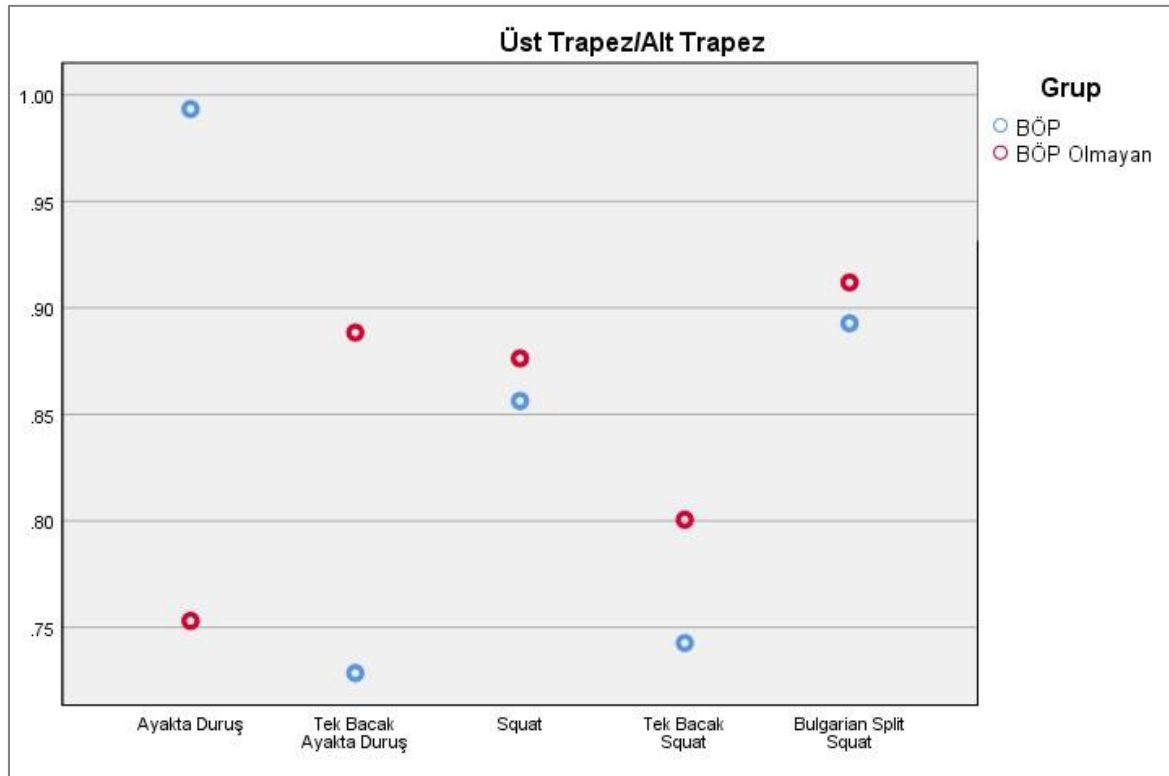
Çizelge 4.3. Baş önde postürü olan ve olmayan bireylerde SR egzersizi sırasında kinetik zincirin kas aktivasyon oranlarına etkisi

		Ayakta Duruş	Tek Bacak Ayakta Duruş	Squat	Tek Bacak Squat	Bulgarian Split Squat	Grup * Egzersiz F p η^2	Grup F p η^2	Egzersiz F p η^2
ÜT/OT	BÖP olan	0,40±0,18	0,35±0,19	0,40±0,18	0,35±0,17	0,38±0,18	2,583	0,351	1,063
	BÖP olmayan	0,41±0,34	0,51±0,42	0,40±0,32	0,41±0,36	0,48±0,45	0,070	0,559	0,365
ÜT/AT	BÖP olan	0,99±0,88	0,72±0,50	0,85±0,77	0,74±0,54	0,89±0,68	1,628	0,000	0,838
	BÖP olmayan	0,75±0,54	0,88±0,53	0,87±0,86	0,80±0,58	0,91±0,72	0,174	0,990	0,504
							0,066	0,000	0,035

Karma desenli varyans analizi: * $p<0,05$, Kas aktivasyon oranları ortalama ve standart sapma olarak verildi. BÖP: Baş Önde Postürü, ÜT: Üst Trapez, OT: Orta Trapez, AT: Alt Trapez, η^2 : Etki büyüklüğü



Şekil 4.5. SR egzersizi sırasında ÜT/OT kas aktivasyon oranı



Şekil 4.6. SR egzersizi sırasında ÜT/AT kas aktivasyon oranı

4.3. Band Pull-Apart Egzersizi

4.3.1. Kas aktivasyonuna etkisi

BPA egzersizi sırasında SKM ($F_{(2,914-90,343)}=1,319$, $p=0,273$, $\eta^2=0,041$), ÜT ($F_{(2,823-87,517)}=0,996$, $p=0,395$, $\eta^2=0,031$), OT ($F_{(4-124)}=1,021$, $p=0,399$, $\eta^2=0,032$) ve AT ($F_{(2,467-76,464)}=0,133$, $p=0,913$, $\eta^2=0,004$) kasları için Grup x Egzersiz etkileşimi yoktu (Çizelge 4.4).

Grup x Egzersiz etkileşimi olmamasına rağmen grup ana etkisi istatistiksel olarak önemli bulundu. Gruplar arasında SKM ($F_{(1-31)}=5,834$, $p=0,022$, $\eta^2=0,158$), ÜT ($F_{(1-31)}=7,615$, $p=0,010$, $\eta^2=0,197$), OT ($F_{(1-31)}=6,669$, $p=0,015$, $\eta^2=0,177$) ve AT ($F_{(1-31)}=4,979$, $p=0,033$, $\eta^2=0,138$) kaslarının aktivasyonu bakımından fark vardı (Çizelge 4.4). BÖP olan bireylerin kas aktivasyonları BÖP olmayan bireylere göre düşüktü.

ÜT kasında ($F_{(2,823-87,517)}=2,664$, $p=0,056$, $\eta^2=0,079$) egzersiz ana etkisi istatistiksel olarak anlamlı değildi (Çizelge 4.4). Ancak SKM ($F_{(2,914-90,343)}=8,109$, $p=0,000$, $\eta^2=0,207$), OT ($F_{(4-124)}=18,455$, $p=0,000$, $\eta^2=0,373$) ve AT ($F_{(2,467-76,464)}=8,182$, $p=0,000$, $\eta^2=0,209$) kasları için egzersiz ana etkisi istatistiksel olarak anlamlıydı (Çizelge 4.4). Farklı alt ekstremite pozisyonlarında yapılan BPA egzersizi sırasında SKM, OT ve AT kaslarının aktivasyonu bakımından önemli farklılıklar gözlemlendi.

Post hoc test sonucuna göre;

- Squat pozisyonundaki SKM kas aktivasyonu ayakta duruş ($p=0,004$) ve TBAD pozisyonuna ($p=0,002$) göre istatistiksel olarak daha düşüktü.
- Squat pozisyonundaki OT kas aktivasyonu ayakta duruş, TBAD, TBS ve BSS pozisyonuna göre daha yüksekti (tüm pozisyonlar için $p=0,000$).
- Squat pozisyonundaki AT kas aktivasyonu ayakta duruş ve TBS pozisyonuna göre daha yüksekti (iki pozisyon için de $p=0,004$).

Her iki grup için SKM, ÜT, OT ve AT kaslarının % MİİK değerleri Çizelge 4.4 ve Şekil 4.7-4.10'da verildi.

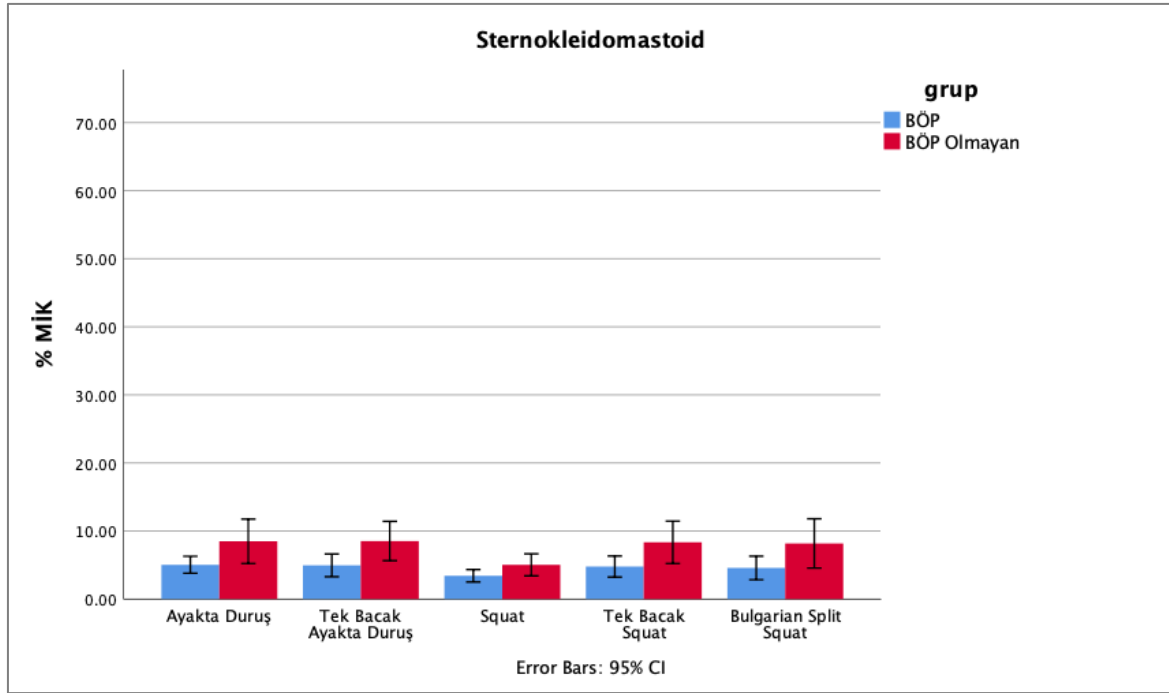
Çizelge 4.4. Baş önde postürü olan ve olmayan bireylerde BPA egzersizi sırasında kinetik zincirin kas aktivasyonuna etkisi

		Ayakta Duruş	Tek bacak ayakta duruş	Squat	Tek Bacak Squat	Bulgarian Split Squat	Grup * Egzersiz F p η^2	Grup F p η^2	Egzersiz F p η^2
SKM (%MİİK)	BÖP olan	5,04±2,49	4,95±3,36	3,42±1,84	4,78±3,11	4,57±3,47	1,319	5,834	8,109
	BÖP olmayan	8,49±5,89	8,53±5,20	5,03±2,92	8,34±5,61	8,17±6,53	0,273	0,022*	<0,001*
ÜT (%MİİK)	BÖP olan	27,96±13,78	27,31±13,59	24,94±13,06	28,21±14,16	27,09±12,29	0,996	7,615	2,664
	BÖP olmayan	40,05±11,33	41,62±17,04	35,31±13,20	37,95±14,74	41,69±15,25	0,395	0,010*	0,056
OT (%MİİK)	BÖP olan	34,07±10,00	32,58±8,17	42,77±10,82	37,53±10,30	35,85±10,44	1,021	6,669	18,455
	BÖP olmayan	42,66±10,65	44,71±15,16	53,37±14,60	44,91±13,23	44,73±11,70	0,399	0,015*	<0,001*
AT (%MİİK)	BÖP olan	21,50±8,85	22,54±9,55	29,06±14,24	21,72±8,18	22,45±12,63	0,133	4,979	8,182
	BÖP olmayan	32,90±17,77	33,58±20,62	42,36±25,80	33,59±22,45	33,68±18,31	0,913	0,033*	<0,001*
							0,004	0,138	0,209

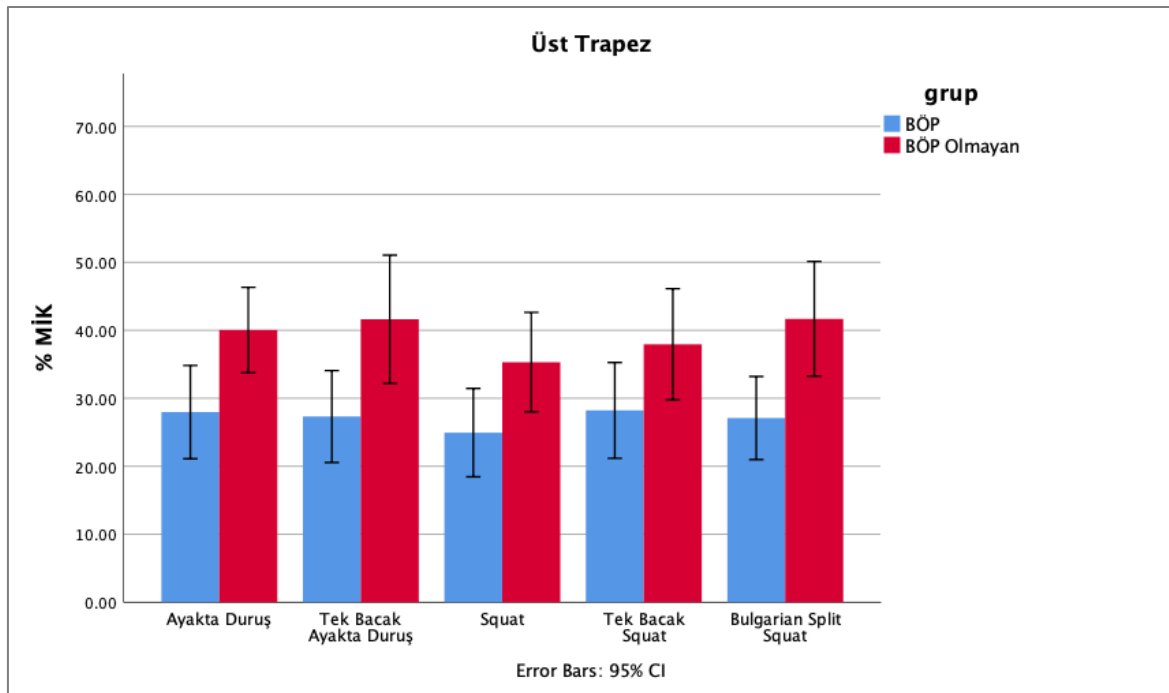
Tekrarlı ölçümlerde karma desenli varyans analizi: *p<0,05, %MİİK değerleri ortalama ve standart sapma olarak verildi.

BÖP: Baş Önde Postürü, SKM: Sternokleideomastoid, ÜT: Üst Trapez, OT: Orta Trapez, AT: Alt Trapez, % MİİK: Maksimal İstemli Kontraksiyon, η^2 : Etki büyüklüğü

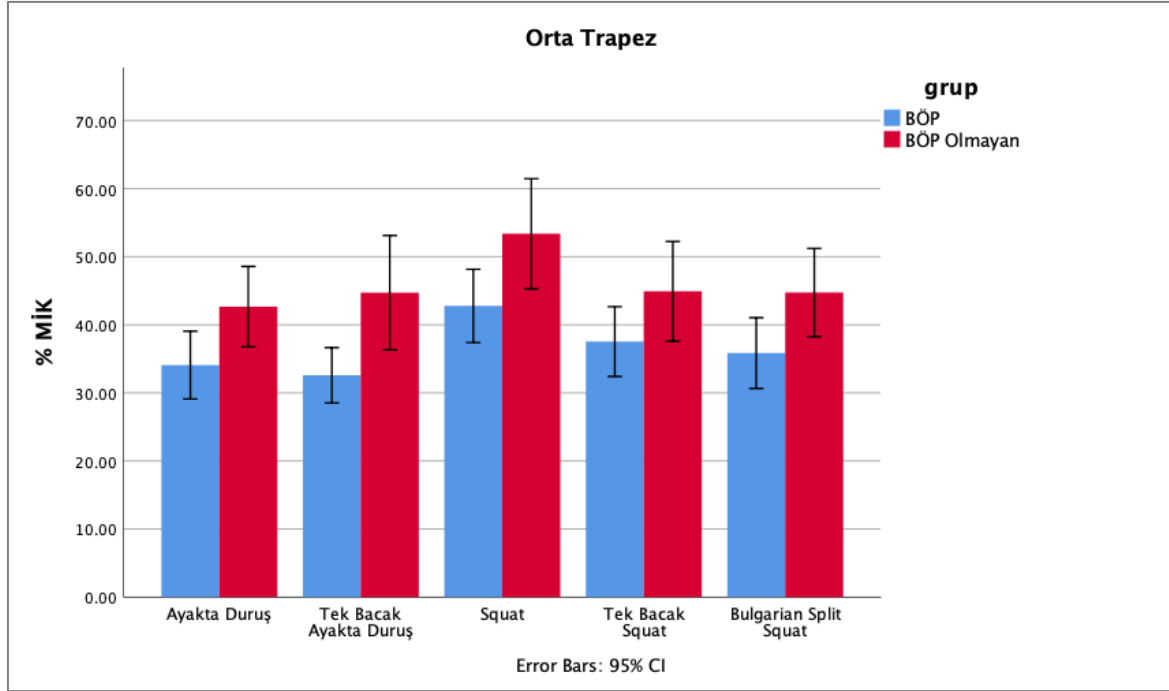
Mavi renkli alanlar SKM kas aktivasyonunda *post hoc* analiz sonucunda squat pozisyonu ile fark olan pozisyonları, turuncu renkli alanlar OT kas aktivasyonunda *post hoc* analiz sonucunda squat pozisyonu ile fark olan pozisyonları, yeşil renkli alanlar AT kas aktivasyonunda *post hoc* analiz sonucunda squat pozisyonu ile fark olan pozisyonları göstermektedir.



