



T.C.
BANDIRMA ONYEDİ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**İDİYOPATİK SKOLYOZU OLAN HASTALARDA SCHROTH
BEST PRACTİCE EGZERSİZLERİNİN KASLARIN
BİYOMEKANİK ÖZELLİKLERİNE ETKİSİ**

Nur KESKİN YİĞİT
Yüksek Lisans Tezi

Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı
Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Tezli Yüksek Lisans Programı
Doç. Dr. Burçin AKÇAY

2. Danışman
Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı
Dr. Öğr. Üyesi Uğur ÖZDEMİR

BANDIRMA/2025



T.C.
BANDIRMA ONYEDİ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**İDİYOPATİK SKOLYOZU OLAN HASTALARDA SCHROTH
BEST PRACTICE EGZERSİZLERİNİN KASLARIN
BİYOMEKANİK ÖZELLİKLERİNE ETKİSİ**

Nur KESKİN YİĞİT
Yüksek Lisans Tezi

Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı
Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Tezli Yüksek Lisans Programı
Doç. Dr. Burçin AKÇAY

2. Danışman
Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı
Dr. Öğr. Üyesi Uğur ÖZDEMİR

BANDIRMA/2025

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışması ile elde edilmiş bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

(30/06/2025)

Nur KESKİN YİĞİT

ÖNSÖZ/ TEŞEKKÜR

Lisansüstü eğitimim süresince bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşarak akademik gelişimime katkı sağlayan, araştırmamın her aşamasında sabırla yol gösteren, destek ve güvenini daima hissettiren değerli danışman hocam Doç. Dr. Burçin Akçay'a

Tez çalışmam süresince gösterdiği değerli katkıları, yapıcı önerileri ve akademik rehberliği için 2. danışman hocam Dr. Öğr. Üyesi Uğur Özdemir'e

Lisansüstü eğitimim boyunca desteklerini esirgemeyen ve bilgi birikimlerini benimle paylaşan Bandırma Onyedi Eylül Üniversitesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü'nün kıymetli hocalarına,

Tez çalışmam sırasında çalışmama gönüllü olarak katılım göstererek destek sağlayan skolyozu olan canım hastalarım,

Hem lisans hem yüksek lisans eğitimimde her türlü kahrımı ve kaptislerimi çeken, beni her zaman destekleyen, sabır ve anlayışlarıyla yanımda olan biricik eşim Taner ve oğlum Çınar'a,

Hayatımın her döneminde varlıklarıyla bana güç veren, bugünlere gelmemde üzerimde büyük emekleri olan sevgili annem ve babama, kardeşlerim Pervin ve Mustafa'ya

En içten sevgi, saygı ve sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

ÖZET

İDİYOPATİK SKOLYOZU OLAN HASTALARDA SCHROTH BEST PRACTİCE EGZERSİZLERİNİN KASLARIN BİYOMEKANİK ÖZELLİKLERİNE ETKİSİ

Bu çalışma idiyopatik skolyozu (İS) olan hastalarda Schroth Best Practice egzersizlerinin kasın biyomekanik özellikleri üzerine etkisini belirlemek amacıyla planlandı. Çalışmamıza katılmaya gönüllü olan 10-30 yaş arasında, Cobb açısı 10° -50° olan 20 adölesan idiyopatik skolyozu olan birey katılmıştır. Egzersiz uygulamaları öncesi, sırası ve sonrasında kas tonusu, sertlik (stiffness), gevşeme süresi (relax), creep (sünme) ve elastikiyet (decr) gibi parametrelerin değerlendirilmesinde MyotonPro cihazı kullanılmıştır. Çalışmamıza demografik bilgi formu kapsamında katılımcıların yaş, cinsiyet, kilo, boy, kronik hastalıkların varlığı, ilk tanı aldıkları yaş, egzersiz alışkanlıkları, aldığı tedaviler, korse kullanımı, cerrahi öyküsü vb sorgulandı. Röntgen üzerinden kemik maturasyonu için risser bulgusu ve eğriliğin Cobb açısı belirlendi. Egzersize karar verebilmek için eğriliğin paterni Genişletilmiş Lehnert Schroth sınıflamasına göre belirlendi, tedavi öncesi ve sonrası gövde rotasyon açısı skolyometre ile ölçüldü. 50X, Door Handle, Kas Silindiri, Frog On The Pond egzersizleri ve düzeltilmiş ve gevşek pozisyonda oturma ve ayakta durmada egzersiz öncesi sırası ve sonrasında kasın biyomekanik özellikleri tonus, sertlik (stiffness), decr (elastisite), creep (sünme), gevşeme süresi (relax) değerlerinde anlamlı değişiklikler gözlemlendi. Her bir egzersizin farklı kas gruplarını ve biyomekanik parametreleri çeşitli şekillerde etkilediği belirlenmiştir.

Anahtar Kelimeler: Biyomekanik özellikler, egzersiz, idiyopatik skolyoz, konservatif tedavi, skolyoz.

ABSTRACT

THE EFFECT OF SCHROTH BEST PRACTICE EXERCISES ON THE BIOMECHANICAL PROPERTIES OF MUSCLES IN PATIENTS WITH IDIOPATHIC SCOLIOSIS

This study was designed to determine the effect of Schroth Best Practice exercises on the biomechanical properties of muscles in patients with Idiopathic Scoliosis (IS). Twenty adolescents with idiopathic scoliosis aged between 10 and 30, with a Cobb angle of 10° - 50°, voluntarily participated in our study. The MyotonPro device was used to evaluate parameters such as muscle tone, stiffness, relaxation time, creep, and elasticity before, during, and after exercise applications. In our study, participants were questioned about their age, gender, weight, height, presence of chronic diseases, age at first diagnosis, exercise habits, treatments received, use of corsets, surgical history, etc., as part of the demographic information form. The Risser sign was determined through X-ray for bone maturation and the Cobb angle of the curvature was established. To decide on exercise, the pattern of the curvature was determined according to the Expanded Lehnert Schroth classification, and the trunk rotation angle was measured with a scoliometer before and after treatment. It has been determined that each exercise affects different muscle groups and biomechanical parameters in various ways.

Keywords: Biomechanical properties, conservative treatment, exercise, idiopathic scoliosis, scoliosis.

İÇİNDEKİLER

BEYAN.....	i
ÖNSÖZ/ TEŞEKKÜR	ii
ÖZET.....	iii
ABSTRACT	iv
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	4
2.1. Skolyoz.....	4
2.1.1. Skolyozun Tanımı	4
2.2 İdiyopatik Skolyoz.....	5
2.2.1. İdiyopatik Skolyozun Etiyolojisi.....	5
2.2.2. İdiyopatik Skolyozun Prevelansı	7
2.2.3. İdiyopatik Skolyozun Progresyonu	8
2.2.4. Adölesan İdiyopatik Skolyozun Tedavisi.....	12
2.3. Kasların Mekanik Ve Viskoelastik Özellikleri	16
2.3.1. Kas Tonusu.....	16
2.3.2. Elastisite	17
2.4.3. Sertlik (Stiffness).....	17
2.5. İdiyopatik Skolyozda Kas Aktivasyonu	18
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	21
3.1. Araştırmanın Tipi.....	21
3.2. Araştırmanın Yeri ve Zamanı	21
3.3. Araştırmanın Evreni ve Örneklemi.....	21
3.4. Araştırmaya Alınma ve Dışlanma Kriterleri:.....	21
3.4.1. Alınma Kriterleri	21
3.5. Araştırmanın Değişkenleri	22

3.5.1. Bağımlı Değişkenler:.....	22
3.5.2. Bağımsız Değişkenler:	22
3.6. Veri Toplama Araçları.....	22
3.6.1. Değerlendirme Araçları:	23
3.7. Araştırmanın Yöntemi	30
3.7.1 Günlük Yaşam Aktiviteleri Eğitimi (GYA).....	31
3.7.2. Power Schroth Egzersizleri.....	33
3.8. Araştırmanın Sınırlılıkları.....	36
3.9. Verilerin Değerlendirmesi	36
3.10. Etik İlkeler	37
4. BULGULAR	38
4.1. Grupların Fiziksel ve Demografik Özelliklerinin Karşılaştırılması.....	38
5. TARTIŞMA	89
1. Kas Tonusunda Gözlemlenen Değişiklikler	90
2. Kas Sertliği (Stiffness) Üzerindeki Etkiler	93
3. Kas Elastikiyetindeki (Decr) Değişiklikler	96
4. Creep (Sünme) Parametresindeki Değişiklikler	98
5. Gevşeme Süresindeki (Relax) Değişiklikler	102
6. Asimetrik Değerlendirmeler.....	105
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	107
7. KAYNAKÇA	111
8. EKLER.....	123
EK 8.1. Kurum Onayı	123
EK 8.2. Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formu	123
EK 8.3. Veri Toplama Formu.....	125
9. ETİK KURUL ONAYI	126
10. ÖZGEÇMİŞ.....	126

TABLÖLER LİSTESİ

Sayfa

Tablo 2.1. Skolyoz Etiyolojik Sınıflaması (Qiu ve ark.,2009; Kim ve ark., 2010).....	4
Tablo 2.2. AİS’de eğriliğin progresyonunu belirleyen risk faktörleri (Altaf ve ark., 2013).....	9
Tablo 2.3 Lonstein’in AİS da tahmini progresyon risk oranları (Grivas, 2008).....	10
Tablo 4.1. Katılımcıların demografik özellikleri.....	38
Tablo 4.2. 50X egzersiz öncesi, sırası ve sonrasındaki kasların konveks ve konkav tarafının tonusunun karşılaştırılması.....	39
Tablo 4.3. 50X egzersiz öncesi, sırası ve sonrasındaki kasların konveks ve konkav tarafının kas sertliğinin karşılaştırılması.....	40
Tablo 4.4. 50X egzersiz öncesi, sırası ve sonrasındaki kasların konveks ve konkav tarafının kas dekr- elastisite değerlerinin karşılaştırılması.....	41
Tablo 4.5. 50X egzersiz öncesi, sırası ve sonrasındaki kasların konveks ve konkav tarafının kas gevşeme zamanı ile deformasyon oranı (Creep (C)) sonuçlarının karşılaştırılması.....	42
Tablo 4.6. 50X egzersiz öncesi, sırası ve sonrasındaki kasların konveks ve konkav tarafının kas gevşeme süresi (relax (R)) karşılaştırılması.....	43
Tablo 4.7. 50X Egzersiz öncesi, sırası ve sonrasındaki kasların konveks / konkav taraf oranlarının tonus değerlerinin karşılaştırılması.....	44
Tablo 4.8. 50X Egzersiz öncesi, sırası ve sonrasındaki kasların konveks / konkav taraf oranlarının sertlik değerlerinin karşılaştırılması.....	45
Tablo 4.9. 50X Egzersiz öncesi, sırası ve sonrasındaki kasların kasların konveks / konkav taraf oranlarının Gevşeme zamanı ile deformasyon oranı (Creep (C)) değerlerinin karşılaştırılması.....	46
Tablo 4.10. 50X Egzersiz öncesi, sırası ve sonrasındaki kasların konveks / konkav taraf oranlarının dekr- elastisite değerlerinin karşılaştırılması.....	47
Tablo 4.11. 50X Egzersiz öncesi, sırası ve sonrasındaki kasların konveks / konkav taraf oranlarının gevşeme süresi (relax (R)) karşılaştırılması.....	48

Tablo 4.12. Door Handle egzersiz öncesi, sırası ve sonrasındaki kasların konveks ve konkav tarafının tonusunun karşılaştırılması.....	49
Tablo 4.13. Door Handle egzersiz öncesi, sırası ve sonrasındaki kasların konveks ve konkav tarafının kas sertliğinin karşılaştırılması.....	50
Tablo 4.14. Door Handle egzersiz öncesi, sırası ve sonrasındaki kasların konveks ve konkav tarafının kas decr- elastisite karşılaştırılması.....	51
Tablo 4.15. Door Handle egzersiz öncesi, sırası ve sonrasındaki kasların konveks ve konkav tarafının kas Gevşeme zamanı ile deformasyon oranı (Creep (C)) karşılaştırılması.....	52
Tablo 4.16. Door Handle egzersiz öncesi, sırası ve sonrasındaki kasların konveks ve konkav tarafının kas gevşeme süresi (relax (R)) değerlerinin karşılaştırılması.....	53
Tablo 4.17. Door Handle egzersiz öncesi, sırası ve sonrasındaki kasların konveks / konkav taraf oranlarının tonus değerlerinin karşılaştırılması.....	54
Tablo 4.18. Door Handle egzersiz öncesi, sırası ve sonrasındaki kasların kasların konveks / konkav taraf oranlarının Gevşeme zamanı ile deformasyon oranı (Creep (C)) değerlerinin karşılaştırılması.....	55
Tablo 4.19. Door Handle egzersiz öncesi, sırası ve sonrasındaki kasların konveks / konkav taraf oranlarının sertlik değerlerinin karşılaştırılması.....	56
Tablo 4.20. Door Handle Egzersiz öncesi, sırası ve sonrasındaki kasların konveks / konkav taraf oranlarının decr- elastisite değerlerinin karşılaştırılması.....	57
Tablo 4.21. Door Handle egzersiz öncesi, sırası ve sonrasındaki kasların konveks / konkav taraf oranlarının gevşeme süresi (relax (R)) karşılaştırılması.....	58
Tablo 4.22. Kas Silindiri egzersiz öncesi, sırası ve sonrasındaki kasların konveks ve konkav tarafının tonusunun karşılaştırılması.....	59
Tablo 4.23. Kas Silindiri egzersiz öncesi, sırası ve sonrasındaki kasların konveks ve konkav tarafının sertliğinin karşılaştırılması.....	60
Tablo 4.24. Kas Silindiri egzersiz öncesi, sırası ve sonrasındaki kasların konveks ve konkav tarafının Gevşeme zamanı ile deformasyon oranı (Creep (C)) karşılaştırılması	61
Tablo 4.25. Kas Silindiri egzersiz öncesi, sırası ve sonrasındaki kasların konveks ve konkav tarafının decr- elastisite değerlerinin karşılaştırılması.....	62

Tablo 4.26. Kas Silindiri egzersiz öncesi, sırası ve sonrasındaki kasların konveks ve konkav tarafının gevşeme süresi (relax (R)) karşılaştırılması.....	63
Tablo 4.27. Kas Silindiri Egzersiz öncesi, sırası ve sonrasındaki kasların konveks / konkav taraf oranlarının tonus değerlerinin karşılaştırılması.....	64
Tablo 4.28. Kas Silindiri Egzersiz öncesi, sırası ve sonrasındaki kasların konveks / konkav taraf oranlarının sertlik değerlerinin karşılaştırılması.....	65
Tablo 4.29. Kas Silindiri Egzersiz öncesi, sırası ve sonrasındaki kasların asimetrik Gevşeme zamanı ile deformasyon oranı (Creep (C)) karşılaştırılması.....	66
Tablo 4.30. Kas silindiri egzersiz öncesi, sırası ve sonrasındaki kasların konveks / konkav taraf oranlarının decr- elastisite değerlerinin karşılaştırılması.....	67
Tablo 4.31. Kas Silindiri egzersiz öncesi, sırası ve sonrasındaki kasların asimetrik gevşeme süresi (relax (R)) karşılaştırılması.....	68
Tablo 4.32. Frog On The Pond egzersiz öncesi, sırası ve sonrasındaki kasların konveks ve konkav tarafının tonusunun karşılaştırılması.....	69
Tablo 4.33. Frog On The Pond egzersiz öncesi, sırası ve sonrasındaki kasların konveks ve konkav tarafının sertliğinin karşılaştırılması.....	70
Tablo 4.34. Frog On The Pond egzersiz öncesi, sırası ve sonrasındaki kasların konveks ve konkav tarafının Gevşeme zamanı ile deformasyon oranı (Creep (C)) karşılaştırılması.....	71
Tablo 4.35. Kas Silindiri egzersiz öncesi, sırası ve sonrasındaki kasların konveks ve konkav tarafının decr- elastisite değerlerinin karşılaştırılması.....	72
Tablo 4.37. Frog On The Pond egzersiz öncesi, sırası ve sonrasındaki kasların konveks / konkav taraf oranlarının tonus değerlerinin karşılaştırılması.....	73
Tablo 4.38. Frog On The Pond egzersiz öncesi, sırası ve sonrasındaki kasların kasların konveks / konkav taraf oranlarının Gevşeme zamanı ile deformasyon oranı (Creep (C)) değerlerinin karşılaştırılması.....	74
Tablo 4.39. .Frog On The Pond egzersiz öncesi, sırası ve sonrasındaki kasların kasların konveks / konkav taraf oranlarının sertliğinin karşılaştırılması.....	75
Tablo 4.40. Frog On The Pond egzersiz öncesi, sırası ve sonrasındaki kasların konveks / konkav taraf oranlarının decr- elastisite değerlerinin karşılaştırılması.....	76

Tablo 4.41. Frog On The Pond egzersiz öncesi, sırası ve sonrasındaki kasların konveks / konkav taraf oranlarının gevşeme süresi (relax (R)) değerlerinin karşılaştırılması	77
Tablo 4.42. Gevşek oturma ve düzeltilmiş pozisyonda oturma sırasında kasların konveks ve konkav tarafının tonusunun karşılaştırılması	78
Tablo 4.43. Gevşek oturma ve düzeltilmiş pozisyonda oturma sırasında kasların konveks ve konkav tarafının sertliğinin karşılaştırılması	79
Tablo 4.44. Gevşek oturma ve düzeltilmiş pozisyonda oturma sırasında kasların konveks ve konkav tarafının gevşeme zamanı ile deformasyon oranı (Creep (C)) karşılaştırılması	80
Tablo 4.45. Gevşek oturma ve düzeltilmiş pozisyonda oturma sırasında kasların konveks ve konkav tarafının decr- elastisite karşılaştırılması	81
Tablo 4.46. Gevşek oturma ve düzeltilmiş pozisyonda oturma sırasında kasların konveks ve konkav tarafının gevşeme süresi (relax (R)) karşılaştırılması	82
Tablo 4.47. Gevşek ve düzeltilmiş pozisyonda ayakta durma sırasında kasların konveks ve konkav tarafının sertliğinin karşılaştırılması	83
Tablo 4.48. Gevşek ve düzeltilmiş pozisyonda ayakta durma sırasında kasların konveks ve konkav tarafının sertliğinin karşılaştırılması	84
Tablo.4. 49. Gevşek ve düzeltilmiş pozisyonda ayakta durma sırasında kasların konveks ve konkav tarafının gevşeme zamanı ile deformasyon oranı (Creep (C)) karşılaştırılması	85
Tablo. 5.50. Gevşek ve düzeltilmiş pozisyonda ayakta durma sırasında kasların konveks ve konkav tarafının decr- elastisite karşılaştırılması	86
Tablo 5.51. Gevşek ve düzeltilmiş pozisyonda ayakta durma sırasında kasların konveks ve konkav tarafının gevşeme süresi (relax (R)) karşılaştırılması	87

ŞEKİLLER LİSTESİ

Sayfa

Şekil 2.1. Lonstein'in AIS'da tahmini progresyon risk oranları ve eğriliğin progresyon riskini hesaplamada "Lonstein ve Carlson" tarafından verilen formül (Weiss ve ark., 2006).....	10
Şekil 3.1: Risser bulgusu (Altaf ve ark., 2013)	22
Şekil 3.2. Cobb açısı ölçümü.....	23
Şekil 3.3. Skolyometre.....	24
Şekil 3.4. Gövde Rotasyon Açısı Ölçümü.....	25
Şekil 3.5. Myoton Pro Cihazı.....	25
Şekil 3.6. Myoton Pro Ölçüm Tekniği	26
Şekil 3.7. Kasların Ölçüm Noktaları.....	29
Şekil 3.9. Gevşek Oturma	31
Şekil 3.10. Düzeltilmiş Oturma.....	31
Şekil 3.11. Gevşek Ayakta Duruş	32
Şekil 3.12. Düzeltilmiş Ayakta Duruş.....	32
Şekil 3.13. 50X Egzersizi.....	34
Şekil 3.14. Door Handle Egzersizi.....	35
Şekil 3.15. Kas Silindiri Egzersizi.....	37
Şekil 3.16. Frog On The Pond Egzersizi.....	38

KISALTMA VE SİMGELER

Kısaltma	Açılımı
25(OH)D	: 25-hidroksivitamin D
3CH, 3CTL vb.	: Eğrilik modelleri (ALS sınıflamasına ait)
AİS	: Adölesan İdiyopatik Skolyoz
ALS	: Augmented Lehnert-Schroth
ATR	: Angle of Trunk Rotation
BMD	: Bone Mineral Density
BSPTS	: Barcelona Skolyoz Fizik Tedavi Okulu
Creep (C)	: Sünme
Decr	: Decrement / Elastisite
EMG	: Elektromiyografi
FITS	: Functional Individual Therapy of Scoliosis
GYA	: Günlük Yaşam Aktiviteleri
İS	: İdiyopatik Skolyoz
MRI	: Manyetik Rezonans Görüntüleme
MyotonPro	: Kas Mekanîği Ölçüm Cihazı
Relax (R)	: Gevşeme Süresi
Risser	: Risser Skoru
SBP	: Schroth Best Practice

SBP-3D	: Schroth Best Practice "3D Made Easy"
SEAS	: Scientific Exercise Approach to Scoliosis
Stiffness (S)	: Sertlik
T.C.	: Türkiye Cumhuriyeti
US	: Ultrasonografi



1. GİRİŞ

Skolyoz, tarihsel kökeni Antik Yunan'a dayanan ve "eğilme" ya da "kıvrılma" anlamına gelen bir terimdir (Roaf, 1956). Tıbbi açıdan değerlendirildiğinde, omurganın frontal düzlemde, yani koronal planda, normalde düz olması gereken anatomik yapısının lateral yönde eğrilik göstermesiyle karakterizedir. Klinik olarak skolyoz tanısı, ayakta çekilen omurga grafisinde yapılan ölçümlerde Cobb açısının 10 derece üzerinde olmasıyla konur. Ancak skolyoz, yalnızca tek bir düzlemde meydana gelen bir deformite değildir. Bu durum, omurgada üç boyutlu yapısal bir bozulma olarak kabul edilir. Lateral eğrilik frontal düzlemde görülürken, vertebraların kendi eksenini etrafında dönmesi transvers düzlemde rotasyon, normal kifoz ve lordoz eğrilerindeki sapmalar ise sagittal düzlemde meydana gelir (Lehnert-Schroth, 2007; Solberg, 2008; Weiss ve ark., 2015). Dolayısıyla skolyoz, hem postüral dengeyi hem de omurga hareketliliğini etkileyen çok yönlü bir bozukluk olarak ele alınmalıdır.

Adölesan idiyopatik skolyozda (AİS) konservatif tedavinin amacı eğrilik açısının progresyonunu durdurmak, açığı ve ilişkili deformiteleri azaltmak, hastaların yaşam kalitelerini iyileştirmek, estetik algılarını düzeltmek, cerrahi endikasyon gerekliliğini ve bazı olgularda da ağrıyı azaltmak olarak sıralanabilir (Negrini ve ark., 2018; Rigo ve ark., 2003). Sağlık profesyonelleri tarafından etkinliği kabul edilen konservatif tedavi yöntemleri korse ve egzersizdir (Rigo ve ark., 2003; Weiss ve ark., 2006). Skolyoza Özel Fizyoterapi Egzersizleri, Skolyoz Ortopedik ve Rehabilitasyon Tedavi Derneği (Society on Scoliosis Orthopaedic and Rehabilitation Treatment – SOSORT) tarafından skolyozun konservatif tedavisinin 1. basamağında uygulanması için önerilen egzersizlerdir (Berdishevsky ve ark., 2016). Bu egzersiz yöntemleri arasında en çok kullanılan ve etkinliği kanıtlanmış olan Schroth yöntemidir (Kuru ve ark., 2015; Burger ve ark., 2019; Seleviciene ve ark., 2022). Schroth yöntemi Cobb açısını azaltma ve yaşam kalitesini arttırmada Level II kanıt düzeyine sahiptir (Burger ve ark., 2019).

Adölesan idiyopatik skolyoz gibi yapısal omurga eğrilikleri, yalnızca kemik yapılarında değil, aynı zamanda çevre kas dokularında da asimetrik değişimlere yol açmaktadır. Bu asimetri, özellikle omurgayı destekleyen paravertebral kaslarda belirgin şekilde gözlemlenir. Konveks ve konkav tarafta kasların çekiş açılarının değişimine bağlı

kas dengesizliği görülebilmektedir. Kas dengesizliği, skolyozun hem etiyolojisinde etkili bir mekanizma hem de eğriliğin ilerlemesini tetikleyen bir faktör olabilir. Liu ve arkadaşları (2019) yaptıkları çalışmada, skolyozlu bireylerde konveks taraftaki paravertebral kaslarda tonus ve sertlik (stiffness) değerlerinin konkav tarafa göre anlamlı düzeyde yüksek olduğunu ortaya koymuşlardır. Bu asimetrik kas aktivitesi, spinal segmentler üzerindeki yük dengesini bozarak eğriliğin progresyonuna katkıda bulunabilir.

Aynı zamanda, skolyozun neden olduğu yapısal deformite, kasların mekaniğini etkileyerek bu dengesizliği pekiştirir. Uzun vadede, bu durum postüral stabiliteyi azaltır, denge kontrolü bozulur ve skolyozla ilişkili semptomların ortaya çıkmasına zemin hazırlar (Negrini ve ark., 2008). Bu bağlamda, SOSORT'a göre Skolyoza Özel Fizyoterapi Egzersizleri ve korse kullanımı gibi yaklaşımların amacı, omurgadaki asimetrik yüklenmeleri azaltmak, omurgadaki eğriliğin artmasına neden olan "hırçın döngüyü" (vicious cycle) durdurarak, eğriliğin ilerlemesini önlemek, postüral dengeyi sağlamak ve cerrahi müdahale gereksinimini azaltmaktır. Böylece omurgada daha dengeli bir yük dağılımı sağlanarak, deformitenin ilerlemesi yavaşlatılabilir (Negrini ve ark., 2018).

Son yıllarda, kas dokusunun mekanik özelliklerini nesnel olarak değerlendirmeye yönelik geliştirilen yöntemlerden biri olan MyotonPRO (Myoton Ltd., Estonya) cihazı, klinik ve araştırma alanlarında dikkat çekmektedir. Bu taşınabilir cihaz, kasın istirahat halindeki tonusunu, içsel gerilimini, elastikiyetini ve doku uyumluluğunu (kompliyans) değerlendirmeye olanak tanımaktadır (Feng ve ark., 2018; Mooney ve ark., 2013). Kasın mekanik davranışını belirleyen başlıca etmenler arasında; kas iğciklerinden gelen sinirsel uyarıların düzeni, kas liflerinin uzunluğu ve kas-tendon kompleksinin total uzunluğu yer almaktadır. Özellikle yüzeysel elektromiyografi (EMG) ile ölçümün mümkün olmadığı durumlarda, MyotonPRO'nun sağladığı viskoelastik parametreler aracılığıyla kas aktivasyon düzeyi ve fonksiyonel durumu hakkında dolaylı bilgi edinilebileceği bildirilmektedir (Çevik ve ark., 2020). Literatürde Schroth Best Practice egzersizlerinin Cobb açısında azalma, yaşam kalitesinde gelişim üzerine etkileri (Weiss ve ark., 2018; Burger ve ark., 2019) sunulmasına karşın kasın biyomekanik özelliklerine ilişkin çalışmalara rastlanmamaktadır. Bu nedenle bu çalışmada idiyopatik skolyozu (İS) olan

hastalarda Schroth Best Practice egzersizlerinin kasın biyomekanik özellikleri üzerine etkisini araştırmak amaçlanmıştır.

H0: İdiyopatik skolyozu olan hastalarda Schroth Best Practice egzersizlerinin kasların biyomekanik özellikleri üzerine etkisi yoktur.

H1: İdiyopatik skolyozu olan hastalarda Schroth Best Practice egzersizlerinin kasların biyomekanik özellikleri üzerine etkisi vardır.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Skolyoz

2.1.1. Skolyozun Tanımı

Skolyoz, kelime kökeni itibarıyla Hipokrat dönemine dayanan ve “eğrilik” anlamına gelen bir terimdir. Klinik olarak, omurganın frontal düzlemdeki sapması dikkate alınarak, ayakta çekilen radyografilerde Cobb yöntemiyle ölçülen en az 10 derecelik ve/veya üzeri lateral eğrilikler skolyoz olarak tanımlanır. Ancak skolyoz, yalnızca tek bir düzlemdeki eğrilik ile sınırlı olmayan, üç boyutlu bir omurga deformitesidir. Bu deformite; frontal düzlemde vertebraların yana doğru eğilmesi (lateral fleksiyon), transvers düzlemde vertebraların kendi eksenleri etrafında dönmesi (rotasyon), ve sagittal düzlemde normal kifoz-lordoz eğriliklerinde bozulmalar şeklinde kendini gösterir. Bu nedenle skolyozun değerlendirilmesi ve tedavisi üç boyutlu bir yaklaşım gerektirir (Lehnert-Schroth, 2007; Solberg, 2008; Weiss ve ark., 2015).

Tablo 2.1. Skolyoz Etiyolojik Sınıflaması (Qiu ve ark.,2009; Kim ve ark., 2010)

Yapısal (Strüktürel)	Yapısal Olmayan (Non-strüktürel / Fonksiyonel / Kompansatuar)
İdiyopatik (en sık görülen)	Postural
Konjenital	Histerik
Nöromusküler	Paraspinal kasların tonusunda ortaya çıkan asimetri
Nörofibromatozisle ilişki	Alt ekstremité uzunluk eşitsizliği
Metabolik hastalıklar	Kalça eklem kontraktürleri
Romatizmal hastalıklar	Abdominal inflamatuvar patoloji
Travma (kırık, cerrahi, irradiyasyon)	Enfeksiyöz patoloji
Osteokondrodistrofiler	Sinir kökü irritasyonu
Kemik enfeksiyonları	Diskopati
Ekstrapinal kontraktürler (yanık)	Tümör
Lumbosakral bileşkeyle ilişkili bozukluklar	Kas dengesizliği ile sonuçlanan tekrarlayan asimetrik egzersiz

Skolyoz, genel olarak iki ana kategori altında incelenmektedir: yapısal ve fonksiyonel skolyoz (Tablo 1). Yapısal skolyoz, genellikle kalıcı deformitelerle karakterize olup, kendi içerisinde idiyopatik (bilinmeyen nedenli) ve non-idiyopatik (altta yatan sağlık problemlerine bağlı) olmak üzere iki alt sınıfa ayrılır (Goldstein ve ark., 1973). Konjenital skolyoz, omurganın embriyonal gelişimi sırasında oluşan segmentasyon veya formasyon bozuklukları sonucu ortaya çıkar ve kalıcı bir omurga deformitesine yol açar. Öte yandan, sendromik skolyoz; nöromüsküler bozukluklar, bağ dokusu hastalıkları veya nörofibromatozis gibi sistemik durumlara eşlik eden bir iskelet deformitesi olarak tanımlanır (Grivas, 2008).