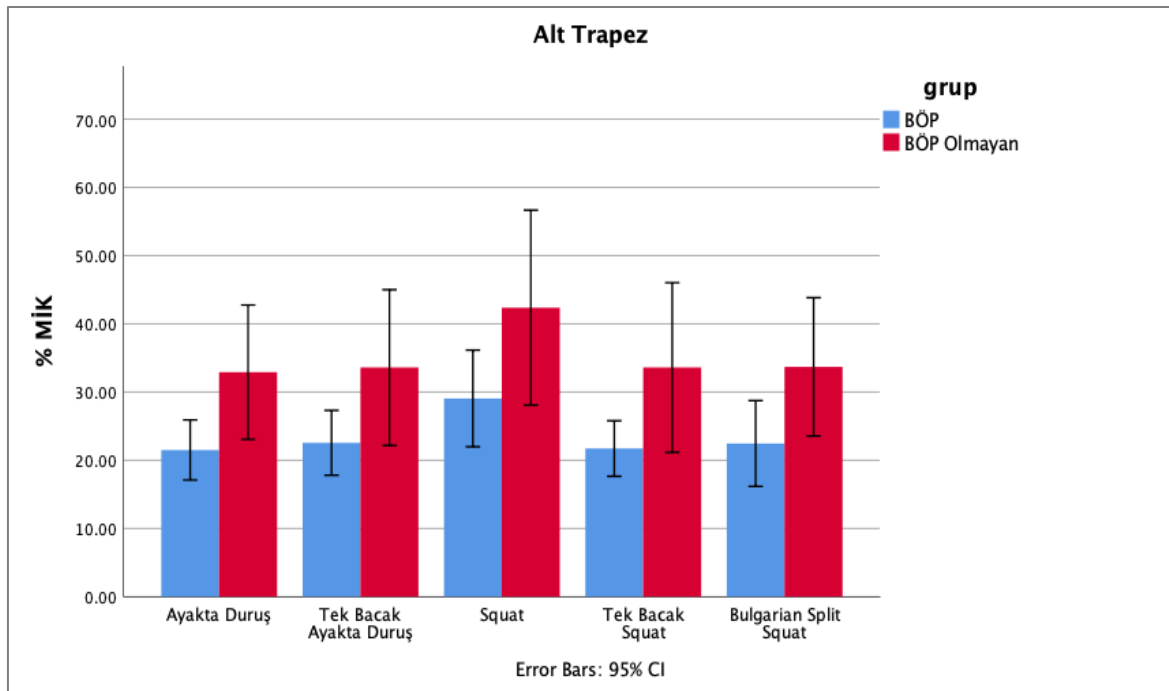
Şekil 4.7. BPA egzersizi sırasında SKM kas aktivasyonu



Şekil 4.8. BPA egzersizi sırasında ÜT kas aktivasyonu



Şekil 4.9. BPA egzersizi sırasında OT kas aktivasyonu



Şekil 4.10. BPA egzersizi sırasında AT kas aktivasyonları

4.3.2. Kas aktivasyon oranına etkisi

BPA egzersizi sırasında ÜT/OT ($F_{(3,520-109,112)}=0,370$, $p=0,806$, $\eta^2=0,012$) ve ÜT/AT ($F_{(1,785-55,331)}=0,477$, $p=0,602$, $\eta^2=0,015$) kas aktivasyon oranları için Grup x Egzersiz etkileşimi

yoktu. Ayrıca ÜT/OT ($F_{(1-31)}=1,015$, $p=0,322$, $\eta^2=0,032$) ve ÜT/AT ($F_{(1-31)}=0,198$, $p=0,660$, $\eta^2=0,006$) kas aktivasyon oranları için grup ana etkisi istatistiksel olarak anlamlı değildi (Çizelge 4.5).

Grup x Egzersiz etkileşimi ve grup ana etkisi anlamlı olmamasına rağmen ÜT/OT ($F_{(3,520-109,112)}=18,128$, $p=0,000$, $\eta^2=0,369$) ve ÜT/AT ($F_{(1,785-55,331)}=6,661$, $p=0,004$, $\eta^2=0,177$) kas aktivasyon oranları için egzersiz ana etkisi bulunmaktaydı (Çizelge 4.5). Farklı alt ekstremite pozisyonlarında yapılan BPA egzersizi sırasında ÜT/OT ve ÜT/AT kas aktivasyon oranları farklılıklar göstermekteydi.

Post hoc analiz sonuçlarına göre;

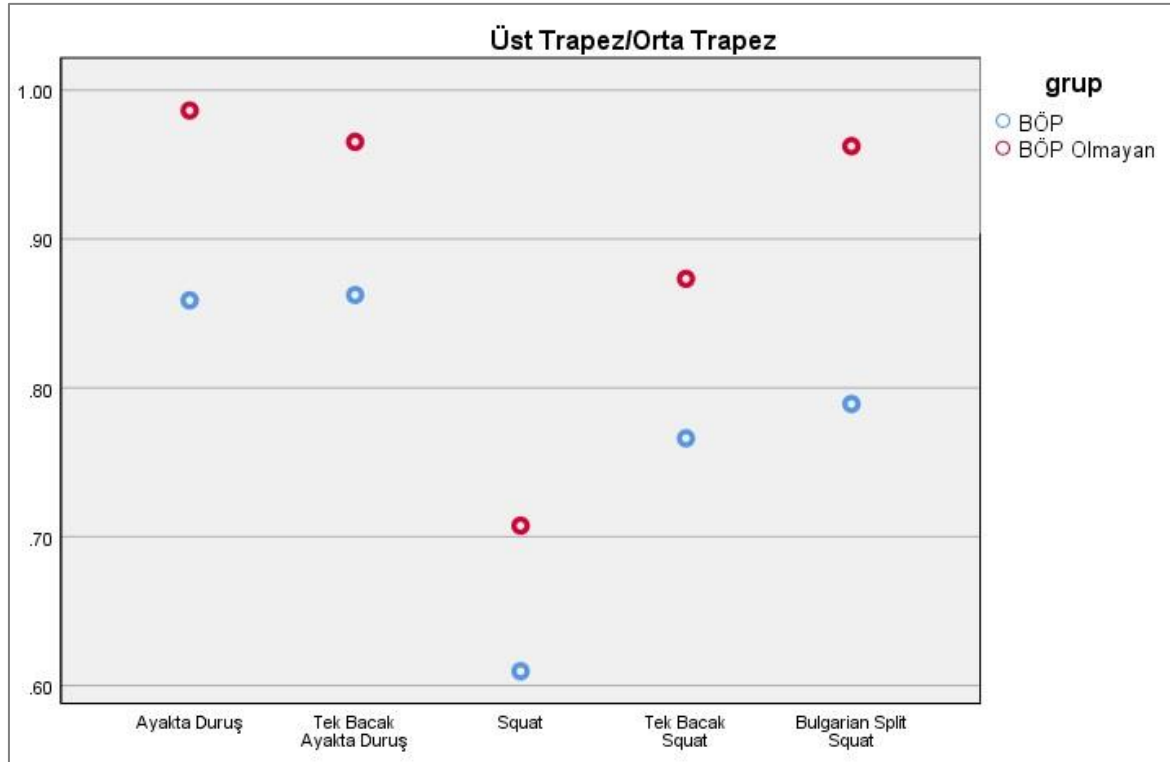
- Squat pozisyonundaki ÜT/OT kas aktivasyon oranı ayakta duruş, TBAD ve BSS pozisyonunda yapıldığına göre daha düşüktü (üç pozisyon için de $p<0,000$).
- Squat pozisyonundaki ÜT/AT kas aktivasyon oranı TBS ve BSS pozisyonunda (iki pozisyon için de $p=0,002$) yapıldığına göre daha düşüktü.

Her iki grup için de ÜT/OT ve ÜT/AT oranları Çizelge 4.5 ve Şekil 4.11 ve 4.12’de verildi.

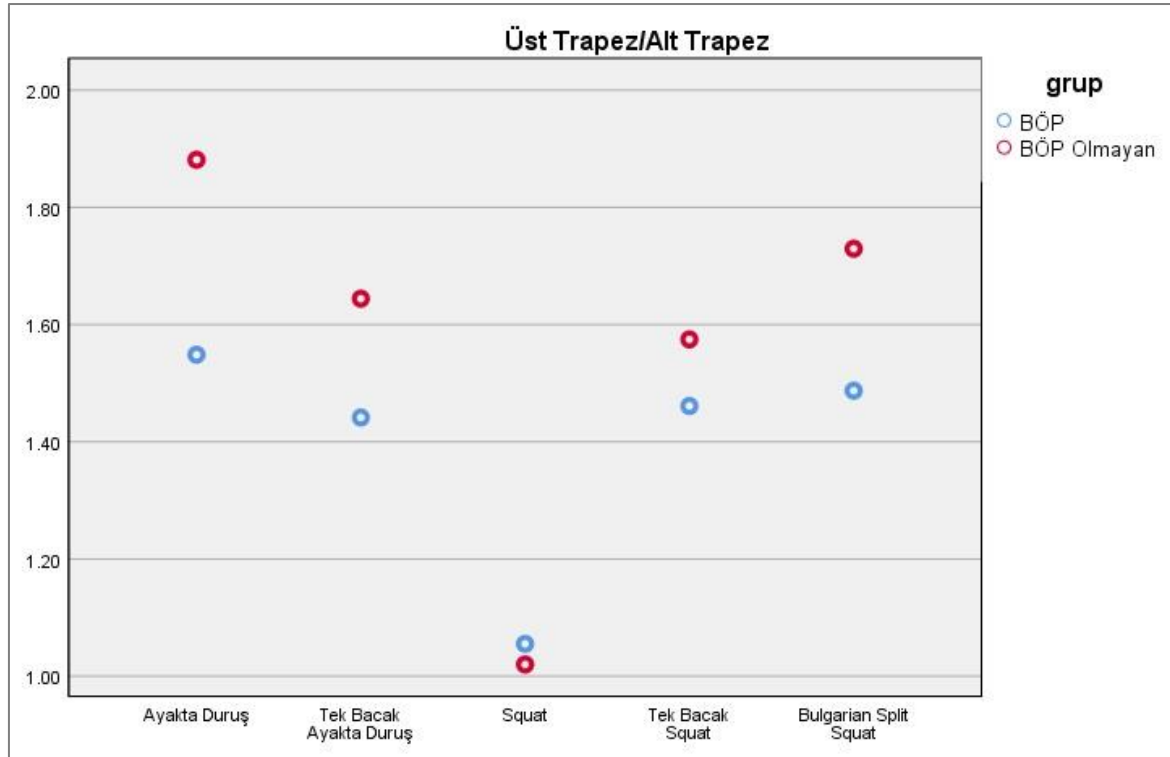
Çizelge 4.5. Baş önde postürü olan ve olmayan bireylerde BPA egzersizi sırasında kinetik zincirin kas aktivasyon oranlarına etkisi

		Ayakta Duruş	Tek Bacak Ayakta Duruş	Squat	Tek Bacak Squat	Bulgarian Split Squat	Grup * Egzersiz F p η^2	Grup F p η^2	Egzersiz F p η^2
ÜT/OT	BÖP olan	0.85±0.4	0.86±0.42	0.60±0.33	0.76±0.33	0.78±0.37	0,370	1,015	18,128
	BÖP olmayan	0.98±0.3	0.96±0.33	0.70±0.32	0.87±0.40	0.96±0.33	0,806	0,322	<0,001*
ÜT/AT	BÖP olan	1.54±0.9	1.44±0.86	1.05±0.73	1.46±0.75	1.48±0.89	0,477	0,198	6,661
	BÖP olmayan	1.88±2.1	1.64±1.33	1.02±0.51	1.57±1.39	1.72±1.84	0,602	0,660	0,004*
							0,015	0,006	0,177

Karma desenli varyans analizi: * $p<0,05$, Kas aktivasyon oranları ortalama ve standart sapma olarak verildi. Mavi renkli alanlar ÜT/OT kas aktivasyon oranında *post hoc* analiz sonucunda squat pozisyonu ile fark olan pozisyonları, yeşil renkli alanlar ÜT/AT kas aktivasyon oranında *post hoc* analiz sonucunda squat pozisyonu ile fark olan pozisyonları göstermektedir.



Şekil 4.11. BPA egzersizi sırasında ÜT/OT kas aktivasyon oranı



Şekil 4.12. BPA egzersizi sırasında ÜT/AT kas aktivasyon oranı

5. TARTIŞMA

Bu çalışmanın amacı BÖP olan ve olmayan bireylerde üst ekstremité egzersizleri sırasında kinetik zincirin etkisini incelemektir. Bu amaçla SR ve BPA egzersizleri beş farklı alt ekstremité pozisyonunda (ayakta duruş, TBAD, squat, TBS ve BSS) yaptırıldı. Bildiğimiz kadarıyla bu çalışma BÖP olan bireylerde kinetik zincirin etkisini değerlendiren ilk çalışmadır. Ayrıca bu çalışmanın elastik bant ile yapılan SR egzersizi ve BPA sırasında kinetik zincirin etkisini araştıran ilk çalışma olması nedeniyle önemli olduğunu düşünmekteyiz.

Çalışmamızda BÖP olan ve olmayan bireylerin kas aktivasyonları bakımından karşılaştırılmasına bakıldığında SR egzersizi sırasında BÖP olan ve olmayan bireylerin benzer kas aktivasyon seviyesi gösterdiği, BPA egzersizi sırasında ise BÖP olan bireylerin kas aktivasyonlarının BÖP olmayanlara göre daha düşük olduğu tespit edildi. Trapez kas aktivasyon oranları incelendiğinde iki grubun SR ve BPA egzersizleri sırasında benzer kas aktivasyon oranlarına sahip oldukları görüldü. Kinetik zincir temelli egzersizin etkisine bakıldığında ise SR ve BPA egzersizi sırasında kas aktivasyonların alt ekstremité pozisyonunun değişiminden etkilendiği görüldü. Farklı alt ekstremité pozisyonlarında yapılan SR egzersizi sırasında benzer kas aktivasyon oranları görülürken farklı alt ekstremité pozisyonlarında yapılan BPA egzersizi sırasında kas aktivasyon oranlarının değişim gösterdiği tespit edildi.

Çalışmaya dâhil edilen BÖP olan ve olmayan bireyler, yaş ve cinsiyet değişkenleri dikkate alınarak belirlendi. Ayrıca iki grubun VKİ'leri de benzerdi. Böylece çalışmanın sonuçlarını etkileyebilecek demografik özelliklerdeki farklılıklar, gruplar homojen bir şekilde dağıtılarak ortadan kaldırıldı.