2.2 İdiyopatik Skolyoz

İdiyopatik skolyoz, nedeni kesin olarak ortaya konulamamış, birçok olası faktörün etkileşimiyle ortaya çıktığı düşünülen bir omurga deformitesi olarak ilk kez 1922 yılında Kleinberg tarafından tanımlanmıştır (Zeng W ve ark., 2010). Yapısal skolyoz vakalarının yaklaşık %70'i bu kategoriye girmektedir (Park J-Y ve ark., 2013). İdiyopatik skolyoz başlangıç yaşı, eğrilik derecesi ve eğriliğin en belirgin olduğu nokta (apeks) dikkate alınarak sınıflandırılabilir. Bu bağlamda, James J. 1954 yılında yaptığı çalışmada, hastalığın başlangıç yaşını esas alarak üçlü bir sınıflama önermiştir: İnfantil (0–3 yaş arası), juvenil (4–9 yaş arası) ve adölesan idiyopatik skolyoz (AİS; 10 yaşından başlayarak iskelet maturasyonu tamamlanana kadar olan dönem) (Doménech ve ark., 2010; Guo X ve ark., 2006). Adölesan dönemde görülen form, tüm idiyopatik skolyoz vakalarının yaklaşık %80'ini oluşturmakta ve bu nedenle en sık karşılaşılan alt tür olarak kabul edilmektedir (Wang D ve ark., 2010).

2.2.1. İdiyopatik Skolyozun Etyolojisi

İdiyopatik skolyozun etiyopatogenezi henüz tam olarak aydınlatılamamış olsa da, mevcut literatürde bu durumla ilişkili olabileceği düşünülen çeşitli faktörler öne sürülmektedir. Omurgada meydana gelen bu yapısal bozukluk, çoklu etkenlerin bir araya gelmesiyle oluşan karmaşık bir sendromun dışavurumu olarak değerlendirilebilir (Negrini ve ark., 2018).

Bu çok yönlü etiyolojik süreçte genetik yatkınlık, özellikle aile bireylerinde benzer vakaların bulunmasıyla ilişkilendirilmiştir (Patten, 2011). Adölesan idiyopatik skolyoz (AİS) gelişiminde genetik yatkınlık, araştırmaların en yoğunlaştığı alanlardan biridir. Genetik düzeyde yapılan karşılaştırmalı analizler, özellikle genom çapında ilişkilendirme çalışmaları aracılığıyla, bazı genetik bölgelerin bu spinal deformiteyle bağlantılı olabileceğini ortaya koymuştur (Kikanloo ve ark., 2019).

Endokrin sistemin rolü ise, melatonin hormonunun salgılanmasındaki düzensizlikler üzerinden ele alınmaktadır (Cheung ve ark., 2009). 1990'lı yıllarda Dubousset öncülüğünde yürütülen bazı araştırmalar, skolyozun melatonin üretiminde meydana gelen bozukluklarla ilişkili olabileceğini ileri sürmüştür. Ancak bu hipotez, skolyozlu bireyler ile sağlıklı kontrol grubu arasında melatonin düzeyleri açısından anlamlı bir fark bulamayan çeşitli çalışmalar tarafından tartışmaya açılmıştır (Ippolito & Ponseti, 1981; Machida ve ark., 1996; Grivas & Savvidou., 2007; Machida ve ark., 2009).

Günümüzde ise melatoninin, skolyozun oluşumundaki etkisinin sınırlı olduğu düşünülmektedir. Ayrıca, bu hormonun etiyolojik rolünün coğrafi enleme bağlı olarak değişen menarş yaşı gibi faktörlerden etkilendiği görüşü de literatürde yer bulmaktadır (Burwell ve ark., 2013; Grivas ve ark., 2006).

Skolyozda üzerine yapılan diğer etiyolojik çalışmalarda kas liflerinin oranlarında ve çekirdek yapılarında gözlemlenen mikroskobik düzeydeki değişiklikler histolojik bir etken olarak da dikkat çekmektedir (Gaudreault ve ark., 2005). Bunlara ek olarak, sinir sistemi işleyişine dair farklılıklar da nörofizyolojik düzeyde değerlendirilmekte ve hastalığın gelişiminde etkili olabileceği düşünülmektedir (Simoneau ve ark., 2006).

Adölesan idiyopatik skolyoz (AİS) hastalarında yapılan çalışmalarda, omurga eğriliğinin şiddeti ile kemik mineral yoğunluğu (BMD) arasında anlamlı bir ilişki olduğu gösterilmiştir. Araştırmalar, AİS'li bireylerin yaklaşık %27 ila %38'inde osteopeni görüldüğünü ortaya koymuştur. Bu durum, eğriliğin derecesine bağlı olarak kemik yoğunluğunda azalma olabileceğini düşündürmektedir (Acaroglu ve ark., 2012).

İdiyopatik skolyozlu hastalarda serum 25-hidroksivitamin D [25(OH)D] düzeyleri değerlendirilmiştir. Sonuçlara göre, skolyozlu çocukların %91'inde D vitamini yetersizliği veya eksikliği saptanmıştır. Ayrıca, D vitamini düzeylerinin kemik mineral yoğunluğu ile pozitif, Cobb açısı ile ise negatif korelasyon gösterdiği bulunmuştur. Bu

bulgular, D vitamini eksikliğinin skolyozun patogenezinde ve ilerlemesinde rol oynayabileceğini düşünülmektedir (Gozdzialskave ark., 2016).

İdiyopatik skolyozun etiyolojisini inceleyen pek çalışma yapılmaya devam ederken, henüz nedeni tam olarak belirlenememekle birlikte çoklu-etiyolojik bir durum olarak ele alınmaktadır.

2.2.2. İdiyopatik Skolyozun Prevelansı

Skolyozun yaygınlığı, Türkiye dahil olmak üzere çeşitli ülkelerde yürütülen okul temelli tarama çalışmalarıyla araştırılmış ve bildirilen prevalans oranlarının %0.2 ile %5 arasında değiştiği bildirilmiştir (Çolak ve ark., 2015; Luk ve ark., 2010; Suh ve ark., 2011; Uğraş ve ark., 2010; Zhang ve ark., 2015). Bu deformitenin en sık gözlemlendiği dönemler, hızlı büyümenin yaşandığı erken çocukluk (0–5 yaş) ve adölesan çağ olarak belirtilmektedir. Öte yandan, kemik olgunlaşmasının tamamlanmasıyla birlikte omurgadaki eğriliğin ilerleme riski önemli ölçüde azalır (Weiss ve ark., 2015).

Spinal deformiteler, çocukluk ve adölesan dönemlerinde en sık karşılaşılan ortopedik sorunlar arasında yer almaktadır (Park J-Y ve ark., 2013). Uluslararası Skolyoz Ortopedi ve Rehabilitasyon Derneği (SOSORT) tarafından yayımlanan bir çalışmada, skolyozun genel toplumdaki yaygınlığının %2 ila %3 arasında olduğu ve vakaların yaklaşık %80'inin idiyopatik skolyoz ile yetişkin dejeneratif skolyozdan oluştuğu belirtilmektedir (Negrini ve ark., 2018).

2024 yılında yayımlanan güncel bir meta-analiz çalışmasına göre, skolyoz kadın bireylerde erkeklere kıyasla daha yaygın olarak görülmektedir; bu çalışmada kadınlarda prevalans %4,06, erkeklerde ise %2,58 olarak rapor edilmiştir. Ayrıca, idiyopatik skolyoz vakaları incelendiğinde, torasik ve torakolomber bölgelerdeki eğriliklerin (%0,44) lomber bölgedeki eğriliklere (%0,16) göre daha sık görüldüğü belirtilmiştir (Li ve ark., 2024).

Türkiye’de gerçekleştirilen ve 16.045 öğrenciyi kapsayan 2020 tarihli geniş ölçekli bir araştırma ise genel skolyoz prevalansını %2,3 olarak bildirmiştir. Katılımcıların yaş ortalamasının $12,0 \pm 1,3$ yıl olduğu bu çalışmada, skolyozun erkeklerde görülme oranı %1,5, kızlarda ise %3,1 olarak bulunmuştur. Vakaların büyük çoğunluğunda (%90,5) Cobb açısının 10° ile 19° arasında değiştiği belirlenmiş; eğrilik tipine göre dağılımda ise %69,3’ünde tek eğrilik, %29,3’ünde çift eğrilik ve %1,4’ünde

üçlü eğrilik gözlenmiştir. Tek eğriliklerin lokalizasyonuna bakıldığında, en sık lomber (%27,1), ardından torakolomber (%23,0) ve torasik (%16,5) bölgelerde yerleşim gösterdiği saptanmıştır (Yılmaz ve ark., 2020).

2.2.3. İdiyopatik Skolyozun Progresyonu

İdiyopatik skolyozda eğriliğin progresyonunu etkileyen çeşitli risk faktörleri bulunmaktadır. Bu faktörler arasında bireyin cinsiyeti, büyüme kapasitesi, menarş (ilk adet) yaşı, eğriliğin tipi ve başlangıçtaki derecesi gibi değişkenler öne çıkmaktadır (Solberg, 2008; Rowe ve ark., 1997).

Ailede skolyoz öyküsünün bulunması, cilt ve eklem hipermobilitesi, fizyolojik torasik kifoza azalması, gövde rotasyonu açısının (Angle of Trunk Rotation-ATR) 10°'nin üzerine çıkması ve büyüme döneminde olunması da ilerleme riskini artıran faktörler arasında sayılmaktadır (Negrini ve ark., 2011).

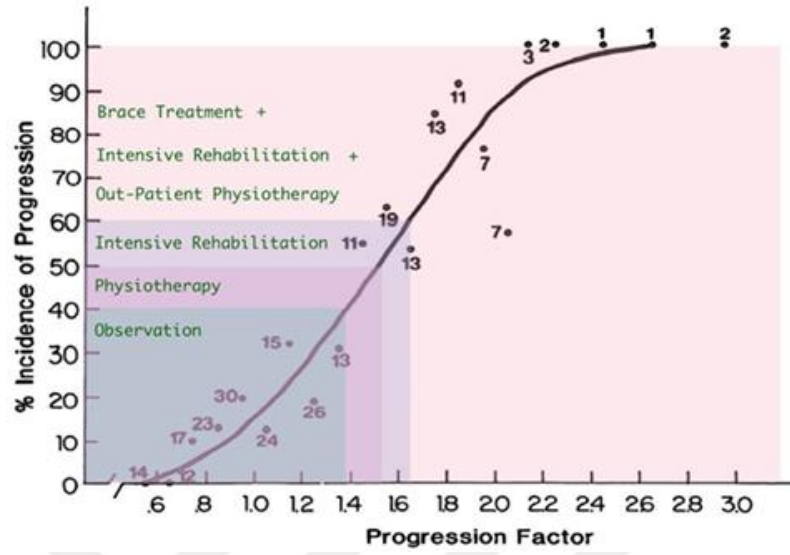
Cinsiyet, skolyozun ilerleme riski açısından önemli bir belirleyicidir; kız çocuklarında bu riskin erkeklere kıyasla yaklaşık on kat daha yüksek olduğu bildirilmektedir. Aynı şekilde, büyüme potansiyelinin yüksek olması ve başlangıç eğriliğinin derecesinin büyük olması da ilerleme ihtimalini artırmaktadır (Reamy & Slakey, 2001).

Özellikle pubertal büyümenin başlangıcındaki eğriliğin derecesi, ilerlemenin en önemli ön göstergelerinden biridir. Kız çocuklarında ise eğrilik ilerlemesi genellikle menarştan yaklaşık altı ay önce başlamakta ve menarş sonrası iki yıl içinde devam etmektedir (Joseph ve ark., 2007).

Tablo 2.2. AIS’de eğriliğin progresyonunu belirleyen risk faktörleri (Altaf ve ark., 2013)

Risk Faktörü	Açıklama
Yaş	Eğriliğin başlangıç yaşı ne kadar küçükse progresyon riski o kadar fazladır.
Cinsiyet	Progresyon kızlarda daha sık görülür.
Menarş	Menarş sonrası progresyon yavaşlar.
Kemik Maturasyonu	İskelet maturitesi tamamlandıkça progresyon hızı düşer.
Eğriliğin Büyüklüğü	Yüksek Cobb açılı eğriliklerde progresyon hızı daha fazladır.
Eğriliğin Paterni	Çift major eğriliklerde progresyon daha fazladır

Lonstein 1984 yılında tedavi almamış olan 727 idiyopatik skolyozu olan hastayı takip etmiş ve bunun sonucunda skolyozun tahmini progresyon riskini yüzde olarak hesaplayabildiği bir formül ve grafik oluşturmuştur (Şekil 2.1) (Lou ve ark., 2008; Lonstein ve ark., 1984). Bu formüle dayanarak, büyüme sırasında skolyoz hastalarının tedavi endikasyonları belirlenir (Lonstein ve Carlson, 1984). Tablo 2.3 de Lonstein’in AIS’da tahmini progresyon risk oranları gösterilmiştir (Grivas, 2008).



Şekil 2.1. Lonstein'in AİS'da tahmini progresyon risk oranları ve eğriliğin progresyon riskini hesaplamada "Lonstein ve Carlson" tarafından verilen formül (Weiss ve ark., 2006)

$$\text{Progresyon Riski (\%)} = \frac{\text{Cobb açısı} - 3 \times \text{Risser Bulgusu}}{\text{Kronolojik Yaş}}$$

Tablo 2.3 Lonstein'in AİS da tahmini progresyon risk oranları (Grivas, 2008)

Cobb Açısı	10-12 Yaş	13-15 Yaş	>16 Yaş
<20	%25	%10	%0
20-30°	%60	%40	%10
%40-30°	%90	%70	%30
>60°	%100	%90	%70

2.2.5. Genişletilmiş Lehnert-Schroth (ALS) Sınıflandırılması

Skolyoz tedavisinde uygulanan düzeltici yaklaşımlar — özellikle Skolyoza Özel Fizyoterapi Egzersizleri ve asimetrik korseleme gibi yöntemler — eğrilik paternine göre farklılık gösterdiğinden, bu yaklaşımların belirli bir sınıflandırma sistemine dayanması büyük önem taşır. Patern sınıflandırmaları yalnızca fizyoterapötik müdahalelerde değil, aynı zamanda korsenin bireye özgü tasarımı ve cerrahi tedavi planlamasında da yol göstericidir (Weiss, 2010). Skolyoz paternlerinin sınıflandırılması üzerine ilk sistematik çalışmalar, Lehnert-Schroth tarafından 1970’li yıllarda yapılmış ve bu sınıflama 1981’de yayınlanmıştır. Eğrilikler burada temel olarak üçlü vedörtlü eğrilik yapısına göre sınıflandırılmıştır (Lehnert-Schroth, 1981). Lehnert-Schroth sınıflandırmasının geçerliliğı ilk kez 2020 yılında kanıtlanmıştır (Borysov ve ark., 2020). Bunun dışında King, Lenke, Rigo gibi çeşitli sınıflamalar mevcuttur. Son olarak, Weiss (2010) tarafından geliştirilen Genişletilmiş Lehnert-Schroth (Augumented Lehnert-Schroth-ALS) sınıflandırması, fizyoterapistler ve ortopedi teknisyenleri için klinik açıdan daha uygulanabilir bir sistem sunmuştur. Bu sistemin geçerliliğı, 2021 yılında Akçay ve arkadaşları yaptıkları bir çalışma ile kanıtlamıştır (Akçay ve ark., 2021).

Bu Genişletilmiş Lehnert-Schroth (ALS) sınıflandırmasında yer alan bireysel eğrilik modelleri aşağıdaki gibidir:

- 3CH (fonksiyonel 3-eğrili, kalça çıkıntısı ile)
- 3CTL (fonksiyonel 3-eğrili, torakolomber)
- 3CN (fonksiyonel 3-eğrili, kompanse edilmiş)
- 3CL (fonksiyonel 3-eğrili, uzun lomber karşıt / ters eğri ile)
- 4C (fonksiyonel 4- eğrili, çift eğrilik)
- 4CL (fonksiyonel 4- eğrili, major lomber eğrilik ile)
- 4CTL (fonksiyonel 4- eğrili, major torakolomber eğrilik ile) (Weiss, 2010; Akçay ve ark., 2021)

3C Anahtar Özellikleri

Radyolojik Özellikleri

- Torasik eğrilik lomber eğrilikten büyüktür

- Torasik Cobb açısı lomber Cobb açısından büyüktür
- Lomber apeks santral sacral çizgiyi geçmez

Klinik Özellikleri

- Torasik konveks tarafa dekompanasyon
- Belirgin lomber karşıt eğrilik olmadan büyük torasik eğrilik
- Torasik konkav tarafa kalça çıkıntısı

4C Anahtar Özellikleri

Radyolojik Özellikleri

- Torasik ve lomber eğrilikler yaklaşık aynı büyüklüktedir
- Torasik Cobb açısı lomber Cobb açısına eşittir

Klinik Özellikleri

- Torasik konkav tarafa dekompanasyon vardır yada dengededir
- Torasik ve lomber eğrilikler yaklaşık aynı büyüklüktedir
- Torasik konveks tarafa kalça çıkıntısı (Weiss, 2010)

2.2.4. Adölesan İdiyopatik Skolyozun Tedavisi

Adölesan idiyopatik skolyoz (AİS) tanısı konulduktan sonra, omurga eğriliğinin ilerlemesini engellemek amacıyla farklı tedavi seçenekleri değerlendirilmektedir. Bu tedavi yaklaşımları arasında terapötik egzersizler, korse kullanımı ve cerrahi müdahaleler yer almaktadır (Negrini ve ark., 2012). Uygun tedavi yönteminin seçimi ise; Cobb açısı, büyüme potansiyeli ve progresyon riski dikkate alınarak, bireyselleştirilmiş olarak karar verilir. SOSORT bu karar süreci için detaylı akış şemaları ve kriterler sunmaktadır (Negrini ve ark., 2018).

2.2.4.1. Adölesan İdiyopatik Skolyozun Tedavisinde İndikasyon Kriterleri:

1. Eğriliğin Derecesi (Cobb Açısı):

Cobb Açısı	Önerilen Yaklaşım
< 20°	Gözlem ve egzersiz
20°–25°	Egzersiz + gözlem (progresyon riski varsa)
25°–45°	Korse + Skolyoza Özel Fizyoterapi Egzersizleri
> 45°	Cerrahi değerlendirme

2. Büyüme Potansiyeli (Risser Skoru / Menarş Durumu):

- Risser 0–2 / Menarş öncesi → Büyüme riski yüksek → Progresyon riski artar.
- Risser 3–5 / Menarş sonrası 2 yıl geçmişse → Büyüme tamamlanmak üzere → Daha az progresyon riski.

Yani büyüme ne kadar fazlaysa, eğriliğin ilerleme riski de o kadar fazladır → Tedaviye daha erken başlanmalıdır.

3. Eğriliğin Progresyon Riski (Lonstein-Carlson İndeksi):

Bu formül Cobb açısı ve büyüme hızı gibi parametrelere dayanarak eğriliğin ilerleme olasılığını hesaplar.

- Risk yüksekse, korse ve egzersiz gibi tedavilere başlanır, aksi takdirde sadece izlem yeterli olabilir (Negrini ve ark., 2018).

2.2.4.2. Adölesan İdiyopatik Skolyozun Konservatif Tedavisi

Konservatif tedavi yöntemleri, gözlem, egzersiz protokolleri ve ortez kullanımı gibi yaklaşımları kapsamaktadır. Hafif ve orta düzeyde skolyozu olan bireylerde, eğriliği stabilize etmek, yaşam kalitesini artırmak ve cerrahi gereksinimi azaltmak amacıyla bu tedavi seçenekleri öncelikli olarak tercih edilmektedir. Bu yaklaşımın temel hedefi, skolyozun ilerlemesini yavaşlatmak veya durdurmak suretiyle invaziv tedavilere olan

ihtiyacı en aza indirmektir (Dereli ve ark., 2021; Negrini ve ark., 2018; Seleviciene ve ark., 2022; Weinstein ve ark., 2013).

Korse tedavisi genellikle 25–45 derece arasında eğriliğe sahip bireylerde tercih edilmekle birlikte, bazı durumlarda 25 derecenin altındaki ancak ilerleme riski yüksek olan olgularda da uygulanabilmektedir (Zapata ve ark., 2019; Negrini ve ark., 2012). Farklı skolyoz tiplerine ve bireysel anatomik özelliklere göre tasarlanmış çeşitli korse türleri mevcuttur. Bunlar arasında Gensingen, Cheneau, Rigo System Cheneau, Boston, Charleston Bending ve Lyon korseleri gibi biyomekanik olarak farklı modeller yer almaktadır (Akçay & Çolak, 2020). Skolyozun konservatif tedavisinde korse tedavisi yüksek (Level I) kanıt düzeyine sahiptir (Weinstein ve ark., (2013). Günümüzde skolyozun tedavisinde farklı egzersiz yaklaşımları kullanılmaktadır. Bu uygulamaların temel hedefleri arasında omurgadaki eğriliğin ilerlemesini durdurmak, eğrilik açısını azaltmak, vücut görünümünü iyileştirmek, korse kullanımına bağlı olumsuz etkileri en aza indirmek ve erişkin bireylerde gelişebilecek ağrıyı yönetmek yer alır. SOSORT, bu egzersizleri Skolyoza Özel Fizyoterapi Egzersizleri olarak adlandırmakta ve bu yöntemlerin skolyoz tedavi planlarında önemli bir yere sahip olduğunu vurgulamaktadır (Negrini ve ark., 2018).

Skolyoz tedavisinde yaygın olarak kullanılan skolyoza özgü egzersiz yöntemleri arasında;

- Schroth,
- Schroth Best Practice,
- Lyon,
- Skolyoz için Bilimsel Egzersiz Yaklaşımı (SEAS),
- Barcelona Skolyoz Fizik Tedavi Okulu (BSPTS),
- Dobomed,
- Side Shift
- Skolyozun Fonksiyonel Bireysel Tedavisi (FITS) gibi yaklaşımlar bulunmaktadır (Berdishevsky ve ark., 2016; Negrini ve ark., 2012).

SOSORT Skolyoza Özel Fizyoterapi Egzersizleri kullanırken izlenmesi gereken dört ortak hedef belirlenmiştir . Bu hedefler:

- Eğrinin progresyonunu önlemek

- Solunum disfonksiyonunu önlemek
- Ağrıyı kontrol altına almak
- Postürü iyileştirmektir (Negrini ve ark., 2012).

Schroth metodu, sadece aktif egzersizleri değil, aynı zamanda fizyoterapist eşliğinde gerçekleştirilen pasif manuel düzeltmeleri de içermektedir. Egzersiz sırasında hastaya, öz-düzeltilmeyi daha etkili biçimde gerçekleştirebilmesi amacıyla ayna, elastik bantlar ve top gibi dışsal uyarıcılarla eksteroseptif geri bildirim sağlanmaktadır (Çolak ve ark., 2020; Lehnert-Schroth, 2007).

2.2.4.2.1. Schroth Best Practice® Programı

Schroth yöntemi 100 yıl önce Katharina Schroth tarafından Almanya'da tanımlanmıştır. Schroth yöntemi Katharina Schroth'un kızı Christa Lehnert Schroth ve torunu Dr. Weiss tarafından 3 kuşaktır geliştirilmeye devam etmektedir. Dr. Weiss tarafından 2004 yılından beri bilimsel araştırmalara dayanarak geliştirilen yöntem "Schroth Best Practice (SBP)" olarak isimlendirilmektedir. Bu yöntem juvenil, adölesan ve erişkinler olmak üzere tüm yaş gruplarında, farklı kifoz ve skolyoz açılarında uygulanabilmektedir. SBP yönteminin içinde;

Schroth Best Practice Programı® aşağıdaki modülleri içmektedir:

- Sagital profilin düzeltilmesi için physio-logic® program
- Günlük yaşam aktiviteleri (GYA'lar) ile ilgili eğitim
- "3D Made Easy" programı
- Yeni "Power Schroth" programı
- Schroth breathing exercises
- Yürüyüş rehabilitasyonu
- Nöromobilizasyon

Schroth Best Practice yönteminin uluslararası olarak etkinliği gösterilmiştir (Weiss 2006; Borysov&Borysov, 2012; Pugachave, 2012; Lee, 2014; Moramarco ve ark., 2016; Moramarco ve ark., 2017).

Schroth yönteminin Cobb açısını azaltma ve yaşam kalitesini arttırmaya yönelik etkinliği Level II düzeyinde kanıt bulunmaktadır (Burger ve ark., 2019). Gövde rotasyon açısını düşürdüğü (Kuru ve ark., 2015) ve Schroth tedavisi ile birlikte denge eğitimi gibi diğer müdahaleler de omurga deformitelerini ve hasta işlevselliğini iyileştirmede umut verici sonuçlar göstermiştir (Shen ve ark., 2023). Vital kapasite ve göğüs ekspansiyonunda artış (Weiss 1991; Moramarco ve ark., 2016), self-konsepte gelişme (Weiss & Cherdron 1993) ve ağrıda azalma (Weiss, 1993) gösterdiği literatürde belirtilmektedir.

2.3. Kasların Mekanik ve Viskoelastik Özellikleri

İskelet kası, lifsi bir yapıda olup büyük oranda (%80'e yakın) sudan oluşur; bunun yanında yaklaşık %10'u bağ dokusu bileşeni olan kolajen, %3'ü ise yağ dokusudur. Bu bileşim, kasın hem yapısal dayanıklılığını hem de biyomekanik özelliklerini belirleyen temel unsurları oluşturur (Van Looke ve ark., 2009). Kaslar, sadece kuvvet üretme kabiliyetleriyle değil, aynı zamanda mekanik yüklenmelere verdikleri tepkilerle de tanımlanır. Bu tepkiler, kas dokusunun viskoelastik özellikleri kapsamında değerlendirilir.

Viskoelastisite, biyolojik dokuların hem elastik (esneyip eski haline dönebilen) hem de visköz (zamana bağlı şekil değiştiren) davranışlar sergileme kapasitesidir. Kas dokusuna uygulanan dış kuvvetler – örneğin germe, bükme veya sıkıştırma – "stres" olarak adlandırılır ve bu stres karşısında kas dokusu hem anlık hem de zamanla gelişen direnç mekanizmaları geliştirir. Bu direnç, kasın viskoelastik karakteriyle doğrudan ilişkilidir. Viskoelastik parametreler, kas tonusu, sertlik (stiffnes) ve esneklik olarak ifade edilir (Garcia-Bernal ve ark., 2021).

2.3.1. Kas Tonusu

Kas tonusu, kasların pasif durumda ya da istirahat halindeyken dış bir kuvvete karşı gösterdiği direnç olarak tanımlanabilir. Bu direnç, kasın kısmen kasılı halde bulunmasından kaynaklanır ve genellikle palpasyonla hissedilebilir düzeyde olur. Tonusun kaynağı yalnızca kasın kendisiyle sınırlı değildir; kasla ilişkili bağ dokuları ve

çevresel yapıların viskoelastik özellikleri de bu pasif gerilime katkı sağlar (Mustalampi ve ark., 2013).

Kas tonusunun fizyolojik kontrolü, esas olarak kas iğcikleri (muscle spindle) aracılığıyla sağlanır. Kas iğcikleri, kas uzunluğundaki değişimleri algılayarak merkezi sinir sistemine bilgi iletir ve refleks mekanizmaları ile kasın gerilim durumu ayarlanır. Bu süreç, bireyin postürünü ve dengesini sürdürebilmesinde temel bir rol oynar (Mustalampi ve ark., 2013).

Kas tonusu aynı zamanda, uzun süreli fiziksel aktivitelerde yorgunluk gelişimini geciktirerek enerji tasarrufu sağlar ve kas içinde yeterli düzeyde kan dolaşımının sürdürülmesine katkıda bulunur. Böylece tonus, yalnızca statik pozisyonların korunmasında değil, dinamik hareketlerin sürekliliğinde ve kasın metabolik verimliliğinde de kritik bir rol üstlenir (Mustalampi ve ark., 2013).

2.3.2. Elastisite

Elastisite, bir dokuya uygulanan dış kuvvetin ortadan kalkmasının ardından, yapının eski formuna dönebilme kapasitesi olarak tanımlanır (Kocur ve ark., 2019). Bu özellik, biyolojik dokuların mekanik adaptasyonlarında önemli bir yer tutar. İskelet kası da elastik özellikler sergileyen bir yapıdır ve bu sayede uygulanan mekanik streslere karşı hem direnç gösterebilir hem de bu streslerin ardından yapısal bütünlüğünü yeniden kazanabilir. Kasın elastik kapasitesi, özellikle yük taşıma ve ani kuvvet aktarımı gibi durumlarda işlevsellik açısından büyük önem taşır. Elastikiyet, kasın kasılma sırasında enerji depolayıp serbest bırakabilmesini sağlayarak hareketin verimliliğini artırır. Aynı zamanda elastik yapı, kasın zarar görmeden tekrar tekrar esneyip kısalabilmesine olanak tanıyarak, hem kas kasılması hem de gevşemesi süreçlerinde temel bir rol oynar. Kas elastisitesinde meydana gelen azalmalar kastaki yorgunluk hissinin artmasına ve hareket hızının azalmasına neden olmaktadır (Page P., 2012; Uysal ve ark., 2021).

2.4.3. Sertlik (Stiffness)

Sertlik (stiffness), bir yapının kendisine etki eden deformasyon kuvvetine karşı gösterdiği direnç düzeyidir (Kocur ve ark., 2019). Biyolojik dokular bağlamında değerlendirildiğinde, kas sertliği; kasın dışarıdan gelen mekanik kuvvetlere karşı koyma

kapasitesini ifade eder. Bu özellik, hem kasın korunmasında hem de hareketin kontrollü şekilde gerçekleştirilmesinde önemli rol oynar (Uysal ve ark., 2021).

Kas sertliğindeki artış, dokunun elastikiyetinin azalmasına yol açarak kası aşırı yüklenmelere ve yaralanmalara karşı daha savunmasız hale getirebilir. Aşırı sertlik, esneklik kaybı nedeniyle hareket açıklığını kısıtlayabilir ve doku stresini artırabilir. Öte yandan, kas sertliğinin belirgin şekilde azalması da eklemlerde aşırı hareketliliğe (hipermobilite) neden olabilir. Bu durum ise bağ dokuları ve diğer yumuşak dokular üzerinde gereksiz gerilmelere yol açarak instabilite ve yaralanma riskini artırabilir (Uysal ve ark., 2021).

2.5. İdiyopatik Skolyozda Kas Aktivasyonu

Paraspinal kaslar, omurganın her iki yanında bulunan ve omurganın duruşunu korumaya yardımcı olan kaslardır. Yapılan araştırmalar, bu kasların idiyopatik skolyozun ilerlemesinde rol oynayabileceğini göstermektedir. Özellikle skolyozlu bireylerde, omurganın eğriliğinin konveks (dış bükey) ve konkav (içbükey) taraflarındaki kas aktivitesi farklılık gösterebilir. İdiyopatik skolyoz hastalarında kas aktivasyonunu belirlemek için literatürde EMG, ultrason, MRI görüntüleme gibi birçok yöntem kullanılmıştır. Elektromiyografi (EMG) yöntemiyle yapılan ölçümler, eğriliğin tepe noktasında (apeks) paraspinal kasların daha fazla çalıştığını ortaya koymuştur. Bu artmış kas aktivitesi, skolyozun ilerlemesini etkileyen bir faktör olabilir. Bu nedenle, paraspinal kasların EMG analizi, skolyozun seyrini takip etmek ve ilerleme riskini öngörmek açısından önemli bir araç olarak değerlendirilmektedir (Cheung ve ark., 2005). Adölesan idiyopatik Skolyoz (AİS) hastalarında yapılan yüzey elektromiyografi (EMG) çalışmaları, omurganın dışbükey (konveks) tarafındaki paraspinal kasların, içbükey (konkav) tarafa göre daha erken aktive olduğunu göstermektedir. Bu erken aktivasyon, kas aktivitesindeki asimetrinin skolyozun oluşumu ve/veya ilerlemesiyle ilişkili olabileceğini düşündürmektedir (Mahaudens ve ark., 2022). AİS'de, apeksin iki vertebra üstünde ve iki vertebra altından başlayarak paraspinal kaslar üzerine manyetik rezonans görüntüleme ile yapılan ölçümlerinde, hem konkav hem de konveks her iki taraftaki multifidus ve erektor spina kaslarının morfolojik değerlendirmeleri, sırasıyla manuel izleme ve eşikleme tekniği kullanılarak sinyal yoğunluğu ve yağ birikimi dahil olmak

üzere konkav paraspinal kasların anormal hiperintens sinyali gösterdiği tanımlanmıştır (Yeung ve ark., 2019). EMG ile yapılan çalışmalarda da paraspinal kasların elektriksel aktivitesi konveks tarafta konkav tarafa göre daha fazla bulunmuştur (Wilczyński ve ark., 2021). Erişkinlerde lomber multifidus kasının kas morfolojisini ölçmek için Ultrasonografik görüntülemenin güvenilirliği ve geçerliliği vardır. Herhangi bir spinal deformitesi olmayan kişilerde paraspinal kaslar simetriktir. Kennelly ve Stokes'un yapmış olduğu çalışmada farklı eğrilik tipleri olan kişilerin lomber multifidus kasları ultrasonografik görüntüleme kullanarak değerlendirildiğinde eğriliğin konkav tarafındaki kas kalınlığı daha büyük olup konveks ve konkav taraf arasında asimetri olduğu bildirilmiştir (Zapata ve ark., 2015). Tüm omurga için posteroanterior radyografiler ile erector spina kaslarının yüzeyel elektromiyografi aktiviteleri, tüm olgularda habitual ayakta duruş pozisyonu, rahat yüzüstü pozisyon ve yüzüstü ekstansiyon pozisyonu olmak üzere üç farklı postural durumda elde edilmiştir. Ölçümlerde koronal Cobb açısı ile paraspinal kas aktivitesine ilişkin simetri indeksi (konveks/konkav oranı) belirlenmiş ve bu iki değişken arasındaki korelasyon analiz edilmiştir. Adölesan idiyopatik skolyoz hastalarında koronal Cobb açısı ve paraspinal kas aktivitesinin simetri indeksi, postüral pozisyona bağlı olarak değişkenlik göstermektedir. Paraspinal kaslardaki asimetrik elektromiyografi aktivitesinin AIS hastalarına özgü doğuştan bir özellik olmayabileceği, ancak özellikle zorlu motor görevler sırasında belirginleştiği gözlemlenmiştir (Yinchuan ve ark., 2024).

Skolyozlu bireylerde skolyozun kas aktivitesi ile ilişkini inceleyen pek çok çalışma bulunmaktadır. Bu çalışmaların skolyoz ve kas aktivasyonu arasındaki ilişkiyi incelerken çoğunlukla EMG, US, MRI ve hatta myoton kullanıldığı dikkat çekmektedir. Ancak myoton ile yapılan çalışmalar sınırlı olmakla birlikte, yapılan tek çalışma dikkat çekmektedir. Bu çalışmaya ortalama Cobb açısı 66,49 olan 40 adölesan idiyopatik skolyozlu birey dahil edilmiş ve bireylerin torakal paraspinal kaslarının biyomekanik özellikleri myoton pro ile ölçülmüştür çalışmanın sonuçları da özellikle konkav (içbükey) taraftaki kaslarda tonus ve sertlik (stiffness) düzeylerinin, konveks (dışbükey) tarafa göre daha yüksek olduğu gözlemlenmiştir. Ayrıca, bu artmış kas sertliği ile omurgadaki eğrilik derecesi (Cobb açısı) arasında pozitif bir ilişki saptanmıştır. Bu bulgular, kas yapısındaki dengesizliklerin skolyozun ilerlemesiyle bağlantılı olabileceğini ve bu dengenin

değerlendirilmesinin tedavi planlamasında önemli bir rol oynayabileceği şeklindedir (Liu ve ark.,2019). Liu ve arkadaşları idiyopatik skolyozda kasların konveks ve konkav tarafındaki biyomekanik özelliklerini incelemiştir. Egzersiz öncesi ve sonrası myotonla ilgili yapılan başka çalışmalar mevcuttur. Bondarenko ve ark. (2023), badminton sporcularında 8 haftalık egzersiz sonrası Myoton-3 cihazı ile yapılan ölçümlerde, kas tonusunda artış (11–15 Hz), sertlikte iyileşme (≥ 0.45 N/m) ve elastikiyette hafif azalma (≥ 0.6) saptamış; bu bulgular kasların daha dirençli ve stabil hale geldiğini göstermektedir. Rotllan ve arkadaşlarının (2024), myoton pro ile yaptıkları çalışmada ardışık kısa süreli yarışlar sonrasında elit kadın bisikletçilerde kas tonusu ve sertliğinin arttığını, elastikiyetin ise azaldığını bildirmiştir. Ancak idiyopatik skolyozda egzersiz sırasında ve egzersiz sonrasındaki ilişkileri inceleyen çalışmaya literatürde rastlanmamıştır. Bu amaçlada biz bu çalışmayı yapmayı tasarladık.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Araştırmanın Tipi

Araştırmamız prospektif deneysel bir çalışmadır.

3.2. Araştırmanın Yeri ve Zamanı

Bu araştırma Eylül 2024- Şubat 2025 tarihleri arasında Fizyonöron Fizyoterapi ve Sağlıklı Yaşam Merkezi'nde yapıldı.

3.3. Araştırmanın Evreni ve Örneklemi

Çalışmanın evreni Fizyonöron Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Sağlıklı Yaşam Merkezi'ne başvuran İS tanısı almış kişilerden oluşmuştur. Örneklemi ise çalışmanın alınma kriterlerine uyan ve çalışmaya katılmaya gönüllü olan katılımcılardan oluşmaktadır. Alınması gereken en küçük örnek büyüklüğü, yapılan benzer çalışmaların ortalama ve standart deviasyonları dikkate alınarak ve G-Power Version 3.1.9.7 programı kullanılarak hesaplandı. Çalışma öncesi G-Power 3.1.9.7 programı kullanılarak yapılan güç analizinde Ilie ve ark.'nın yaptığı çalışma referans alınarak %95 güven düzeyi ve %80 güç ile az 20 katılımcı olarak belirlendi (Ilie ve ark., 2017).

3.4. Araştırmaya Alınma ve Dışlanma Kriterleri:

3.4.1. Alınma Kriterleri

- Ebeveynlerinin ve/veya çocuğun çalışmaya katılmaya gönüllü olması
- 10-30 yaş arası olmak
- İS tanısı almış olmak
- Cobb açısı 10°-50° arasında olmak
- Uygulanacak programa devam edebilecek olmak
- Herhangi bir nörolojik, psikiyatrik ilaç kullanımını gerektiren kronik hastalığının olmaması
- Korse kullanmamak

3.4.2. Dışlanma Kriterleri

- Katılımcının egzersiz yapması için herhangi bir kontraendikasyonun olması
- Daha önce omurga cerrahisi geçirmiş olmak
- Apeksi torakal 6 ve üzerinde eğriliğe sahip olmak
- Herhangi bir mental problemin olması
- Skolyozun idiyopatik olmayıp farklı bir nedenle ortaya çıkmış olması (nörolojik, konjenital vb...),
- Nörolojik, psikiyatrik, muskuler, romatizmal, yada ortopedik hastalıkların var olmasıdır.

3.5. Araştırmanın Değişkenleri

3.5.1. Bağımlı Değişkenler

- Gövde rotasyon derecesi,
- Kas biyomekanik özellikleri,

3.5.2. Bağımsız Değişkenler

- Demografik özellikler,
- Cobb açısı,
- Risser bulgusu,
- Genişletilmiş Lehnert- Schroth sınıflaması.

3.6. Veri Toplama Araçları

- Katılımcıların demografik özellikleri demografik bilgi formu ile,
- Kemik gelişim bulgusu Risser bulgusu ile,
- Eğrilik büyüklüğü Cobb açısı ölçümü ile,
- Eğrilik tipi Genişletilmiş Lehnert - Schroth sınıflandırması ile,
- Gövde rotasyon dereceleri skolyometre ile,
- Kasın biyomekanik özellikleri ise Myoton Pro ile değerlendirildi.

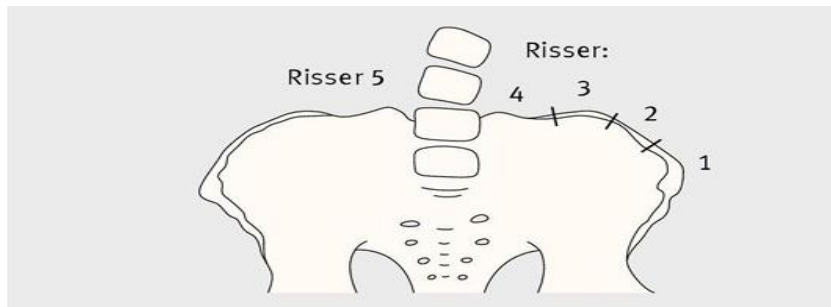
Çalışma kapsamında değerlendirmeler üç kez tekrarlanmıştır.

1. Değerlendirme: Demografik bilgi formu, Risser bulgusu, Cobb açısı, Genişletilmiş Lehnert Schroth sınıflaması, gövde rotasyon derecesi, Myoton Pro ölçümü yapıldı.
2. Değerlendirme: Schroth Best Practice egzersizi sırasında Myoton Pro ölçümü ile yapıldı.
3. Değerlendirme: Schroth Best Practice egzersiz programı sonrasında Myoton Pro ölçümü ve gövde rotasyon derecesi için ise skolyometre ile ölçüm yapıldı.

3.6.1. Değerlendirme Araçları:

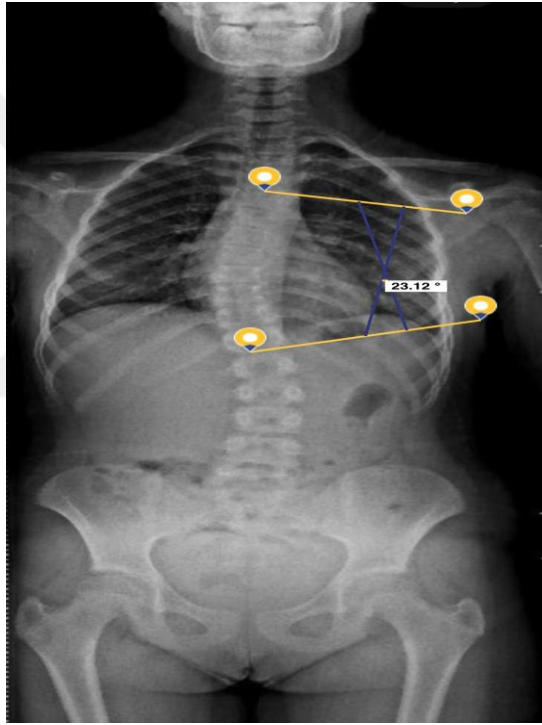
3.6.1.1. Demografik Bilgi Formu: Demografik bilgi formu kapsamında katılımcıların yaş, cinsiyet, kilo, boy, kronik hastalıkların varlığı, ilk tanı aldıkları yaş, egzersiz alışkanlıkları, aldığı tedaviler, korse kullanımı, cerrahi öyküsü vb..sorgulandı.

3.6.1.2. Risser Bulgusu: İlk olarak 1048 yılında Risser tarafından spinal gelişimin göstergesi olarak illiak krista epifizi belirtilmiştir. Epifiz plağı spina iliaka anterior superiorun lateral kenarından başlar, mediale doğru ilerler ve spina illiaka posterior superiorda tamamlanır. Tamamlanma derecesi yüzde olarak belirtilir: Grade 1 %25, Grade 2 % 26-50, Grade 3 %51-75, Grade 4 %75-100. Epifiz illium ile birleştğinde ise Grade 5 olarak tanımlanmaktadır (Yochum, 2004). Risser bulgusu kemik gelişim yaşını, büyüme hızını ve skolyoz için risk derecesini belirlemede kullanılmaktadır. Çalışmada ise kemik gelişim yaşını belirlemek amacı ile kullanıldı. Kemik gelişim yaşını belirlemede güvenilir ve duyarlı olduğu belirtilmiştir (Reem ve ark., 2009). Bu amaçla çalışmada bireylerin tekrar röntgen ışınına maruz kalmaması ve ek maliyet olmaması yönünden kemik yaşını belirlemede mevcut röntgenleri üzerinden Risser bulgusu değerlendirildi.



Şekil 3.1: Risser bulgusu (Altaf ve ark., 2013)

3.6.1.3. Cobb Açısı: Koronal düzlemde eğrilik derecesi radyografik olarak Cobb yöntemine göre ölçülür (Cobb, 1948). Altın standart olarak kabul edilen Cobb açısı, en üstteki en fazla tilt yapan vertebranın üst son plağı boyunca eğrinin tepesinden ve en alta en fazla tilt yapan vertebranın alt son plağı altından çizilen çizgilerden inen dikmelerin birbirini kestiğinde arada kalan açıdır (Dickson & Weinstein, 1999). Araştırmamızda Cobb açısı İS tanısı almak için hekim tarafından rutinde istenmiş olan mevcut röntgen üzerinden ölçüm yapılarak tespit edildi. Çalışma için tekrardan röntgen çekilmesi talep edilmedi.



Şekil 3.2. Cobb açısı ölçümü

Genişletilmiş Lehnert- Schroth Sınıflandırması: Eğriliğin tipinin belirlenmesinde Genişletilmiş Lehnert- Schroth Sınıflandırması kullanıldı. Sınıflandırma röntgen dikkate alınarak yapıldı. Röntgen ortopedist tarafından İS tanısı almak için rutinde istenen bir veridir.

Eğrilik Tipleri:

- 3CH (fonksiyonel 3-eğri, kalça çıkıntısı ile)
- 3CTL (fonksiyonel 3-eğri, torakolomber)

- 3CN (fonksiyonel 3 eğri, telafi)
- 3CL (uzun lomber karşı eğri ile fonksiyonel 3-eğri)
- 4C (fonksiyonel 4 eğri, çift eğrilik)
- 4CL (majör lomber eğrilik fonksiyonel 4 eğri)
- 4CTL (majör torakolomber eğrilik fonksiyonel 4 eğri) şeklindedir (Weiss ve ark., 2015).

3.6.1.7. Gövde Rotasyon Açısı (ATR- Angle of Trunk Rotation): Gövde rotasyon açısının ölçümü, skolyozun klinik değerlendirmesinde kullanılan en yaygın yöntemdir. ATR radyografik değerlendirme olmaksızın tedavinin etkilerini izlemek için kullanılabilir. ATR ölçümü skolyometre adı verilen özel bir inklinometre kullanılarak yapılır. Hastadan kollar gevşek bir şekilde öne doğru eğilmesi istenir. Skolyometre arka tarafa yerleştirilir ve her gibozitenin en fazla olduğu noktada gözlenen derece kaydedilir (Bunnell 1984). ATR %86 tekrarlanabilirlik oranı ile güvenilir bir ölçümdür. Gözlemciler arası ölçümlerde 2°'lik bir değişiklik anlamlı kabul edilebilir. Çalışmamızda ATR ölçümleri uygulama öncesi ve sonrasında Ortholution@ marka skolyometre ile yapıldı. Scoliometer ile Cobb açısında korelasyon bulunmaktadır. Ortholution@'in spesifitesi, duyarlılığı ve prediktif kabiliyeti olduğu gözlenmiştir. İntra-rater ve inter-rater güvenilirlik katsayıları $r = .86-.97$ 'dir (Amendt ve ark., 1990). ATR ölçümü egzersizlerden önce ve sonrasında tekrarlandı.



Şekil 3.3. Skolyometre



Şekil 3.4. Gövde Rotasyon Açısı Ölçümü

3.6.1.8. Kasın Biyomekanik Özelliklerinin Belirlenmesi: Kasın biyomekanik özelliklerinin değerlendirilmesinde MyotonPRO (Myoton Ltd., Estonya) cihazı kullanıldı. Bu cihaz kasın tonus, elastikiyet, gevşeme süresi, sertlik (stiffness), creep (sünme) verilerini sunmaktadır (Feng ve ark., 2018; Mooney ve ark., 2013). Ölçümler egzersiz öncesi, sırasında ve sonrasında kaydedildi. MyotonPRO cihazı güncel çalışmalarda oldukça sık kullanılmakta olup objektif kas ölçümleri konusunda literatürde güvenilir bir ölçüm cihazı olarak seçilmiştir (Ko ve ark., 2018; Nguyen ve ark., 2022; Orner ve ark., 2018; Paz ve ark., 2024).



Şekil 3.5. Myoton Pro Cihazı

Literatürde, kas içi mekanik özelliklerin değerlendirilmesi için geliştirilen yeni tanısal yöntemlerden biri olan MyotonPRO (Myoton Ltd., Estonya) cihazının, kasın sertliği (stiffness), kas tonusu, elastikiyeti ve kasın rahatlama süresi gibi parametreleri ölçebildiği bildirilmektedir (Feng ve ark., 2018; Mooney ve ark., 2013). Kasın kompliyansını etkileyen temel faktörler arasında kas içciklerinin uyarı örüntüsü, kas lifinin uzunluğu ve tendon-kas ünitesinin toplam uzunluğu yer almaktadır. Literatürde, elektromiyografi (EMG) kullanılmayan koşullarda, kasın kuvveti ve aktivasyon düzeyine ilişkin verilerin MyotonPRO cihazı aracılığıyla viskoelastik ve biyomekanik parametreler üzerinden değerlendirilebildiği gösterilmiştir (Feng ve ark., 2018; Mooney ve ark., 2013; Çevik ve ark., 2020).



Şekil 3.6. Myoton Pro Ölçüm Tekniği

Myoton®Pro'nun Yetişkinler için Referans Değerleri; (Myoton, A. S., 2016).

- F (Tonus) – 12,0-18,0 (Hz)
- S (Sertlik- Stiffness) – 220-380 (N/m)
- D (Decr- Elastisite) – 1,00-1,60
- R (Gevşeme süresi- relax) – 14,0-30,0 (ms)
- C Deformation time, characterizing Creep– 1,00-2,00

Myoton®Pro cihazı; 3 mm'den ince kasları, 20 gramdan daha hafif kütleye sahip kasları, diğer doku katmanlarının altında derin yerleşimli kasları, 20 mm'den fazla deri

altı yağ dokusu ile kaplı kasları ve palpasyonla tespit edilemeyen kas gruplarını değerlendirmede yetersiz kalmaktadır (Myoton, A. S., 2016).

Tonus (F) (Hz): Salınım frekansı (Hz), kasın istemsiz olarak, yani kasılma olmadan dinlenme halindeki tonus düzeyini tanımlamak için kullanılan bir parametredir. Kas tonusunun normalin üzerinde olması, buna bağlı olarak intramüsküler basıncın da artmasına yol açmakta; bu durum hem kasın daha çabuk yorulmasına hem de kan akışının azalması nedeniyle iyileşme sürecinin yavaşlamasına neden olabilmektedir. Öte yandan, bir kasın kontraksiyon halindeyken ölçülen salınım frekansı, o kasın gerilim durumunu yansıtmaktadır (Gubler-Hanna ve ark., 2007).

Sertlik (stiffness) (S) (N/m): Dinamik sertlik, bir kasın kasılma durumunda veya dışarıdan uygulanan bir kuvvetle şeklinde meydana gelen değişime karşı gösterdiği direnci ifade eden biyomekanik bir özelliktir. Eğer agonist kasta anormal düzeyde bir sertlik (stiffness) söz konusuysa, karşıt (antagonist) kasın gerilmesini sağlamak için daha fazla kuvvet gerekmektedir. Bu durum, hareket açıklığını sınırlayarak işlevsel kısıtlılıklara neden olabilir. Günümüzde Myoton gibi cihazlarla gerçekleştirilen dinamik ölçüm yöntemleri sayesinde bu kavram daha objektif ve ölçülebilir hale gelmiştir (Gubler-Hanna ve ark., 2007).

Elastisite (Decr) (D): Elastisite, bir kasın kasılma ya da dışsal bir kuvvetle uğradığı şekil değişikliğinin ardından, orijinal formuna geri dönebilme kapasitesini tanımlayan önemli bir biyomekanik özelliktir. Bu özellik, esneklik azalma oranıyla ters orantılıdır; teorik olarak bu oranın sıfır olması, dokunun tamamen elastik olduğunu ifade eder. Kas dokusunun elastikiyeti, genellikle doğal salınımın logaritmik olarak azalmasıyla ifade edilir. Bu, deformasyon sonrası dokunun başlangıçtaki formuna dönerken sergilediği osilasyon döngüsü içerisindeki mekanik enerjinin kayıpsız olarak yayılmasını temsil eder (Gubler-Hanna ve ark., 2007).

Gevşeme süresi (Relax) (R) (ms): Kas dokusunun, bir istemli kasılma ya da harici bir kuvvetin ortadan kalkmasının ardından orijinal formuna dönmesi için geçen süreye **gevşeme süresi** adı verilir. Bu süre, kasın viskoelastik özelliklerini ve toparlanma kapasitesini yansıtan önemli bir parametredir (Gubler-Hanna ve ark., 2007).

Creep (Sünme) (C): Creep (sünme), dokuya sürekli uygulanan gerilim karşısında zamanla meydana gelen kademeli uzamayı ifade eden bir biyomekanik

fenomendir. Bu kavram, gevşeme süresi (relax) ile birlikte dokunun deformasyon oranı dikkate alınarak tanımlanır ve dokuya uzun süreli yük uygulandığında oluşan yapısal değişimleri açıklamada kullanılır (Gubler-Hanna ve ark., 2007).

Bu çalışmada trapez, üst latissimus dorsi, distal latissimus dorsi ve erektör spina kaslarından ölçüm yapılarak, yukarıda ifade edilen kas tonusu, kas sertliği (stiffness), elastisite (decr), creep (sünme) ve gevşeme süresi (relax) parametreleri değerlendirildi.

Değerlendirme sürecinde cihaz dik pozisyonda tutuldu ve kas yüzeyine hafif bir basınç uygulandı. Cihazın probundaki kırmızı ışık yeşile döndüğünde uygulama sonlandırıldı ve cihaz otomatik olarak ardışık beş titreşim darbesi gönderdi. Ölçüm sırasında cihazın konumunun sabit kalmasına özen gösterildi ve tüm değerlendirmelerde standart vuruş aralıkları kullanıldı (Gubler-Hanna ve ark., 2007). Her bölgeden üç ayrı ölçüm alınarak sonuçların ortalaması değerlendirmeye dahil edildi.

Trapezius Kası Ölçüm Protokolü:

Kas tonusunun değerlendirilmesine yönelik ölçümler oturur pozisyonda gerçekleştirildi. Bu duruş biçimi, kasın bazal tonusunu en güvenilir şekilde değerlendirebilmek için uygun bir pozisyon olarak kabul edilmektedir (Taş ve ark., 2021). Üst trapezius kas liflerinin ölçümünde ise, anatomik referans noktası olarak C7 vertebraasının spinöz çıkıntısı ile akromion çıkıntısı arasındaki orta nokta esas alındı (Taş ve ark., 2021, Adigozali ve ark., 2016).

Erector Spinae Kası Ölçüm Protokolü:

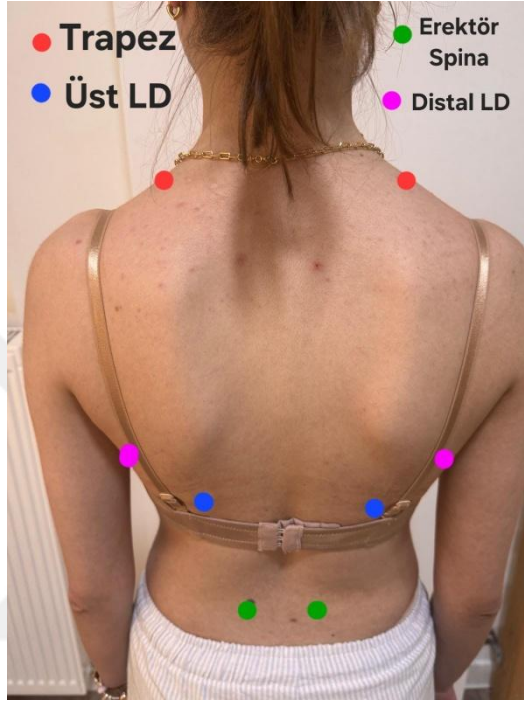
Lomber bölgede L2 vertebra seviyesinin 2-3 cm lateralindeki nokta belirlendi (Lohr ve ark., 2018). Prob dik açıyla yerleştirilerek üç tekrarlı ölçüm yapılmış ve veriler yazılım ortamında değerlendirildi (Peipsi ve ark., 2012).

Distal Latissimus Dorsi Kası Ölçüm Protokolü:

Aksillar kıvrımdan 3 parmak dışarıya doğru ölçümler gerçekleştirildi (McDonald ve ark., 2018).

Üst Latissimus Dorsi Kası Ölçüm Protokolü:

8. torasik vertebra'nın spinöz prosesi seviyesinde, kürek kemiğinin alt açısının alt kısmından ölçümler yapıldı (McDonald ve ark., 2018).



Şekil 3.7. Kasların Ölçüm Noktaları

3.7. Araştırmanın Yöntemi

Schroth Best Practice Egzersizleri: Schroth Best Practice yaklaşımı Katherina Schroth'un torunu Dr. Weiss tarafından kanıta dayalı bilgiler ışığında geliştirilmiş Schroth yönteminin en güncel versiyonudur. Orijinal "Schroth" yöntemi 1920'li yıllarda 70 derecenin üstündeki torakal eğrilikler için geliştirilmiştir. Yöntem Katherina Schroth'un kızı fizyoterapist Lehnert-Schroth tarafından 1960'lı yıllarda güncellenmiştir. Son olarak ise torunu Dr. Weiss tarafından "Schroth Best Practice" yöntemi şeklinde günümüze uyarlanmıştır. Dr. Weiss orijinal yöntemi temel alarak egzersiz paternlerini daha küçük eğrilikler içinde uygulanabilir hale getirmiş, sagittal plan düzeltmelerini, günlük yaşam aktiviteleri ve korse tedavisini ekleyerek bütüncül bir tedavi programı oluşturmuştur. Schroth Best Practice programı, sagittal planı düzeltmek için fizyolojik egzersizler, günlük yaşam aktiviteleri, 3 boyutlu düzeltme teknikleri, Power Schroth egzersizleri, de-

tethering egzersizleri ve yürüme rehabilitasyonu içeren 6 modülden oluşmaktadır (Weiss ve ark., 2015).

Bu çalışmada Schroth Best Practice programındaki 6 modülün ikisi olan günlük yaşam aktiviteleri ve Power Schroth modülündeki egzersizlerin öncesinde, sonrasında ve yapılması sırasındaki trapez, üst latissimus dorsi, distal latissimus dorsi ve erektör spina kaslarının özellikleri değerlendirildi.

3.7.1 Günlük Yaşam Aktiviteleri Eğitimi (GYA)

Günlük yaşam aktivitelerine Schroth egzersizlerini dahil etmek, bireyde motivasyon oluşmasına katkı sağlayabilir ve bu egzersizler, belirli bir başlangıç pozisyonu gerektiren katı kurallı egzersizlere kıyasla daha uygulanabilir olabilir. Bununla birlikte, önemli olan yalnızca bu egzersizlerin günlük rutine entegre edilmesi değildir; aynı zamanda hastanın, omurgadaki asimetrik yüklenmeyi azaltmak amacıyla omurgasını düzeltici pozisyonlarda dinlenmeyi öğrenmesi de gereklidir (Lehnert-Schroth, 2007).

Sağlık profesyonelleri, hastalara eğrilik paternine uygun olarak en azından kısmi düzeltme sağlayan pozisyonlarda nasıl konforlu bir duruş sağlayabileceklerini öğretir. Bu sürecin etkili olabilmesi için, hastaların mevcut alışkanlıklarını doğru bir şekilde nasıl dönüştürebileceklerini öğrenmeleri adına açık ve net yönergeler sunulması gerekmektedir (Weiss ve ark., 2022).

Skolyoz paterni sağ 3C olan bir hastada düzeltilmiş ayakta duruş postüründe vücut ağırlığını sağ bacağa aktararak gibozite tarafına doğru pelvik tilt yaparak durur. Otururken ise hasta frontal translasyon hareketini sağlamak için omuz kuşağını sola kaydırmaya çalışır (Weiss ve ark., 2022).

Skolyoz paterni sağ 4C olan bir hasta günlük yaşam aktiviteleri sırasında , omuz kuşağının sola doğru yer değiştirmesine dikkat etmelidir. Lomber eğriliği düzeltmek için sağ pelvisin kaldırılmaması önemlidir (Weiss ve ark., 2022).



Şekil 3.9. Gevşek Oturma



Şekil 3.10. Düzeltilmiş Oturma



Şekil 3.11. Gevşek Ayakta Duruş



Şekil 3.12. Düzeltilmiş Ayakta Duruş

Çalışmaya katılan 20 İS hastalarının egzersiz öncesi baseline pozisyonda üst trapez için oturur pozisyonda, Latissimus Dorsi kasının üst ve orta parçaları için yüzüstü yatar pozisyonda sağ ve sol tarafları için belirlenen noktalardan ayrı ayrı 3 tekrar şeklinde Myoton Pro ile ölçümleri yapıldı.

Çalışmaya katılan 20 İS'li hastalara günlük yaşam aktivitelerindeki düzeltmelerin etkisini görmek adına;

1- Gevşek pozisyonda otururken trapez kasının üst parçasının, latissimus dorsi kasının üst ve orta parçasının, erektör spina kasının belirlenen noktalarından sağ ve sol tarafı için ayrı ayrı 3 tekrar şeklinde myoton pro ile ölçümleri alındı.

2- Düzeltilmiş pozisyonda otururken trapez kasının üst parçasının, latissimus dorsi kasının üst ve orta parçasının, erektör spina kasının belirlenen noktalarından sağ ve sol tarafı için ayrı ayrı 3 tekrar şeklinde myoton pro ile ölçümleri alındı.

3- Gevşek pozisyonda ayakta dururken trapez kasının üst parçasının, latissimus dorsi kasının üst ve orta parçasının, erektör spina kasının belirlenen noktalarından sağ ve sol tarafı için ayrı ayrı 3 tekrar şeklinde myoton pro ile ölçümleri alındı

4- Düzeltilmiş pozisyonda ayakta dururken trapez kasının üst parçasının, latissimus dorsi kasının üst ve orta parçasının, erektör spina kasının sağ ve sol tarafı için belirlenen noktalarından ayrı ayrı 3 tekrar şeklinde myoton pro ile ölçümleri alındı.

3.7.2. Power Schroth Egzersizleri

Power Schroth egzersizleri başlangıç pozisyonu, aktif düzeltmeler, rotasyonel solunum tekniği ve stabilizasyondan oluşan 4 ana elementten oluşmaktadır.

1- Hastadan 50X egzersizi yapması istenip, hasta ahşap duvar barlarının önünde tabure üzerine frontal pozisyonda oturması istendi. Egzersizi yaparken 4 ana elemente dikkat edilecek şekilde uygulandı.