Çalışmamızda iki grubun KVA değerleri beklenildiği gibi farklıydı. BÖP olan bireylerin ortalama KVA değerleri BÖP olmayan bireylere göre daha düşüktü. 48-50°'den düşük bir KVA BÖP olarak tanımlanmaktadır [5]. Bizim çalışmamızda da BÖP olan bireylerin ortalama KVA değeri $47,68 \pm 1,56$ olarak ölçüldü. Salahzaded ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmaya göre normal KVA aralığı 53.2– 56.8°'olarak belirlenmiştir [40]. Çalışmamızda BÖP olmayan bireylerin ortalama KVA değerleri $53,07 \pm 1,57$ olarak bulundu. Bu bakımdan çalışmamızdaki grupların KVA değerleri literatür ile uyum göstermektedir.

Çalışmamızda egzersizlerin üç fazı da ölçülmüş olmasına rağmen analize sadece tutma fazı (izometrik faz) dâhil edildi. Bunun nedeni tutma fazında hareket meydana gelmediği için sinyalin aynı nokta üzerinden alınabilmesidir. Çekme ve geri dönüş fazları sırasında ise dinamik hareket ile birlikte elektrotun yerini değiştirebilmektedir. Dinamik hareketlerde alınan EMG sinyalinin güvenilirliğinin daha düşük olduğu daha önceki çalışmalarda belirtilmiştir [141].

Omuz kuşağı ve boyun bölgeleri birçok kası paylaştığından, baş ve boyun hizasındaki değişikliklerin aynı zamanda omuz kuşağının kaslarında da değişikliklere neden olduğu belirtilmektedir [110]. Baş-boyun kompleksinin sagittal hizalanmasındaki bir değişiklik, servikal omurga kaslarının kısalması veya uzaması ile ilişkilidir [142]. BÖP boynun ön kaslarının uzadığı ve boynun arkasındaki kasların kısaldığı, alt servikal vertebranın fleksiyonu ile üst servikal vertebranın aşırı ekstansiyonunun bir arada görüldüğü bir durumu ifade eder [6]. Bir kasın kuvvet üretme kabiliyeti uzunluğundan etkilenir [77]. Bir kas dinlenme pozisyonuna kıyasla kısaldığında veya uzadığında kasların kuvveti azalmış olabilir çünkü sarkomerler artık en verimli oryantasyonda hizalanmamıştır [142]. Başka bir deyişle, kas uzunluğundaki değişiklik kas aktivitesini etkilemektedir [77].

Literatürde farklı egzersizler sırasında BÖP olan ve olmayan bireyleri kas aktivasyonu bakımından kıyaslayan birçok çalışma bulunmaktadır. Bu çalışmaların sonuçlarına bakıldığında çelişkiler olduğu görülmektedir. Bu çalışmaların çoğunda BÖP olan bireylerde artmış [6,53,143,144], çalışmaların birinde BÖP olan bireylerde azalmış kas aktivasyonu olduğu saptanmıştır [77]. Bazı çalışmalarda ise iki grubun benzer kas aktivasyonu gösterdiği tespit edilmiştir [143,145].

Literatürde SR ve BPA egzersizi sırasında BÖP olan ve olmayan bireyleri kıyaslayan bir çalışmaya rastlanmamıştır. Çalışmamızdaki SR egzersizi sırasındaki sonucumuza benzer şekilde Jafarnezhadgero ve arkadaşları çıplak ayakla koşarken BÖP olan ve olmayan bireylerin benzer SKM, ÜT ve AT, SA, servikal erektör spina kas aktivasyonu gösterdiğini belirtmişlerdir [145]. Benzer şekilde Kiatkulanusorn ve arkadaşları BÖP olan ve olmayan bireylerde yan yatış pozisyonunda dinlenirken benzer SKM ve OT kas aktivasyonu olduğu tespit etmiştir. Ancak ÜT ve AT kaslarının aktivasyonlarının BÖP olan grupta daha yüksek olduğunu saptamışlardır [143]. Bu çalışmasının sonucunda olduğu gibi (artmış ÜT ve AT kas aktivasyonuna benzer olacak şekilde) literatürde BÖP olan bireylerde artmış kas

aktivasyonu görüldüğünü tespit eden çalışmalar çoğunluktadır. Yapılan bir çalışmada SKM ve ÜT kaslarının EMG aktivitesinin, BÖP olan bireylerde olmayan gruba göre hem oturma pozisyonundaki istirahatte hem de omuz abduksiyonu sırasında önemli ölçüde arttığı belirtilmiştir [53]. Başka bir çalışmada baş üzeri kol kaldırma testi sırasında BÖP olan grupta olmayan gruba göre ÜT, SKM ve AT'de artmış kas aktivasyonu görülmüştür [6]. Kim ve arkadaşları BÖP olan bireylerde olmayan bireylere göre her iki yöndeki boyun rotasyonu sırasında kontralateral SKM kaslarında daha yüksek kas aktivasyonu tespit etmişlerdir. Bunun nedeninin BÖP olan bireylerin SKM kaslarının, BÖP gibi hatalı bir duruşun sürdürülmesi amacıyla boyun hareketi sırasında hiperaktif olması olabileceğini ileri sürmüşlerdir. BÖP'ün neden olduğu kas dengesizliğinin, kas verimliliğinin azalmasına ve boyun ve baş duruşunu korumak için gereken ek kasların aktivasyonunun artmasına neden olabileceğini ifade etmişlerdir [144]. Bu çalışmalara karşıt olarak Lee ve arkadaşları BÖP olan ve olmayan bireylerde boyun protraksiyon egzersizi sırasında BÖP olan grupta splenii ve SKM kaslarının aktivasyonunun azaldığını; retraksiyon egzersizi sırasında ise OT kas aktivasyonunun azaldığını ifade etmişlerdir. Azalmış aktivasyonun BÖP'e bağlı olarak kas uzunluğundaki değişikliklerden kaynaklandığını ve kuvvet üretme yeteneğinin azalmasıyla ilişkili olduğunu belirtmişlerdir. Ayrıca hem protraksiyon hem retraksiyon egzersizi sırasında ÜT aktivasyonunun benzer olduğunu tespit etmişlerdir. Lee ve arkadaşları ÜT kasında farklılık çıkmamasının nedeninin kasın boyun protraksiyon ve retraksiyon hareketlerinde major rol oynamaması olabileceğini ileri sürmüşlerdir [77]. Bu çalışma sonucu bizim çalışmamızdaki BPA egzersizi sırasında BÖP olan bireylerde daha düşük kas aktivasyonu çıkmasını destekler niteliktedir.

Çalışmamızda kullandığımız iki üst ekstremité egzersizi (SR ve BPA) sırasında ve literatürdeki çalışmaların sonuçlarının farklı çıkmasının nedeninin her çalışmada farklı egzersiz veya aktivite sırasında (boyun protraksiyon/retraksiyon, yan yatış pozisyonunda dinlenme, oturma pozisyonunda dinlenme/omuz abduksiyonu, boyun rotasyonu, baş üzeri kol kaldırma testi) ölçüm alınması olabileceğini düşünmekteyiz. Farklı egzersizler sırasında kasların egzersize katılımı farklı olduğundan kas aktivasyonunda farklı sonuçlara neden olmuş olabilir. Ayrıca bu çalışmalarda BÖP'ün tespit edilmesinde de farklılıklar bulunmaktadır. Bir çalışma [144] BÖP'ü tragus ve akromion arasındaki mesafeyi ölçerek (<5cm altı / üstü) değerlendirmiştir. Diğer çalışmalar KVA'yı kullanarak BÖP olan bireyleri belirlemiştir. Ancak KVA açısındaki kesme değerleri ile ilgili farklılıklar (48° [143] ve 53° [6,53,77]) bulunmaktadır. Biz çalışmamızda BÖP olan bireyleri belirlemek için fotografik

yöntemi kullandık. Fotografik yöntem sonucunda KVA'yı ölçtük. Bunun nedeni KVA'nın BÖP'ün en güvenilir ve geçerli göstergesi olmasıydı [3,40]. Çalışmamızda KVA'nın kesme değeri olarak ise 50°'yi belirledik. Bunun bir nedeni; BÖP'ün 48-50°'den düşük bir KVA olarak tanımlanmasıydı. Diğer bir nedeni literatürde son yıllarda yapılan çalışmalarda [71-75] BÖP'ü saptamak amacıyla bu açının daha sıklıkla kullanılmasıydı.

BÖP'ü değerlendirmek için KVA'yı ölçen çalışmaların çoğunluğunda fotografik değerlendirme kullanılmasına rağmen bu ölçümlerde kameranın kişiye ve yere olan uzaklığı, anatomik noktaların belirlenmesinde fizyoterapistin tecrübesi, bireyin değerlendirme sırasındaki ekstremite pozisyonları, açığı analiz ederken kullanılan program, bireyin ayakta ya da oturarak değerlendirilmesi gibi birçok belirsizlik ve farklılıklar bulunmaktadır. Bazı çalışmalarda normal baş postürü olarak kabul edilen açının başka bir çalışmada BÖP olan birey olarak sayılmasına neden olmuş olabilir. Bu durum çalışmaların standardizasyonunu değiştirerek çalışma sonuçlarının çeşitliliğine neden olmuş olabilir.

Kas kontrolünün ve dengeli ko-aktivasyonun restorasyonu klinisyenler için zorlu bir iştir. Skapular kas performansının rehabilitasyonunda uygun egzersizlerin seçimi, kasların gerçek kuvvetinin yanı sıra bir kasın diğerine göre göreceli kuvvetine de bağlıdır. Skapular kaslarda dengesizliği olan hastalarda, hiperaktif kaslarda minimal aktivite ile daha zayıf kas kısımlarının seçici aktivasyonu dengesizliğin azaltılmasında önemli bir bileşendir. OT, AT, ve SA'daki aktivite eksikliği sıklıkla ÜT'nin aşırı kullanımıyla birleştirildiğinden, ÜT/AT, ÜT/OT ve ÜT/SA denge oranları oldukça önemlidir [139]. Bizim çalışmamızın sonuçlarına bakıldığında SR egzersizi sırasında da BÖP olan ve olmayan bireylerin benzer ÜT/OT ve ÜT/AT oranlarına sahip olduğu görüldü. Aynı şekilde BPA egzersizi sırasında her iki grubun benzer ÜT/OT ve ÜT/AT kas aktivasyon oranlarına sahip olduğu görüldü. Literatürde BÖP olan ve olmayan bireylerde kas aktivasyon oranlarını kıyaslayan bir çalışmaya rastlanmamıştır. Bu bakımdan çalışmamızın önemli olduğunu düşünmekteyiz.

Kinetik zincir, sıralı segmental hareket ve kas aktivasyonları yoluyla dinamik üst ekstremite hareketlerine izin verir. Kinetik zincirin doğru kullanımı, proksimal segmentlerden (alt ekstremite) distal segmentlere (üst ekstremite) verimli kinetik enerji aktarımına olanak tanır [146]. Skapular hareketi teşvik etmek için alt ekstremitenin kullanılması kinetik zincir dizilimini taklit etmesi bakımından idealdir [83]. Omuz, gövde ve alt ekstremitayı birbirine bağlayan miyofasiyal yapılar tanımlanmıştır. Miyofasiyal yapılar skapular kas alımı

üzerindeki proksimal kinetik zincir etkilerini açıklamak için potansiyel altta yatan mekanizma olarak kullanılabilir [15]. Kinetik zincirin etkisini araştırmak amacıyla yapılan birçok farklı çalışma bulunmaktadır. Bu çalışmalarda farklı pozisyonlarda (yüzüstü, sırtüstü, ayakta vs) farklı üst ekstremite egzersizleri kullanılmıştır. Bizim çalışmamızda ise yüzüstü ve sırtüstü pozisyonunda yapılan egzersizlere göre hem alt ekstremite hem de kor kas aktivasyonu sağladığı ve daha fonksiyonel olduğu için ayakta yapılan egzersizleri tercih edilmiştir. Ayakta yapılan üst ekstremite egzersizlerinden elastik bant ile yapılan SR ve BPA egzersizlerini seçtik. Literatürde BPA egzersizi sırasında kinetik zincirin etkisini araştıran bir çalışmaya rastlanmamıştır. SR egzersizi sırasında kinetik zincirin etkisini araştıran bir çalışma bulunmaktadır. Bu çalışmada De Mey ve arkadaşları [15] tek taraflı olarak makara sistemi ile yapılan SR egzersiz sırasında kinetik zincirin etkisi araştırmıştır. Biz çalışmamızda omuz egzersizleri ve omuz rehabilitasyon programları sırasında elastik bantların yaygın olarak kullanılması [19] nedeniyle çalışmamızda bilateral olarak elastik bant ile yapılan egzersizleri tercih edilmiştir.

Literatür incelendiğinde çalışmamızda kullanılan üst ekstremite egzersizleri sırasında kinetik zincirin etkisine bakan sadece bir çalışmaya rastlanmıştır. Bu çalışmada makara sistemi ile yapılan tek taraflı SR egzersizi kullanılmıştır. De Mey ve arkadaşları baş üzeri aktivite yapan sporcularda (tenis, voleybol ve yüzme) SR egzersizini oturma, ayakta duruş, statik çift bacak squat, statik öne hamle, statik TBS, dinamik çift bacak squat, dinamik öne hamle ve dinamik TBS pozisyonlarında yaptırmışlardır. Trapez (ÜT ve AT) kas aktivitesinin kontralateral bacak üzerinde TBS pozisyonunda dururken, egzersizin geleneksel oturma performansına kıyasla daha fazla olduğunu tespit etmişlerdir. Çalışmada egzersizin tutma fazında tüm varyasyonlarda ÜT ve AT kaslarının düşük aktivasyon (<%20 MİİK) gösterdiği saptanmıştır [15]. Bizim çalışmamızda ise squat pozisyonunda yapılan SR egzersizi sırasındaki SKM kas aktivasyonu ayakta duruş pozisyonundan daha düşüktü. SKM ve ÜT kasları SR egzersizi sırasında tüm pozisyonlarda düşük şiddette aktivasyon gösterdi. Squat pozisyonundaki ÜT kas aktivasyonu TBS pozisyonundan daha yüksekti. Squat pozisyonundaki OT kas aktivasyonu TBS pozisyonundakinden daha yüksekti. OT kas aktivasyonu tüm pozisyonlarda orta şiddetteydi. Squat pozisyonundaki AT kas aktivasyonu ayakta duruş ve BSS daha yüksekti. AT kas aktivasyonu BÖP olan bireylerde squat pozisyonunda orta şiddette, diğer pozisyonlarda ise düşük şiddette kas aktivitesi göstermekteydi. BÖP olmayan bireylerde ise BSS pozisyonu düşük şiddette, diğer pozisyonlar orta şiddette aktivite göstermekteydi. Çalışmamızdaki sonuçlar, SR egzersizinin

OT ve AT kas aktivasyon seviyeleri skapular kas kontrolü veya kuvvet antrenmanı amaçları için uygun olabileceğini göstermektedir [23]. Düşük SKM ve ÜT kas aktivasyonu, orta şiddette OT ve AT kas aktivasyonu ile SR egzersizi rehabilitasyonun erken evrelerinde tercih edilebilir. İkili karşılaştırmalarda tüm alt ekstremité pozisyonları arasında istatistiksel fark görülmemiş olsa da ortalama kas aktivasyon değerlerine bakıldığında her iki grupta da squat pozisyonunda SR egzersizi yapılmasının daha düşük SKM kas aktivasyonu ve daha yüksek ÜT, OT ve AT kas aktivasyonu sağladığı tespit edildi. Rehabilitasyon sırasında SR egzersizi sırasında trapez kas aktivasyonu artırılmak istenildiğinde geleneksel olarak yapılan ayakta duruş pozisyonundan squat pozisyonuna doğru ilerlenebilir.