Bu egzersiz uygulanırken trapez kasının üst parçasının, latissimus dorsi kasının üst ve orta parçasının, erektör spina kasının sağ ve sol tarafları için belirlenen noktalarından ayrı ayrı 3 tekrar şeklinde myoton pro ile ölçümleri alındı.



Şekil 3.14. 50X Egzersizi

2- Hastadan Door Handle egzersizini yapması istenip, hasta ahşap duvar barlarının önünde tabure üzerine frontal pozisyonda oturması istendi. Egzersizi yaparken 4 ana elemente dikkat edilecek şekilde uygulandı.

Bu egzersiz uygulanırken trapez kasının üst parçasının, latissimus dorsi kasının üst ve orta parçasının, erektör spina kasının sağ ve sol tarafları için belirlenen noktalarından ayrı ayrı 3 tekrar şeklinde myoton pro ile ölçümleri alındı.



Şekil 3.15. Door Handle Egzersizi

3- Hastadan Kas Silindiri egzersizi yapması istenip gövdenin torasik konveks tarafındaki bacak yana doğru uzatıldı ve ahşap bara yerleştirildi. Egzersizi yaparken 4 ana elemente dikkat edilecek şekilde uygulandı.

Bu egzersiz uygulanırken trapez kasının üst parçasının, latissimus dorsi kasının üst ve orta parçasının, erektör spina kasının sağ ve sol tarafları için belirlenen noktalarından ayrı ayrı 3 tekrar şeklinde myoton pro ile ölçümleri alındı.



Şekil 3. 16. Kas Silindiri Egzersizi

4- Hastadan Frog On The Pond egzersizi yapması istenip, dizleri kalça genişliğinde açık ve fleksiyonda olacak şekilde topuklar üzerine oturdu. Egzersizi yaparken 4 ana elemente dikkat edilecek şekilde uygulandı.

Bu egzersiz uygulanırken trapez kasının üst parçasının, latissimus dorsi kasının üst ve orta parçasının, erektör spina kasının sağ ve sol tarafları için belirlenen noktalarından ayrı ayrı 3 tekrar şeklinde myoton pro ile ölçümleri alındı.

Çalışmaya katılan 20 AİS hastalarının egzersiz sonrası baseline pozisyonunda üst trapez için oturur pozisyonunda, Latissimus Dorsi kasının üst ve orta parçaları için yüzüstü yatar pozisyonunda sağ ve sol tarafları için belirlenen noktalardan ayrı ayrı 3 tekrar şeklinde Myoton Pro ile ölçümleri yapıldı.



Şekil 3.17. Frog On The Pond Egzersizi

3.8. Araştırmanın Sınırlılıkları

Çalışmamızın kısa vadeli yapılması uzun dönem sonuçlarını görebilmek adına sınırlılıklarını oluşturmaktadır.

3.9. Verilerin Değerlendirmesi

Araştırma verilerinin istatistiksel analizi için “Statistical Package for Social Sciences” (SPSS) Version 24.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA) istatistik programı kullanıldı. Eğriliğin konveks ve konkav tarafın arasındaki asimetriyi belirlemek amacı ile konveks taraf ve konkav taraf değerlerinin oranı alındı. Bu oran 1’e yaklaştığında konveks ve konkav tarafın oranı birbirine yakın olduğu için asimetri oranı düşecek, bu oran 1’den uzaklaştığında ise asimetri oranı artacaktır. Verilerin analizinde bu oransal yöntem ile konkav ve konveks taraftaki asimetri değerleri kullanıldı.

Elde edilen veriler tanımlayıcı analizler ile sunularak kategorik değişkenler yüzde ile, sürekli değişkenler ortalama $\pm$ standart sapma ile verildi. Değişkenlerin normal dağılıma uygunluğu görsel ve analitik yöntemlerle (Shapiro Wilks testi) kullanılıp incelendi. Verilerin normal dağılıma uymadığı belirlendi. Veriler normal dağılıma

uymadığı için nan parametrik testlerle analiz edildi. Katılımcıların, Schroth Best Practice egzersizleri öncesi, sırası ve sonrası anında kasların biyomekanik özellikleri arasındaki ilişkiyi belirleyebilmek için Friedman testi kullanıldı. Egzersiz öncesi, sırası ve sonrası arasındaki ikili ilişkileri Wilcoxon analizi ile incelendi. İstatistiksel olarak anlamlılık düzeyi $p<0,05$ olarak kabul edildi.

3.10. Etik İlkeler

Araştırmanın etik açıdan uygunluğu konusunda Bandırma Onyedi Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu'ndan etik onay izni alındı (EK 9.). Etik Kurul iznini takiben kurum izni alındı (EK 8.1). Çalışmamızda kullanılan veri toplama araçları literatürde bu alanda sık kullanılan, geçerliliği ve güvenilirliği yapılmış yöntemlerdir. Çalışmamıza katılan bireylerden ve ebeveynlerinden sözlü ve yazılı aydınlatılmış onam formu alındı.

4. BULGULAR

4.1. Grupların Fiziksel ve Demografik Özelliklerinin Karşılaştırılması

Çalışmaya 20 idiyopatik skolyozu olan birey katıldı. Katılımcıların fiziksel özellikleri; yaş, boy uzunluğu, vücut ağırlığı ve vücut kitle indeksi ortalamaları, eğriliğin Cobb açısı Tablo 4.2’de verildi. Tüm katılımcıların yaş ortalamaları $17,40 \pm 4,60$ yıl, boy uzunluğu ortalamaları $164,30 \pm 8,57$ cm, vücut ağırlığı ortalamaları $55,40 \pm 11,98$ kg, vücut kitle göstergesi ortalamaları $20,30 \pm 2,90$, eğriliğin Cobb açıları ortalamaları $23,20 \pm 8,65$, egzersiz öncesi gövde rotasyon açısı ortalamaları $7,77 \pm 5,20$, egzersiz sonrası gövde rotasyon açıları ortalaması $5,92 \pm 5,46$ olarak bulundu.

Tablo 4.1 Katılımcıların demografik özellikleri

	(Ortalama $\pm$ SS)	Minimum- Maximum
Yaş (yıl)	$17,40 \pm 4,60$	10,00-26,00
Boy (cm)	$164,30 \pm 8,57$	147,00-183,00
Kilo (kg)	$55,40 \pm 11,98$	41,00-86,00
VKİ (kg/cm²)	$20,30 \pm 2,90$	16,80-27,50
Cobb (°)	$23,20 \pm 8,65$	12,00-45,00
Egzersiz Öncesi ATR	$7,77 \pm 5,20$	2,00-25,00
Egzersiz Sonrası ATR	$5,92 \pm 5,46$	0,00-24,00

SS: Standart sapma, cm: santimetre, kg: kilogram, °:derece

50X egzersizi öncesi, sırası ve sonrası arasındaki ölçümlerde trapez ve erektör spina kasının konveks ve konkav tarafında, üst latissimus dorsi kasının konveks tarafında kas tonusu açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmıştır ($p<0,005$). Distal latissimus dorsi kasında istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmamıştır ($p>0,005$) (Tablo 4.2).

50X egzersizinde kas tonusunda trapez kasının hem konveks hem konkav tarafında, üst latissimus dorsi kasının konveks tarafında egzersiz öncesi ve sırası arasında istatistiksel olarak anlamlı azalma ayrıca bu kasların egzersiz sırası ve sonrasında istatistiksel olarak anlamlı bir artma, erektör spina kasının konveks ve konkav tarafında egzersiz öncesi ve sonrasında ayrıca erektör spina kasının konveks tarafında egzersiz öncesi ve sonrasında arasında istatistiksel olarak anlamlı bir artma, erektör spina kasının konveks ve konkav tarafında egzersiz sırası ve sonrasında istatistiksel olarak anlamlı bir azalma görülmüştür. ($p<0,005$). Distal latissimus dorsi kasının hem konveks hem konkav tarafında üst latissimus dorsi kasının konkav tarafında istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmamıştır ($p>0,005$) (Tablo 4.2).

Tablo 4.2. 50X egzersiz öncesi, sırası ve sonrasında kasların konveks ve konkav tarafının tonusunun karşılaştırılması

Kaslar TONUS	Baseline (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	Egzersiz Sırasında (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	Egzersiz Sonrası (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	χ^2	^a P	^b P a-b a-c b-c
Trapez Konveks	16,74 $\pm$ 2,36 (12,90-22,87)	14,61 $\pm$ 1,68 (12,03-21,00)	16,07 $\pm$ 2,52 (11,30-21,00)	7.794	0.020	0,009 0,485 0,028
Trapez Konkav	16,36 $\pm$ 2,48 (10,93-20,43)	14,23 $\pm$ 1,52 (11,80-16,77)	16,06 $\pm$ 2,52 (11,30-21,00)	13.291	0.001	0,006 0,455 0,006
Üst LD konveks	14,52 $\pm$ 2,21 (10,37-18,17)	13,57 $\pm$ 3,53 (9,73-13,57)	14,53 $\pm$ 2,17 (10,97-19,07)	6.557	0.038	0,027 0,747 0,036
Üst LD konkav	14,30 $\pm$ 2,38 (10,07-20,17)	13,97 $\pm$ 3,24 (10,53-25,43)	14,51 $\pm$ 2,67 (10,83-21,00)	5.493	0.064	0,100 0,658 0,054
Distal LD konveks	13,13 $\pm$ 1,51 (10,17-16,60)	12,52 $\pm$ 1,68 (9,83-15,47)	12,85 $\pm$ 1,35 (9,90-14,87)	0.649	0.722	0,079 0,297 0,433
Distal LD konkav	13,34 $\pm$ 2,19 (10,43-20,70)	13,18 $\pm$ 1,72 (9,53-15,60)	12,77 $\pm$ 1,31 (10,63-15,37)	1.256	0.533	1,000 0,116 0,243
ES konveks	13,10 $\pm$ 1,61 (10,77-16,57)	15,37 $\pm$ 3,28 (11,57-25,30)	13,45 $\pm$ 1,46 (10,97-15,83)	23.871	0.000	0,0001 0,036 0,002
ES konkav	13,21 $\pm$ 1,59 (10,90-16,63)	14,61 $\pm$ 2,40 (11,20-21,13)	13,38 $\pm$ 1,50 (11,00-15,93)	16.126	0.000	0,0003 0,519 0,012

SS: Standart sapma, χ^2 : Friedman testi χ^2 değeri, ^a P : Friedman testinin P değeri, ^b P : Wilcoxon testinin P değeri, a: Egzersiz öncesi (baseline), b: Egzersiz sırası, c: Egzersiz sonrası, LD: Latissimus dorsi kası, ES: Erektör spina kası.

50X egzersizi öncesi, sırası ve sonrası arasındaki ölçümlerde trapez ve üst erektör spina kasının konveks ve konkav tarafında, kas sertliği açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmıştır ($p<0,005$). Üst latissimus dorsi ve distal latissimus dorsi kaslarında istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmamıştır ($p>0,005$) (Tablo 4.3).

50X egzersizinde kas sertliğinde trapez kasının hem konveks hem konkav tarafında egzersiz öncesi ve sırası arasında istatistiksel olarak anlamlı azalma ayrıca trapez kasının konkav tarafında kasların egzersiz sırası ve sonrasında istatistiksel olarak anlamlı bir artma, erektör spina kasının konveks ve konkav tarafında egzersiz öncesi ve sırası arasında istatistiksel olarak anlamlı artma, egzersiz sırası ve sonrası arasında istatistiksel olarak anlamlı bir azalma görülmüştür. ($p<0,005$). Üst latissimus dorsi ve distal latissimus dorsi kaslarının hem konveks hem konkav taraflarında istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmamıştır ($p>0,005$) (Tablo 4.3).

Tablo 4.3. 50X egzersiz öncesi, sırası ve sonrasında kasların konveks ve konkav tarafının kas sertliğinin karşılaştırılması

Kaslar Stifness	Baseline (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	Egzersiz sırasında (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	Egzersiz sonrası (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	χ^2	p^a	p^b a-b a-c b-c
Trapez konveks	311,90 $\pm$ 91,66 (174,00- 578,67)	250,95 $\pm$ 53,08 (154,33- 335,67)	287,98 $\pm$ 82,77 (145,33-452,67)	7.822	0.020	0,024 0,314 0,058
Trapez konkav	289,68 $\pm$ 82,98 (127,67- 424,33)	227,10 $\pm$ 50,39 (139,33- 286,67)	276,42 $\pm$ 83,22 (133,33-424,33)	6.253	0.043	0,009 0,259 0,031
Üst LD konveks	270,15 $\pm$ 117,45 (85,67-522,00)	231,16 $\pm$ 141,62 (116,00-713,67)	251,71 $\pm$ 92,20 (106,00-463,67)	2.759	0.251	0,079 0,793 0,332
Üst LD konkav	247,98 $\pm$ 95,80 (103,00- 464,33)	281,01 $\pm$ 176,55 (119,33-687,67)	239,10 $\pm$ 116,37 (11,37-539,00)	1.300	0.522	0,751 0,411 0,433
Distal LD konveks	187,30 $\pm$ 48,15 (106,67- 328,00)	195,55 $\pm$ 83,04 (93,33-437,33)	175,67 $\pm$ 66,28 (10,17-369,67)	1.300	0.522	0,654 0,156 0,232
Distal LD konkav	200,60 $\pm$ 92,61 (102,33- 558,33)	213,33 $\pm$ 85,13 (92,00-460,00)	185,18 $\pm$ 103,90 (10,80-56,67)	2.100	0.349	0,351 0,218 0,079
Es konveks	196,06 $\pm$ 69,10 (107,33- 304,33)	335,91 $\pm$ 196,35 (130,67- 799,67)	192,65 $\pm$ 58,12 (119,50-313,67)	19.300	0.0001	0,000 0,601 0,0001
Es konkav	200,78 $\pm$ 71,85 (122,00- 353,33)	276,95 $\pm$ 121,01 (129,33- 570,00)	191,32 $\pm$ 73,29 (13,23-334,67)	15.600	0.0004	0,001 0,526 0,001

SS: Standart sapma, χ^2 : Friedman testi χ^2 değeri, P^a : Friedman testinin P değeri, P^b : Wilcoxon testinin P değeri, a: Egzersiz öncesi (baseline), b: Egzersiz sırası, c: Egzersiz sonrası, LD: Latissimus dorsi kası, ES: Erektör spina kası.

50X egzersizi öncesi, sırası ve sonrası arasındaki ölçümlerde trapez, üst ve distal latissimus dorsi ve erektör spina kaslarında kas decr- elastisite değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmamıştır ($p>0,005$) (Tablo 4).

Tablo 4.4. 50X egzersiz öncesi, sırası ve sonrasında kasların konveks ve konkav tarafının kas decr- elastisite değerlerinin karşılaştırılması

Kaslar DECR	Baseline (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	Egzersiz sırasında (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	Egzersiz Sonrası (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	χ^2	P^a	P^b a-b a-c b-c
Trapez Konveks	0,88 $\pm$ 0,13 (0,54-1,13)	0,87 $\pm$ 0,12 (0,65-1,09)	0,91 $\pm$ 0,09 (0,72-1,10)	0.784	0.675	0,550 0,324 0,225
Trapez Konkav	0,91 $\pm$ 0,13 (0,70-1,21)	2,32 $\pm$ 6,42 (0,65-29,61)	0,93 $\pm$ 0,11 (0,70-1,14)	1.256	0.533	0,793 0,375 0,467
Üst LD konveks	1,04 $\pm$ 0,23 (0,52-1,41)	1,02 $\pm$ 0,30 (0,67-1,91)	1,05 $\pm$ 0,21 (0,59-1,44)	1.871	0.392	0,526 0,433 0,481
Üst LD konkav	1,04 $\pm$ 0,20 (0,63-1,53)	1,03 $\pm$ 0,29 (0,71-1,77)	1,03 $\pm$ 0,19 (0,67-1,45)	3.102	0.212	0,295 0,600 0,573
Distal LD konveks	0,89 $\pm$ 0,11 (0,61-1,06)	0,89 $\pm$ 0,18 (0,66-1,28)	0,93 $\pm$ 0,11 (0,69-1,16)	3.894	0.142	0,717 0,044 0,295
Distal LD konkav	1,01 $\pm$ 0,18 (0,64-1,34)	0,91 $\pm$ 0,20 (0,65-1,52)	1,87 $\pm$ 3,75 (0,68-1,80)	2.333	0.311	0,018 0,920 0,046
ES konveks	0,79 $\pm$ 0,18 (0,48-1,31)	0,83 $\pm$ 0,20 (0,54-1,17)	0,80 $\pm$ 0,10 (0,63-0,98)	1.443	0.486	0,296 0,376 0,444
ES konkav	0,78 $\pm$ 0,19 (0,45-1,35)	0,81 $\pm$ 0,14 (0,57-1,06)	0,81 $\pm$ 0,12 (0,59-1,08)	2.871	0.237	0,156 0,089 0,723

SS: Standart sapma, χ^2 : Friedman testi χ^2 değeri, P^a : Friedman testinin P değeri, P^b : Wilcoxon testinin P değeri, a: Egzersiz öncesi(baseline), b: Egzersiz sırası, c: Egzersiz sonrası, LD: Latissimus dorsi kası, ES: Erektör spina kası.

50X egzersizi öncesi, sırası ve sonrası arasındaki ölçümlerde distal latissimus dorsi kasının konveks tarafında, erektör spina kasının konveks ve konkav tarafında kas gevşeme zamanı ile deformasyon oranı (Creep (C)) değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmıştır ($p<0,005$). Trapez ve üst latissimus dorsi kaslarında istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmamıştır ($p>0,005$) (Tablo 4.5).

50X egzersizinde kas gevşeme zamanı ile deformasyon oranı (Creep (C)) distal latissimus dorsi kasının konveks tarafında, erektör spina kasının hem konveks hem konkav tarafında egzersiz öncesi ve sırası arasında istatistiksel olarak anlamlı azalma, egzersiz sırası ve sonrasında istatistiksel olarak anlamlı bir artma, Distal latissimus dorsi konkav tarafında egzersiz sırası ve sonrası arasında istatistiksel olarak anlamlı azalma görülmüştür. ($p<0,005$). Trapez ve üst latissimus dorsi kaslarında istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmamıştır ($p>0,005$) (Tablo 4.5).

Tablo 4.5. 50X egzersiz öncesi, sırası ve sonrasında kasların konveks ve konkav tarafının kas gevşeme zamanı ile deformasyon oranı (Creep (C)) sonuçlarının karşılaştırılması

Kaslar	Baseline (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	Egzersiz sırasında (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	Egzersiz Sonrası (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	x^2	p^a	p^b a-b a-c b-c
Trapez Konveks	0,97 $\pm$ 0,15 (0,61-1,24)	1,02 $\pm$ 0,13 (0,72-1,27)	1,04 $\pm$ 0,19 (0,72-1,44)	1,848	0.397	0,211 0,191 0,736
Trapez Konkav	1,01 $\pm$ 0,15 (0,76-1,33)	1,12 $\pm$ 0,16 (0,91-1,59)	1,05 $\pm$ 0,20 (0,78-1,68)	1.595	0.450	0,061 0,334 0,232
Üst LD konveks	1,03 $\pm$ 0,17 (0,81-1,37)	1,08 $\pm$ 0,265 (0,59-1,67)	1,06 $\pm$ 0,14 (0,81-1,36)	0,026	0.987	0,501 0,468 0,573
Üst LD konkav	1,08 $\pm$ 0,20 (0,74-1,52)	1,02 $\pm$ 0,18 (0,61-1,44)	1,08 $\pm$ 0,17 (0,69-1,32)	2,487	0.288	0,191 0,872 0,103
Distal LD konveks	1,15 $\pm$ 0,15 (0,83-1,48)	1,09 $\pm$ 0,13 (0,82-1,41)	1,19 $\pm$ 0,18 (0,85-1,56)	7,247	0.027	0,047 0,190 0,023
Distal LD konkav	1,13 $\pm$ 0,20 (0,65-1,54)	1,32 $\pm$ 0,11 (0,88-1,32)	1,14 $\pm$ 0,16 (0,72-1,57)	4.333	0.115	0,091 0,456 0,030
ES konveks	1,18 $\pm$ 0,16 (0,95-1,66)	0,87 $\pm$ 0,19 (0,46-1,16)	1,16 $\pm$ 0,12 (0,98-1,41)	27,823	0.000	0,000 0,702 0,000
ES konkav	1,13 $\pm$ 0,17 (0,86-1,50)	0,92 $\pm$ 0,14 (0,63-1,27)	1,14 $\pm$ 0,14 (0,86-1,51)	28.329	0.000	0,000 0,304 0,0002

SS: Standart sapma, x^2 : Friedman testi x^2 değeri, P^a : Friedman testinin P değeri, P^b : Wilcoxon testinin P değeri, a: Egzersiz öncesi(baseline), b: Egzersiz sırası, c: Egzersiz sonrası, LD: Latissimus dorsi kası, ES: Erektör spina kası

50X egzersizi öncesi, sırası ve sonrası arasındaki ölçümlerde distal latissimus dorsi ve erektör spina kaslarının konveks ve konkav tarafında kas gevşeme süresi (relax (R)) açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmıştır ($p<0,005$). Trapez ve üst latissimus dorsi kaslarında istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmamıştır ($p>0,005$) (Tablo 4.6).

50X egzersizinde kas gevşeme süresi (relax (R)) distal latissimus dorsi kasının konkav tarafında, erektör spina kasının hem konveks hem konkav tarafında egzersiz sırası ve sonrası arasında istatistiksel olarak artma, erektör spina kasının hem konveks hem konkav tarafında egzersiz öncesi ve sonrası arasında istatistiksel olarak anlamlı bir azalma görülmüştür. ($p<0,005$). Trapez ve üst latissimus dorsi kaslarının hem konveks hem konkav taraflarında istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmamıştır ($p>0,005$) (Tablo 4.6).

Tablo 4.6. 50X egzersiz öncesi, sırası ve sonrasındaki kasların konveks ve konkav tarafının kas gevşeme süresi (relax (R)) karşılaştırılması

Kaslar RELAX	Baseline (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	Egzersiz sırasında (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	Egzersiz Sonrası (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	χ^2	P^a	P^b a-b a-c b-c
Trapez Konveks	16,40 $\pm$ 3,12 (9,37-22,40)	18,03 $\pm$ 2,87 (12,50-22,93)	17,99 $\pm$ 4,11 (11,53-26,03)	4.900	0.086	0,126 0,167 0,668
Trapez Konkav	17,44 $\pm$ 3,86 (12,23-27,43)	19,89 $\pm$ 3,31 (15,57-27,03)	18,63 $\pm$ 4,11 (12,70-28,03)	4.800	0.090	0,044 0,218 0,287
Üst LD konveks	18,75 $\pm$ 4,34 (12,40-26,97)	20,83 $\pm$ 6,09 (8,57-31,53)	19,29 $\pm$ 4,04 (13,13-28,20)	4.384	0.111	0,036 0,658 0,140
Üst LD konkav	19,82 $\pm$ 5,13 (11,57-32,77)	19,33 $\pm$ 4,85 (9,00-29,53)	19,89 $\pm$ 4,50 (10,73-27,97)	0.936	0.626	0,822 0,919 0,351
Distal LD konveks	21,96 $\pm$ 3,53 (14,30-30,00)	21,58 $\pm$ 4,40 (13,40-30,37)	22,90 $\pm$ 3,93 (14,07-31,70)	7.924	0.019	0,332 0,059 0,093
Distal LD konkav	21,79 $\pm$ 4,31 (9,83-28,90)	20,44 $\pm$ 3,94 (13,90-28,77)	22,19 $\pm$ 3,95 (10,83-28,57)	8.227	0.016	0,076 0,643 0,021
ES konveks	22,41 $\pm$ 4,02 (15,70-29,70)	16,06 $\pm$ 5,08 (6,67-24,27)	21,95 $\pm$ 3,24 (17,13-29,00)	31.692	0.000	0,000 0,266 0,000
ES konkav	21,58 $\pm$ 3,95 (14,33-28,90)	17,13 $\pm$ 4,01 (9,70-26,53)	21,64 $\pm$ 3,44 (14,70-27,60)	24.923	0.000	0,000 0,982 0,000

SS: Standart sapma, χ^2 : Friedman testi χ^2 değeri, P^a : Friedman testinin P değeri, P^b : Wilcoxon testinin P değeri, a: Egzersiz öncesi(baseline), b: Egzersiz sırası, c: Egzersiz sonrası, LD: Latissimus dorsi kası, ES: Erektör spina kası

50X egzersiz öncesi, sırası ve sonrasındaki erektör spina kasının konveks / konkav taraf oranlarının tonus değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmıştır ($p<0,005$). Trapez, üst ve distal latissimus dorsi kaslarında istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmamıştır ($p>0,005$) (Tablo 4.7).

Tablo 4. 7. 50X Egzersiz öncesi, sırası ve sonrasındaki kasların konveks / konkav taraf oranlarının tonus değerlerinin karşılaştırılması

Kaslar tonus	Baseline (AO $\pm$ SS) (min-max)	Egzersiz sırasında (AO $\pm$ SS) (min-max)	Egzersiz Sonrası (AO $\pm$ SS) (min-max)	χ^2	P^a	P^b a-b a-c b-c
Trapez	1,03 $\pm$ 0,12 (0,86-1,41)	1,02 $\pm$ 0,10 (0,79-1,22)	1,00 $\pm$ 0,08 (0,86-1,17)	0,329	0,848	0,956 0,967 0,474
Üst LD	1,02 $\pm$ 0,12 (0,80-1,25)	0,98 $\pm$ 0,19 (0,49-1,47)	1,01 $\pm$ 0,09 (0,85-1,25)	2	0,367	0,277 0,629 0,545
Distal LD	0,98 $\pm$ 0,09 (0,81-1,17)	0,95 $\pm$ 0,08 (0,79-1,11)	1,00 $\pm$ 0,07 (0,81-1,16)	4,784	0,091	0,329 0,295 0,015
ES	0,98 $\pm$ 0,05 (0,82-1,08)	1,04 $\pm$ 0,10 (0,86-1,23)	0,99 $\pm$ 0,11 (0,56-1,17)	6,860	0,032	0,053 0,116 0,245

SS: Standart sapma, χ^2 : Friedman testi χ^2 değeri, P^a : Friedman testinin P değeri, P^b : Wilcoxon testinin P değeri a: Egzersiz öncesi(baseline), b: Egzersiz sırası, c: Egzersiz sonrası, LD: Latissimus dorsi kası, ES: Erektör spina kası

50X egzersizi öncesi, sırası ve sonrası arasındaki ölçümlerde üst latissimus dorsi kasının konveks / konkav taraf oranlarının sertlik değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmıştır ($p<0,005$). Trapez, distal latissimus dorsi ve erektör spina kaslarında istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmamıştır ($p>0,005$) (Tablo 4.8).

Tablo 4.8. 50X Egzersiz öncesi, sırası ve sonrasındaki kasların konveks / konkav taraf oranlarının sertlik değerlerinin karşılaştırılması

Kaslar stiffness	Baseline (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	Egzersiz sırasında (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	Egzersiz Sonrası (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	χ^2	p^a	p^b a-b a-c b-c
Trapez	1,12 $\pm$ 0,36 (0,83-2,49)	1,12 $\pm$ 0,20 (0,71-1,45)	1,06 $\pm$ 0,16 (0,83-1,40)	2	0,367	0,521 1 0,294
Üst LD	1,15 $\pm$ 0,44 (0,45-1,83)	0,96 $\pm$ 0,50 (0,08-2,39)	2,07 $\pm$ 4,73 (0,70-2,17)	6,1	0,047	0,069 0,647 0,132
Distal LD	0,98 $\pm$ 0,24 (0,57-1,44)	0,94 $\pm$ 0,25 (0,43-1,40)	0,97 $\pm$ 0,18 (0,62-1,37)	0,4	0,818	0,812 0,812 0,701
ES	0,96 $\pm$ 0,11 (0,76-1,18)	1,17 $\pm$ 0,41 (0,62-2,30)	1,37 $\pm$ 1,81 (0,78-9,05)	1,2	0,548	0,329 0,348 0,329

SS: Standart sapma, χ^2 : Friedman testi χ^2 değeri, P^a : Friedman testinin P değeri, P^b : Wilcoxon testinin P değeri, a: Egzersiz öncesi(baseline), b: Egzersiz sırası, c: Egzersiz sonrası, LD: Latissimus dorsi kası, ES: Erektör spina kası

50X egzersizi öncesi, sırası ve sonrası arasındaki ölçümlerde üst latissimus dorsi kasının konveks / konkav taraf oranlarının gevşeme zamanı ile deformasyon oranı (Creep (C)) değerleri açısından anlamlı bir farka rastlanmıştır ($p<0,005$). Trapez, distal latissimus dorsi ve erektör spina kaslarında istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmamıştır ($p>0,005$) (Tablo 4.9).

Tablo 4.9. 50X Egzersiz öncesi, sırası ve sonrasındaki kasların kasların konveks / konkav taraf oranlarının Gevşeme zamanı ile deformasyon oranı (Creep (C)) değerlerinin karşılaştırılması

Kaslar Creep (C)	Baseline (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	Egzersiz sırasında (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	Egzersiz Sonrası (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	x^2	p^a	p^b a-b a-c b-c
Trapez	0,97 $\pm$ 0,13 (0,76-1,19)	0,94 $\pm$ 0,17 (0,58-1,22)	0,99 $\pm$ 0,09 (0,85-1,14)	0,227	0,892	0,869 0,354 0,311
Üst LD	0,96 $\pm$ 0,14 (0,61-1,23)	1,08 $\pm$ 0,23 (0,74-1,63)	0,98 $\pm$ 0,09 (0,79-1,14)	7,063	0,029	0,082 0,687 0,063
Distal LD	1,04 $\pm$ 0,14 (0,81-1,28)	1,02 $\pm$ 0,11 (0,85-1,35)	1,05 $\pm$ 0,19 (0,58-1,62)	1,240	0,537	0,409 0,872 0,545
ES	1,06 $\pm$ 0,07 (0,90-1,21)	0,94 $\pm$ 0,15 (0,66-1,19)	1,01 $\pm$ 0,09 (0,75-1,19)	4,126	0,127	0,048 0,147 0,189

SS: Standart sapma, x^2 : Friedman testi x^2 değeri, P^a : Friedman testinin P değeri, P^b : Wilcoxon testinin P değeri, a: Egzersiz öncesi(baseline), b: Egzersiz sırası, c: Egzersiz sonrası, LD: Latissimus dorsi kası, ES: Erektör spina kası

50X egzersizi öncesi, sırası ve sonrası arasındaki ölçümlerde trapez, üst ve distal latissimus dorsi ve erektör spina kaslarının konveks / konkav taraf oranlarının decr-elastisite değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmamıştır ($p>0,005$) (Tablo 4.10).

Tablo 4.10. 50X Egzersiz öncesi, sırası ve sonrasında kasların konveks / konkav taraf oranlarının decr- elastisite değerlerinin karşılaştırılması

Kaslar decr- elastisi te	Baseline (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	Egzersiz sırasında (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	Egzersiz Sonrası (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	χ^2	^a P	^b P a-b a-c b-c
Trapez	0,98 $\pm$ 0,13 (0,80-1,39)	0,95 $\pm$ 0,26 (0,01-1,30)	0,99 $\pm$ 0,12 (0,84-1,32)	0,531	0,766	0,927 0,840 0,985
Üst LD	1,04 $\pm$ 0,26 (0,68-1,52)	1,03 $\pm$ 0,26 (0,45-1,58)	1,03 $\pm$ 0,16 (0,83-1,39)	2,601	0,271	0,869 0,717 0,927
Distal LD	0,92 $\pm$ 0,22 (0,63-1,76)	0,98 $\pm$ 0,22 (0,69-1,41)	0,87 $\pm$ 0,25 (0,04-1,09)	1,848	0,396	0,277 0,600 0,348
ES	1,02 $\pm$ 0,16 (0,69-1,30)	1,05 $\pm$ 0,15 (0,79-1,44)	1,00 $\pm$ 0,15 (0,74-1,31)	1,9	0,386	0,812 0,277 0,329

SS: Standart sapma, χ^2 : Friedman testi χ^2 değeri, ^a P : Friedman testinin P değeri, ^b P : Wilcoxon testinin P değeri, a: Egzersiz öncesi(baseline), b: Egzersiz sırası, c: Egzersiz sonrası, LD: Latissimus dorsi kası, ES: Erektör spina kası

50X egzersizi öncesi, sırası ve sonrası arasındaki ölçümlerde üst latissimus dorsi kasının konveks / konkav taraf oranlarının gevşeme süresi (relax (R)) değerleri açısından anlamlı bir farka rastlanmıştır ($p<0,005$). Trapez, distal latissimus dorsi ve erektör spina kaslarında istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmamıştır ($p>0,005$) (Tablo 4. 11).

Tablo 4.11. 50X Egzersiz öncesi, sırası ve sonrasındaki kasların konveks / konkav taraf oranlarının gevşeme süresi (relax (R)) karşılaştırılması

Kaslar Relax	Baseline (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	Egzersiz sırasında (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	Egzersiz Sonrası (Ortalama $\pm$ S) (min-max)	χ^2	p^a	P^b a-b a-c b-c
Trapez	0,95 $\pm$ 0,14 (0,62-1,20)	0,93 $\pm$ 0,18 (0,60-1,29)	0,96 $\pm$ 0,09 (0,78-1,16)	1,2	0,548	0,647 0,869 0,474
Üst LD	0,96 $\pm$ 0,18 (0,68-1,34)	1,11 $\pm$ 0,35 (0,65-2,29)	0,98 $\pm$ 0,11 (0,77-1,14)	7,822	0,020	0,089 0,658 0,069
Distal LD	1,03 $\pm$ 0,13 (0,78-1,43)	1,06 $\pm$ 0,16 (0,83-1,46)	1,03 $\pm$ 0,12 (0,65-1,35)	0,329	0,848	0,521 0,546 0,674
ES	1,05 $\pm$ 0,07 (0,91-1,23)	0,93 $\pm$ 0,18 (0,61-1,20)	1,02 $\pm$ 0,08 (0,87-1,20)	4,278	0,117	0,053 0,070 0,245

SS: Standart sapma, χ^2 : Friedman testi χ^2 değeri, P^a : Friedman testinin P değeri, P^b : Wilcoxon testinin P değeri, a: Egzersiz öncesi(baseline), b: Egzersiz sırası, c: Egzersiz sonrası, LD: Latissimus dorsi kası, ES: Erektör spina kası

Door Handle egzersizi öncesi, sırası ve sonrası arasındaki ölçümlerde trapez ve erektör spina kaslarının konveks ve konkav tarafında, üst latissimus dorsi kasının konveks tarafında kas tonusu açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmıştır ($p<0,005$). Distal latissimus dorsi kasının konveks ve konkav tarafında ve üst latissimus dorsi kasının konkav tarafında istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmamıştır ($p>0,005$) (Tablo 4.12).

Door Handle egzersizinde kas tonusunda trapez kasının hem konveks hem konkav tarafında, üst latissimus dorsi kasının konveks tarafında egzersiz sırası ve sonrası arasında istatistiksel olarak anlamlı artma, trapez kasının hem konveks hem konkav tarafında egzersiz öncesi ve sırası arasında istatistiksel olarak anlamlı azalma, yine trapez kasının konveks tarafında egzersiz öncesi ve sonrası arasında istatistiksel olarak anlamlı azalma ve erektör spina kasının hem konveks hem konkav tarafında egzersiz öncesi ve sırası arasında, erektör spina kasının konveks tarafında egzersiz öncesi ve sonrası arasında istatistiksel olarak anlamlı artma, erektör spina kasının konveks tarafında egzersiz sırası ve sonrası arasında istatistiksel olarak anlamlı azalma görülmüştür ($p<0,005$). Distal latissimus dorsi kasının konveks ve konkav tarafında ve üst latissimus dorsi kasının konkav tarafında istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmamıştır ($p>0,005$) (Tablo 4.12).

Tablo 4.12. Door Handle egzersiz öncesi, sırası ve sonrasındaki kasların konveks ve konkav tarafının tonusunun karşılaştırılması

Kaslar TONUS	Baseline (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	Egzersiz sırasında (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	Egzersiz Sonrası (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	χ^2	^a p	^b p a-b a-c b-c
Trapez Konveks	16,74 $\pm$ 2,36 (12,90-22,87)	15,06 $\pm$ 1,68 (12,60-18,20)	16,07 $\pm$ 2,52 (11,30-21,00)	10,000	0.007	0,017 0,017 1,000
Trapez Konkav	16,36 $\pm$ 2,48 (10,93-20,43)	13,77 $\pm$ 1,74 (11,90-17,93)	16,06 $\pm$ 2,52 (11,30-21,00)	10,000	0.002	0,002 0,455 0,005
Üst LD konveks	14,52 $\pm$ 2,21 (10,37-18,17)	13,02 $\pm$ 2,08 (9,40-18,13)	14,53 $\pm$ 2,17 (10,97-19,07)	13,241	0.001	0,005 0,747 0,003
Üst LD konkav	14,30 $\pm$ 2,38 (10,07-20,17)	14,26 $\pm$ 3,29 (10,50-23,07)	14,51 $\pm$ 2,67 (10,83-21,00)	3,308	0,191	0,490 0,658 0,469
Distal LD konveks	13,13 $\pm$ 1,51 (10,17-16,60)	12,93 $\pm$ 1,78 (10,17-17,13)	12,85 $\pm$ 1,35 (9,90-14,87)	0,494	0,781	0,526 0,297 0,926
Distal LD konkav	13,34 $\pm$ 2,19 (10,43-20,70)	15,21 $\pm$ 8,41 (9,97-50,03)	12,77 $\pm$ 1,31 (10,63-15,37)	3,367	0,186	0,502 0,116 0,140
ES konveks	13,10 $\pm$ 1,61 (10,77-16,57)	13,99 $\pm$ 2,60 (10,87-22,03)	13,45 $\pm$ 1,46 (10,97-15,83)	8,684	0.013	0,005 0,035 0,179
ES konkav	13,21 $\pm$ 1,59 (10,90-16,63)	14,14 $\pm$ 3,02 (10,97-22,67)	13,38 $\pm$ 1,50 (11,00-15,93)	4,33	0.115	0,038 0,519 0,227

SS: Standart sapma, χ^2 : Friedman testi χ^2 değeri, ^a P : Friedman testinin P değeri, ^b P : Wilcoxon testinin P değeri, a: Egzersiz öncesi(baseline), b: Egzersiz sırası, c: Egzersiz sonrası, LD: Latissimus dorsi kası, ES: Erektör spina kası

Door Handle egzersizi öncesi, sırası ve sonrası arasındaki ölçümlerde trapez kasının konkav tarafı, üst latissimus dorsi kasının konveks tarafı ve erektör spina kasının hem konveks hem konkav tarafı kas sertliği açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmıştır ($p<0,005$). Distal latissimus dorsi kasının hem konkav hem konveks tarafı, trapez kasının konveks tarafı, üst latissimus dorsi kasının konkav tarafında istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmamıştır ($p>0,005$) (Tablo 4.13).

Door Handle egzersizinde kas sertliğinde trapez kasının konkav tarafında, üst latissimus dorsi kasının konveks tarafında egzersiz öncesi ve sırası arasında istatistiksel olarak anlamlı azalma, egzersiz sırası ve sonrası arasında istatistiksel olarak anlamlı artma, erektör spina kasının konveks ve konkav tarafında egzersiz öncesi ve sırası arasında istatistiksel olarak anlamlı artma, egzersiz sırası ve sonrası arasında istatistiksel olarak anlamlı bir azalma görülmüştür ($p<0,005$). Distal latissimus dorsi kasının hem konkav hem konveks tarafı, trapez kasının konveks tarafı, üst latissimus dorsi kasının konkav tarafında istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmamıştır ($p>0,005$) (Tablo 4.13).

Tablo 4.13. Door Handle egzersiz öncesi, sırası ve sonrasındaki kasların konveks ve konkav tarafının kas sertliğinin karşılaştırılması

Kaslar stiffness	Baseline (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	Egzersiz sırasında (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	Egzersiz Sonrası (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	χ^2	^a P	^b P a-b a-c b-c
Trapez Konveks	311,90 $\pm$ 91,66 (174,00-578,67)	262,31 $\pm$ 66,16 (155,33-407,33)	287,98 $\pm$ 82,77 (145,33-452,67)	2,304	0,316	0,093 0,314 0,296
Trapez Konkav	289,68 $\pm$ 82,98 (127,67-424,33)	211,96 $\pm$ 59,75 (134,33-357,67)	276,42 $\pm$ 83,22 (133,33-424,33)	12,000	0.002	0,003 0,260 0,011
Üst LD konveks	270,15 $\pm$ 117,45 (85,67-522,00)	212,03 $\pm$ 94,17 (106,67-429)	251,71 $\pm$ 92,20 (106,00-463,67)	6,253	0.044	0,012 0,794 0,044
Üst LD konkav	247,98 $\pm$ 95,80 (103,00-464,33)	256,65 $\pm$ 143,43 (111,00-679,67)	239,10 $\pm$ 116,37 (11,37-539,00)	1,200	0,549	0,575 0,411 0,627
Distal LD konveks	187,30 $\pm$ 48,15 (106,67-328,00)	188,86 $\pm$ 54,00 (104,67-324,00)	175,67 $\pm$ 66,28 (10,17-369,67)	4,300	0.116	0,837 0,156 0,140
Distal LD konkav	200,60 $\pm$ 92,61 (102,33-558,33)	224,95 $\pm$ 88,34 (111,00-436,00)	185,18 $\pm$ 103,90 (10,80-56,67)	4,300	0.116	0,198 0,218 0,048
ES konveks	196,06 $\pm$ 69,10 (107,33-304,33)	267,86 $\pm$ 143,39 (112,00-629,00)	192,65 $\pm$ 58,12 (119,50-313,67)	6,100	0.047	0,002 0,601 0,005
ES konkav	200,78 $\pm$ 71,85 (122,00-353,33)	256,83 $\pm$ 161,68 (109,67-713,33)	191,32 $\pm$ 73,29 (13,23-334,67)	7,300	0.026	0,022 0,526 0,010

SS: Standart sapma, χ^2 : Friedman testi χ^2 değeri, ^aP : Friedman testinin P değeri, ^bP : Wilcoxon testinin P değeri, a: Egzersiz öncesi(baseline), b: Egzersiz sırası, c: Egzersiz sonrası, LD: Latissimus dorsi kası, ES: Erektör spina kası

Door Handle egzersizi öncesi, sırası ve sonrası arasındaki ölçümlerde trapez, üst ve distal latissimus dorsi ve erektör spina kası decr- elastisitesinde istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmamıştır. ($p>0,005$) (Tablo 4.14).

Tablo 4.14. Door Handle egzersiz öncesi, sırası ve sonrasında kasların konveks ve konkav tarafının kas decr- elastisite karşılaştırılması

Kaslar DECR	Baseline (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	Egzersiz sırasında (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	Egzersiz Sonrası (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	χ^2	P^a	P^b a-b a-c b-c
Trapez Konveks	0,88 $\pm$ 0,13 (0,54-1,13)	0,98 $\pm$ 0,15 (0,75-1,39)	0,91 $\pm$ 0,09 (0,72-1,10)	0,481	0.786	0,823 0,324 0,351
Trapez Konkav	0,91 $\pm$ 0,13 (0,70-1,21)	1,16 $\pm$ 0,19 (0,76-1,43)	0,93 $\pm$ 0,11 (0,70-1,14)	1.443	0.486	0,985 0,376 0,262
Üst LD konveks	1,04 $\pm$ 0,23 (0,52-1,41)	1,07 $\pm$ 0,18 (0,80-1,54)	1,05 $\pm$ 0,21 (0,59-1,44)	3,823	0.148	0,232 0,433 0,204
Üst LD konkav	1,04 $\pm$ 0,20 (0,63-1,53)	1,03 $\pm$ 0,23 (0,60-1,61)	1,03 $\pm$ 0,19 (0,67-1,45)	4,641	0.098	0,296 0,601 0,444
Distal LD konveks	0,89 $\pm$ 0,11 (0,61-1,06)	1,08 $\pm$ 0,10 (0,88-1,35)	0,93 $\pm$ 0,11 (0,69-1,16)	3,872	0.114	0,173 0,044 0,023
Distal LD konkav	1,01 $\pm$ 0,18 (0,64-1,34)	1,07 $\pm$ 0,15 (0,82-1,37)	1,14 $\pm$ 0,16 (0,72-1,57)	1,899	0.387	0,073 0,920 0,100
ES konveks	0,79 $\pm$ 0,18 (0,48-1,31)	0,98 $\pm$ 0,20 (0,54-1,36)	0,80 $\pm$ 0,10 (0,63-0,98)	0.228	0.892	0,837 0,376 0,779
ES konkav	0,78 $\pm$ 0,19 (0,45-1,35)	0,95 $\pm$ 0,21 (0,51-1,41)	0,81 $\pm$ 0,12 (0,59-1,08)	3,795	0.150	0,422 0,089 0,940

SS: Standart sapma, χ^2 : Friedman testi χ^2 değeri, P^a : Friedman testinin P değeri, P^b : Wilcoxon testinin P değeri, a: Egzersiz öncesi(baseline), b: Egzersiz sırası, c: Egzersiz sonrası, LD: Latissimus dorsi kası, ES: Erektör spina kası.

Door Handle egzersizi öncesi, sırası ve sonrası arasındaki ölçümlerde trapez kasının konkav tarafı, distal latissimus dorsi kasının konveks tarafı ve erektör spina kasının hem konveks hem konkav tarafı kas gevşeme zamanı ile deformasyon oranı (Creep (C)) açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmıştır ($p<0,005$). Trapez kasının konveks tarafı, üst latissimus dorsinin hem konveks hem konkav tarafı, distal latissimus dorsinin konkav tarafında istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmamıştır ($p>0,005$) (Tablo 4.15).

Door Handle egzersizinde kas gevşeme zamanı ile deformasyon oranı (Creep (C)) trapez kasının konkav tarafında, distal latissimus dorsi kasının konveks tarafı ve erektör spina kasının hem konveks hem konkav tarafında egzersiz öncesi ve sırası arasında istatistiksel olarak anlamlı azalma, distal latissimus dorsi kasının konveks tarafında ve erektör spina kasının hem konveks hem konkav egzersiz sırası ve sonrası arasında istatistiksel olarak anlamlı artma görülmüştür. ($p<0,005$). Trapez kasının konveks tarafı, üst latissimus dorsinin hem konveks hem konkav tarafı, distal latissimus dorsinin konkav tarafında istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmamıştır ($p>0,005$) (Tablo 4.15).

Tablo 4.15. Door Handle egzersiz öncesi, sırası ve sonrasındaki kasların konveks ve konkav tarafının kas Gevşeme zamanı ile deformasyon oranı (Creep (C)) karşılaştırılması

Kaslar Creep	Baseline (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	Egzersiz sırasında (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	Egzersiz Sonrası (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	x^2	^a P	^b P a-b a-c b-c
Trapez Konveks	0,97 $\pm$ 0,15 (0,61-1,24)	0,87 $\pm$ 0,23 (0,71-1,14)	1,04 $\pm$ 0,19 (0,72- 1,44)	1.544	0.462	0,837 0,191 0,401
Trapez Konkav	1,01 $\pm$ 0,15 (0,76-1,33)	0,96 $\pm$ 0,13 (0,73-1,33)	1,05 $\pm$ 0,20 (0,78- 1,68)	6,101	0.047	0,011 0,334 0,057
Üst LD konveks	1,03 $\pm$ 0,17 (0,81-1,37)	0,99 $\pm$ 0,274 (0,64-1,65)	1,06 $\pm$ 0,14 (0,81-1,36)	1.899	0.387	0,341 0,469 0,296
Üst LD konkav	1,08 $\pm$ 0,20 (0,74-1,52)	1,02 $\pm$ 0,27 (0,70-1,70)	1,08 $\pm$ 0,17 (0,69-1,32)	1.000	0.607	0,159 0,872 0,185
Distal LD konveks	1,15 $\pm$ 0,15 (0,83-1,48)	0,84 $\pm$ 0,13 (0,57-1,06)	1,19 $\pm$ 0,18 (0,85-1,56)	6,911	0.032	0,046 0,191 0,014
Distal LD konkav	1,13 $\pm$ 0,20 (0,65-1,54)	0,92 $\pm$ 0,19 (0,77-1,48)	1,14 $\pm$ 0,16 (0,72-1,57)	2.304	0.316	0,179 0,456 0,191
ES konveks	1,18 $\pm$ 0,16 (0,95-1,66)	0,79 $\pm$ 0,17 (0,52-1,08)	1,16 $\pm$ 0,12 (0,98-1,41)	17.494	0.000	0,000 0,702 0,001
ES konkav	1,13 $\pm$ 0,17 (0,86-1,50)	0,78 $\pm$ 0,17 (0,48-1,08)	1,14 $\pm$ 0,14 (0,86-1,51)	7.300	0.026	0,001 0,305 0,001

SS: Standart sapma, x^2 : Friedman testi x^2 değeri, ^a P : Friedman testinin P değeri, ^b P : Wilcoxon testinin P değeri, a: Egzersiz öncesi(baseline), b: Egzersiz sırası, c: Egzersiz sonrası, LD: Latissimus dorsi kası, ES: Erektör spina kası.

Door Handle egzersizi öncesi, sırası ve sonrası arasındaki ölçümlerde trapez kasının konkav tarafı, distal latissimus dorsi ve üst latissimus dorsi kaslarının konveks tarafında ve erektör spina kaslarının hem konveks hem konkav tarafında kas gevşeme süresi (relax (R)) açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmıştır ($p<0,005$). Trapez kasının konveks tarafı, üst ve distal latissimus dorsi kasının konkav tarafında istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmamıştır ($p>0,005$) (Tablo 4.16).

Door handle egzersizinde kas gevşeme süresinde (relax (R)) trapez kasının konkav tarafı ve üst latissimus dorsi kasının konveks tarafında egzersiz öncesi ve sırası arasında, distal latissimus dorsi kasının konveks tarafında ve erektör spina kasının hem konveks hem konkav tarafında egzersiz sırası ve sonrası arasında istatistiksel olarak anlamlı artma, erektör spina kasının hem konveks hem konkav tarafında egzersiz öncesi ve sırası arasında anlamlı bir azalma görülmüştür ($p<0,005$). Trapez kasının konveks tarafı, üst ve distal latissimus dorsi kasının konkav tarafında istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmamıştır ($p>0,005$) (Tablo 4.16).

Tablo 4.16. Door Handle egzersiz öncesi, sırası ve sonrasındaki kasların konveks ve konkav tarafının kas gevşeme süresi (relax (R)) değerlerinin karşılaştırılması

Kaslar RELAX	Baseline (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	Egzersiz sırasında (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	Egzersiz Sonrası (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	χ^2	P^a	P^b a-b a-c b-c
Trapez Konveks	16,40 $\pm$ 3,12 (9,37-22,40)	17,36 $\pm$ 3,21 (12,20-23,67)	17,99 $\pm$ 4,11 (11,53-26,03)	1.300	0.522	0,391 0,167 0,765
Trapez Konkav	17,44 $\pm$ 3,86 (12,23-27,43)	20,99 $\pm$ 3,54 (12,97-26,10)	18,63 $\pm$ 4,11 (12,70-28,03)	6.400	0.041	0,008 0,281 0,057
Üst LD konveks	18,75 $\pm$ 4,34 (12,40-26,97)	20,97 $\pm$ 5,17 (13,60-33,13)	19,29 $\pm$ 4,04 (13,13-28,20)	7,620	0.022	0,007 0,658 0,037
Üst LD konkav	19,82 $\pm$ 5,13 (11,57-32,77)	19,40 $\pm$ 5,66 (8,43-30,53)	19,89 $\pm$ 4,50 (10,73-27,97)	1.089	0.580	0,695 0,920 0,411
Distal LD konveks	21,96 $\pm$ 3,53 (14,30-30,00)	21,09 $\pm$ 3,58 (14,97-29,10)	22,90 $\pm$ 3,93 (14,07-31,70)	9.797	0.007	0,255 0,059 0,017
Distal LD konkav	21,79 $\pm$ 4,31 (9,83-28,90)	20,22 $\pm$ 4,23 (13,60-27,43)	22,19 $\pm$ 3,95 (10,83-28,57)	5,494	0.064	0,089 0,643 0,052
ES konveks	22,41 $\pm$ 4,02 (15,70-29,70)	18,72 $\pm$ 5,47 (8,37-27,87)	21,95 $\pm$ 3,24 (17,13-29,00)	18,564	0.000	0,000 0,267 0,001
ES konkav	21,58 $\pm$ 3,95 (14,33-28,90)	17,13 $\pm$ 4,01 (9,70-26,53)	21,64 $\pm$ 3,44 (14,70-27,60)	13,026	0.001	0,002 0,983 0,001

SS: Standart sapma, χ^2 : Friedman testi χ^2 değeri, P^a : Friedman testinin P değeri, P^b : Wilcoxon testinin P değeri, a: Egzersiz öncesi(baseline), b: Egzersiz sırası, c: Egzersiz sonrası, LD: Latissimus dorsi kası, ES: Erektör spina kası

Door Handle egzersizi öncesi, sırası ve sonrası arasındaki ölçümlerde üst latissimus dorsi ve erektör spina kasının konveks / konkav taraf oranlarının tonus değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmıştır ($p<0,005$). Distal latissimus dorsi kasında istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmamıştır ($p>0,005$) (Tablo 4.17).

Door Handle egzersizi öncesi, sırası ve sonrası arasındaki ölçümlerde trapez kasının konveks / konkav taraf oranlarının tonus değerlerinde egzersiz öncesine göre egzersiz sonrasında anlamlı bir artma görülmüştür. ($p<0,005$) (Tablo 4.17).

Tablo 4. 17. Door Handle egzersiz öncesi, sırası ve sonrasında kasların konveks / konkav taraf oranlarının tonus değerlerinin karşılaştırılması

Kaslar tonus	Baseline (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	Egzersiz sırasında (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	Egzersiz Sonrası (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	χ^2	p^a	p^b a-b a-c b-c
Trapez	1,03 $\pm$ 0,12 (0,74-1,41)	1,11 $\pm$ 0,14 (0,74-1,35)	1,00 $\pm$ 0,08 (0,86-1,17)	12,930	0.001	0,450 0,016 0,642
Üst LD	1,02 $\pm$ 0,12 (0,80-1,25)	0,92 $\pm$ 0,15 (0,69-1,35)	1,01 $\pm$ 0,09 (0,85-1,25)	10,960	0.004	0,576 0,091 0,601
Distal LD	0,98 $\pm$ 0,09 (0,81-1,17)	0,95 $\pm$ 0,23 (0,09-1,25)	1,00 $\pm$ 0,77 (0,81-1,16)	0,930	0.626	0,008 0,242 0,033
ES	0,98 $\pm$ 0,05 (0,82-1,08)	0,99 $\pm$ 0,06 (0,84-1,14)	0,99 $\pm$ 0,11 (0,56-1,17)	7,160	0.027	0,275 0,375 0,108

SS: Standart sapma, χ^2 : Friedman testi χ^2 değeri, p^a : Friedman testinin P değeri, p^b : Wilcoxon testinin P değeri, a: Egzersiz öncesi(baseline), b: Egzersiz sırasında, c: Egzersiz sonrası, LD: Latissimus dorsi kası, ES: Erektör spina kası).

Door Handle egzersizi öncesi, sırası ve sonrası arasındaki ölçümlerde trapez ve üst latissimus dorsi kasının konveks / konkav taraf oranlarının gevşeme zamanı ile deformasyon oranı (Creep (C)) değerleri açısından anlamlı bir farka rastlanmıştır ($p<0,005$) (Tablo 4.18).

Tablo 4.18. Door Handle egzersiz öncesi, sırası ve sonrasındaki kasların kasların konveks / konkav taraf oranlarının Gevşeme zamanı ile deformasyon oranı (Creep (C)) değerlerinin karşılaştırılması

Kaslar Creep (C)	Baseline (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	Egzersiz sırasında (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	Egzersiz Sonrası (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	χ^2	p^a	p^b a-b a-c b-c
Trapez	0,97 $\pm$ 0,13 (0,76-1,19)	0,87 $\pm$ 0,23 (0,55-1,62)	0,99 $\pm$ 0,09 (0,85-1,14)	8,22	0.016	0,392 0,108 0,400
Üst LD	0,96 $\pm$ 0,14 (0,61-1,23)	1,07 $\pm$ 0,22 (0,69-1,47)	0,98 $\pm$ 0,09 (0,79-1,14)	5,49	0.006	0,392 0,108 0,400
Distal LD	1,04 $\pm$ 0,14 (0,81-1,28)	1,02 $\pm$ 0,11 (0,86-1,21)	1,05 $\pm$ 0,19 (0,58-1,62)	0,68	0.710	0,091 0,033 0,100
ES	1,06 $\pm$ 0,07 (0,90-1,21)	1,04 $\pm$ 0,15 (0,85-1,40)	1,01 $\pm$ 0,09 (0,75-1,19)	2,30	0.316	0,250 0,308 0,008

SS: Standart sapma, χ^2 : Friedman testi χ^2 değeri, F: Friedman testi, P^a : Friedman testinin P değeri, P^b : Wilcoxon testinin P değeri, a: Egzersiz öncesi(baseline), b: Egzersiz sırası, c: Egzersiz sonrası, LD: Latissimus dorsi kası, ES: Erektör spina kası

Door Handle egzersizi öncesi, sırası ve sonrası arasındaki ölçümlerde trapez ve üst latissimus dorsi kasının konveks / konkav taraf oranlarının sertlik değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmıştır ($p<0,005$) (Tablo 19). Distal latissimus dorsi ve erektör spina kasında istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmamıştır ($p>0,005$) (Tablo 4.19).

Door Handle egzersizi öncesi, sırası ve sonrası arasındaki ölçümlerde trapez ve üst latissimus dorsi kasının konveks / konkav taraf oranlarının sertlik değerleri trapez kasının egzersiz öncesine göre egzersiz sonrasında istatistiksel olarak anlamlı bir azalma görülmüştür. ($p<0,005$). Diğer kas gruplarında anlamlı bir farka rastlanmamıştır ($p>0,005$) (Tablo 4.19).

Tablo 4.19. Door Handle egzersiz öncesi, sırası ve sonrasında kasların konveks / konkav taraf oranlarının sertlik değerlerinin karşılaştırılması

Kaslar stifness	Baseline (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	Egzersiz sırasında (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	Egzersiz Sonrası (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	x^2	p^a	p^b a-b a-c b-c
Trapez	1,12 $\pm$ 0,36 (0,83-2,49)	1,31 $\pm$ 0,37 (0,48-2,10)	1,06 $\pm$ 0,16 (0,83-1,40)	7,62	0.022	0,417 0,008 0,642
Üst LD	1,15 $\pm$ 0,44 (0,45-1,83)	0,92 $\pm$ 0,46 (0,36-2,35)	2,07 $\pm$ 4,73 (0,70-2,17)	10,9	0.004	0,425 0,108 0,509
Distal LD	0,98 $\pm$ 0,24 (0,57-1,44)	0,93 $\pm$ 0,29 (0,50-1,77)	0,97 $\pm$ 0,18 (0,62-1,37)	0	1	0,041 0,058 0,150
ES	0,96 $\pm$ 0,11 (0,76-1,18)	1,12 $\pm$ 0,34 (0,56-1,79)	1,37 $\pm$ 1,81 (0,78-9,05)	3,1	0.212	0,342 0,217 0,267

SS: Standart sapma, x^2 : Friedman testi x^2 değeri, p^a : Friedman testinin P değeri, p^b : Wilcoxon testinin P değeri, a: Egzersiz öncesi(baseline), b: Egzersiz sırası, c: Egzersiz sonrası, LD: Latissimus dorsi kası, ES: Erektör spina kası

Door Handle egzersizi öncesi, sırası ve sonrası arasındaki ölçümlerde trapez, üst latissimus dorsi, distal latissimus dorsi ve erektör spina kaslarının konveks / konkav taraf oranlarının decr- elastisite değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmamıştır ($p>0,005$) (Tablo 4.20).

Tablo 4.20. Door Handle Egzersiz öncesi, sırası ve sonrasında kasların konveks / konkav taraf oranlarının decr- elastisite değerlerinin karşılaştırılması

Kaslar Decr- Elastisite	Baseline (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	Egzersiz sırasında (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	Egzersiz Sonrası (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	χ^2	p^a	p^b a-b a-c b-c
Trapez	0,98 $\pm$ 0,13 (0,80-1,39)	0,98 $\pm$ 0,12 (0,75-1,28)	0,99 $\pm$ 0,12 (0,84-1,32)	0,32	0.848	0,025 0,033 0,158
Üst LD	1,04 $\pm$ 0,26 (0,68-1,52)	0,99 $\pm$ 0,29 (0,59-1,59)	1,03 $\pm$ 0,16 (0,83-1,39)	1,69	0.428	0,075 0,108 0,125
Distal LD	0,92 $\pm$ 0,22 (0,63-1,76)	0,95 $\pm$ 0,19 (0,59-1,27)	0,87 $\pm$ 0,25 (0,04-1,09)	0,63	0.728	0,175 0,133 0,225
ES	1,02 $\pm$ 0,16 (0,69-1,30)	1,04 $\pm$ 0,17 (0,72-1,36)	1,00 $\pm$ 0,25 (0,74-1,31)	0,4	0.818	0,050 0,250 0,083

SS: Standart sapma, χ^2 : Friedman testi χ^2 değeri, P^a : Friedman testinin P değeri, P^b : Wilcoxon testinin P değeri, a: Egzersiz öncesi(baseline), b: Egzersiz sırası, c: Egzersiz sonrası, LD: Latissimus dorsi kası, ES: Erektör spina kası).

Door Handle egzersizi öncesi, sırası ve sonrası arasındaki ölçümlerde trapez, üst latissimus dorsi ve erektör spina kaslarının konveks / konkav taraf oranlarının gevşeme süresi (relax (R)) değerleri açısından anlamlı bir farka rastlanmıştır ($p<0,005$). Distal latissimus dorsi kasında istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmamıştır ($p>0,005$) (Tablo 4.21).

Door Handle egzersizi öncesi, sırası ve sonrası arasındaki ölçümlerde kasların konveks / konkav taraf oranlarının gevşeme süresi (relax (R)) değerleri açısından trapez kasında egzersiz öncesine göre egzersiz sonrasında anlamlı bir artma, distal latissimus dorsi kasında egzersiz sırasına göre egzersiz sonrasında istatistiksel olarak anlamlı bir azalma görülmüştür. ($p<0,005$). Distal latissimus dorsi kasında istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmamıştır ($p>0,005$) (Tablo 4.21).