Çalışmamızın De Mey ve arkadaşlarının çalışmasından farklı sonuçlar göstermesinin her iki çalışmadaki egzersiz de SR egzersizi olsa da bizim çalışmamızda bilateral elastik bant ile yapılan SR egzersizinin De Mey ve arkadaşlarının makaralı sistem ile tek taraflı yapılan SR egzersizi kullanmış olmaları olabilir. Ayrıca iki çalışmanın squat açılarında farklılıklar mevcuttu. İki çalışmanın popülasyonunda da (sporcular ve BÖP olan/olmayan) farklı olması sonuçların farklı çıkmasına neden olmuş olabilir. Ancak her iki çalışmada da benzer şekilde düşük seviyede ÜT kas aktivasyonu görülmüştür. De Mey ve arkadaşlarının çalışmasında düşük AT kas aktivasyonu görülürken bizim çalışmamızda da AT kas aktivasyonu BÖP olan bireylerde squat pozisyonunda orta şiddette (%21,50 MİİK), diğer pozisyonlarda ise düşük şiddette (%14,54-16,39 MİİK) kas aktivitesi göstermekteydi. BÖP olmayan bireylerde ise BSS pozisyonu düşük şiddette (%19,42 MİİK), diğer pozisyonlar orta şiddette aktivite (%20,07-25,29 MİİK) göstermekteydi.

Çalışmamızda kullandığımız diğer bir egzersiz olan BPA egzersizi sırasında kinetik zincirin etkisine bakan bir çalışmaya ise rastlanmamıştır. Çalışmamızın sonucunda BPA egzersizi sırasında kinetik zincirin etkisine bakıldığında; squat pozisyonunda yapılan BPA egzersizi sırasındaki SKM kas aktivasyonu ayakta duruş ve TBAD pozisyonlarına göre daha düşüktü. Beş alt ekstremité pozisyonunda SKM kas aktivasyonu düşük şiddetteydi. Squat pozisyonundaki ÜT kas aktivasyonu istatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte diğer pozisyonlara kıyasla daha düşüktü. Squat pozisyonunda yapılan BPA egzersizi sırasındaki OT kas aktivasyonu diğer dört pozisyona daha yüksekti. Squat pozisyonunda yapılan BPA egzersizi sırasındaki AT kas aktivasyonu ayakta duruş ve TBS pozisyonlarına göre daha yüksekti. Tüm trapez kas aktivasyonları (BÖP olmayan gruptaki squat pozisyonundaki OT

hariç) orta şiddetteydi. BÖP olmayan gruptaki squat pozisyonundaki OT kasının ise yüksek şiddette kas aktivasyonu gösterdiği görüldü.

McCan ve arkadaşlarına göre [147], orta dereceli aktivasyon seviyeleri %20-50 MİİK ve belirgin aktivasyon seviyeleri >%50 MİİK gerektirdiğinden, bu sonuçlar BPA egzersizinin trapez aktivasyon seviyelerinin skapular kas kontrolü veya kuvvet antrenmanı amaçları için uygun olabileceğini göstermektedir [23]. İkili karşılaştırmalarda tüm alt ekstremitte pozisyonları arasında istatistiksel fark görülmemiş olsa da ortalama kas aktivasyon değerlerine bakıldığında her iki grupta da squat sırasında BPA egzersizi yapılmasının daha düşük SKM ve ÜT kas aktivasyonu ve daha yüksek OT ve AT kas aktivasyonu sağladığı tespit edildi. SKM ve ÜT kas aktivasyonunun düşük tutularak OT ve AT kas aktivasyonunun artırılması istendiği durumlarda BPA egzersizinin squat pozisyonunda yapılması önerilebilir.

Literatürde farklı üst ekstremitte egzersizleri sırasında kinetik zincirin skapular kas aktivasyonuna etkisini araştıran birçok çalışma bulunmaktadır. Borms ve arkadaşları eksternal rotasyon ile yapılan bilateral elevasyonun beş kinetik zincir varyasyonu sırasında skapular kas aktivitesini araştırmışlardır [18]. Çalışmalarının sonucunda alt ekstremitenin dâhil edilmesinin daha büyük ÜT kas aktivasyonu sağladığını belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda ise squat pozisyonunda yapılan SR egzersizi sırasında ÜT kas aktivasyonu TBS'dekine göre daha düşük bulunurken BPA egzersizinde farklılık yoktu. Ayrıca egzersize dinamik TBS eklendiğinde ayakta duruş ve statik TBS'ye göre AT aktivitesi azaldığını saptamışlardır. Bu sonuçtan farklı olarak bizim çalışmamızda squat pozisyonundaki SR ve BPA egzersizi sırasında artmış AT kas aktivasyonu olduğu görüldü. İki çalışma arasında üst ekstremitte egzersizlerinin farklı olması, alt ekstremitte egzersiz açısı farklı olması ve Borms ve arkadaşlarının çalışmasında statik ve dinamik alt ekstremitte egzersizleri kullanırken bizim çalışmamızda sadece statik egzersizlerin kullanılmış olması sonuçların farklı olmasını açıklayabilir. Borms ve arkadaşları çalışmalarının sonucunda alt ekstremitelerin omuz rehabilitasyonuna dâhil edilmesinin, daha karmaşık kinetik zincirdeki egzersiz varyasyonları açısından baş üstü sporcular için faydalı olabileceğini ifade etmişlerdir [18].

Borms ve arkadaşları yaptıkları diğer bir çalışmada yüzüstü elevasyon egzersizinin kinetik zincir değişimleri sırasında skapular kas aktivitesini araştırmışlardır. Egzersizler pilates topu üzerinde yüzüstü dizler destekli ve dış rotasyon direnci eklenmeden veya eklenerek, bir

pilates topu üzerinde yüzüstü ayaklar destekli ve dış rotasyon direnci eklenmeden veya eklenerek, tedavi masasında üzerinde gövde ekstansiyonu olmadan veya eklenerek yapılmıştır. Çalışmanın sonucunda gövde ekstansiyonunun eklenmesinin ÜT aktivitesini arttırdığı ancak OT, AT ve SA aktivasyonunu değiştirmedeği belirtilmiştir. Vücut desteğindeki iki değişken değiştiğinde, ÜT aktivitesi önemli ölçüde artmıştır. Örneğin, dizler veya ayaklar destekli bir pilates topu üzerinde yüzüstü yatarak egzersiz yapılmasına kıyasla tedavi masasında üzerinde gövde ekstansiyonu ile yüzüstü yatarak egzersiz yapıldığında ÜT aktivitesi artmıştır. Bunun için olası açıklamanın ÜT kasının yukarı doğru skapular rotasyon için primer hareket ettirici olarak elevasyonu gerçekleştirmek üzere artan egzersiz zorluğu ile aktivitesini artırarak kompanse etmesi olabileceğini ifade etmişlerdir [23]. Bizim çalışmamızda alt ekstremitte eklenmesi ile SR egzersizinde ÜT kasının aktivasyonu artarken, BPA egzersizi sırasında ÜT aktivasyonun azalmıştı (istatistiksel fark çıkmamış olsa da). Seçtiğimiz iki egzersiz sırasında farklı sonuç çıkmasının nedeninin BPA egzersizinde kolun 90° elevasyundayken egzersizin yapılmış olması olduğunu düşünmekteyiz. Elevasyon hareketi ÜT kasının primer hareketi olduğu için BPA egzersizi pozisyonunda ÜT kasının aktif olması olasıdır. BPA egzersizi squat pozisyonunda yapıldığında ise egzersizin düzleminin değişmesi ile ÜT kasına olan talebin azaldığını bu nedenle de aktivasyonun bu pozisyonunda azaldığını düşünmekteyiz.

Shin ve arkadaşları statik ve dinamik vücut pozisyonlarında kol yanda (W pozisyonu) veya 90° abduksiyonda (90/90 pozisyon) elastik bant kullanılarak yapılan omuz eksternal rotasyon egzersizleri sırasında omuz kas aktivitelerini değerlendirmişlerdir. Çalışmada statik pozisyonlar oturma, squat ve rotasyonel squat pozisyonları içerirken dinamik pozisyonlar vücut ekstansiyonu ve gövde rotasyonu ile kombine vücut ekstansiyonunu içeriyordu. Gövde rotasyonu ile squattan ayakta duruşa dinamik hareketin daha az omuz kas aktivasyonu ile skapular hareketin etkili kontrolünü sağladığını tespit edilmiştir. Çalışma sonucunda periskapular kasları zayıf olan ve AT aktivasyonunun sıklıkla azaldığı tespit edilen hastalarda gerekli olan omuz kas egzersizleri için alt ekstremitte, kalça veya gövde ile birleştirilmiş kinetik zincir egzersizlerinin faydalı olacağı belirtilmiştir [19]. Kinetik zincir ön atış (pre-throwing) egzersizleri ile geleneksel direnç bandı egzersizlerini kıyaslamak amacıyla yaptıkları çalışmanın sonucunda Oliver ve arkadaşları üç direnç bandı egzersizinin (I, T, Y), tüm kinetik zincir egzersizlerine kıyasla daha fazla AT kas aktivasyonu gösterdiğini tespit etmişlerdir. Kinetik zincir egzersizleri, airplane internal rotasyon, öne hamle ve tek bacak dengesi ile direnç bandı I egzersizi, diğer egzersizlere (airplane eksternal

rotasyon, get-up, T ve Y) kıyasla önemli ölçüde daha fazla ÜT kas aktivasyonuna sahipti. Katılımcının kollarıyla bir W hareketi yapmasını vurgulayan öne hamle egzersizi, tüm skapular kas sisteminde en büyük aktivasyonu ortaya çıkarmıştır [146]. ÜT kas aktivasyonunun kinetik zincir egzersizleri ile artış göstermesi çalışmamızdaki SR egzersizi sonuçlarını destekler niteliktedir. Ancak kinetik zincir egzersizi eklendiğinde azalmış AT kas aktivasyon göstermesi çalışmamızın sonuçları ile çelişmektedir. Bu durum egzersizlerin farklılığından kaynaklanıyor olabilir.

Yukarıda bahsedilen çalışmalar haricinde literatürde kinetik zincir etkisini araştırmak amacıyla egzersizlere gövde rotasyonu eklendiğinde skapular kas aktivasyonunun değiştiğini gösteren çalışmalar da bulunmaktadır [11,26].

Kinetik zincirin etkisini değerlendirmek için literatürdeki çalışmalara bakıldığında değerlendirilen popülasyonun, ölçülen kasların, kullanılan üst ekstremité egzersizinin, kinetik zinciri dâhil etmek amacıyla eklenen alt ekstremité pozisyon ve hareketlerin farklı olduğu görülmektedir. Metodolojik farklılıklar bulunmasına rağmen üst ekstremité egzersizleri sırasında alt ekstremité/gövde pozisyonlarını değiştirmenin veya dinamik hareket eklemenin skapular çevresi kasların aktivasyonunu değiştirmesi muhtemel görülmektedir. Klinikte kullanılan üst ekstremité egzersizleri ve bu egzersizleri zorlaştırmak/değiştirmek için eklenen pozisyonların skapular kas aktivasyonuna etkisinin araştırılmasının doğru/gerekli değişikliklerin yapılması açısından önemli olduğunu düşünmekteyiz. Bizim çalışmamızda da beş farklı alt ekstremité pozisyonunda yapılan SR ve BPA egzersizi sırasında kas aktivasyonlarında önemli farklılıklar olduğu gözlemlendi.

Egzersiz seçiminde dikkat edilmesi gereken önemli noktalardan biri trapez kas parçaları arasındaki aktivasyon oranlarıdır [12]. Aksiyoskapular kasların dengeli ko-aktivasyonunun yeniden sağlanması, omuz rehabilitasyon programlarının önemli bir bileşeni olarak kabul edilmektedir. Aşırı ÜT aktivitesi ile OT, AT ve SA aktivite eksikliği tanımlanmıştır. Bu nedenle, ÜT/OT, ÜT/AT ve ÜT/ SA oranları literatürde sıklıkla değerlendirilmiş ve 1'in altındaki oranlar 'arzu edilen oranlar' olarak kabul edilmiştir. Yapılan sistematik derlemede yazarlar, kinetik zincirin omuz egzersizlerine entegre edilmesinin daha düşük trapez kas oranları üretebileceğini belirtmiştir [20]. Literatüre bakıldığında kinetik zincirin kas aktivasyon oranına etkisini araştıran birkaç çalışmaya rastlanmıştır. Borms ve arkadaşları eksternal rotasyon ile yapılan bilateral kol elevasyonunun beş kinetik zincir varyasyonu

sırasında skapular kas aktivasyon oranına etkisini araştırmışlardır. Çalışmanın sonucunda alt ekstremitenin bir elevasyon egzersizine dâhil edilmesinin, statik TBS'deki ÜT/AT ve ÜT/SA ve dinamik çift bacak squattaki ÜT/AT hariç tüm skapular kas oranlarını artırdığını saptamışlardır. Bu sonuçlar, alt ekstremitenin dâhil edilmemesinin kas aktivasyon oranları için dâhil edilmesine göre tercih edilebileceğini gösterdiğini ifade etmişlerdir. Ancak alt ekstremitelerin aktive edilmesi söz konusuysa, skapular kas dengesi için statik TBS'nin en uygun seçim olduğunu söylemişlerdir [18]. Yamachui ve arkadaşları 90° ve 145° omuz abduksiyonunda skapular retraksiyonuna gövde rotasyonu dâhil etmenin ÜT/AT oranını anlamlı derecede azalttığını tespit etmişlerdir [11].

Bizim çalışmamızda kinetik zincirin kas aktivasyon oranına etkisine bakıldığında; SR egzersizi sırasında farklı alt ekstremit pozisyonunda yapılmasının ÜT/OT ve ÜT/AT aktivasyon oranını değiştirmedeği görüldü. Tüm egzersiz varyasyonları sırasında mükemmel düzeyde ÜT/OT kas aktivasyon oranı (<0.6) görüldü. ÜT/AT kas aktivasyon oranlarına bakıldığında ise makul ve iyi derecede değişen oranlar görüldüğü saptandı. Bu durum bize ÜT aktivasyonunu düşük tutarak OT ve AT aktivasyonunun artırılmak istendiği rehabilitasyonun erken evrelerinde SR egzersizini farklı varyasyonlar ile kullanabileceğimizi göstermektedir.

BPA egzersizi sırasında kinetik zincirin kas aktivasyon oranına etkisi incelendiğinde ise squat pozisyonunda yapılan BPA egzersizi sırasındaki ÜT/OT kas aktivasyon oranı; ayakta duruş, TBAD ve BSS pozisyonunda yapılanlara göre daha düşüktü. Her iki grupta da en düşük oran squat pozisyonundaydı ve iyi derecede ÜT/OT oran göstermekteydi. Daha düşük ÜT/OT veya ÜT/AT oranlarına sahip egzersizlerin, özellikle anormal skapular hareketi olan bireylerde skapular kas performansını iyileştirmek için en uygun egzersizler olduğu düşünülmektedir [148]. Bu sonuçlar bize BPA egzersizinin squat pozisyonunda yapılmasının trapez kas dengesi rehabilitasyonu için daha faydalı olabileceğini düşündürmektedir.

Squat pozisyonunda yapılan BPA egzersizi sırasındaki ÜT/AT kas aktivasyon oranı; TBS ve BSS pozisyonlarına göre daha düşüktü. Oranın 1,00'den büyük olması, ÜT'nin egzersiz sırasında diğer skapular stabilizatörlerden daha aktif olduğunu göstermektedir. 1,00'in altındaki oranlar ideal egzersizler olarak kabul edilmektedir, çünkü rehabilitasyon alanında çalışan uzmanlar genellikle ÜT dışındaki skapular stabilizatörleri vurgulayan egzersizler

aramakta ve ÜT ile kompensasyon riskini azaltmaya çalışmaktadır [149]. Her iki grupta ve tüm pozisyonlarda ÜT/AT oranı 1'in üzerinde idi. Ancak squat pozisyonunda yapılan BPA egzersizi sırasındaki oran en düşüktü ve 1'e çok yakındı. Bu nedenle ÜT/AT oranının en azından makul seviyelere çekilmesi için BPA egzersizinin squat pozisyonunda yapılması önerilebilir.