Tablo 4.21. Door Handle egzersiz öncesi, sırası ve sonrasındaki kasların konveks / konkav taraf oranlarının gevşeme süresi (relax (R)) karşılaştırılması

Kaslar Relax	Baseline (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	Egzersiz sırasında (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	Egzersiz Sonrası (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	χ^2	^a P	^b P a-b a-c b-c
Trapez	0,95 $\pm$ 0,14 (0,62-1,20)	0,85 $\pm$ 0,25 (0,52-1,79)	0,96 $\pm$ 0,09 (0,78-1,16)	9,1	0.01	0,475 0,041 0,626
Üst LD	0,96 $\pm$ 0,18 (0,68-1,34)	1,14 $\pm$ 0,31 (0,58-1,80)	0,98 $\pm$ 0,11 (0,77-1,14)	7,82	0.002	0,509 0,108 0,542
Distal LD	1,03 $\pm$ 0,13 (0,78-1,43)	1,05 $\pm$ 0,11 (0,78-1,32)	1,03 $\pm$ 0,12 (0,65-1,35)	0,02	0.987	0,116 0,133 0,025
ES	1,05 $\pm$ 0,07 (0,91-1,23)	0,96 $\pm$ 0,17 (0,62-1,33)	1,02 $\pm$ 0,08 (0,87-1,20)	9,13	0.01	0,550 0,409 0,325

SS: Standart sapma, χ^2 : Friedman testi χ^2 değeri, ^aP : Friedman testinin P değeri, ^bP : Wilcoxon testinin P değeri, a: Egzersiz öncesi(baseline), b: Egzersiz sırası, c: Egzersiz sonrası, LD: Latissimus dorsi kası, ES: Erektör spina kası).

Kas Silindiri egzersizi öncesi, sırası ve sonrası arasındaki ölçümlerde üst latissimus dorsi kasının konveks ve konkav tarafında, erektör spina kasının konkav tarafında kas tonusu açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmıştır ($p<0,005$). Trapez ve distal latissimus dorsi kasının konveks ve konkav tarafında, erektör spina kasının konveks tarafında istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmamıştır ($p>0,005$) (Tablo 4.22).

Kas Silindiri egzersizinde kas tonusunda üst latissimus dorsi kasının hem konveks hem konkav tarafında egzersiz öncesi ve sırası arasında istatistiksel olarak anlamlı azalma, üst latissimus dorsi kasının egzersiz sırası ve sonrasında ve erektör spina kasının konkav tarafında egzersiz öncesi ve sırası arasında istatistiksel olarak anlamlı bir artma görülmüştür. ($p<0,005$). Trapez ve distal latissimus dorsi kasının konveks ve konkav tarafında, erektör spina kasının konveks tarafında istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmamıştır ($p>0,005$) (Tablo 4.22).

Tablo 4.22. Kas Silindiri egzersiz öncesi, sırası ve sonrasında kasların konveks ve konkav tarafının tonusunun karşılaştırılması

Kaslar TONUS	Baseline (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	Egzersiz sırasında (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	Egzersiz Sonrası (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	χ^2	^a P	^b P a-b a-c b-c
Trapez Konveks	16,74 $\pm$ 2,36 (12,90-22,87)	15,52 $\pm$ 1,71 (12,90-18,57)	16,07 $\pm$ 2,52 (11,30-21,00)	5,026	0.081	0,033 0,486 0,296
Trapez Konkav	16,36 $\pm$ 2,48 (10,93-20,43)	15,50 $\pm$ 1,62 (12,12-19,77)	16,06 $\pm$ 2,52 (11,30-21,00)	13.100	0.212	0,247 0,455 0,411
Üst LD konveks	14,52 $\pm$ 2,21 (10,37-18,17)	13,16 $\pm$ 3,31 (9,87-25,50)	14,53 $\pm$ 2,17 (10,97-19,07)	13.241	0.001	0,004 0,747 0,004
Üst LD konkav	14,30 $\pm$ 2,38 (10,07-20,17)	12,69 $\pm$ 1,53 (10,63-15,47)	14,51 $\pm$ 2,67 (10,83-21,00)	18,538	0.000	0,001 0,658 0,002
Distal LD konveks	13,13 $\pm$ 1,51 (10,17-16,60)	12,91 $\pm$ 2,06 (10,30-17,10)	12,85 $\pm$ 1,35 (9,90-14,87)	0.649	0.723	0,380 0,297 0,926
Distal LD konkav	13,34 $\pm$ 2,19 (10,43-20,70)	12,33 $\pm$ 1,25 (9,60-14,67)	12,77 $\pm$ 1,31 (10,63-15,37)	4,633	0.099	0,003 0,116 0,117
ES konveks	13,10 $\pm$ 1,61 (10,77-16,57)	13,80 $\pm$ 2,13 (10,87-19,27)	13,45 $\pm$ 1,46 (10,97-15,83)	3.063	0.216	0,370 0,035 0,852
ES konkav	13,21 $\pm$ 1,59 (10,90-16,63)	13,91 $\pm$ 1,77 (11,40-18,27)	13,38 $\pm$ 1,50 (11,00-15,93)	6.101	0.047	0,007 0,519 0,083

SS: Standart sapma, χ^2 : Friedman testi χ^2 değeri, ^aP : Friedman testinin P değeri, ^bP : Wilcoxon testinin P değeri, a: Egzersiz öncesi(baseline), b: Egzersiz sırası, c: Egzersiz sonrası, LD: Latissimus dorsi kası, ES: Erektör spina kası

Kas Silindiri egzersizi öncesi, sırası ve sonrası arasındaki ölçümlerde üst latissimus dorsi kasının konveks ve konkav tarafında kas sertliği açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmıştır ($p<0,005$). Trapez, distal latissimus dorsi ve rektör spina kaslarının konveks ve konkav taraflarında istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmamıştır ($p>0,005$) (Tablo 4.23).

Kas Silindiri egzersizinde kas sertliğinde üst latissimus dorsi kasının hem konveks hem konkav tarafında egzersiz öncesi ve sırası arasında istatistiksel olarak azalma, üst latissimus dorsi kasının konkav tarafında egzersiz sırası ve sonrasında istatistiksel olarak anlamlı bir artma görülmüştür. ($p<0,005$). Trapez, distal latissimus dorsi ve rektör spina kaslarının konveks ve konkav taraflarında istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmamıştır ($p>0,005$) (Tablo 4.23),.

Tablo 4.23. Kas Silindiri egzersiz öncesi, sırası ve sonrasındaki kasların konveks ve konkav tarafının sertliğinin karşılaştırılması

Kaslar stifness	Baseline (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	Egzersiz sırasında (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	Egzersiz Sonrası (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	χ^2	p^a	p^b a-b a-c b-c
Trapez Konveks	311,90 $\pm$ 91,66 (174,00-578,67)	287,28 $\pm$ 65,29 (181,33-427,33)	287,98 $\pm$ 82,77 (145,33-452,67)	1.089	0.580	0,296 0,314 0,970
Trapez Konkav	289,68 $\pm$ 82,98 (127,67-424,33)	279,21 $\pm$ 69,06 (176,33-451,00)	276,42 $\pm$ 83,22 (133,33-424,33)	1.544	0.462	0,709 0,259 0,955
Üst LD konveks	270,15 $\pm$ 117,45 (85,67-522,00)	224,65 $\pm$ 138,28 (110,00-718,67)	251,71 $\pm$ 92,20 (106,00-463,67)	9.291	0.010	0,023 0,794 0,062
Üst LD konkav	247,98 $\pm$ 95,80 (103,00-464,33)	195,10 $\pm$ 65,79 (121,67-360,67)	239,10 $\pm$ 116,37 (11,37-539,00)	7,900	0.019	0,008 0,441 0,040
Distal LD konveks	187,30 $\pm$ 48,15 (106,67-328,00)	197,93 $\pm$ 77,66 (110,33-376,67)	175,67 $\pm$ 66,28 (10,17-369,67)	2,700	0.259	0,627 0,156 0,279
Distal LD konkav	200,60 $\pm$ 92,61 (102,33-558,33)	174,71 $\pm$ 46,35 (110,33-239,00)	185,18 $\pm$ 103,90 (10,80-56,67)	1,900	0.387	0,351 0,218 0,794
ES konveks	196,06 $\pm$ 69,10 (107,33-304,33)	213,95 $\pm$ 85,61 (108,00-435,33)	192,65 $\pm$ 58,12 (119,50-313,67)	2,500	0,287	0,332 0,601 0,204
ES konkav	200,78 $\pm$ 71,85 (122,00-353,33)	196,53 $\pm$ 64,95 (115,00-372,67)	191,32 $\pm$ 73,29 (13,23-334,67)	0,700	0.705	0,911 0,526 0,709

SS:Standart sapma, χ^2 : Friedman testi χ^2 değeri, P^a : Friedman testinin P değeri, P^b : Wilcoxon testinin P değeri, a: Egzersiz öncesi(baseline), b: Egzersiz sırası, c: Egzersiz sonrası, LD: Latissimus dorsi kası, ES: Erektör spina kası

Kas Silindiri egzersizi öncesi, sırası ve sonrası arasındaki ölçümlerde distal latissimus dorsi kasının konveks tarafında, erektör spina kasının hem konveks hem konkav tarafında kas gevşeme zamanı ve deformasyon oranı- creep açısından istatistiksel olarak bir farka rastlanmıştır ($p<0,005$). Trapez ve üst latissimus dorsi kasının hem konveks hem konkav tarafında, distal latissimus dorsi kasının konkav tarafında istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmamıştır ($p>0,005$) (Tablo 4.24).

Kas Silindiri egzersizinde kas gevşeme zamanı ve deformasyon oranı- creep açısından distal latissimus dorsi kasının konveks tarafı ve erektör spina kasının hem konveks hem konkav tarafında egzersiz öncesi ve sırası arasında istatistiksel olarak anlamlı artma, aynı kasların egzersiz sırası ve sonrasında istatistiksel olarak anlamlı bir azalma görülmüştür. ($p<0,005$). Trapez ve üst latissimus dorsi kasının hem konveks hem konkav tarafında, distal latissimus dorsi kasının konkav tarafında istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmamıştır ($p>0,005$) (Tablo 4.24).

Tablo 4.24. Kas Silindiri egzersiz öncesi, sırası ve sonrasında kasların konveks ve konkav tarafının Gevşeme zamanı ile deformasyon oranı (Creep (C)) karşılaştırılması

Kaslar Creep	Baseline (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	Egzersiz sırasında (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	Egzersiz Sonrası (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	χ^2	p^a	p^b a-b b-c a-c
Trapez Konveks	0,88 $\pm$ 0,13 (0,54-1,13)	0,94 $\pm$ 0,16 (0,70-1,34)	0,91 $\pm$ 0,09 (0,72-1,10)	2,456	0,293	0,502 0,191 0,079
Trapez Konkav	0,91 $\pm$ 0,13 (0,70-1,21)	1,00 $\pm$ 0,14 (0,69-1,31)	0,93 $\pm$ 0,11 (0,70-1,14)	1,241	0,538	1,000 0,334 0,411
Üst LD konveks	1,04 $\pm$ 0,23 (0,52-1,41)	1,09 $\pm$ 0,23 (0,57-1,55)	1,05 $\pm$ 0,21 (0,59-1,44)	0,329	0,848	0,360 0,469 0,455
Üst LD konkav	1,04 $\pm$ 0,20 (0,63-1,53)	1,12 $\pm$ 0,15 (0,87-1,54)	1,03 $\pm$ 0,19 (0,67-1,45)	2,962	0,227	0,247 0,872 0,225
Distal LD konveks	0,89 $\pm$ 0,11 (0,61-1,06)	1,05 $\pm$ 0,12 (0,83-1,34)	0,93 $\pm$ 0,11 (0,69-1,16)	7,063	0,029	0,006 0,191 0,006
Distal LD konkav	1,01 $\pm$ 0,18 (0,64-1,34)	1,18 $\pm$ 0,12 (0,97-1,41)	1,14 $\pm$ 0,16 (0,72-1,57)	1,848	0,397	0,313 0,456 0,191
ES konveks	0,79 $\pm$ 0,18 (0,48-1,31)	1,00 $\pm$ 0,16 (0,70-1,41)	0,80 $\pm$ 0,10 (0,63-0,98)	17,190	0,000	0,004 0,702 0,005
ES konkav	0,78 $\pm$ 0,19 (0,45-1,35)	0,98 $\pm$ 0,11 (0,78-1,23)	0,81 $\pm$ 0,12 (0,59-1,08)	10,101	0,006	0,002 0,305 0,001

SS:Standart sapma, χ^2 : Friedman testi χ^2 değeri, P^a : Friedman testinin P değeri, P^b : Wilcoxon testinin P değeri, a: Egzersiz öncesi(baseline), b: Egzersiz sırası, c: Egzersiz sonrası, LD: Latissimus dorsi kası, ES: Erektör spina kası

Kas Silindiri egzersizi öncesi, sırası ve sonrası arasındaki ölçümlerde erektör spina kasının konkav tarafında decr- elastisite açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmıştır ($p<0,005$). Trapez, üst latissimus dorsi ve distal latissimus dorsi kaslarının hem konveks hem konkav taraflarında istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmamıştır ($p>0,005$) (Tablo 4.25).

Kas Silindiri egzersizinde decr- elastisite açısından erektör spina kasının konkav tarafında egzersiz öncesi ve sonrası arasında istatistiksel olarak anlamlı artma görülmüştür. ($p<0,005$). Diğer kas gruplarında istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmamıştır ($p>0,005$) (Tablo 4.25).

Tablo 4.25. Kas Silindiri egzersiz öncesi, sırası ve sonrasındaki kasların konveks ve konkav tarafının decr- elastisite değerlerinin karşılaştırılması

Kaslar decr	Baseline (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	Egzersiz sırasında (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	Egzersiz Sonrası (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	χ^2	P^a	P^b a-b b-c a-c
Trapez Konveks	0,97 $\pm$ 0,15 (0,61-1,24)	0,87 $\pm$ 0,12 (0,70-1,16)	1,04 $\pm$ 0,19 (0,72-1,44)	0.949	0.622	0,856 0,324 0,204
Trapez Konkav	1,01 $\pm$ 0,15 (0,76-1,33)	0,85 $\pm$ 0,13 (0,57-1,29)	1,05 $\pm$ 0,20 (0,78-1,68)	1.443	0.486	0,021 0,376 0,012
Üst LD konveks	1,03 $\pm$ 0,17 (0,81-1,37)	0,94 $\pm$ 0,21 (0,66-1,60)	1,06 $\pm$ 0,14 (0,81-1,36)	5,089	0.079	0,046 0,433 0,033
Üst LD konkav	1,08 $\pm$ 0,20 (0,74-1,52)	0,97 $\pm$ 0,12 (0,77-1,23)	1,08 $\pm$ 0,17 (0,69-1,32)	1,443	0.486	0,240 0,601 0,191
Distal LD konveks	1,15 $\pm$ 0,15 (0,83-1,48)	0,86 $\pm$ 0,15 (0,65-1,13)	1,19 $\pm$ 0,18 (0,85-1,56)	0,649	0.723	0,409 0,044 0,104
Distal LD konkav	1,13 $\pm$ 0,20 (0,65-1,54)	0,95 $\pm$ 0,16 (0,68-1,32)	1,14 $\pm$ 0,16 (0,72-1,57)	1,718	0.424	0,156 0,920 0,251
ES konveks	1,18 $\pm$ 0,16 (0,95-1,66)	0,81 $\pm$ 0,34 (0,45-2,08)	1,16 $\pm$ 0,12 (0,98-1,41)	1.848	0.397	0,502 0,376 0,185
ES konkav	1,13 $\pm$ 0,17 (0,86-1,50)	0,70 $\pm$ 0,15 (0,38-1,08)	1,14 $\pm$ 0,14 (0,86-1,51)	13,325	0.001	0,067 0,089 0,002

SS:Standart sapma, χ^2 : Friedman testi χ^2 değeri, P^a : Friedman testinin P değeri, P^b : Wilcoxon testinin P değeri, a: Egzersiz öncesi(baseline), b: Egzersiz sırası, c: Egzersiz sonrası, LD: Latissimus dorsi kası, ES: Erektör spina kası

Kas Silindiri egzersizi öncesi, sırası ve sonrası arasındaki ölçümlerde üst latissimus dorsi ve erektör spina kasının konveks ve konkav tarafında, distal latissimus dorsi kasının konveks tarafında kas gevşeme süresi (relax (R)) açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmıştır ($p<0,005$). Trapez kasında istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmamıştır ($p>0,005$) (Tablo 4.26).

Kas Silindiri egzersizinde kas gevşeme süresi (relax (R)) açısından üst latissimus dorsi kasının konveks tarafı ve konkav tarafında egzersiz öncesi ve sonrası arasında ve distal latissimus dorsi kasının konveks tarafının egzersiz sırası ve sonrası arasında istatistiksel olarak anlamlı bir artma, erektör spina kasının konveks ve konkav tarafının egzersiz öncesi ve sonrası arasında istatistiksel olarak anlamlı azalma, yine erektör spina kasının konveks ve konkav tarafının egzersiz sırası ve sonrası arasında istatistiksel olarak anlamlı bir artma görülmüştür. ($p<0,005$). Diğer kas gruplarında istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmamıştır ($p>0,005$) (Tablo 4.26).

Tablo 4.26. Kas Silindiri egzersiz öncesi, sırası ve sonrasındaki kasların konveks ve konkav tarafının gevşeme süresi (relax (R)) karşılaştırılması

Kaslar RELAX	Baseline (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	Egzersiz sırasında (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	Egzersiz Sonrası (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	χ^2	p^a	p^b a-b a-c b-c
Trapez Konveks	16,40 $\pm$ 3,12 (9,37-22,40)	16,35 $\pm$ 3,14 (11,50-23,90)	17,99 $\pm$ 4,11 (11,53-26,03)	2,759	0.252	0,904 0,167 0,135
Trapez Konkav	17,44 $\pm$ 3,86 (12,23-27,43)	17,20 $\pm$ 3,03 (11,17-23,17)	18,63 $\pm$ 4,11 (12,70-28,03)	2,100	0.350	0,852 0,218 0,191
Üst LD konveks	18,75 $\pm$ 4,34 (12,40-26,97)	21,02 $\pm$ 5,94 (8,00-30,67)	19,29 $\pm$ 4,04 (13,13-28,20)	6,253	0.044	0,013 0,658 0,050
Üst LD konkav	19,82 $\pm$ 5,13 (11,57-32,77)	21,66 $\pm$ 3,91 (15,97-28,70)	19,89 $\pm$ 4,50 (10,73-27,97)	6,557	0.038	0,023 0,920 0,052
Distal LD konveks	21,96 $\pm$ 3,53 (14,30-30,00)	20,84 $\pm$ 4,21 (13,70-28,23)	22,90 $\pm$ 3,93 (14,07-31,70)	8,684	0.013	0,100 0,059 0,048
Distal LD konkav	21,79 $\pm$ 4,31 (9,83-28,90)	22,90 $\pm$ 3,41 (18,13-30,63)	22,19 $\pm$ 3,95 (10,83-28,57)	0,937	0.626	0,279 0,643 0,502
ES konveks	22,41 $\pm$ 4,02 (15,70-29,70)	19,60 $\pm$ 4,19 (11,20-28,27)	21,95 $\pm$ 3,24 (17,13-29,00)	12.718	0.002	0,005 0,267 0,014
ES konkav	21,58 $\pm$ 3,95 (14,33-28,90)	19,48 $\pm$ 2,97 (12,63-24,70)	21,64 $\pm$ 3,44 (14,70-27,60)	7,795	0.020	0,014 0,982 0,002

SS: Standart sapma, χ^2 : Friedman testi χ^2 değeri, P^a : Friedman testinin P değeri, P^b : Wilcoxon testinin P değeri, a: Egzersiz öncesi(baseline), b: Egzersiz sırası, c: Egzersiz sonrası, LD: Latissimus dorsi kası, ES: Erektör spina kası

Kas Silindiri egzersiz öncesi, sırası ve sonrasındaki trapez, distal latissimus dorsi, üst latissimus dorsi, erektör spina kasının konveks / konkav taraf oranlarının tonus değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmamıştır ($p>0,005$) (Tablo 4.27).

Tablo 4.27. Kas Silindiri Egzersiz öncesi, sırası ve sonrasındaki kasların konveks / konkav taraf oranlarının tonus değerlerinin karşılaştırılması

Kaslar tonus	Baseline (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	Egzersiz sırasında (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	Egzersiz Sonrası (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	χ^2	p^a	p^b a-b a-c b-c
Trapez	1,03 $\pm$ 0,12 (0,86-1,41)	1,09 $\pm$ 0,13 (0,80-1,33)	1,00 $\pm$ 0,08 (0,86-1,17)	1,5949	0,450	0,521 0,967 0,621
Üst LD	1,02 $\pm$ 0,12 (0,80-1,25)	0,91 $\pm$ 0,12 (0,71-1,15)	1,02 $\pm$ 0,09 (0,85-1,25)	0,075	0,962	0,701 0,629 0,812
Distal LD	0,98 $\pm$ 0,09 (0,81-1,17)	0,95 $\pm$ 0,12 (0,83-1,35)	1,00 $\pm$ 0,07 (0,81-1,16)	2,810	0,245	0,097 0,295 0,164
ES	0,98 $\pm$ 0,05 (0,82-1,08)	0,99 $\pm$ 0,08 (0,84-1,17)	0,99 $\pm$ 0,11 (0,56-1,17)	5,544	0,062	0,647 0,116 0,245

SS: Standart sapma, χ^2 : Friedman testi χ^2 değeri, P^a : Friedman testinin P değeri, P^b : Wilcoxon testinin P değeri, a: Egzersiz öncesi(baseline), b: Egzersiz sırası, c: Egzersiz sonrası, LD: Latissimus dorsi kası, ES: Erektör spina kası.

Kas Silindiri egzersiz öncesi, sırası ve sonrasındaki trapez, distal latissimus dorsi, üst latissimus dorsi, erektör spina kasının konveks / konkav taraf oranlarının sertlik değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmamıştır ($p>0,005$) (Tablo 4.28).

Tablo 4.28. Kas Silindiri Egzersiz öncesi, sırası ve sonrasındaki kasların konveks / konkav taraf oranlarının sertlik değerlerinin karşılaştırılması

Kaslar stifness	Baseline (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	Egzersiz sırasında (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	Egzersiz Sonrası (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	χ^2	p^a	p^b a-b a-c b-c
Trapez	1,12 $\pm$ 0,36 (0,83-2,49)	1,22 $\pm$ 0,37 (0,65-2,21)	1,06 $\pm$ 0,16 (0,83-1,40)	1,240	0,537	0,409 1 0,409
Üst LD	1,15 $\pm$ 0,44 (0,45-1,83)	0,89 $\pm$ 0,40 (0,65-2,21)	2,07 $\pm$ 4,73 (0,70-2,17)	0,4	0,818	0,985 0,647 0,674
Distal LD	0,98 $\pm$ 0,24 (0,57-1,44)	0,99 $\pm$ 0,32 (0,57-1,68)	0,97 $\pm$ 0,18 (0,62-1,37)	3,9	0,142	0,176 0,812 0,053
ES	0,96 $\pm$ 0,11 (0,76-1,18)	0,95 $\pm$ 0,25 (0,55-1,52)	1,37 $\pm$ 1,81 (0,56-1,30)	2,1	0,349	0,216 0,348 0,245

SS: Standart sapma, χ^2 : Friedman testi χ^2 değeri, P^a : Friedman testinin P değeri, P^b : Wilcoxon testinin P değeri, a: Egzersiz öncesi(baseline), b: Egzersiz sırası, c: Egzersiz sonrası, LD: Latissimus dorsi kası, ES: Erektör spina kası

Kas silindiri egzersizi öncesi, sırası ve sonrası arasındaki ölçümlerde asimetrik distal latissimus dorsi kası gevşeme zamanı ile deformasyon oranı (Creep (C)) açısından anlamlı bir farka rastlanmıştır ($p<0,005$). Trapez, üst latissimus dorsi ve erektör spina kaslarında anlamlı bir farka rastlanmamıştır ($p>0,005$) (Tablo 4.29).

Kas silindiri egzersizinde gevşeme zamanı ile deformasyon oranı (Creep (C)) açısından distal latissimus dorsi kasının egzersiz öncesine göre egzersiz sırasında istatistiksel olarak anlamlı bir azalma, ayrıca egzersiz sırası ve sonrası arasında istatistiksel olarak anlamlı bir artış görülmüştür ($p<0,005$). Diğer kas gruplarında anlamlı bir farka rastlanmamıştır ($p>0,005$) (Tablo 4.29).

Tablo 4.29. Kas Silindiri Egzersiz öncesi, sırası ve sonrasında kasların asimetrik Gevşeme zamanı ile deformasyon oranı (Creep (C)) karşılaştırılması

Kaslar Creep (C)	Baseline (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	Egzersiz sırasında (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	Egzersiz Sonrası (Ortalama $\pm$ S) (min-max)	χ^2	p^a	p^b a-b a-c b-c
Trapez	0,98 $\pm$ 0,18 (0,76-1,41)	1,03 $\pm$ 0,16 (0,72-1,49)	1,04 $\pm$ 0,14 (0,84-1,34)	0,784	0,675	0,701 0,354 0,123
Üst LD	1,05 $\pm$ 0,23 (0,78-1,45)	0,95 $\pm$ 0,13 (0,75-1,38)	0,99 $\pm$ 0,13 (0,78-1,38)	1,696	0,428	0,498 0,687 0,956
Distal LD	1,04 $\pm$ 0,14 (0,81-1,28)	1,01 $\pm$ 0,13 (0,80-1,24)	1,05 $\pm$ 0,19 (0,58-1,62)	9,291	0,009	0,000 0,872 0,003
ES	0,96 $\pm$ 0,17 (0,63-1,52)	0,96 $\pm$ 0,16 (0,68-1,52)	0,97 $\pm$ 0,16 (0,68-1,35)	0,936	0,626	0,245 0,147 0,898

SS: Standart sapma, χ^2 : Friedman testi χ^2 değeri, P^a : Friedman testinin P değeri, P^b : Wilcoxon testinin P değeri, a: Egzersiz öncesi(baseline), b: Egzersiz sırası, c: Egzersiz sonrası, LD: Latissimus dorsi kası, ES: Erektör spina kası

Door Handle egzersizi öncesi, sırası ve sonrası arasındaki ölçümlerde trapez kasının konveks / konkav taraf oranlarının decr- elastisite açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmıştır ($p<0,005$). Üst latissimus dorsi, distal latissimus dorsi ve erektör spina kaslarının konveks / konkav taraf oranlarının decr- elastisite değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmamıştır ($p>0,005$) (Tablo 4.30).

Kas silindiri egzersizinde trapez kasının konveks / konkav taraf oranlarının decr- elastisite açısından egzersiz sırasına göre egzersiz sonrasında istatistiksel olarak anlamlı bir azalma görülmüştür ($p<0,005$). Üst latissimus dorsi, distal latissimus dorsi ve erektör spina kaslarının konveks / konkav taraf oranlarının decr- elastisite değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmamıştır ($p>0,005$) (Tablo 4.30).

Tablo 4.30. Kas silindiri egzersiz öncesi, sırası ve sonrasındaki kasların konveks / konkav taraf oranlarının decr- elastisite değerlerinin karşılaştırılması

Kaslar decr- elastisi te	Baseline (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	Egzersiz sırasında (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	Egzersiz Sonrası (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	χ^2	p^a	p^b a-b a-c b-c
Trapez	0,98 $\pm$ 0,13 (0,80-1,369)	1,01 $\pm$ 0,18 (0,62-1,43)	0,99 $\pm$ 0,18 (0,62-1,43)	7,063	0,029	0,123 0,840 0,026
Üst LD	1,00 $\pm$ 0,18 (0,68-1,52)	0,96 $\pm$ 0,16 (0,68-1,52)	0,97 $\pm$ 0,16 (0,68-1,35)	5,797	0,055	0,294 0,717 0,069
Distal LD	0,93 $\pm$ 0,18 (0,57-1,40)	0,96 $\pm$ 0,16 (0,74-1,40)	0,96 $\pm$ 0,15 (0,74-1,25)	0,784	0,675	0,784 0,600 0,36
ES	0,96 $\pm$ 0,17 (0,63-1,52)	0,96 $\pm$ 0,21 (0,68-1,52)	0,97 $\pm$ 0,16 (0,68-1,35)	5,7	0,057	0,113 0,277 0,123

SS: Standart sapma, χ^2 : Friedman testi χ^2 değeri, P^a : Friedman testinin P değeri, P^b : Wilcoxon testinin P değeri, a: Egzersiz öncesi(baseline), b: Egzersiz sırası, c: Egzersiz sonrası, LD: Latissimus dorsi kası, ES: Erektör spina kası

Kas silindiri egzersizi öncesi, sırası ve sonrası arasındaki ölçümlerde asimetrik distal latissimus dorsi kası gevşeme süresi (relax (R)) açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmıştır ($p<0,005$). Diğer kas gruplarında anlamlı bir farka rastlanmamıştır ($p>0,005$) (Tablo 4.31).

Kas silindiri egzersizinde gevşeme süresi (relax (R)) açısından distal latissimus dorsi kasının egzersiz sırasına göre egzersiz sonrasında istatistiksel olarak anlamlı bir azalma, egzersiz öncesine göre sırasında istatistiksel olarak anlamlı bir artma görülmüştür ($p<0,005$). Diğer kas gruplarında anlamlı bir farka rastlanmamıştır ($p>0,005$) (Tablo 4.31).

Tablo 4.31. Kas Silindiri egzersiz öncesi, sırası ve sonrasında kasların asimetrik gevşeme süresi (relax (R)) karşılaştırılması

Kaslar Relax	Baseline (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	Egzersiz sırasında (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	Egzersiz Sonrası (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	χ^2	p^a	p^b a-b a-c b-c
Trapez	1,07 $\pm$ 0,15 (0,84-1,51)	1,02 $\pm$ 0,15 (0,75-1,35)	1,07 $\pm$ 0,16 (0,81-1,46)	0,900	0,637	0,728 0,869 0,927
Üst LD	1,04 $\pm$ 0,18 (0,75-1,51)	0,97 $\pm$ 0,16 (0,62-1,35)	1,03 $\pm$ 0,17 (0,73-1,46)	0,936	0,626	0,621 0,658 0,956
Distal LD	1,03 $\pm$ 0,13 (0,78-1,43)	1,06 $\pm$ 0,11 (0,81-1,60)	1,03 $\pm$ 0,11 (0,81-1,60)	7,822	0,020	0,012 0,546 0,001
ES	0,96 $\pm$ 0,17 (0,63-1,51)	0,96 $\pm$ 0,16 (0,68-1,35)	0,99 $\pm$ 0,16 (0,73-1,46)	3,215	0,200	0,216 0,070 0,756

SS: Standart sapma, χ^2 : Friedman testi χ^2 değeri, P^a : Friedman testinin P değeri, P^b : Wilcoxon testinin P değeri, a: Egzersiz öncesi(baseline), b: Egzersiz sırası, c: Egzersiz sonrası, LD: Latissimus dorsi kası, ES: Erektör spina kası

Frog On The Pond egzersizi öncesi, sırası ve sonrası arasındaki ölçümlerde trapez ve erektör spina kasının konveks ve konkav tarafında, üst latissimus dorsi kasının konveks tarafında kas tonusu açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmıştır ($p<0,005$). Distal latissimus dorsi kasının konveks ve konkav tarafında istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmamıştır ($p>0,005$) (Tablo 4.32).

Frog On The Pond egzersizinde kas tonusunda trapez kasının hem konveks hem konkav, latissimus dorsi kasının konveks tarafında egzersiz öncesi ve sırası arasında istatistiksel olarak anlamlı azalma, erektör spina kasının hem konveks hem konkav tarafında egzersiz öncesi ve sırası arasında, erektör spina kasının konveks tarafında egzersiz öncesi ve sonrası arasında istatistiksel olarak anlamlı bir artma, erektör spina kasının konveks tarafında egzersiz sırası ve sonrası arasında istatistiksel olarak anlamlı bir azalma görülmüştür. ($p<0,005$). Diğer kas gruplarında istatistiksel olarak bir farka rastlanmamıştır ($p>0,005$) (Tablo 4.32).

Tablo 4.32. Frog On The Pond egzersiz öncesi, sırası ve sonrasındaki kasların konveks ve konkav tarafının tonusunun karşılaştırılması

Kaslar TONUS	Baseline (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	Egzersiz sırasında (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	Egzersiz Sonrası (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	χ^2	p^a	p^b a-b a-c b-c
Trapez Konveks	16,74 $\pm$ 2,36 (12,90-22,87)	15,58 $\pm$ 2,00 (12,93-19,80)	16,07 $\pm$ 2,52 (11,30-21,00)	5,026	0.081	0,079 0,486 0,444
Trapez Konkav	16,36 $\pm$ 2,48 (10,93-20,43)	14,31 $\pm$ 1,71 (12,17-19,33)	16,06 $\pm$ 2,52 (11,30-21,00)	6,70	0.035	0,011 0,455 0,019
Üst LD konveks	14,52 $\pm$ 2,21 (10,37-18,17)	12,63 $\pm$ 1,93 (9,70-18,47)	14,53 $\pm$ 2,17 (10,97-19,07)	20,076	0.000	0,001 0,747 0,000
Üst LD konkav	14,30 $\pm$ 2,38 (10,07-20,17)	13,81 $\pm$ 2,46 (10,93-19,27)	14,51 $\pm$ 2,67 (10,83-21,00)	1,103	0.576	0,167 0,658 0,091
Distal LD konveks	13,13 $\pm$ 1,51 (10,17-16,60)	12,88 $\pm$ 1,88 (10,20-17,07)	12,85 $\pm$ 1,35 (9,90-14,87)	1,117	0.572	0,411 0,297 0,985
Distal LD konkav	13,34 $\pm$ 2,19 (10,43-20,70)	123,01 $\pm$ 1,55 (10,83-16,77)	12,77 $\pm$ 1,31 (10,63-15,37)	2,051	0.359	0,502 0,116 0,391
ES konveks	13,10 $\pm$ 1,61 (10,77-16,57)	14,24 $\pm$ 2,43 (10,93-20,30)	13,45 $\pm$ 1,46 (10,97-15,83)	11,873	0.003	0,001 0,035 0,012
ES konkav	13,21 $\pm$ 1,59 (10,90-16,63)	14,60 $\pm$ 2,96 (11,20-22,70)	13,38 $\pm$ 1,50 (11,00-15,93)	10.101	0.006	0,002 0,519 0,023

SS: Standart sapma, χ^2 : Friedman testi χ^2 değeri, P^a : Friedman testinin P değeri, P^b : Wilcoxon testinin P değeri, a: Egzersiz öncesi(baseline), b: Egzersiz sırası, c: Egzersiz sonrası, LD: Latissimus dorsi kası, ES: Erektör spina kası

Frog On The Pond egzersizi öncesi, sırası ve sonrası arasındaki ölçümlerde üst latissimus dorsi kasının konveks tarafında ve erektör spina kasının hem konveks hem konkav tarafında kas sertliği açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmıştır ($p<0,005$). Trapez ve distal latissimus dorsi kasının hem konveks hem konkav tarafında istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmamıştır ($p>0,005$) (Tablo 4.33).

Frog On The Pond egzersizinde kas sertliğinde üst latissimus dorsi kasının konveks tarafında egzersiz öncesi ve sırası arasında istatistiksel olarak azalma, üst latissimus dorsi kasının konveks tarafında egzersiz sırası ve sonrasında istatistiksel olarak anlamlı bir artma görülmüştür. Erektör spina kasının hem konveks hem konkav tarafında egzersiz öncesi ve sırası arasında istatistiksel olarak anlamlı bir artma, egzersiz sırası ve sonrası arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir azalma görülmüştür ($p<0,005$). Trapez ve distal latissimus dorsi kasının hem konveks hem konkav tarafında istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmamıştır ($p>0,005$) (Tablo 4.33).

Tablo 4.33. Frog On The Pond egzersiz öncesi, sırası ve sonrasında kasların konveks ve konkav tarafının sertliğinin karşılaştırılması

Kaslar stiffness	Baseline (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	Egzersiz sırasında (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	Egzersiz Sonrası (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	χ^2	p^a	p^b a-b a-c b-c
Trapez Konveks	311,90 $\pm$ 91,66 (174,00-578,67)	271,40 $\pm$ 71,74 (198,67-475,00)	287,98 $\pm$ 82,77 (145,33-452,67)	4,127	0.127	0,086 0,314 0,322
Trapez Konkav	289,68 $\pm$ 82,98 (127,67-424,33)	232,45 $\pm$ 66,49 (154,00-415,33)	276,42 $\pm$ 83,22 (133,33-424,33)	4.633	0.099	0,023 0,260 0,057
Üst LD konveks	270,15 $\pm$ 117,45 (85,67-522,00)	203,66 $\pm$ 121,68 (107,67-608,67)	251,71 $\pm$ 92,20 (106,00-463,67)	9,291	0.010	0,010 0,794 0,030
Üst LD konkav	247,98 $\pm$ 95,80 (103,00-464,33)	244,20 $\pm$ 139,84 (117,00-628,00)	239,10 $\pm$ 116,37 (11,37-539,00)	1.300	0.522	0,575 0,441 0,970
Distal LD konveks	187,30 $\pm$ 48,15 (106,67-328,00)	195,41 $\pm$ 69,97 (105,00-360,67)	175,67 $\pm$ 66,28 (10,17-369,67)	1.900	0.387	0,709 0,156 0,296
Distal LD konkav	200,60 $\pm$ 92,61 (102,33-558,33)	204,11 $\pm$ 72,69 (123,00-382,33)	185,18 $\pm$ 103,90 (10,80-456,67)	2.700	0.259	0,808 0,218 0,145
ES konveks	196,06 $\pm$ 69,10 (107,33-304,33)	256,30 $\pm$ 122,57 (112,67-587,00)	192,65 $\pm$ 58,12 (119,50-313,67)	9.100	0.011	0,002 0,601 0,001
ES konkav	200,78 $\pm$ 71,85 (122,00-353,33)	283,43 $\pm$ 163,27 (125,67-675,67)	191,32 $\pm$ 73,29 (13,23-334,67)	7.900	0.0019	0,001 0,526 0,004

SS:Standart sapma, χ^2 : Friedman testi χ^2 değeri, p^a : Friedman testinin P değeri, p^b : Wilcoxon testinin P değeri, a: Egzersiz öncesi(baseline), b: Egzersiz sırası, c: Egzersiz sonrası, LD: Latissimus dorsi kası, ES: Erektör spina kası

Frog On The Pond egzersizi öncesi, sırası ve sonrası arasındaki ölçümlerde distal latissimus dorsi kasının konveks tarafında, erektör spina kasının hem konveks hem konkav tarafında kas gevşeme zamanı ve deformasyon oranı (creep) açısından istatistiksel olarak bir farka rastlanmıştır ($p<0,005$). Trapez ve üst latissimus dorsi kasının hem konveks hem konkav tarafında istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmamıştır ($p>0,005$) (Tablo 4.34).

Frog On The Pond egzersizinde kas gevşeme zamanı ve deformasyon oranı (creep) değerinde distal latissimus dorsi kasının konveks tarafı ve erektör spina kasının hem konveks hem konkav tarafında egzersiz öncesi ve sırası arasında istatistiksel olarak anlamlı artma, aynı kasların egzersiz sırası ve sonrasında istatistiksel olarak anlamlı bir azalma görülmüştür. ($p<0,005$). Trapez ve üst latissimus dorsi kasının hem konveks hem konkav tarafında istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmamıştır ($p>0,005$) (Tablo 4.34).

Tablo 4. 34. Frog On The Pond egzersiz öncesi, sırası ve sonrasında kasların konveks ve konkav tarafının Gevşeme zamanı ile deformasyon oranı (Creep (C)) karşılaştırılması

Kaslar Creep	Baseline (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	Egzersiz sırasında (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	Egzersiz Sonrası (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	χ^2	P ^a	P ^b a-b a-c b-c
Trapez Konveks	0,88 $\pm$ 0,13 (0,54-1,13)	0,97 $\pm$ 0,15 (0,66-1,26)	0,91 $\pm$ 0,09 (0,72-1,10)	1.594	0.450	0,723 0,191 0,411
Trapez Konkav	0,91 $\pm$ 0,13 (0,70-1,21)	1,12 $\pm$ 0,18 (0,71-1,45)	0,93 $\pm$ 0,11 (0,70-1,14)	3.975	0.137	0,089 0,334 0,263
Üst LD konveks	1,04 $\pm$ 0,23 (0,52-1,41)	1,08 $\pm$ 0,18 (0,73-1,53)	1,05 $\pm$ 0,21 (0,59-1,44)	1.241	0.538	0,191 0,469 0,351
Üst LD konkav	1,04 $\pm$ 0,20 (0,63-1,53)	1,02 $\pm$ 0,15 (0,71-1,27)	1,03 $\pm$ 0,19 (0,67-1,45)	1.241	0.538	0,191 0,872 0,079
Distal LD konveks	0,89 $\pm$ 0,11 (0,61-1,06)	1,07 $\pm$ 0,13 (0,91-1,55)	0,93 $\pm$ 0,11 (0,69-1,16)	6.077	0.048	0,015 0,191 0,008
Distal LD konkav	1,01 $\pm$ 0,18 (0,64-1,34)	1,08 $\pm$ 0,14 (0,82-1,42)	1,14 $\pm$ 0,16 (0,72-1,57)	1,848	0.397	0,263 0,456 0,161
ES konveks	0,79 $\pm$ 0,18 (0,48-1,31)	0,97 $\pm$ 0,16 (0,63-1,26)	0,80 $\pm$ 0,10 (0,63-0,98)	21.256	0.000	0,000 0,720 0,000
ES konkav	0,78 $\pm$ 0,19 (0,45-1,35)	0,89 $\pm$ 0,17 (0,51-1,24)	0,81 $\pm$ 0,12 (0,59-1,08)	28.329	0.000	0,000 0,305 0,000

SS:Standart sapma, χ^2 : Friedman testi χ^2 değeri, P^a: Friedman testinin P değeri, P^b: Wilcoxon testinin P değeri, a: Egzersiz öncesi(baseline), b: Egzersiz sırası, c: Egzersiz sonrası, LD: Latissimus dorsi kası, ES: Erektör spina kası

Frog On The Pond egzersizi öncesi, sırası ve sonrası arasındaki ölçümlerde Trapez, üst latissimus dorsi, distal latissimus dorsi ve rektör spina kaslarında istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmamıştır ($p>0,005$) (Tablo 4.35).

Tablo 4.35. Kas Silindiri egzersiz öncesi, sırası ve sonrasındaki kasların konveks ve konkav tarafının decr- elastisite değerlerinin karşılaştırılması

Kaslar decr	Baseline (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	Egzersiz sırasında (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	Egzersiz Sonrası (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	χ^2	p^a	p^b a-b a-c b-c
Trapez Konveks	0,97 $\pm$ 0,15 (0,61-1,24)	0,86 $\pm$ 0,11 (0,65-1,11)	1,04 $\pm$ 0,19 (0,72-1,44)	3.846	0.089	0,313 0,324 0,059
Trapez Konkav	1,01 $\pm$ 0,15 (0,76-1,33)	0,88 $\pm$ 0,15 (0,61-1,21)	1,05 $\pm$ 0,20 (0,78-1,68)	2.385	0.304	0,344 0,376 0,135
Üst LD konveks	1,03 $\pm$ 0,17 (0,81-1,37)	0,93 $\pm$ 0,22 (0,64-1,49)	1,06 $\pm$ 0,14 (0,81-1,36)	5.089	0.079	0,117 0,433 0,033
Üst LD konkav	1,08 $\pm$ 0,20 (0,74-1,52)	1,02 $\pm$ 0,23 (0,64-1,48)	1,08 $\pm$ 0,17 (0,69-1,32)	0,937	0.626	0,526 0,279 0,601
Distal LD konveks	1,15 $\pm$ 0,15 (0,83-1,48)	0,86 $\pm$ 0,17 (0,63-1,28)	1,19 $\pm$ 0,18 (0,85-1,56)	5,797	0.055	0,279 0,044 0,073
Distal LD konkav	1,13 $\pm$ 0,20 (0,65-1,54)	0,87 $\pm$ 0,20 (0,62-1,53)	1,14 $\pm$ 0,16 (0,72-1,57)	5.089	0.079	0,009 0,920 0,019
ES konveks	1,18 $\pm$ 0,16 (0,95-1,66)	0,81 $\pm$ 0,14 (0,57-1,11)	1,16 $\pm$ 0,12 (0,98-1,41)	0,228	0.892	0,794 0,376 0,926
ES konkav	1,13 $\pm$ 0,17 (0,86-1,50)	0,79 $\pm$ 0,13 (0,60-1,07)	1,14 $\pm$ 0,14 (0,86-1,51)	4.923	0.085	0,156 0,089 0,709

SS:Standart sapma, χ^2 : Friedman testi χ^2 değeri, P^a : Friedman testinin P değeri, P^b : Wilcoxon testinin P değeri, a: Egzersiz öncesi(baseline), b: Egzersiz sırası, c: Egzersiz sonrası, LD: Latissimus dorsi kası, ES: Erektör spina kası

Frog On The Pond egzersizi öncesi, sırası ve sonrası arasındaki ölçümlerde üst latissimus dorsi ve distal latissimus dorsi kasının konveks tarafında, erektör spina kasının hem konveks hem konkav tarafında kas gevşeme süresi (relax (R)) açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmıştır ($p<0,005$). Trapez kasında istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmamıştır ($p>0,005$) (Tablo4. 36).

Frog On The Pond egzersizinde kas gevşeme süresi (R) - relax açısından üst latissimus dorsi kasının konveks tarafında egzersiz öncesi ve sırası arasında istatistiksel olarak anlamlı bir azalma, egzersiz sırası ve sonrası arasında istatistiksel olarak anlamlı bir artma, erektör spina kasının konveks ve konkav tarafının egzersiz öncesi ve sırası arasında istatistiksel olarak anlamlı azalma, yine erektör spina kasının konveks ve konkav tarafının egzersiz sırası ve sonrası arasında istatistiksel olarak anlamlı bir artma görülmüştür ($p<0,005$). Trapez kasında istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmamıştır ($p>0,005$) (Tablo 4.36).

Tablo 4.36. Frog On The Pond egzersiz öncesi, sırası ve sonrasındaki kasların konveks ve konkav tarafının gevşeme süresi (relax (R)) karşılaştırılması

Kaslar RELAX	Baseline (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	Egzersiz sırasında (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	Egzersiz Sonrası (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	χ^2	p^a	p^b a-b a-c b-c
Trapez Konveks	16,40 $\pm$ 3,12 (9,37-22,40)	17,08 $\pm$ 3,00 (10,53-21,80)	17,99 $\pm$ 4,11 (11,53-26,03)	1.900	0.387	0,455 0,167 0,654
Trapez Konkav	17,44 $\pm$ 3,86 (12,23-27,43)	19,93 $\pm$ 3,16 (11,70-23,57)	18,63 $\pm$ 4,11 (12,70-28,03)	5.700	0.058	0,046 0,218 0,204
Üst LD konveks	18,75 $\pm$ 4,34 (12,40-26,97)	21,53 $\pm$ 5,11 (10,80-31,10)	19,29 $\pm$ 4,04 (13,13-28,20)	7.620	0.022	0,005 0,658 0,023
Üst LD konkav	19,82 $\pm$ 5,13 (11,57-32,77)	19,56 $\pm$ 4,54 (10,50-26,00)	19,89 $\pm$ 4,50 (10,73-27,97)	0.481	0.786	0,896 0,920 0,823
Distal LD konveks	21,96 $\pm$ 3,53 (14,30-30,00)	21,12 $\pm$ 4,19 (16,00-32,00)	22,90 $\pm$ 3,93 (14,07-31,70)	8.684	0.013	0,247 0,059 0,052
Distal LD konkav	21,79 $\pm$ 4,31 (9,83-28,90)	20,58 $\pm$ 3,69 (12,47-25,43)	22,19 $\pm$ 3,95 (10,83-28,57)	2.962	0.227	0,179 0,643 0,086
ES konveks	22,41 $\pm$ 4,02 (15,70-29,70)	18,34 $\pm$ 4,39 (9,63-27,43)	21,95 $\pm$ 3,24 (17,13-29,00)	26.564	0.000	0,000 0,267 0,000
ES konkav	21,58 $\pm$ 3,95 (14,33-28,90)	17,16 $\pm$ 4,76 (7,83-26,13)	21,64 $\pm$ 3,44 (14,70-27,60)	24.923	0.000	0,000 0,983 0,000

SS:Standart sapma, χ^2 : Friedman testi χ^2 değeri, P^a : Friedman testinin P değeri, P^b : Wilcoxon testinin P değeri, a: Egzersiz öncesi(baseline), b: Egzersiz sırası, c: Egzersiz sonrası, LD: Latissimus dorsi kası, ES: Erektör spina kası

Frog On The Pond egzersizi öncesi, sırası ve sonrası arasındaki ölçümlerde trapez kasının konveks / konkav taraf oranlarının tonus değerlerinde egzersiz sırasına göre egzersiz sonrasında anlamlı bir azalma, Üst latissimus dorsi kasının egzersiz öncesi ve sırası arasında anlamlı azalma, üst latissimus dorsi kasının egzersiz sırası ve sonrasında anlamlı bir artma görülmüştür. ($p<0,005$). Distal latissimus dorsi ve erektör spina kaslarında istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmamıştır ($p>0,005$) (Tablo 4.37).

Frog On The Pond egzersizi öncesi, sırası ve sonrası arasındaki ölçümlerde üst latissimus dorsi ve trapez kasının konveks / konkav taraf oranlarının tonus değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmıştır ($p<0,005$). Distal latissimus dorsi ve erektör spina kaslarında istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmamıştır ($p>0,005$) (Tablo 4.37).

Tablo 4.37. Frog On The Pond egzersiz öncesi, sırası ve sonrasında kasların konveks / konkav taraf oranlarının tonus değerlerinin karşılaştırılması

Kaslar tonus	Baseline (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	Egzersiz sırasında (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	Egzersiz Sonrası (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	χ^2	p^a	p^b a-b a-c b-c
Trapez	1,03 $\pm$ 0,12 (0,86-1,41)	1,09 $\pm$ 0,13 (0,80-1,33)	1,00 $\pm$ 0,08 (0,86-1,17)	9,594	0,008	0,069 0,967 0,013
Üst LD	1,02 $\pm$ 0,12 (0,80-1,25)	0,91 $\pm$ 0,12 (0,71-1,15)	1,01 $\pm$ 0,09 (0,85-1,25)	7,620	0,022	0,004 0,629 0,003
Distal LD	0,98 $\pm$ 0,09 (0,81-1,17)	0,95 $\pm$ 0,12 (0,83-1,35)	1,00 $\pm$ 0,07 (0,81-1,16)	0,987	0,610	0,701 0,295 0,409
ES	0,98 $\pm$ 0,05 (0,82-1,08)	0,99 $\pm$ 0,08 (0,84-1,17)	0,99 $\pm$ 0,11 (0,56-1,17)	3,721	0,155	0,956 0,116 0,388

SS: Standart sapma, χ^2 : Friedman testi χ^2 değeri, P^a : Friedman testinin P değeri, z: Wilcoxon testi z değeri, P^b : Wilcoxon testinin P değeri, a: Egzersiz öncesi(baseline), b: Egzersiz sırası, c: Egzersiz sonrası, LD: Latissimus dorsi kası, ES: Erektör spina kası

Frog On The Pond egzersizi öncesi, sırası ve sonrası arasındaki ölçümlerde üst latissimus dorsi kasının konveks / konkav taraf oranlarının gevşeme zamanı ile deformasyon oranı (Creep (C)) değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmıştır ($p<0,005$). Trapez, distal latissimus dorsi ve erektör spina kaslarında istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmamıştır ($p>0,005$) (Tablo 4.38).

Frog On The Pond egzersizinde üst latissimus dorsi kasının konveks / konkav taraf oranlarının gevşeme zamanı ile deformasyon oranı (Creep (C)) değerleri açısından egzersiz öncesi ve sırası arasında istatistiksel olarak anlamlı artma, üst latissimus dorsi kasının egzersiz sırası ve sonrasında istatistiksel olarak anlamlı bir azalma görülmüştür. ($p<0,005$). Trapez, distal latissimus dorsi ve erektör spina kaslarında istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmamıştır ($p>0,005$) (Tablo 4.38).

Tablo 4.38. Frog On The Pond egzersiz öncesi, sırası ve sonrasında kasların konveks / konkav taraf oranlarının gevşeme zamanı ile deformasyon oranı (Creep (C)) değerlerinin karşılaştırılması

Kaslar Creep(C)	Baseline (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	Egzersiz sırasında (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	Egzersiz Sonrası (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	χ^2	p^a	p^b a-b a-c b-c
Trapez	0,97 $\pm$ 0,13 (0,76-1,19)	0,90 $\pm$ 0,24 (0,55-1,47)	0,99 $\pm$ 0,09 (0,85-1,14)	4,886	0,086	0,277 0,354 0,089
Üst LD	0,96 $\pm$ 0,14 (0,61-1,23)	1,07 $\pm$ 0,17 (0,63-1,36)	0,98 $\pm$ 0,09 (0,79-1,14)	6,556	0,037	0,044 0,687 0,026
Distal LD	1,04 $\pm$ 0,14 (0,81-1,28)	1,01 $\pm$ 0,13 (0,80-1,24)	1,05 $\pm$ 0,19 (0,58-1,62)	1,848	0,396	0,277 0,872 0,452
ES	1,06 $\pm$ 0,07 (0,90-1,21)	1,11 $\pm$ 0,18 (0,77-1,58)	1,01 $\pm$ 0,09 (0,75-1,19)	1,088	0,580	0,311 0,147 0,113

SS: Standart sapma, χ^2 : Friedman testi χ^2 değeri, P^a : Friedman testinin P değeri, z: Wilcoxon testi z değeri, P^b : Wilcoxon testinin P değeri, a: Egzersiz öncesi(baseline), b: Egzersiz sırası, c: Egzersiz sonrası, LD: Latissimus dorsi kası, ES: Erektör spina kası

Frog On The Pond egzersizi öncesi, sırası ve sonrası arasındaki ölçümlerde üst latissimus dorsi kasının konveks / konkav taraf oranlarının sertliği açısından anlamlı bir farka rastlanmıştır ($p<0,005$). Trapez, distal latissimus dorsi ve erektör spina kaslarında istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmamıştır ($p>0,005$) (Tablo 4.39).

Frog On The Pond egzersizinde üst latissimus dorsi kasının konveks / konkav taraf oranlarının sertliği açısından egzersiz öncesi ve sırası arasında istatistiksel olarak anlamlı azalma görülmüştür. ($p<0,005$). Trapez, distal latissimus dorsi ve erektör spina kaslarında istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmamıştır ($p>0,005$) (Tablo 4.39).

Tablo 4.39. Frog On The Pond egzersiz öncesi, sırası ve sonrasındaki kasların kasların konveks / konkav taraf oranlarının sertliğinin karşılaştırılması

Kaslar stifness	Baseline (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	Egzersiz sırasında (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	Egzersiz Sonrası (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	χ^2	p^a	p^b a-b a-c b-c
Trapez	1,12 $\pm$ 0,36 (0,83-2,49)	1,22 $\pm$ 0,37 (0,65-2,21)	1,06 $\pm$ 0,16 (0,83-1,40)	3,822	0,147	0,409 1 0,069
Üst LD	1,15 $\pm$ 0,44 (0,45-1,83)	0,89 $\pm$ 0,40 (0,28-1,97)	2,07 $\pm$ 4,73 (0,70-2,17)	6,300	0,042	0,036 0,647 0,069
Distal LD	0,98 $\pm$ 0,24 (0,57-1,44)	0,99 $\pm$ 0,32 (0,57-1,68)	0,97 $\pm$ 0,18 (0,62-1,37)	0,300	0,860	0,812 0,812 1
ES	0,96 $\pm$ 0,11 (0,76-1,18)	0,95 $\pm$ 0,25 (0,55-1,52)	1,37 $\pm$ 1,81 (0,78-9,05)	2,500	0,286	0,498 0,348 0,570

SS: Standart sapma, χ^2 : Friedman testi χ^2 değeri, P^a : Friedman testinin P değeri, z: Wilcoxon testi z değeri, P^b : Wilcoxon testinin P değeri, a: Egzersiz öncesi(baseline), b: Egzersiz sırası, c: Egzersiz sonrası, LD: Latissimus dorsi kası, ES: Erektör spina kası

Frog On The Pond egzersizi öncesi, sırası ve sonrası arasındaki ölçümlerde üst latissimus dorsi, trapez, distal latissimus dorsi ve erektör spina kasının konveks / konkav taraf oranlarının decr- elastisite açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmamıştır ($p>0,005$) (Tablo 4.40).

Tablo 4.40. Frog On The Pond egzersiz öncesi, sırası ve sonrasında kasların konveks / konkav taraf oranlarının decr- elastisite değerlerinin karşılaştırılması

Kaslar decr- elastisite	Baseline (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	Egzersiz sırasında (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	Egzersiz Sonrası (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	x^2	p^a	p^b a-b a-c b-c
Trapez	0,98 $\pm$ 0,13 (0,80-1,39)	1,01 $\pm$ 0,18 (0,62-1,43)	0,99 $\pm$ 0,12 (0,84-1,32)	0,93	0,62	0,621 0,840 0,728
Üst LD	1,04 $\pm$ 0,26 (0,68-1,52)	0,94 $\pm$ 0,30 (0,54-1,68)	1,03 $\pm$ 0,16 (0,83-1,39)	3,26	0,19	0,294 0,717 0,245
Distal LD	0,92 $\pm$ 0,22 (0,63-1,76)	1,01 $\pm$ 0,28 (0,55-1,60)	0,87 $\pm$ 0,25 (0,04-1,09)	2,45	0,29	0,105 0,600 0,189
ES	1,02 $\pm$ 0,16 (0,69-1,30)	1,03 $\pm$ 0,21 (0,75-1,52)	1,00 $\pm$ 0,15 (0,74-1,31)	0,90	0,63	0,985 0,277 0,985

SS: Standart sapma, x^2 : Friedman testi x^2 değeri, P^a : Friedman testinin P değeri, z: Wilcoxon testi z değeri, P^b : Wilcoxon testinin P değeri, a: Egzersiz öncesi(baseline), b: Egzersiz sırası, c: Egzersiz sonrası, LD: Latissimus dorsi kası, ES: Erektör spina kası

Frog On The Pond egzersizi öncesi, sırası ve sonrası arasındaki ölçümlerde trapez kasının konveks / konkav taraf oranlarının gevşeme süresi (relax (R)) açısından anlamlı bir farka rastlanmıştır ($p<0,005$). Üst latissimus dorsi, distal latissimus dorsi ve erektör spina kaslarında istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmamıştır ($p>0,005$) (Tablo 4.41).

Tablo 4.41. Frog On The Pond egzersiz öncesi, sırası ve sonrasında kasların konveks / konkav taraf oranlarının gevşeme süresi (relax (R)) değerlerinin karşılaştırılması

Kaslar Relax	Baseline (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	Egzersiz sırasında (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	Egzersiz Sonrası (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	χ^2	p^a	p^b a-b a-c b-c
Trapez	0,95 $\pm$ 0,14 (0,62-1,20)	0,89 $\pm$ 0,25 (0,50-1,52)	0,96 $\pm$ 0,09 (0,78-1,16)	6,1	0,047	0,142 0,869 0,069
Üst LD	0,96 $\pm$ 0,18 (0,68-1,34)	1,13 $\pm$ 0,31 (0,59-1,70)	0,98 $\pm$ 0,11 (0,77-1,14)	4,126	0,127	0,012 0,658 0,021
Distal LD	1,03 $\pm$ 0,13 (0,78-1,43)	1,06 $\pm$ 0,11 (0,81-1,60)	1,03 $\pm$ 0,12 (0,65-1,35)	0,177	0,915	0,498 0,546 0,545
ES	1,05 $\pm$ 0,07 (0,91-1,23)	1,10 $\pm$ 0,17 (0,74-1,71)	1,02 $\pm$ 0,08 (0,87-1,20)	4,278	0,117	0,311 0,070 0,132

SS: Standart sapma, χ^2 : Friedman testi χ^2 değeri, P^a : Friedman testinin P değeri, z: Wilcoxon testi z değeri, P^b : Wilcoxon testinin P değeri, a: Egzersiz öncesi(baseline), b: Egzersiz sırası, c: Egzersiz sonrası, LD: Latissimus dorsi kası, ES: Erektör spina kası.

Gevşek oturma ve düzeltilmiş pozisyonda oturma sırasında kasların konveks ve konkav tarafının tonusunun arasındaki ölçümlerde trapez kasının konveks ve konkav tarafında, üst latissimus dorsi ve distal latissimus dorsi kasının konkav tarafında, erektör spina kasının konveks tarafında kas tonusu açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmıştır ($p<0,005$). Üst latissimus dorsi ve distal latissimus dorsi kaslarının konveks tarafında, erektör spina kasının konkav tarafında, trapez kasının konveks/konkav, üst latissimus dorsi konveks/konkav ve distal latissimus dorsi konveks/konkav, erektör spina konveks/konkav değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmamıştır ($p>0,005$) (Tablo 4.42).