5.1. Limitasyonlar

Bu çalışmanın bazı limitasyonları bulunmaktadır. Pectoralis minör, romboidler, levator skapula ve SA gibi rehabilitasyon sırasında skapular kontrol için önemli olan kaslar, yüzey EMG ile erişilemediği için değerlendirilememiştir. yEMG, yüzeysel ve daha derin skapulotorasik kaslar (ÜT, OT ve AT gibi) arasında olası karışma ve test sırasında hareketten kaynaklanan gürültülere neden olmuş olabilir. Bununla birlikte küçük boyutlu yüzey elektrotların kullanımı ve önerilen elektrot yerleşimi kullanımı gibi faktörler testlerin güvenilirliğini sağlamak için kapsamlı bir şekilde standartlaştırılmıştır. Böylece hatalar en aza indirilmiştir. İlk günkü değerlendirmeden sonra elektrotların yerlerinin çıkmayan kalemle işaretlenmiş olması ve günün aynı saatinde ölçüm alınmış olmasına rağmen MİİK ile egzersizlerin farklı günde yapılmış olması çalışmamızın bir diğer limitasyonudur.

Bu çalışma herhangi bir omuz patolojisi olmayan genç, sedanter, BÖP olan ve olmayan bireylerle gerçekleştirilmiştir. Bu nedenle, çalışmamızın sonuçları farklı yaş gruplarına, farklı patolojilere sahip bireylere veya sporculara genellenemeyebilir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu çalışma bildiğimiz kadarıyla BÖP olan bireylerde kinetik zincirin etkisini değerlendiren, aynı zamanda elastik bant ile yapılan SR ve BPA egzersizi sırasında kinetik zincir etkisini araştıran ilk çalışmadır. Egzersizler sırasındaki kas aktivasyonlarını anlamak, bu alanda çalışan profesyonellere uygun egzersizi seçmede yardımcı olabilir. Klinikte BÖP olan ve olmayan bireylere egzersiz yaptırılırken kinetik zincirin kas aktivasyonu ve kas aktivasyon oranına etkisi göz önünde bulundurulmalıdır.

- SR egzersizi sırasındaki kas aktivasyon değerlerinin BÖP olan ve olmayan bireylerde benzer olduğu görüldü. Bu bağlamda BÖP olan ve olmayan bireylerde kas aktivasyonu bakımından farklılık vardır hipotezi reddedilmiştir. BPA egzersizi sırasında ise BÖP olan bireylerin kas aktivasyonlarının BÖP olmayan bireylere göre fazla olduğu saptandı. Bu sonuca göre BÖP olan ve olmayan bireylerde kas aktivasyonu bakımından farklılık vardır hipotezi kabul edilmiştir. SR ve BPA egzersizi sırasındaki kas aktivasyon oranları ise BÖP olan ve olmayan bireylerde benzerdi ve BÖP olan ve olmayan bireylerde kas aktivasyonu bakımından farklılık vardır hipotezi reddedilmiştir.
- Kinetik zincirin etkisine bakıldığında SR egzersizi yaparken farklı alt ekstremite pozisyonlarında yapılmasının kas aktivasyonunu değiştirdiği saptandı. Bu bağlamda farklı alt ekstremite pozisyonlarında yapılan egzersizler sırasında kas aktivasyonu farklıdır hipotezi kabul edilmiştir. SR egzersizinin squat pozisyonunda yapılmasının daha düşük SKM kas aktivasyonu, daha yüksek ÜT, OT ve AT kas aktivasyonu sağladığı görüldü. Daha az SKM kas aktivasyonu, daha fazla ÜT, OT ve AT kas aktivasyonunun istendiği durumlarda SR egzersizinin squat pozisyonunda yapılması önerilebilir.
- SR egzersizinin normalize EMG değerlerine bakıldığında; her iki grupta ve tüm egzersiz varyasyonları sırasında SKM ve ÜT'nin düşük kas aktivasyonu gösterdiği tespit edildi. OT kasının tüm egzersiz varyasyonları sırasında düşük ve orta düzey kas aktivasyonu görüldü. SKM ve ÜT kaslarının aktivasyonlarını düşük tutmak ve OT ve AT kasını kuvvetlendirmek istediğimiz durumlarda SR egzersizi farklı varyasyonlarla kullanılabilir. Düşük kas aktivasyonu ile başlanan rehabilitasyonun erken dönemlerinde SR egzersizi farklı alt ekstremite pozisyonları ile kullanılabilir.
- SR egzersizini farklı alt ekstremite pozisyonunda yapmak benzer ÜT/OT ve ÜT/AT aktivasyon oranı sağlamaktaydı. Farklı alt ekstremite pozisyonlarında yapılan

egzersizler sırasında kas aktivasyon oranları farklıdır hipotezi reddedilmiştir. Tüm alt ekstremite pozisyonları sırasında mükemmel düzeyde ÜT/OT kas aktivasyonu görüldü. ÜT/AT kas aktivasyon oranlarına bakıldığında ise oranlar makul ve iyi derecedeydi. Bu durum bize ÜT/OT ve ÜT/AT oranlarını düşük tutmak istediğimiz rehabilitasyonun erken dönemlerinde SR egzersizini farklı alt ekstremite pozisyonlarında kullanabileceğimizi göstermektedir.

- BPA egzersizi yaparken farklı alt ekstremitelerde yapılmasının kas aktivasyonunu değiştirdiği görüldü. Bu bağlamda farklı alt ekstremite pozisyonlarında yapılan egzersizler sırasında kas aktivasyonu farklıdır hipotezi kabul edilmiştir. Diğer pozisyonlara kıyasla squat pozisyonunda yapılan BPA egzersizi sırasında SKM ve ÜT kas aktivasyonu daha az, OT ve AT kas aktivasyonu daha fazla idi. Daha az SKM ve ÜT kas aktivasyonu, daha fazla OT ve AT kas aktivasyonunun istendiği durumlarda BPA egzersizinin squat pozisyonunda yapılması önerilebilir.
- BPA egzersizi sırasında normalize EMG değerlerine bakıldığında her iki grupta ve beş alt ekstremite pozisyonu sırasında düşük SKM kas aktivasyonu olduğu görüldü. Tüm trapez kasları ise orta düzey kas aktivasyonu gösterdi. Bu durum, BPA egzersizinin tüm alt ekstremite pozisyonlarındaki aktivasyon seviyelerinin skapular kas kontrolü veya kuvvet antrenmanı amaçları için uygun olabileceğini göstermektedir. ÜT, OT ve AT kaslarının kuvvetinin artırılmasının istendiği durumlarda BPA egzersizi farklı varyasyon seçenekleriyle kullanılabilir.
- BPA egzersizi sırasında kinetik zincirin dâhil edilmesinin kas aktivasyon oranlarını azaltarak skapular kas dengesine pozitif katkılar sağladığı tespit edildi. Bu bağlamda farklı alt ekstremite pozisyonlarında yapılan egzersizler sırasında kas aktivasyon oranları farklıdır hipotezi kabul edilmiştir. Diğer pozisyonlara kıyasla squat pozisyonunda yapılan BPA egzersizi sırasında ÜT/OT ve ÜT/AT oranları daha düşüktü. En düşük oranlar squat pozisyonundaki BPA egzersizi sırasında görüldü. Daha düşük ÜT/OT ve ÜT/AT oranı istenildiği durumlarda BPA egzersizinin squat pozisyonunda yapılması önerilebilir.

KAYNAKLAR

1. Lee, M.-Y., Lee, H.-Y., and Yong, M.-S. (2014). Characteristics of cervical position sense in subjects with forward head posture. *Journal of Physical Therapy Science*, 26(11), 1741-1743.
2. Kim, B.-B., Lee, J.-H., Jeong, H.-J., and Cynn, H.-S. (2016). Effects of suboccipital release with craniocervical flexion exercise on craniocervical alignment and extrinsic cervical muscle activity in subjects with forward head posture. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 30, 31-37.
3. Gallego-Izquierdo, T., Arroba-Díaz, E., García-Ascoz, G., Val-Cano, M. d. A., Pecos-Martin, D., and Cano-de-la-Cuerda, R. (2020). Psychometric proprieties of a mobile application to measure the craniovertebral angle a validation and reliability study. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 17(18), 6521.
4. Choi, K.-H., Cho, M.-U., Park, C.-W., Kim, S.-Y., Kim, M.-J., Hong, B., and Kong, Y.-K. (2020). A comparison study of posture and fatigue of neck according to monitor types (moving and fixed monitor) by using flexion relaxation phenomenon (FRP) and craniovertebral angle (CVA). *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 17(17), 6345.
5. Shaghayeghfard, B., Ahmadi, A., Maroufi, N., and Sarrafzadeh, J. (2016). Evaluation of forward head posture in sitting and standing positions. *European Spine Journal*, 25, 3577-3582.
6. Kim, T.-H., and Hwang, B.-H. (2019). Change of head position and muscle activities of neck during overhead arm lift test in subjects with forward head posture. *Physical Therapy Korea*, 26(2), 61-68.
7. Harman, K., Hubley-Kozey, C. L., and Butler, H. (2005). Effectiveness of an exercise program to improve forward head posture in normal adults: a randomized, controlled 10-week trial. *Journal of Manual & Manipulative Therapy*, 13(3), 163-176.
8. Abd El-Azeim, A. S., Mahmoud, A. G., Mohamed, M. T., and El-Khateeb, Y. S. (2022). Impact of adding scapular stabilization to postural correctional exercises on symptomatic forward head posture: A randomized controlled trial. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, 58(5), 757.
9. Shih, H.-S., Chen, S.-S., Cheng, S.-C., Chang, H.-W., Wu, P.-R., Yang, J.-S., Lee, Y.-S., and Tsou, J.-Y. (2017). Effects of Kinesio taping and exercise on forward head posture. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 30(4), 725-733.
10. Kirupa, K., Mary, S., Nithyanisha, R., and Kumar, S. N. (2020). A study on the effectiveness of scapular retraction exercises on forward head posture. *Indian Journal of Public Health Research & Development*, 11(6), 284-289.
11. Yamauchi, T., Hasegawa, S., Matsumura, A., Nakamura, M., Ibuki, S., and Ichihashi, N. (2015). The effect of trunk rotation during shoulder exercises on the activity of the scapular muscle and scapular kinematics. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 24(6), 955-964.

12. Kara, D., Harput, G., and Duzgun, I. (2019). Trapezius muscle activation levels and ratios during scapular retraction exercises: A comparative study between patients with subacromial impingement syndrome and healthy controls. *Clinical Biomechanics*, 67, 119-126.
13. Fukunaga, T., Fedge, C., Tyler, T., Mullaney, M., Schmitt, B., Orishimo, K., McHugh, M., and Nicholas, S. (2022). Band pull-apart exercise: Effects of movement direction and hand position on shoulder muscle activity. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 17(3), 400.
14. Kushner, A. M., Brent, J. L., Schoenfeld, B. J., Hugentobler, J., Lloyd, R. S., Vermeil, A., Chu, D. A., Harbin, J., McGill, S. M., and Myer, G. D. (2015). The back squat part 2: Targeted training techniques to correct functional deficits and technical factors that limit performance. *Strength and Conditioning Journal*, 37(2), 13-60.
15. De Mey, K., Danneels, L., Cagnie, B., Van den Bosch, L., Flier, J., and Cools, A. M. (2013). Kinetic chain influences on upper and lower trapezius muscle activation during eight variations of a scapular retraction exercise in overhead athletes. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 16(1), 65-70.
16. Burkhart, S. S., Morgan, C. D., and Kibler, W. B. (2003). The disabled throwing shoulder: spectrum of pathology Part III: The SICK scapula, scapular dyskinesis, the kinetic chain, and rehabilitation. *Arthroscopy*, 19(6), 641-661.
17. Oliver, G. D., Plummer, H. A., and Gascon, S. S. (2016). Electromyographic analysis of traditional and kinetic chain exercises for dynamic shoulder movements. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 30(11), 3146-3154.
18. Borms, D., Maenhout, A., and Cools, A. M. (2020). Incorporation of the kinetic chain into shoulder-elevation exercises: does it affect scapular muscle activity? *Journal of Athletic Training*, 55(4), 343-349.
19. Shin, M.-H., Chung, S.-W., Im, J.-M., Baek, S., Kim, T.-M., and Oh, K.-S. (2020). Changes in shoulder muscle activities depending on static and dynamic body positions during shoulder external rotation exercises using kinetic chain concept. *The Korean Journal of Sports Medicine*, 38(4), 199-207.
20. Richardson, E., Lewis, J. S., Gibson, J., Morgan, C., Halaki, M., Ginn, K., and Yeowell, G. (2020). Role of the kinetic chain in shoulder rehabilitation: does incorporating the trunk and lower limb into shoulder exercise regimes influence shoulder muscle recruitment patterns? Systematic review of electromyography studies. *BMJ Open Sport & Exercise Medicine*, 6(1), e000683.
21. Miyasaka, J., Arai, R., Ito, T., Shingu, N., Hasegawa, S., Ibuki, S., Ichihashi, N., Matsuda, S., and Moritani, T. (2017). Isometric muscle activation of the serratus anterior and trapezius muscles varies by arm position: a pilot study with healthy volunteers with implications for rehabilitation. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 26(7), 1166-1174.
22. Mendez-Rebolledo, G., Morales-Verdugo, J., Orozco-Chavez, I., Habechian, F. A. P., Padilla, E. L., and de la Rosa, F. J. B. (2021). Optimal activation ratio of the scapular

- muscles in closed kinetic chain shoulder exercises: A systematic review. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 34(1), 3-16.
23. Borms, D., Maenhout, A., Berckmans, K., Spanhove, V., Vanderstukken, F., and Cools, A. (2022). Scapulothoracic muscle activity during kinetic chain variations of a prone elevation exercise. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, 26(3), 100420.
 24. Maenhout, A., Van Praet, K., Pizzi, L., Van Herzeele, M., and Cools, A. (2010). Electromyographic analysis of knee push up plus variations: what is the influence of the kinetic chain on scapular muscle activity? *British Journal of Sports Medicine*, 44(14), 1010-1015.
 25. Werin, M. B., Maenhout, A. G., Icket, J., Jacxsens, N., Kempkes, E., and Cools, A. M. (2022). Does the activity in scapular muscles during plyometric exercises change when the kinetic chain is challenged?—An EMG study. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 36(7), 1793-1800.
 26. Nagai, K., Tateuchi, H., Takashima, S., Miyasaka, J., Hasegawa, S., Arai, R., Tsuboyama, T., and Ichihashi, N. (2013). Effects of trunk rotation on scapular kinematics and muscle activity during humeral elevation. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 23(3), 679-687.
 27. Ruivo, R. M., Pezarat-Correia, P., and Carita, A. I. (2014). Cervical and shoulder postural assessment of adolescents between 15 and 17 years old and association with upper quadrant pain. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, 18(4), 364-371.
 28. Carini, F., Mazzola, M., Fici, C., Palmeri, S., Messina, M., Damiani, P., and Tomasello, G. (2017). Posture and posturology, anatomical and physiological profiles: overview and current state of art. *Acta Bio Medica: Atenei Parmensis*, 88(1), 11.
 29. McGhee, D., and Torode, M. (2020). Static and dynamic posture. *ESSA's Student Manual for Health, Exercise and Sport Assessment*, 214-242.
 30. Isherwood, L., Britnell, N., Candido, G., and Watson, L. (2005). Postural health in women: the role of physiotherapy. *Journal of Obstetrics Gynaecology Canada*, 27(5), 493-500.
 31. Czaprowski, D., Stoliński, Ł., Tyrakowski, M., Kozinoga, M., and Kotwicki, T. (2018). Non-structural misalignments of body posture in the sagittal plane. *Scoliosis and Spinal Disorders*, 13(6), 1-14.
 32. Kendall, F. P., McCreary, E. K., Provance, P. G., Rodgers, M. M., and Romani, W. A. (2005). *Muscles: testing and function with posture and pain (Vol 5)*: Lippincott Williams & Wilkins Baltimore.
 33. Ribeiro, A. F. M., Bergmann, A., Lemos, T., Pacheco, A. G., Russo, M. M., de Oliveira, L. A. S., and de Carvalho Rodrigues, E. (2017). Reference values for human posture measurements based on computerized photogrammetry: a systematic review. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 40(3), 156-168.
 34. Shamim, A., Tanwar, T., and Veqar, Z. (2023). An Overview of Cervical Spine Posture Assessment Methods. *SN Comprehensive Clinical Medicine*, 5(1), 225.

35. Steele, A., Gonzalez, R., Garbalosa, J. C., Steigbigel, K., Grgurich, T., Parisi, E. J., Feinn, R. S., Tommasini, S. M., and Macica, C. M. (2020). Osteoarthritis, osteophytes, and enthesophytes affect biomechanical function in adults with X-linked hypophosphatemia. *The Journal of Clinical Endocrinology & Metabolism*, 105(4), e1798-e1814.
36. Johnson, J. (2011). *Postural assessment*. Leeds: Human Kinetics, 13-17.
37. Hazari, A., Maiya, A. G., Nagda, T. V., Hazari, A., Maiya, A. G., and Nagda, T. V. (2021). Biomechanics of static and dynamic posture. *Conceptual Biomechanics and Kinesiology*, 197-207.
38. Kritz, M. F., and Cronin, J. (2008). Static posture assessment screen of athletes: Benefits and considerations. *Strength & Conditioning Journal*, 30(5), 18-27.
39. Bloomfield, J. (1998). *Posture and proportionality in sport*. In *Training in sport: Applying sport science*. New York: John Wiley & Sons, 145-186.
40. Salahzadeh, Z., Maroufi, N., Ahmadi, A., Behtash, H., Razmjoo, A., Gohari, M., and Parnianpour, M. (2014). Assessment of forward head posture in females: observational and photogrammetry methods. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 27(2), 131-139.
41. Krawczyk, B., Pacheco, A. G., and Mainenti, M. R. (2014). A systematic review of the angular values obtained by computerized photogrammetry in sagittal plane: a proposal for reference values. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 37(4), 269-275.
42. Porto, A. B., and Okazaki, V. H. A. (2017). Procedures of assessment on the quantification of thoracic kyphosis and lumbar lordosis by radiography and photogrammetry: A literature review. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 21(4), 986-994.
43. Pivotto, L. R., Navarro, I. J. R. L., and Candotti, C. T. (2021). Radiography and photogrammetry-based methods of assessing cervical spine posture in the sagittal plane: A systematic review with meta-analysis. *Gait & Posture*, 84, 357-367.
44. Ferreira, E. A. G., Duarte, M., Maldonado, E. P., Burke, T. N., and Marques, A. P. (2010). Postural assessment software (PAS/SAPO): Validation and reliability. *Clinics*, 65(7), 675-681.
45. Singla, D., and Veqar, Z. (2014). Methods of postural assessment used for sports persons. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*, 8(4), LE01-LE04.
46. Singla, D., Veqar, Z., and Hussain, M. E. (2017). Photogrammetric assessment of upper body posture using postural angles: a literature review. *Journal of Chiropractic Medicine*, 16(2), 131-138.
47. Van Niekerk, S.-M., Louw, Q., Vaughan, C., Grimmer-Somers, K., and Schreve, K. (2008). Photographic measurement of upper-body sitting posture of high school students: a reliability and validity study. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 9(1), 1-11.

48. Mylonas, K., Tsekoura, M., Billis, E., Aggelopoulos, P., Tsepis, E., and Fousekis, K. (2022). Reliability and validity of non-radiographic methods of forward head posture measurement: a systematic review. *Cureus*, 14(8), e27696.
49. Nam, S. H., Son, S. M., Kwon, J. W., and Lee, N. K. (2013). The intra-and inter-rater reliabilities of the forward head posture assessment of normal healthy subjects. *Journal of Physical Therapy Science*, 25(6), 737-739.
50. Lee, H.-s., Hyung-kuk, C., and Sun-wook, P. (2015). The Analysis of severity of forward head posture with observation and photographic method. *Journal of Korean Society of Physical Medicine*, 10(3), 227-235.
51. do Rosário, J. L. P., Nakashima, I. Y., Rizopoulos, K., Kostopoulos, D., and Marques, A. P. (2012). Improving posture: comparing segmental stretch and muscular chains therapy. *Clinical Chiropractic*, 15(3-4), 121-128.
52. Gonzalez, H. E., and Manns, A. (1996). Forward head posture: its structural and functional influence on the stomatognathic system, a conceptual study. *Cranio®*, 14(1), 71-80.
53. Khan, A., Khan, Z., Bhati, P., and Hussain, M. E. (2020). Influence of forward head posture on cervicocephalic kinesthesia and electromyographic activity of neck musculature in asymptomatic individuals. *Journal of Chiropractic Medicine*, 19(4), 230-240.
54. Ghamkhar, L., and Kahlaee, A. H. (2019). Is forward head posture relevant to cervical muscles performance and neck pain? A case-control study. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, 23(4), 346-354.
55. Koseki, T., Kakizaki, F., Hayashi, S., Nishida, N., and Itoh, M. (2019). Effect of forward head posture on thoracic shape and respiratory function. *Journal of Physical Therapy Science*, 31(1), 63-68.
56. McEvoy, M. P., and Grimmer, K. (2005). Reliability of upright posture measurements in primary school children. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 6(1), 1-10.
57. Dimitriadis, Z., Podogyros, G., Polyviou, D., Tasopoulos, I., and Passa, K. (2015). The reliability of lateral photography for the assessment of the forward head posture through four different angle-based analysis methods in healthy individuals. *Musculoskeletal Care*, 13(3), 179-186.
58. Szczygieł, E., Fudacz, N., Golec, J., and Golec, E. (2020). The impact of the position of the head on the functioning of the human body: a systematic review. *International Journal of Occupational Medicine and Environmental Health*, 33(5), 559-568.
59. Silva, A. G., Punt, T. D., Sharples, P., Vilas-Boas, J. P., and Johnson, M. I. (2009). Head posture assessment for patients with neck pain: Is it useful? *International Journal of Therapy and Rehabilitation*, 16(1), 43-53.
60. Silva, A. G., Punt, T. D., and Johnson, M. I. (2010). Reliability and validity of head posture assessment by observation and a four-category scale. *Manual Therapy*, 15(5), 490-495.

61. Gadotti, I. C., and Biasotto-Gonzalez, D. A. (2010). Sensitivity of clinical assessments of sagittal head posture. *Journal of Evaluation in Clinical Practice*, 16(1), 141-144.
62. Gadotti, I. C., Armijo-Olivo, S., Silveira, A., and Magee, D. (2013). Reliability of the craniocervical posture assessment: visual and angular measurements using photographs and radiographs. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 36(9), 619-625.
63. Lee, H. S. (2015). The Analysis of severity of forward head posture with observation and photographic method. *Journal of Korean Society of Physical Medicine*, 10(3), 227-235.
64. Sheikhhoseini, R., Shahrbanian, S., Sayyadi, P., and O'Sullivan, K. (2018). Effectiveness of therapeutic exercise on forward head posture: a systematic review and meta-analysis. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 41(6), 530-539.
65. Xu, L., Hwang, B., and Kim, T. (2019). The Effect of postural correction and visual feedback on muscle activity and head position change during overhead arm lift test in subjects with forward head posture. *The Journal of Korean Physical Therapy*, 31(3), 151-156.
66. Titcomb, D. A., Melton, B. F., Bland, H. W., and Miyashita, T. (2024). Evaluation of the craniovertebral angle in standing versus sitting positions in young adults with and without severe forward head posture. *International Journal of Exercise Science*, 17(1), 73-85.
67. Fernández-de-las-Peñas, C., Alonso-Blanco, C., Cuadrado, M. L., Gerwin, R. D., and Pareja, J. A. (2006). Trigger points in the suboccipital muscles and forward head posture in tension-type headache. *Headache: The Journal of Head and Face Pain*, 46(3), 454-460.
68. Mani, S., Sharma, S., Omar, B., Ahmad, K., Muniandy, Y., and Singh, D. K. A. (2017). Quantitative measurements of forward head posture in a clinical settings: a technical feasibility study. *European Journal of Physiotherapy*, 19(3), 119-123.
69. Bokae, F., Rezasoltani, A., Manshadi, F. D., Naimi, S. S., Baghban, A. A., and Azimi, H. (2017). Comparison of cervical muscle thickness between asymptomatic women with and without forward head posture. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, 21(3), 206-211.
70. Bokae, F., Ghasemi, E., Etemadi, F., and Naimi, S. S. (2021). Correlation between craniovertebral angle and thickness of longus colli in women with and without forward head posture. *Middle East Journal of Rehabilitation and Health Studies*, 8(3), e112112.
71. Lee, J.-H., Hwang, U.-J., and Kwon, O.-Y. (2022). Comparison of muscle thickness and changing ratio for cervical flexor muscles during the craniocervical flexion test between subjects with and without forward head posture. *Physical Therapy Korea*, 29(3), 180-186.

72. Ruivo, R. M., Pezarat-Correia, P., and Carita, A. I. (2017). Effects of a resistance and stretching training program on forward head and protracted shoulder posture in adolescents. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 40(1), 1-10.
73. Alowa, Z., and Elsayed, W. (2021). The impact of forward head posture on the electromyographic activity of the spinal muscles. *Journal of Taibah University Medical Sciences*, 16(2), 224-230.
74. Moustafa, I. M., Youssef, A., Ahbouch, A., Tamim, M., and Harrison, D. E. (2020). Is forward head posture relevant to autonomic nervous system function and cervical sensorimotor control? Cross sectional study. *Gait & Posture*, 77, 29-35.
75. Martinez-Merinerio, P., Nuñez-Nagy, S., Achalandabaso-Ochoa, A., Fernandez-Matias, R., Pecos-Martin, D., and Gallego-Izquierdo, T. (2020). Relationship between forward head posture and tissue mechanosensitivity: a cross-sectional study. *Journal of Clinical Medicine*, 9(3), 634.
76. Nishikawa, Y., Watanabe, K., Chihara, T., Sakamoto, J., Komatsuzaki, T., Kawano, K., Kobayashi, A., Inoue, K., Maeda, N., and Tanaka, S. (2022). Influence of forward head posture on muscle activation pattern of the trapezius pars descendens muscle in young adults. *Scientific Reports*, 12(1), 19484.
77. Lee, K.-J., Han, H.-Y., Cheon, S.-H., Park, S.-H., and Yong, M.-S. (2015). The effect of forward head posture on muscle activity during neck protraction and retraction. *Journal of Physical Therapy Science*, 27(3), 977-979.
78. Joshi, S., Chawla, B., and Pawalia, A. (2022). Exercises in the management of forward head posture: Much needed posture care for online way of life. *Physiotherapy Quarterly*, 30(4), 41-51.
79. Sciascia, A. D., Cromwell, R., and Uhl, T. L. (2017). Rehabilitation for complex scapular dysfunction: Considerations of pain and altered motor patterns. *Disorders of the Scapula and Their Role in Shoulder Injury: A Clinical Guide to Evaluation and Management*, 193-213.
80. Pires, E. D., and Camargo, P. R. (2018). Analysis of the kinetic chain in asymptomatic individuals with and without scapular dyskinesis. *Clinical Biomechanics*, 54, 8-15.
81. McMullen, J., and Uhl, T. L. (2000). A kinetic chain approach for shoulder rehabilitation. *Journal of Athletic Training*, 35(3), 329.
82. Kibler, W. B., McMullen, J., and Uhl, T. (2012). Shoulder rehabilitation strategies, guidelines, and practice. *Operative Techniques in Sports Medicine*, 20(1), 103-112.
83. Sciascia, A., and Cromwell, R. (2012). Kinetic chain rehabilitation: A theoretical framework. *Rehabilitation Research and Practice*, 853037.
84. Kibler, W. B., Stone, A. V., Zacharias, A., Grantham, W. J., and Sciascia, A. D. (2021). Management of scapular dyskinesis in overhead athletes. *Operative Techniques in Sports Medicine*, 29(1), 150797.

85. Kibler, W. B., Sciascia, A., and Dome, D. (2006). Evaluation of apparent and absolute supraspinatus strength in patients with shoulder injury using the scapular retraction test. *The American Journal of sports Medicine*, 34(10), 1643-1647.
86. Chu, S. K., Jayabalan, P., Kibler, W. B., and Press, J. (2016). The kinetic chain revisited: new concepts on throwing mechanics and injury. *Pm&R*, 8(3), 69-77.
87. Ben Kibler, W. (1998). The role of the scapula in athletic shoulder function. *The American Journal of Sports Medicine*, 26(2), 325-337.
88. Kibler, B. W., and McMullen, J. (2003). Scapular dyskinesis and its relation to shoulder pain. *JAAOS-Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 11(2), 142-151.
89. Smith, J., Dahm, D. L., Kotajarvi, B. R., Boon, A. J., Laskowski, E. R., Jacofsky, D. J., and Kaufman, K. R. (2007). Electromyographic activity in the immobilized shoulder girdle musculature during ipsilateral kinetic chain exercises. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 88(11), 1377-1383.
90. Norali, A. N., Som, M., and Kangar-Arau, J. (2009). Surface electromyography signal processing and application: A review. *Proceedings of the International Conference on Man-Machine Systems (ICoMMS)*, 1A4-1-9.
91. Ibrahim, A., Gannapathy, V., Chong, L., and Isa, I. (2016). Analysis of electromyography (EMG) signal for human arm muscle: A review. *Advanced Computer and Communication Engineering Technology: Proceedings of ICOCOE 2015*, 567-575.
92. Konrad, P. (2005). The abc of EMG. *A practical introduction to kinesiological Electromyography*, 1(2005), 30-35.
93. Péter, A., Andersson, E., Hegyi, A., Finni, T., Tarassova, O., Cronin, N., Grundström, H., and Arndt, A. (2019). Comparing surface and fine-wire electromyography activity of lower leg muscles at different walking speeds. *Frontiers in Physiology*, 10, 459537.
94. Makivic, B. (2015). Analysis of surface electromyography (sEMG) signals at and above the maximal lactate steady state (MLSS) during ergometer cycling. Master of Science, University of Vienna, Vienna, 20-21.
95. Date, S., Kurumadani, H., Nakashima, Y., Ishii, Y., Ueda, A., Kurauchi, K., and Sunagawa, T. (2021). Brachialis muscle activity can be measured with surface electromyography: A comparative study using surface and fine-wire electrodes. *Frontiers in Physiology*, 12, 809422.
96. Alcan, V., and Zinnuroğlu, M. (2023). Current developments in surface electromyography. *Turkish Journal of Medical Sciences*, 53(5), 1019-1031.
97. Stegeman, D. F., Blok, J. H., Hermens, H. J., and Roeleveld, K. (2000). Surface EMG models: properties and applications. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10(5), 313-326.

98. Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., and Rau, G. (2000). Development of recommendations for sEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10(5), 361-374.
99. Stegeman, D., and Hermens, H. (2007). Standards for surface electromyography: The European project Surface EMG for non-invasive assessment of muscles (SENIAM). *Enschede: Roessingh Research and Development*, 10, 8-12.
100. Tankisi, H., Burke, D., Cui, L., de Carvalho, M., Kuwabara, S., Nandedkar, S. D., Rutkove, S., Stålberg, E., van Putten, M. J., and Fuglsang-Frederiksen, A. (2020). Standards of instrumentation of EMG. *Clinical Neurophysiology*, 131(1), 243-258.
101. Garcia, M. C., and Vieira, T. (2011). Surface electromyography: Why, when and how to use it. *Revista Andaluza de Medicina Del Deporte*, 4(1), 17-28.
102. Kuiken, T. A., Lowery, M., and Stoykov, N. (2003). The effect of subcutaneous fat on myoelectric signal amplitude and cross-talk. *Prosthetics and Orthotics International*, 27(1), 48-54.
103. Hug, F. (2011). Can muscle coordination be precisely studied by surface electromyography? *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 21(1), 1-12.
104. Chowdhury, R. H., Reaz, M. B., Ali, M. A. B. M., Bakar, A. A., Chellappan, K., and Chang, T. G. (2013). Surface electromyography signal processing and classification techniques. *Sensors*, 13(9), 12431-12466.
105. Roland, T., Amsuess, S., Russold, M. F., and Baumgartner, W. (2019). Ultra-low-power digital filtering for insulated EMG sensing. *Sensors*, 19(4), 959.
106. Romero, F., Alonso, F. J., Cubero, J., and Galán-Marín, G. (2015). An automatic SSA-based de-noising and smoothing technique for surface electromyography signals. *Biomedical Signal Processing and Control*, 18, 317-324.
107. Burden, A. (2010). How should we normalize electromyograms obtained from healthy participants? What we have learned from over 25 years of research. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(6), 1023-1035.
108. Vera-Garcia, F. J., Moreside, J. M., and McGill, S. M. (2010). MVC techniques to normalize trunk muscle EMG in healthy women. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(1), 10-16.
109. Çobanoğlu, G., Demirkan, M. Y., Ecemiş, Z. B., and Güzel, N. A. (2024). Forward head posture and its effect on muscle activation. *Gazi Sağlık Bilimleri Dergisi*, 9(1), 85-93.
110. Dehqan, B., Delkhoush, C. T., Mirmohammadkhani, M., and Ehsani, F. (2021). Does forward head posture change subacromial space in active or passive arm elevation? *Journal of Manual & Manipulative Therapy*, 29(4), 227-234.
111. Khosravi, F., Peolsson, A., Karimi, N., and Rahnama, L. (2019). Scapular upward rotator morphologic characteristics in individuals with and without forward head posture: a case-control study. *Journal of Ultrasound in Medicine*, 38(2), 337-345.

112. Uysal, Ö., Akoğlu, A. S., Kara, D., Sezik, A. Ç., Çalık, M., and Düzgün, İ. (2022). Theraband applications for improved upper extremity wall-slide exercises. *Journal of Athletic Training*, 57(8), 795-803.
113. Mylonas, K., Angelopoulos, P., Billis, E., Tsepis, E., and Fousekis, K. (2021). Combining targeted instrument-assisted soft tissue mobilization applications and neuromuscular exercises can correct forward head posture and improve the functionality of patients with mechanical neck pain: a randomized control study. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 22(1), 1-9.
114. Armstrong, C. (1999). A comparison of dominant and non-dominant hand strengths. *The Journal of Hand Surgery: British & European Volume*, 24(4), 421-425.
115. Kadri, M. A., Noé, F., Maitre, J., Maffulli, N., and Paillard, T. (2021). Effects of limb dominance on postural balance in sportsmen practicing symmetric and asymmetric sports: A pilot study. *Symmetry*, 13(11), 2199.
116. Jabbar, K. M., and Gandomi, F. (2021). The comparison of two corrective exercise approaches for hyperkyphosis and forward head posture: A quasi-experimental study. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 34(4), 677-687.
117. Kara, D., Harput, G., and Duzgun, I. (2021). Shoulder-abduction angle and trapezius muscle activity during scapular-retraction exercise. *Journal of Athletic Training*, 56(12), 1327-1333.
118. Krause, D. A., Jacobs, R. S., Pilger, K. E., Sather, B. R., Sibunka, S. P., and Hollman, J. H. (2009). Electromyographic analysis of the gluteus medius in five weight-bearing exercises. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 23(9), 2689-2694.
119. Arora, S., Budden, S., Byrne, J. M., and Behm, D. G. (2015). Effect of unilateral knee extensor fatigue on force and balance of the contralateral limb. *European Journal of Applied Physiology*, 115(10), 2177-2187.
120. Boudreau, S. N., Dwyer, M. K., Mattacola, C. G., Lattermann, C., Uhl, T. L., and McKeon, J. M. (2009). Hip-muscle activation during the lunge, single-leg squat, and step-up-and-over exercises. *Journal of Sport Rehabilitation*, 18(1), 91-103.
121. McCurdy, K., Walker, J., Kelly, C., and Polinski, M. (2021). Hip and Knee Extensor Activation During the Hip Thrust and Rear-Foot–Elevated Split Squat in Trained Females. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 35(5), 1201-1207.
122. Stastny, P., Lehnert, M., Zaatar, A. M., Svoboda, Z., and Xaverova, Z. (2015). Does the dumbbell-carrying position change the muscle activity in split squats and walking lunges? *Journal of Strength and Conditioning Research*, 29(11), 3177.
123. Mausehund, L., Skard, A. E., and Krosshaug, T. (2019). Muscle activation in unilateral barbell exercises: Implications for strength training and rehabilitation. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 33, S85-S94.
124. Finn, H. T., Brennan, S. L., Gonano, B. M., Knox, M. F., Ryan, R. C., Siegler, J. C., and Marshall, P. W. (2014). Muscle activation does not increase after a fatigue plateau

- is reached during 8 sets of resistance exercise in trained individuals. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 28(5), 1226-1234.
125. Colado, J. C., Garcia-Masso, X., Triplett, N. T., Calatayud, J., Flandez, J., Behm, D., and Rogers, M. E. (2014). Construct and concurrent validation of a new resistance intensity scale for exercise with thera-band® elastic bands. *Journal of Sports Science & Medicine*, 13(4), 758-766.
 126. Colado, J. C., Garcia-Masso, X., Triplett, T. N., Flandez, J., Borreani, S., and Tella, V. (2012). Concurrent validation of the OMNI-resistance exercise scale of perceived exertion with Thera-band resistance bands. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 26(11), 3018-3024.
 127. Sremakaew, M., Treleaven, J., Jull, G., Vongvaivanichakul, P., and Uthaikhp, S. (2021). Altered neuromuscular activity and postural stability during standing balance tasks in persons with non-specific neck pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 61, 102608.
 128. Falla, D., Dall'Alba, P., Rainoldi, A., Merletti, R., and Jull, G. (2002). Location of innervation zones of sternocleidomastoid and scalene muscles—a basis for clinical and research electromyography applications. *Clinical Neurophysiology*, 113(1), 57-63.
 129. Ekstrom, R. A., Donatelli, R. A., and Soderberg, G. L. (2003). Surface electromyographic analysis of exercises for the trapezius and serratus anterior muscles. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 33(5), 247-258.
 130. Kwon, J. W., Son, S. M., and Lee, N. K. (2015). Changes in upper-extremity muscle activities due to head position in subjects with a forward head posture and rounded shoulders. *Journal of Physical Therapy Science*, 27(6), 1739-1742.
 131. Park, S.-Y., Yoo, W.-G., Kim, M.-H., Oh, J.-S., and An, D.-H. (2013). Differences in EMG activity during exercises targeting the scapulothoracic region: a preliminary study. *Manual Therapy*, 18(6), 512-518.
 132. Park, S.-Y., and Yoo, W.-G. (2014). Differential activation of parts of the latissimus dorsi with various isometric shoulder exercises. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 24(2), 253-257.
 133. Yu, I.-Y., Lee, D.-K., Kang, M.-J., and Oh, J.-S. (2019). Effects of 3 infraspinatus muscle strengthening exercises on isokinetic peak torque and muscle activity. *Journal of Sport Rehabilitation*, 28(3), 229-235.
 134. Kendall, F. P., McCreary, E. K., Provance, P., Rodgers, M., and Romani, W. (2014). *Muscles: Testing and function, with posture and pain* (5th edition). Arlington: Lippincott Williams, & Wilkins.
 135. Castelein, B., Cagnie, B., Parlevliet, T., and Cools, A. (2016). Scapulothoracic muscle activity during elevation exercises measured with surface and fine wire EMG: a comparative study between patients with subacromial impingement syndrome and healthy controls. *Manual Therapy*, 23, 33-39.

136. Falla, D., Jull, G., Edwards, S., Koh, K., and Rainoldi, A. (2004). Neuromuscular efficiency of the sternocleidomastoid and anterior scalene muscles in patients with chronic neck pain. *Disability and Rehabilitation*, 26(12), 712-717.
137. Berckmans, K., Castelein, B., Borms, D., Palmans, T., Parlevliet, T., and Cools, A. (2020). Analysis of scapular kinematics and muscle activity by use of fine-wire electrodes during shoulder exercises. *The American Journal of Sports Medicine*, 48(5), 1213-1219.
138. Cools, A., Declercq, G., Cambier, D., Mahieu, N., and Witvrouw, E. (2007). Trapezius activity and intramuscular balance during isokinetic exercise in overhead athletes with impingement symptoms. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 17(1), 25-33.
139. Cools, A. M., Dewitte, V., Lanszweert, F., Notebaert, D., Roets, A., Soetens, B., Cagnie, B., and Witvrouw, E. E. (2007). Rehabilitation of scapular muscle balance: which exercises to prescribe? *The American Journal of Sports Medicine*, 35(10), 1744-1751.
140. Cohen, J. (1998). *Statistical power analysis for the behavioral sciences* (2nd edition). Hillsdale, NJ: Routledge.
141. Disselhorst-Klug, C., Schmitz-Rode, T., and Rau, G. (2009). Surface electromyography and muscle force: Limits in sEMG-force relationship and new approaches for applications. *Clinical Biomechanics*, 24(3), 225-235.
142. Khayatzaadeh, S., Kalmanson, O. A., Schuit, D., Havey, R. M., Voronov, L. I., Ghanayem, A. J., and Patwardhan, A. G. (2017). Cervical spine muscle-tendon unit length differences between neutral and forward head postures: biomechanical study using human cadaveric specimens. *Physical Therapy*, 97(7), 756-766.
143. Kiatkulanusorn, S., Luangpon, N., and Tudpor, K. (2020). Increased upper and lower trapezius muscle activities during rest in side-lying position in young adults with forward head posture. *Indian Journal of Physiotherapy & Occupational Therapy*, 14(2), 266-271.
144. Kim, M.-S. (2015). Neck kinematics and sternocleidomastoid muscle activation during neck rotation in subjects with forward head posture. *Journal of Physical Therapy Science*, 27(11), 3425-3428.
145. Jafarnezhadgero, A., Salahi, S., and Heshmati, S. (2019). Electromyography activity of selected muscles during running in boys (aged range between 10-12 years) with forward head posture during running. *Journal of Paramedical Sciences & Rehabilitation*, 8(2), 7-16.
146. Oliver, G. D., Plummer, H. A., and Gascon, S. S. (2016). Electromyographic analysis of traditional and kinetic chain exercises for dynamic shoulder movements. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 30(11), 3146-3154.
147. McCann, P. D., Wootten, M. E., Kadaba, M. P., and Bigliani, L. U. (1993). A kinematic and electromyographic study of shoulder rehabilitation exercises. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 288, 179-188.

148. Kibler, W. B., and Sciascia, A. (2019). Evaluation and management of scapular dyskinesis in overhead athletes. *Current Reviews in Musculoskeletal Medicine*, 12, 515-526.
149. Schory, A., Bidinger, E., Wolf, J., and Murray, L. (2016). A systematic review of the exercises that produce optimal muscle ratios of the scapular stabilizers in normal shoulders. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 11(3), 321-336.

EKLER

EK-1. Etik Komisyon İzni

Evrak Tarih ve Sayısı: 04.08.2022-E.419695



T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ REKTÖRLÜĞÜ
Etik Komisyonu

Sayı : E-77082166-302.08.01-419695
 Konu : Bilimsel ve Eğitim Amaçlı

04.08.2022

Dağıtım Yerlerine

Üniversitemiz Sağlık Bilimleri Enstitüsü Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Ana Bilim Dalı **Doktora Öğrencisi Gamze ÇOBANOĞLU DEMİRKAN**'ın, **Prof.Dr.Nevin Aysel GÜZEL**'in danışmanlığında yürüttüğü **"Baş Önde Postürü Olan Bireylerde Kinetik Zincir Temelli Egzersizler Sırasında Kas Aktivasyonlarının İncelenmesi"** adlı tez çalışması ile ilgili konu Komisyonumuzun **22.03.2022** tarih ve **06** sayılı toplantısında görüşülmüş olup,

İlgilinin çalışmasının, yapılması planlanan yerlerden izin alınması koşuluyla yapılmasında etik açıdan bir sakınca bulunmadığına oybirliği ile karar verilmiş ve karara ilişkin imza listesi ekte gönderilmiştir.

Bilgilerinizi rica ederim.

Araştırma Kod No: 2022 - 935

Prof. Dr. İsmail KARAKAYA
Komisyon Başkanı

Ek:1 Liste

DAĞITIM

Gereği:

Sayın Prof. Dr. Nevin Aysel GÜZEL

Bilgi:

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğüne

Belge Doğrulama Kodu :BSRED1JZKZ

Bu belge, güvenli elektronik imza ile imzalanmıştır.

Belge Takip Adresi : <https://www.turkiye.gov.tr/gazi-universitesi-ebys>



Emniyet Mahallesi Bandırma Caddesi No :6/1 06560 Yenimahalle/ANKARA
 Tel:0 (312) 202 20 57 - 0 (312) 2... Faks:0 (312) 202 38 76
 İnternet Adresi :<http://etikkomisyon.gazi.edu.tr/>
 Kep Adresi: gaziuniversitesi@hs01.kep.tr

Bilgi için :Ayfer Çekmez
 Genel Evrak Sorumlusu
 Telefon No:202 38 81



Bu belge,güvenli elektronik imza ile imzalanmıştır.

EK-1. (devam) Etik Komisyon İzni

Evrak Tarih ve Sayısı: 04.08.2022-E.419693

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
ETİK KOMİSYONU KATILIM LİSTESİ

TOPLANTI TARİHİ : 22.03.2022		TOPLANTI SAYISI : 06	
ADI – SOYADI		İMZA	
Prof. Dr. İsmail KARAKAYA BAŞKAN			
Prof.Dr.Kemal ÖZTEMEL BAŞKAN YRD.			
Prof.Dr.C.Haluk BODUR			
Prof.Dr.Seçil ÖZKAN			
Prof.Dr.Cevriye TEMEL GENCER			
Prof.Dr.İsmet YÜKSEL			
Prof.Dr.Aymelek GÖNENÇ			
Prof.Dr.Gülay BAYRAMOĞLU			
Prof.Dr.Makbule GEZMEN KARADAĞ			
Prof.Dr.Zehra GÖÇMEN BAYKARA			
Prof.Dr.İlyas OKUR			
Doç.Dr.Nihan KAFA			
Doç.Dr.Melek Gülşah ŞAHİN			

Bu belge,güvenli elektronik imza ile imzalanmıştır.

EK-2. Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formu

GAZİ ÜNİVERSİTESİ ETİK KOMİSYONU FORM-2

Rev-3
19.12.2017T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
ETİK KOMİSYONU

KATILIMCILAR İÇİN

FORMU

BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR

Sizi, Gazi Üniversitesi Etik Komisyonu'ndantarih /sayı ile izin alınan* ve Prof. Dr. Nevin A. Güzel tarafından yürütülen "Baş Önde Postürü Olan Bireylerde Kinetik Zincir Temelli Egzersizler Sırasında Kas Aktivasyonlarının İncelenmesi" başlıklı araştırmaya davet ediyoruz. Bu çalışmaya katılmak tamamen gönüllülük esasına dayanmaktadır. Çalışmaya katılmama veya katıldıktan sonra herhangi bir anda çalışmadan çıkma hakkına sahiptir. Bu çalışmaya katılmanız için sizden herhangi bir ücret istenmeyecektir. Çalışmaya katıldığınız için size bir ödeme yapılmayacaktır. Çalışmadan elde edilecek bilgiler tamamen araştırma amacı ile kullanılacak olup kişisel bilgileriniz gizli tutulacaktır.

*Gazi Üniversitesi Etik Komisyon izni alındıktan sonra doldurularak kullanılacaktır.

Araştırmacının Amacı	Bu çalışmanın amacı baş önde postürü olan bireylerde farklı çömelme hareketleri sırasında yapılan kürek kemiği kaslarına özgü egzersizlerde kasların aktiflik düzeyini incelemek ve baş önde postürü olmayan bireylerle karşılaştırmaktır.
Araştırmacının Yöntemi	Önce vücut kompozisyonunuz vücut analiz tartısı ile değerlendirilecektir. Daha sonra fotoğrafik bir ölçüm ile başınızın ne kadar önde olduğu değerlendirilecektir. Son olarak bir band yardımı ile yapılan kürek kemikleri ile ilgili bir egzersiz sırasında sizden ayakta sabit durmanız ve çeşitli çömelme egzersizleri yapmanız istenecektir. Bu egzersizleri yaparken kasların ne kadar aktif olduğu cildin üzerine yapıştırılan elektrotlar yardımı ile yüzeysel elektromyografi (EMG) adı verilen bir cihaz vasıtasıyla ölçülecektir.
Araştırmacının Öngörülen Süresi (Başlama ve Bitiş Tarihi)	01.09.2022 – 01.12. 2022
Araştırmaya Katılması Beklenen Katılımcı/Gönüllü Sayısı	40
Araştırmacının Yapılacağı Yerler	Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü Sporcu Sağlığı Ünitesi
Görüntü ve/veya ses kaydı alınacak mı?	Evet ☒ Hayır ☐

Tablo katılımcıların anlayabileceği biçimde, akademik dil kullanılmadan yazılacaktır.

KATILIMCI BEYANI

Yukarıda amacı ve içeriği belirtilen bu araştırma ile ilgili bilgiler tarafıma aktarıldı. Bu bilgilerden sonra araştırmaya katılımcı olarak davet edildim. Bu çalışmaya katılmayı kabul ettiğim takdirde gerek araştırma yürütülürken gerekse yayımlandığında kimliğimin gizli tutulacağı konusunda güvence aldım. Bana ait verilerin kullanımına izin veriyorum. Araştırma sonuçlarının eğitim ve bilimsel amaçlarla kullanımı sırasında kişisel bilgilerimin dikkatle korunacağı konusunda bana yeterli güven verildi. Araştırmanın yürütülmesi sırasında herhangi bir sebep göstermeden çekilebilirim. Araştırma için yapılacak harcamalarla ilgili herhangi bir parasal sorumluluk altına girmiyorum. Bana herhangi bir ödeme yapılamayacaktır. Araştırma ile ilgili bana yapılan tüm açıklamaları ayrıntılarıyla anlamış bulunmaktayım. Bu çalışmaya hiçbir baskı altında kalmadan kendi bireysel onayım ile katılıyorum. İmzalı bu form kağıdının bir kopyası bana verilecektir.

Araştırma yürütücüsü (Tez çalışmalarında Danışman tarafından imzalanacaktır.)

Adı ve Soyadı	Prof. Dr. Nevin A. Güzel	Tarih ve İmza
Adres ve telefonu	G.Ü. Sağlık Bilimleri Fakültesi Tel:	06.07. 2022

Katılımcı

Adı ve Soyadı		Tarih ve İmza
Adres ve telefonu		

Velayet veya Vesayet Altındaki Katılımcılar için Veli/Vası

Adı ve Soyadı		Tarih ve İmza
Adres ve telefonu		

EK-3. Değerlendirme Formu

DEĞERLENDİRME FORMU

Adı soyadı:

Tarih:

Cinsiyet:

Yaş:

Boy:

Vücut Ağırlığı:

VKİ:

Kraniovertebral Açık:

Üst Ekstremité Dominant Taraf:

Alt Ekstremité Dominant Taraf:

EK-4. EMG Analiz Raporu

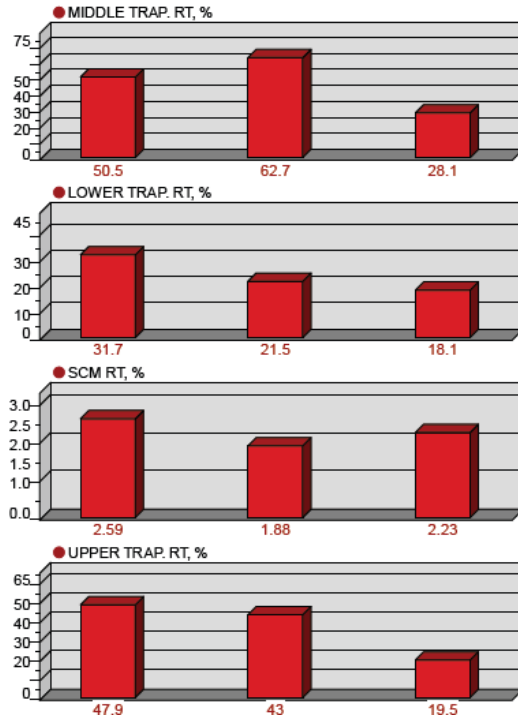
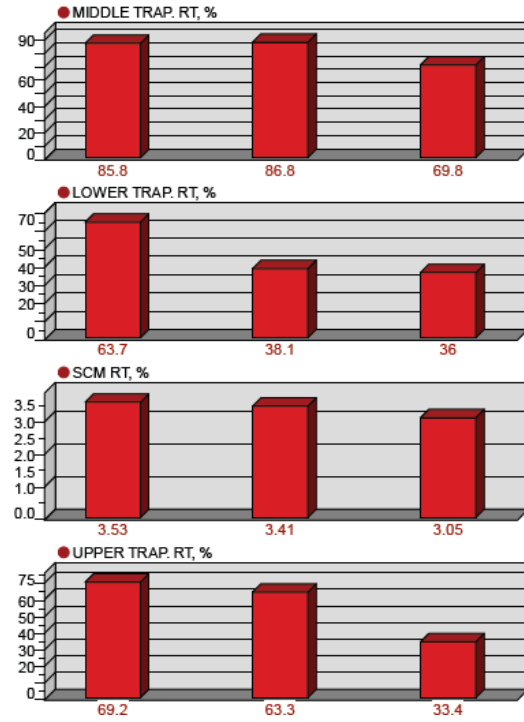
Noraxon Standard EMG Analysis

**Subject**

First Name
Last Name
Date of birth

Record

Name
Date Measured
Number of periods

**Mean of Each Period****Maximum of Each Period**

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : ÇOBANOĞLU DEMİRKAN, Gamze
Uyruğu : T.C.

Eğitim Derecesi	Okul/Program	Mezuniyet Yılı
Doktora	Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı	Devam Ediyor
Yüksek Lisans	Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı	2017
Lisans	Gazi Üniversitesi / Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü	2013
Lise	Trabzon Yomra Fen Lisesi	2009

İş Deneyimi, Yıl	Çalıştığı Yer	Görev
2015-devam ediyor	Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğü	Araştırma Görevlisi
2015-2015	Recep Tayyip Erdoğan Üni. Güneysu Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksekokulu	Araştırma Görevlisi
2013-2015	Gazi Üniversitesi Sağlık Uygulama ve Araştırma Merkezi	Fizyoterapist

Yabancı Dili

İngilizce

Yayınlar

1. Gunaydin, G., Citaker, S., Meray, J., Cobanoglu, G., Gunaydin, O. E., and Kanik, Z. H. (2016). Reliability, validity, and cross-cultural adaptation of the Turkish version of the Bournemouth questionnaire. *Spine*, 41(21), E1292-E1297.
2. Suner-Keklik, S., Cobanoglu, G., Kafa, N., Ugurlu, M., and Guzel, N. A. (2017). The validity and reliability of knee proprioception measurement performed with inclinometer in different positions. *Journal of sport rehabilitation*, 26(6).
3. Suner-Keklik, S., Çobanoğlu, G., Zorlular, A., Akaras, E., Gökdoğan, Ç. M., Kafa, N., and Kanatlı, U. (2017). Physiotherapy programme after Peroneal Tendon Instability Surgery in a Hentball Player: A Case Report. *Gazi Sağlık Bilimleri Dergisi*, 1(3), 1-7.

4. Seven, B., Cobanoglu, G., Oskay, D., and Atalay-Guzel, N. (2019). Test–retest reliability of isokinetic wrist strength and proprioception measurements. *Journal of sport rehabilitation*, 28(7).
5. Tor, Ö. B., Ecemiş, Z. B., Çobanoğlu, G., Suner-Keklik, S., Kafa, N., Soylu, R., and Güzel, N. A. (2019). What is the Optimal Frequency for Ankle Muscles During Whole-Body Vibration Exercises?. *International Journal of Applied Exercise Physiology*, 8(3), 40-48.
6. Cobanoglu, G., Suner Keklik, S., Zorlular, A., Aygun Polat, E., and Akaras, E. (2019). The relationship between scapular and core muscle endurance in professional athletes. *Annals of Medical Research*, 26(7), 1295–1300.
7. Aksen Cengizhan, P., Cobanoglu, G., Gokdogan, C. M., Zorlular, A., Akaras, E., Erikoglu Ozer, G., and Guzel, N. A. (2019). The relationship between postural stability, core muscle endurance and agility in professional basketball players. *Annals of Medical Research*, 26(10):2181-6
8. Demir, E., Güzel, N., Çobanoğlu, G., and Kafa, N. (2020). The reliability of measurements with the spinal mouse device in frontal and sagittal planes in asymptomatic female adolescents. *Annals of Clinical and Analytical Medicine*, 11(2).
9. Yazıcı, G., Volkan-Yazıcı, M., Çobanoğlu, G., Küpeli, B., Ozkul, C., Oskay, D., and Güzel, N. A. (2020). The reliability of a wearable movement analysis system (G-walk) on gait and jump assessment in healthy adults. *Journal of Exercise Therapy and Rehabilitation*, 7(2), 159-167.
10. Suner-keklik, S., Çobanoğlu, G., Savas, S., Seven, B., Kafa, N., and Güzel, N. A. (2020). Comparison of Shoulder Muscle Strength of Deaf and Healthy Basketball Players. *International Journal of Disabilities Sports and Health Sciences*, 3(1), 20-27.
11. Gunaydin, G., Citaker, S., and Cobanoglu, G. (2020). Effects of different stretching exercises on hamstring flexibility and performance in long term. *Science & Sports*, 35(6), 386-392.
12. Çobanoğlu, G., Atalay Güzel, N., Seven, B., Suner Keklik, S., Savaş, S., and Kafa, N. (2020). The Comparison of Flexibility and Isokinetic Shoulder Strength in Wheelchair and Able-bodied Basketball Players. *Türkiye Klinikleri Journal of Sports Sciences*, 12(3).
13. Kafa, N., Aksen Cengizhan, P., Erikoğlu Örer, G., Çobanoğlu, G., Gökdoğan, Ç. M., Zorlular, A., ve Atalay Güzel, N. (2020). Adölesan Basketbolcularda "Core" Antrenman Programının "Core" Kas Enduransı, Denge, Çeviklik ve Anaerobik Güç Üzerine Etkisi. *Türkiye Klinikleri Journal of Sports Sciences*, 12(3).
14. Cobanoglu, G., Suner-Keklik, S., Gokdogan, C., Kafa, N., Savas, S., and Guzel, N. A. (2021). Static balance and proprioception evaluation in deaf national basketball players. *Baltic Journal of Health and Physical Activity*, 13(1), 2.
15. Sancar, Ş., Güzel, N. A., Çobanoğlu, G., Özdemir, Y., and Bayram, M. (2021). The Changes in Balance During Pregnancy: A Prospective Longitudinal Study. *Clinical and Experimental Health Sciences*, 11(1), 127-132.

16. Aka, H., Çobanoğlu, G., Özal, Ş., Akarçeşme, C., and Güzel, N. A. (2021). The relationship between quadriceps and hamstring isokinetic peak muscle strength and ball velocity in young soccer players. *Turkish Journal of Sports Medicine*, 56(3).
17. Keklik, S. S., Guzel, N. A., Çobanoğlu, G., Kafa, N., Ataoğlu, M. B., and Öztemür, Z. (2021). Evaluation of proprioception in patients who underwent ACL reconstruction: measurement in functional position. *Turkish Journal of Medical Sciences*, 51(4), 2036-2042.
18. Suner-Keklik, S., Numanoglu-Akbas, A., Cobanoglu, G., Kafa, N., and Guzel, N. A. (2021). An online pilates exercise program is effective on proprioception and core muscle endurance in a randomized controlled trial. *Irish Journal of Medical Science*, 1-7.
19. Suner-Keklik, S., Güzel, N. A., Çobanoğlu, G., Günendi, Z., Kafa, N., and Ataoğlu, M. B. (2021). Results Muscle Strength and Thickness After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction with Hamstring Tendon Autografts: An Ultrasonographic and Isokinetic Evaluation. *Cyprus Journal of Medical Sciences*, 6(suppl 1).
20. Cobanoglu, G., Aka, H., and Guzel, N. A. (2021). The effect of shoulder injury prevention program on glenohumeral range of motion and upper extremity performance in adolescent throwers: A pilot study. *Baltic Journal of Health and Physical Activity*, 13(4), 2.
21. Kafa, N., Çobanoğlu, G., Ulucaköy, C., Ataoglu, B., and Güzel, N. A. (2022). Clinical and Functional Outcomes After Two Different Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Techniques: Comparison of Rigidfix and Endobutton. *Gazi Sağlık Bilimleri Dergisi*, 7(1), 75-88.
22. Duran, M., Keklik, S. S., and Çobanoğlu, G. (2022). The Comparison of Physical Activity, Fatigue and Quality of Life in Different Age Groups. *Clinical and Experimental Health Sciences*, 12(1), 150-154.
23. Yazici, M. V., Çobanoğlu, G., and Yazici, G. (2022). Test-retest reliability and minimal detectable change for measures of wearable gait analysis system (G-walk) in children with cerebral palsy. *Turkish Journal of Medical Sciences*, 52(3), 658-666.
24. Ecemiş, Z. B., Güzel, N. A., Çobanoğlu, G., and Kafa, N. (2023). Comparing the Effects of Ergonomic and Standard Office Chairs on Trunk Muscle Activation. *Journal of Basic and Clinical Health Sciences*, 7(2), 628-634.
25. Suner Keklik, S., Numanoglu Akbaş, A and Çobanoğlu Demirkan, G. (2023). Comparison of Core Muscle Endurance, Balance, Posture, Trunk Proprioception, and Physical Activity Level in Healthy Individuals by Gender. *Forbes tıp dergisi (Online)*, 4(1).
26. Suner-Keklik, S., Çobanoğlu, G., Ecemiş, Z. B., and Güzel, N. A. (2023). Gender Differences in Gait Parameters of Healthy Adult Individuals. *Journal of Basic and Clinical Health Sciences*, 7(1), 277-283.

27. Eler, N., Eler, S., Cobanoglu, G., Karatay, G. M., and Güzel, N. A. (2023). Profile of Ankle Isokinetic Strength and Proprioception in Elite Female Handball Players. *International Journal of Morphology*, 41(4).
28. Yazıcı, M. V., Çobanoğlu, G., Yazıcı, G., and Elbasan, B. (2023). Effects of progressive functional ankle exercises in spastic cerebral palsy, plantarflexors versus dorsiflexors: a randomized trial. *Turkish Journal of Medical Sciences*, 53(5), 1166-1177.
29. Çobanoğlu, G., Demirkan, M. Y., Ecemiş, Z. B., and Güzel, N. A (2024). Forward Head Posture and Its Effect on Muscle Activation. *Gazi Sağlık Bilimleri Dergisi*, 9(1), 85-93.
30. Ecemiş, Z. B., Tor, Ö. B., Çobanoğlu, G., Suner-keklik, S., Kafa, N., and Güzel, N. A. (2024). Whole-Body Vibration Effect On Muscle Activations: Which One is The Most Effective, Low Frequency Or High Frequency?. *Türk Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Dergisi*, 35(1), 66-72.
31. Ozkul, C., Eldemir, K., Yildirim, M. S., Cobanoglu, G., Eldemir, S., Guzel, N. A, Irkeç C, Guclu-Gunduz, A. (2024). Relationship between sensation and balance and gait in multiple sclerosis patients with mild disability. *Multiple Sclerosis and Related Disorders*, 105690.
32. Cobanoglu, G., Guzel, N. A., Ecemis, Z. B., & Demirkan, M. Y. (2024). Investigation of muscle activation during kinetic chain based exercises in individuals with and without forward head posture. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, (Preprint), 1-13.



GAZİLİ OLMAK AYRICALIKTIR..