Tablo 4.42. Gevşek oturma ve düzeltilmiş pozisyonda oturma sırasında kasların konveks ve konkav tarafının tonusunun karşılaştırılması

Kaslar TONUS	Gevşek Pozisyon (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	Düzeltilmiş Pozisyon (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	z	p
Trapez Konveks	16,53 $\pm$ 2,35 (11,83-20,37)	14,60 $\pm$ 1,84 (11,90-19,67)	-3,179	0,001
Trapez Konkav	17,00 $\pm$ 2,40 (13,00-22,87)	14,17 $\pm$ 1,21 (12,27-16,40)	-3,461	0,001
Trapez Konveks/Konkav	0,97 $\pm$ 0,10 (0,75-1,15)	1,03 $\pm$ 0,11 (0,85-1,30)	-1,127	0,260
Üst LD konveks	13,27 $\pm$ 2,08 (10,69-18,27)	13,64 $\pm$ 2,27 (10,43-18,87)	-0,747	0,455
Üst LD konkav	12,98 $\pm$ 1,39 (10,77-16,43)	13,78 $\pm$ 1,99 (10,60-17,50)	-2,035	0,042
Üst LD Konveks/Konkav	1,02 $\pm$ 1,16 (0,83-1,57)	0,98 $\pm$ 0,09 (0,80-1,17)	-0,635	0,526
Distal LD konveks	11,58 $\pm$ 1,27 (9,77-14,83)	12,25 $\pm$ 2,15 (9,73-17,83)	-1,755	0,079
Distal LD konkav	11,70 $\pm$ 1,61 (9,13-15,97)	12,89 $\pm$ 1,97 (9,87-17,37)	-2,856	0,004
Distal LD Konveks/Konkav	0,98 $\pm$ 0,08 (0,81-1,17)	0,97 $\pm$ 0,16 (0,72-1,42)	-0,971	0,322
ES konveks	14,15 $\pm$ 2,23 (11,63-18,43)	15,61 $\pm$ 3,27 (11,57-23,90)	-3,260	0,001
ES konkav	14,52 $\pm$ 2,41 (11,73-20,17)	15,38 $\pm$ 3,05 (11,40-24,23)	-1,830	0,067
ES Konveks/Konkav	0,98 $\pm$ 0,07 (0,89-1,23)	1,01 $\pm$ 0,10 (0,86-1,26)	-1,307	0,191

SS: Standart sapma, z: Wilcoxon testi z değeri, LD: Latissimus dorsi kası, ES: Erektör spina kası

Gevşek oturma ve düzeltilmiş pozisyonda oturma sırasında kasların konveks ve konkav tarafının tonusunun arasındaki ölçümlerde trapez kasının konveks ve konkav tarafında, distal latissimus dorsi kasının konkav tarafında kas sertliği açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmıştır ($p<0,005$). Üst latissimus dorsi ve erektör spina kasının hem konveks hem konkav tarafında, distal latissimus dorsi kasının konveks tarafında, trapez, üst latissimus dorsi, distal latissimus dorsi ve erektör spina kaslarının konveks/konkav değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmamıştır ($p>0,005$) (Tablo 4.43).

Tablo 4.43. Gevşek oturma ve düzeltilmiş pozisyonda oturma sırasında kasların konveks ve konkav tarafının sertliğinin karşılaştırılması

Kaslar Stifness	Gevşek Pozisyon (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	Düzeltilmiş Pozisyon (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	z	p
Trapez Konveks	294,88 $\pm$ 76,10 (145,33-439,00)	241,21 $\pm$ 65,57 (152,00-445,67)	-2,864	0,004
Trapez Konkav	304,72 $\pm$ 85,21 (187,00-524,67)	218,50 $\pm$ 40,22 (157,67-320,33)	-3,245	0,001
Trapez Konveks/Konkav	0,98 $\pm$ 0,19 (0,53-1,32)	1,11 $\pm$ 0,26 (0,77-1,74)	-0,544	0,586
Üst LD konveks	200,11 $\pm$ 84,00 (110,67-459,67)	216,01 $\pm$ 86,80 (122,67-431,33)	-0,241	0,809
Üst LD konkav	199,87 $\pm$ 90,46 (119,33-521,33)	229,81 $\pm$ 91,16 (123,33-390,00)	-1,771	0,077
Üst LD Konveks/Konkav	1,07 $\pm$ 0,60 (0,55-3,26)	1,01 $\pm$ 0,48 (0,44-2,70)	-1,087	0,277
Distal LD konveks	143,19 $\pm$ 29,20 (104,67-204,00)	171,03 $\pm$ 63,05 (94,00-285,00)	-1,650	0,099
Distal LD konkav	142,82 $\pm$ 30,94 (97,67-205,67)	190,30 $\pm$ 60,52 (105,00-297,33)	-3,501	0,000
Distal LD Konveks/Konkav	1,00 $\pm$ 0,13 (0,79-1,21)	0,97 $\pm$ 0,37 (0,45-1,81)	-1,046	0,295
ES konveks	268,35 $\pm$ 134,96 (129,67-507,00)	316,21 $\pm$ 162,87 (135,33-677,67)	-1,831	0,067
ES konkav	281,40 $\pm$ 135,38 (138,33-600,67)	294,28 $\pm$ 153,47 (133,33-720,00)	-0,201	0,841
ES Konveks/Konkav	0,97 $\pm$ 0,25 (0,43-1,78)	1,08 $\pm$ 0,30 (0,77-1,86)	-1,529	0,126

SS: Standart sapma, z: Wilcoxon testi z değeri, LD: Latissimus dorsi kası, ES: Erektör spina kası

Gevşek oturma ve düzeltilmiş pozisyonda oturma sırasında kasların konveks ve konkav tarafının tonusunun arasındaki ölçümlerde trapez, distal latissimus dorsi ve erektör spina kaslarının konveks ve konkav tarafında, üst latissimus dorsi kasının konkav tarafında kas gevşeme zamanı ile deformasyon oranı (Creep (C)) açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmıştır ($p<0,005$). Üst latissimus dorsi kasının konveks tarafında, trapez, üst latissimus dorsi, distal latissimus dorsi ve erektör spina kaslarının konveks/konkav değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmamıştır ($p>0,005$) (Tablo 4.44).

Tablo 4.44. Gevşek oturma ve düzeltilmiş pozisyonda oturma sırasında kasların konveks ve konkav tarafının gevşeme zamanı ile deformasyon oranı (Creep (C)) karşılaştırılması

Kaslar Creep	Gevşek Pozisyon (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	Düzeltilmiş Pozisyon (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	z	p
Trapez Konveks	1,02 $\pm$ 0,15 (0,76-1,22)	1,14 $\pm$ 0,16 (0,74-1,47)	-3,114	0,002
Trapez Konkav	1,02 $\pm$ 0,12 (0,78-1,30)	0,94 $\pm$ 0,14 (0,64-1,19)	-2,875	0,004
Trapez Konveks/Konkav	1,11 $\pm$ 0,18 (0,82-1,48)	1,02 $\pm$ 0,18 (0,73-1,43)	-1,198	0,231
Üst LD konveks	14,52 $\pm$ 2,21 (10,37-18,17)	14,53 $\pm$ 2,17 (10,97-19,07)	-1,786	0,074
Üst LD konkav	1,01 $\pm$ 0,15 (0,79-1,38)	1,00 $\pm$ 0,11 (0,83-1,23)	-2,515	0,012
Üst LD Konveks/Konkav	1,10 $\pm$ 0,14 (0,83-1,42)	1,03 $\pm$ 0,11 (0,74-1,24)	-1,006	0,314
Distal LD konveks	1,28 $\pm$ 0,13 (1,05-1,49)	1,13 $\pm$ 0,19 (0,83-1,56)	-2,455	0,014
Distal LD konkav	1,28 $\pm$ 0,15 (1,08-1,55)	1,07 $\pm$ 0,13 (0,84-1,42)	-3,421	0,001
Distal LD Konveks/Konkav	0,99 $\pm$ 0,13 (0,79-1,20)	1,09 $\pm$ 0,24 (0,78-1,75)	-1,396	0,053
ES konveks	0,97 $\pm$ 0,17 (0,71-1,25)	0,89 $\pm$ 0,19 (0,51-1,28)	-2,396	0,017
ES konkav	0,96 $\pm$ 0,15 (0,61-1,15)	0,88 $\pm$ 0,16 (0,48-1,24)	-2,157	0,031
ES Konveks/Konkav	1,02 $\pm$ 0,12 (0,68-1,19)	1,02 $\pm$ 0,13 (0,62-1,23)	-0,282	0,778

SS: Standart sapma, z: Wilcoxon testi z değeri, LD: Latissimus dorsi kası, ES: Erektör spina kası

Gevşek oturma ve düzeltilmiş pozisyonda oturma sırasında kasların konveks ve konkav tarafının tonusunun arasındaki ölçümlerde üst latissimus dorsi, trapez, distal latissimus dorsi ve erektör spina kaslarının kas decr- elastisite açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmamıştır ($p>0,005$) (Tablo 4.45).

Tablo 4.45. Gevşek oturma ve düzeltilmiş pozisyonda oturma sırasında kasların konveks ve konkav tarafının decr- elastisite karşılaştırılması

Kaslar decr	Gevşek Pozisyon (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	Düzeltilmiş Pozisyon (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	z	p
Trapez Konveks	0,86 $\pm$ 0,11 (0,59-1,10)	0,82 $\pm$ 0,10 (0,63-1,01)	-1,349	0,117
Trapez Konkav	0,97 $\pm$ 0,14 (0,69-1,32)	0,91 $\pm$ 0,11 (0,75-1,11)	-1,546	0,122
Trapez Konveks/Konkav	0,91 $\pm$ 0,11 (0,73-1,24)	0,91 $\pm$ 0,11 (0,70-1,16)	-0,065	0,2948
Üst LD konveks	0,89 $\pm$ 0,26 (0,63-1,80)	0,91 $\pm$ 0,23 (0,70-1,73)	-0,805	0,421
Üst LD konkav	0,89 $\pm$ 0,21 (0,60-1,50)	0,92 $\pm$ 0,21 (0,64-1,45)	-0,453	0,643
Üst LD Konveks/Konkav	1,02 $\pm$ 0,36 (0,72-2,31)	1,01 $\pm$ 0,24 (0,54-1,36)	-0,322	0,748
Distal LD konveks	0,84 $\pm$ 0,12 (0,57-1,14)	0,84 $\pm$ 0,18 (0,65-1,52)	-0,0725	0,469
Distal LD konkav	0,89 $\pm$ 0,21 (0,68-1,63)	0,86 $\pm$ 0,10 (0,65-1,04)	-0,342	0,732
Distal LD Konveks/Konkav	0,97 $\pm$ 0,17 (0,58-1,19)	0,98 $\pm$ 0,19 (0,77-1,50)	-0,121	0,904
ES konveks	0,76 $\pm$ 0,15 (0,55-1,07)	0,81 $\pm$ 0,16 (0,52-1,13)	-0,885	0,376
ES konkav	0,76 $\pm$ 0,14 (0,56-1,05)	0,83 $\pm$ 0,21 (0,51-1,45)	-0,322	0,747
ES Konveks/Konkav	1,04 $\pm$ 0,28 (0,73-2,07)	1,06 $\pm$ 0,26 (0,47-1,77)	-0,644	0,520

SS: Standart sapma, z: Wilcoxon testinin z değeri, LD: Latissimus dorsi kası, ES: Erektör spina kası

Gevşek oturma ve düzeltilmiş pozisyonda oturma sırasında kasların konveks ve konkav tarafının tonusunun arasındaki ölçümlerde trapez kasının konveks ve konkav tarafında, distal latissimus dorsi ve üst latissimus dorsi kasının konkav tarafında, erektör spina kasının konveks tarafında ve distal latissimus dorsi konveks/konkav değerlerinde kas gevşeme süresi (relax (R)) açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmıştır ($p<0,005$). Diğer kas gruplarında istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmamıştır ($p>0,005$) (Tablo 4.46).

Tablo 4.46. Gevşek oturma ve düzeltilmiş pozisyonda oturma sırasında kasların konveks ve konkav tarafının gevşeme süresi (relax (R)) karşılaştırılması

Kaslar relax	Gevşek Pozisyon (Ortalama±SS) (min-max)	Düzeltilmiş Pozisyon (Ortalama±SS) (min-max)	z	p
Trapez Konveks	17,27±3,42 (12,07-24,40)	19,81±3,32 (11,93-25,70)	-3,005	0,003
Trapez Konkav	16,98±3,47 (10,03-24,27)	20,95±2,67 (15,77-25,90)	-3,114	0,002
Trapez Konveks/Konkav	1,03±0,16 (0,77-1,38)	0,93±0,15 (0,63-1,22)	-0,893	0,372
Üst LD konveks	21,33±4,22 (12,90-28,87)	19,83±4,84 (11,90-29,07)	-1,127	0,260
Üst LD konkav	21,26± 3,66 (12,77-28,23)	19,25±3,78 (13,77-25,67)	-2,575	0,010
Üst LD Konveks/Konkav	1,02±0,18 (0,58-1,33)	1,04±0,18 (0,58-1,37)	-0,684	0,494
Distal LD konveks	25,65±2,95 (19,90-31,93)	23,03±5,39 (15,00-32,60)	-1,851	0,064
Distal LD konkav	25,89±3,38 (20,80-32,20)	21,19±3,97 (14,67-31,13)	-3,703	0,000
Distal LD Konveks/Konkav	0,98±0,08 (0,80-1,12)	1,10±0,24 (0,74-1,52)	-2,374	0,018
ES konveks	18,26±4,52 (11,00-25,87)	16,36±4,76 (7,73-25,90)	-2,052	0,040
ES konkav	17,61±4,08 (9,10-23,87)	16,44±4,16 (7,20-25,60)	-1,107	0,268
ES Konveks/Konkav	1,04±0,16 (0,63-1,49)	1,00±0,15 (0,58-1,24)	-0,604	0,546

SS: Standart sapma, F: Friedman testi, P: Friedman testinin P değeri, LD: Latissimus dorsi kası, ES: Erektör spina kası

Gevşek ve düzeltilmiş pozisyonda ayakta durma sırasında kasların konveks ve konkav tarafının tonusunun arasındaki ölçümlerde trapez kasının konveks ve konkav tarafında ve distal latissimus dorsi kasının konveks tarafında kas tonusu açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmıştır ($p<0,005$). Üst latissimus dorsi ve erektör spina kaslarında istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmamıştır ($p>0,005$) (Tablo 4.47).

Tablo 4.47. Gevşek ve düzeltilmiş pozisyonda ayakta durma sırasında kasların konveks ve konkav tarafının tonusunun karşılaştırılması

Kaslar tonus	Gevşek Pozisyon (ortalama $\pm$ SS) (min-max)	Düzeltilmiş Pozisyon (ortalama $\pm$ SS) (min-max)	z	p
Trapez Konveks	17,54 $\pm$ 1,96 (13,80-22,70)	16,29 $\pm$ 1,69 (13,83-20,27)	-2,763	0,006
Trapez Konkav	17,87 $\pm$ 2,21 (14,37-22,47)	16,41 $\pm$ 2,01 (14,20-20,47)	-2,949	0,003
Trapez Konveks/Konkav	0,98 $\pm$ 0,08 (0,82-1,11)	0,99 $\pm$ 0,10 (0,82-1,27)	-0,112	0,911
Üst LD konveks	12,20 $\pm$ 1,79 (10,43-17,20)	12,24 $\pm$ 1,75 (9,90-16,50)	-1,213	0,225
Üst LD konkav	12,23 $\pm$ 1,34 (10,07-14,87)	11,85 $\pm$ 1,28 (9,50-13,90)	-0,747	0,445
Üst LD Konveks/Konkav	0,99 $\pm$ 0,09 (0,78-1,18)	1,03 $\pm$ 0,12 (0,87-1,33)	-0,187	0,852
Distal LD konveks	11,77 $\pm$ 1,36 (10,17-15,37)	12,28 $\pm$ 1,56 (9,93-16,17)	-2,016	0,044
Distal LD konkav	11,81 $\pm$ 1,90 (8,93-17,50)	12,22 $\pm$ 2,04 (9,40-19,37)	-0,933	0,351
Distal LD Konveks/Konkav	1,05 $\pm$ 0,12 (0,82-1,36)	1,03 $\pm$ 0,16 (0,49-1,20)	-1,008	0,313
ES konveks	12,75 $\pm$ 1,66 (9,97-15,97)	13,13 $\pm$ 1,76 (11,00-16,90)	-1,456	0,145
ES konkav	13,06 $\pm$ 1,68 (10,87-16,23)	13,16 $\pm$ 1,48 (11,17-16,07)	-0,709	0,478
ES Konveks/Konkav	0,98 $\pm$ 0,11 (0,63-1,22)	0,99 $\pm$ 0,07 (0,84-1,17)	-0,597	0,550

SS: Standart sapma, z: Wilcoxon testinin z değeri, LD: Latissimus dorsi kası, ES: Erektör spina kası

Gevşek ve düzeltilmiş pozisyonda ayakta durma sırasında kasların konveks ve konkav tarafının tonusunun arasındaki ölçümlerde trapez kasının konveks ve konkav tarafında, trapez kasının konveks/konkav değerlerinde kas sertliği açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmıştır ($p<0,005$). Üst latissimus dorsi, distal latissimus dorsi ve erektör spina kaslarında istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmamıştır ($p>0,005$) (Tablo 4.48).

Tablo 4.48. Gevşek ve düzeltilmiş pozisyonda ayakta durma sırasında kasların konveks ve konkav tarafının sertliğinin karşılaştırılması

Kaslar stiffness	Gevşek Pozisyon (ortalama $\pm$ SS) (min-max)	Düzeltilmiş Pozisyon (ortalama $\pm$ SS) (min-max)	z	p
Trapez Konveks	339,28 $\pm$ 78,03 (236,33-563,33)	291,86 $\pm$ 59,79 (230,00-427,67)	-2,614	0,009
Trapez Konkav	346,61 $\pm$ 81,63 (243,00-527,67)	296,65 $\pm$ 68,89 (219,33-455,67)	-2,897	0,004
Trapez Konveks/Konkav	0,98 $\pm$ 0,16 (0,62-1,26)	1,00 $\pm$ 0,17 (0,80-1,45)	-0,523	0,601
Üst LD konveks	171,71 $\pm$ 76,86 (108,33-426,33)	158,96 $\pm$ 47,20 (105,67-300,33)	-0,317	0,751
Üst LD konkav	160,16 $\pm$ 38,18 (116,00-249,00)	153,08 $\pm$ 35,57 (103,00-239,00)	-1,851	0,064
Üst LD Konveks/Konkav	1,08 $\pm$ 0,40 (0,54-2,36)	1,05 $\pm$ 0,23 (0,72-1,56)	-1,157	0,247
Distal LD konveks	149,65 $\pm$ 37,52 (111,00-237,67)	162,10 $\pm$ 55,58 (105,67-318,33)	-1,923	0,055
Distal LD konkav	144,96 $\pm$ 30,49 (102,67-207,67)	150,98 $\pm$ 38,40 (109,33-246,33)	-1,419	0,156
Distal LD Konveks/Konkav	1,05 $\pm$ 0,21 (0,72-1,54)	1,10 $\pm$ 0,31 (0,41-2,03)	-0,075	0,940
ES konveks	182,66 $\pm$ 70,61 (96,33-367,00)	205,88 $\pm$ 97,76 (116,67-445,67)	-1,587	0,113
ES konkav	193,83 $\pm$ 82,84 (118,33-447,00)	196,53 $\pm$ 71,59 (115,33-334,67)	-1,214	0,225
ES Konveks/Konkav	0,99 $\pm$ 0,29 (0,48-1,92)	1,05 $\pm$ 0,25 (0,69-1,75)	-0,149	0,881

SS: Standart sapma, z: Wilcoxon testinin z değeri, LD: Latissimus dorsi kası, ES: Erektör spina kası

Gevşek ve düzeltilmiş pozisyonda ayakta durma sırasında kasların konveks ve konkav taraf arasında yapılan ölçümlerde trapez kasının konveks ve konkav tarafında, üst latissimus dorsi ve erektör spina kasının konveks tarafında Creep (sünme) değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmıştır ($p<0,005$). Üst latissimus dorsi kasında istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmamıştır. ($p>0,005$) (Tablo 4.49).

Tablo.4. 49. Gevşek ve düzeltilmiş pozisyonda ayakta durma sırasında kasların konveks ve konkav tarafının gevşeme zamanı ile deformasyon oranı (Creep (C)) karşılaştırılması

Kaslar creep	Gevşek Pozisyon (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	Düzeltilmiş Pozisyon (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	z	p
Trapez Konveks	0,93 $\pm$ 0,14 (0,61-1,23)	1,02 $\pm$ 0,13 (0,78-1,25)	-2,576	0,010
Trapez Konkav	0,91 $\pm$ 0,14 (0,61-1,13)	1,00 $\pm$ 0,15 (0,72-1,23)	-2,777	0,005
Trapez Konveks/Konkav	1,05 $\pm$ 0,14 (0,88-1,36)	1,03 $\pm$ 0,12 (0,79-1,26)	-0,1560	0,575
Üst LD konveks	1,15 $\pm$ 0,16 (0,85-1,42)	1,15 $\pm$ 0,16 (0,86-1,52)	-0,371	0,751
Üst LD konkav	1,18 $\pm$ 0,19 (0,96-1,66)	1,21 $\pm$ 0,18 (0,94-1,56)	-0,896	0,370
Üst LD Konveks/Konkav	0,99 $\pm$ 0,15 (0,71-1,23)	0,96 $\pm$ 0,13 (0,76-1,20)	-0,709	0,478
Distal LD konveks	1,22 $\pm$ 0,16 (0,94-1,50)	1,13 $\pm$ 0,17 (0,81-1,47)	-2,446	0,014
Distal LD konkav	1,27 $\pm$ 0,19 (0,93-1,74)	1,26 $\pm$ 0,16 (0,95-1,60)	-0,885	0,376
Distal LD Konveks/Konkav	0,95 $\pm$ 0,21 (0,50-1,47)	0,91 $\pm$ 0,16 (0,64-1,22)	-0,971	0,332
ES konveks	1,12 $\pm$ 0,17 (0,82-1,43)	1,07 $\pm$ 0,14 (0,76-1,30)	-2,093	0,036
ES konkav	1,39 $\pm$ 0,15 (0,79-1,39)	1,04 $\pm$ 0,13 (0,86-1,31)	-0,747	0,455
ES Konveks/Konkav	1,07 $\pm$ 0,16 (0,85-1,48)	1,06 $\pm$ 0,13 (0,73-1,31)	-0,485	0,627

SS: Standart sapma, z: Wilcoxon testinin z değeri, LD: Latissimus dorsi kası, ES: Erektör spina kası

Gevşek ve düzeltilmiş pozisyonda ayakta durma sırasında kasların konveks ve konkav tarafının tonusunun arasındaki ölçümlerde distal latissimus dorsi kasının konkav tarafında erektör spina kasının konveks tarafında kas decr- elastisite açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmıştır ($p<0,005$). Trapez ve üst latissimus dorsi kaslarında istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmamıştır ($p>0,005$) (Tablo 5.50).

Tablo. 5.50. Gevşek ve düzeltilmiş pozisyonda ayakta durma sırasında kasların konveks ve konkav tarafının decr- elastisite karşılaştırılması

Kaslar decr	Gevşek Pozisyon (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	Düzeltilmiş Pozisyon (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	z	p
Trapez Konveks	0,90 $\pm$ 0,13 (0,63-1,21)	0,88 $\pm$ 0,15 (0,67-1,21)	-1,107	0,268
Trapez Konkav	0,98 $\pm$ 0,14 (0,72-1,25)	0,92 $\pm$ 0,15 (0,74-1,38)	-1,811	0,070
Trapez Konveks/Konkav	0,93 $\pm$ 0,13 (0,54-1,14)	0,99 $\pm$ 0,15 (0,69-1,30)	-1,195	0,232
Üst LD konveks	0,87 $\pm$ 0,12 (0,71-1,25)	0,88 $\pm$ 0,13 (0,65-1,14)	-0,317	0,751
Üst LD konkav	0,90 $\pm$ 0,11 (0,66-1,12)	0,94 $\pm$ 0,11 (0,76-1,18)	-1,942	0,052
Üst LD Konveks/Konkav	1,00 $\pm$ 0,20 (0,57-1,49)	0,95 $\pm$ 0,13 (0,64-1,20)	-1,568	0,117
Distal LD konveks	0,93 $\pm$ 0,24 (0,61-1,71)	0,91 $\pm$ 0,13 (0,64-1,18)	-0,019	0,985
Distal LD konkav	0,96 $\pm$ 0,28 (0,61-1,92)	1,06 $\pm$ 0,36 (0,73-2,29)	-2,576	0,010
Distal LD Konveks/Konkav	0,99 $\pm$ 0,30 (0,37-1,74)	0,97 $\pm$ 0,28 (0,35-1,41)	-0,112	0,911
ES konveks	0,72 $\pm$ 0,13 (0,53-0,96)	0,79 $\pm$ 0,14 (0,47-1,04)	-2,260	0,024
ES konkav	0,82 $\pm$ 0,26 (0,51-1,48)	0,74 $\pm$ 0,14 (0,47-1,08)	-0,168	0,867
ES Konveks/Konkav	0,97 $\pm$ 0,25 (0,41-1,39)	1,13 $\pm$ 0,30 (0,67-2,07)	-1,493	0,135

SS: Standart sapma, z: Wilcoxon testinin z değeri, LD: Latissimus dorsi kası, ES: Erektör spina kası

Gevşek ve düzeltilmiş pozisyonda ayakta durma sırasında kasların konveks ve konkav tarafının tonusunun arasındaki ölçümlerde trapez kasının konveks ve konkav tarafında, distal latissimus dorsi ve erektör spina kasının konveks tarafında kas gevşeme süresi (relax (R)) açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmıştır ($p<0,005$). Üst latissimus dorsi kasında istatistiksel olarak anlamlı bir farka rastlanmamıştır ($p>0,005$) (Tablo 5.51).

Tablo 5.51. Gevşek ve düzeltilmiş pozisyonda ayakta durma sırasında kasların konveks ve konkav tarafının gevşeme süresi (relax (R)) karşılaştırılması

Kaslar relax	Gevşek Pozisyon (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	Düzeltilmiş Pozisyon (Ortalama $\pm$ SS) (min-max)	z	p
Trapez Konveks	15,41 $\pm$ 2,64 (9,60-20,97)	17,11 $\pm$ 2,54 (12,30-21,20)	-2,912	0,004
Trapez Konkav	15,06 $\pm$ 2,77 (9,73-19,23)	16,88 $\pm$ 2,80 (11,73-20,90)	-2,725	0,006
Trapez Konveks/Konkav	1,05 $\pm$ 0,16 (0,86-1,46)	1,02 $\pm$ 0,13 (0,76-1,26)	-0,448	0,654
Üst LD konveks	23,18 $\pm$ 4,37 (13,70-28,93)	23,35 $\pm$ 4,25 (15,00-30,63)	-0,403	0,687
Üst LD konkav	23,51 $\pm$ 3,92 (17,83-30,90)	24,43 $\pm$ 4,32 (17,77-33,53)	-1,157	0,247
Üst LD Konveks/Konkav	0,99 $\pm$ 0,17 (0,60-1,31)	0,96 $\pm$ 0,13 (0,73-1,18)	-0,859	0,391
Distal LD konveks	24,87 $\pm$ 3,75 (18,03-30,83)	22,87 $\pm$ 4,36 (14,40-30,77)	-2,446	0,014
Distal LD konkav	25,82 $\pm$ 3,63 (20,73-33,23)	25,33 $\pm$ 3,70 (19,77-33,40)	-1,269	0,204
Distal LD Konveks/Konkav	0,94 $\pm$ 0,13 (0,67-1,16)	0,92 $\pm$ 0,20 (0,66-1,49)	-0,896	0,370
ES konveks	22,24 $\pm$ 4,68 (13,83-31,67)	20,94 $\pm$ 4,55 (12,30-26,90)	-2,315	0,021
ES konkav	21,05 $\pm$ 4,16 (12,63-28,87)	20,43 $\pm$ 3,67 (14,63-25,20)	-1,251	0,211
ES Konveks/Konkav	1,07 $\pm$ 0,20 (0,73-1,63)	1,03 $\pm$ 0,12 (0,69-1,33)	-0,859	0,391

SS: Standart sapma, z: Wilcoxon testinin z değeri, LD: Latissimus dorsi kası, ES: Erektör spina kası

5. TARTIŞMA

İdiyopatik skolyozu (İS) olan hastalarda Schroth Best Practice egzersizlerinin kasın biyomekanik özellikleri üzerine etkisini belirlemek amacıyla yapılan çalışmamızda dört farklı egzersizde her egzersiz sırasında farklı kas grupları ve farklı kas biyomekanikleri etkilemiştir sonucuna varılmıştır.

Bu çalışmada, egzersiz uygulamaları öncesi, sırası ve sonrasında kas tonusu, sertlik (stiffness), gevşeme süresi (relax), creep (sünme) ve elastikiyet (decr) gibi parametrelerin değerlendirilmesinde MyotonPro cihazı kullanılmıştır. Öztürk ve arkadaşlarının (2021) yaptığı çalışmada, majör kas gruplarının sertlik (stiffness) değerlerini belirlemek amacıyla Shear Wave Elastografi (SWE) ve MyotonPro cihazları karşılaştırılmış ve her iki yöntemin birbirini tamamlayıcı bilgiler sunduğu belirtilmiştir (Öztürk ve ark., 2021). SWE, doku içi elastikiyetin değerlendirilmesinde daha derinlemesine bilgi sağlarken; MyotonPro, yüzeysel kas tonusu ve sertliğini değerlendirmede pratik ve tekrarlanabilir bir yöntem olarak öne çıkmıştır. Bu çalışmada herhangi bir egzersiz müdahalesi yapılmamış olup, kasların doğal durumdaki sertlik (stiffness) düzeyleri objektif olarak ölçülmüştür. Buna karşılık olarak, bizim çalışmamızda farklı egzersiz protokolleri (50X, Door Handle, Frog on the Pond ve Kas Silindiri) sonrasında kasların tonus, sertlik (stiffness), creep (sünme), gevşeme süresi (relax) ve elastikiyet (decr) gibi dinamik özellikleri değerlendirilmiştir. Egzersiz öncesi-sırası-sonrası olmak üzere yapılan çoklu ölçümler, kasların biyomekanik özelliklerinde anlamlı değişiklikler meydana geldiğini ortaya koymuştur. Örneğin, çalışmamızda özellikle erektör spina ve üst latissimus dorsi kaslarında egzersiz sonrası tonus ve sertlikte (stiffness) azalma, gevşeme süresi (relax) ve creep (sünme) parametrelerinde ise artış gözlemlenmiştir. Bu durum, kasların egzersize verdiği akut fizyolojik yanıtları yansıtırken, Öztürk ve arkadaşlarının (2021) çalışması, kasların istirahat halindeki sabit özelliklerini referans değerler olarak sunmaktadır. Bu bağlamda, her iki çalışma birbiriyle tamamlayıcı nitelikte olup; bizim çalışmamız egzersiz temelli değişimleri ortaya koyarken, Öztürk ve arkadaşlarının çalışması bu değişimlerin başlangıç düzeyini değerlendirme açısından temel bir karşılaştırma ölçütü sunmaktadır.

1. Kas Tonusunda Gözlemlenen Değişiklikler

Kas tonusu, pasif kısmi kasılma veya dinlenme ve sürekli kasılma halindeyken kasın pasif gerilmeye karşı koyduğu direnç olarak ifade edilmektedir. (Mustalampi ve ark., 2013). Egzersiz, kas tonusunun düzenlenmesinde önemli bir fizyolojik araç olarak işlev görmektedir. Yapılan araştırmalar, Shimada ve arkadaşlarının (1988) yaptığı çalışmada, diz ekstansörlerine yönelik izokinetik egzersiz sonrasında patellar refleks amplitüdünde artış saptanmış, bu da egzersiz sonrası tonik aktivitenin yükseldiğine işaret etmiştir (Shimada ve ark., 1988). Uzun süreli hareketsizlik durumlarında ise kas tonusunda belirgin azalmalar gözlenmektedir; ancak düzenli uygulanan egzersizler bu etkileri tersine çevirebilmektedir. Örneğin Schoenrock ve arkadaşlarının (2018) yürüttüğü yatak istirahati çalışmasında, egzersiz uygulanan grupta kas tonusunun ve viskoelastik özelliklerin daha iyi korunduğu rapor edilmiştir (Schoenrock ve ark., 2018).

Bu çalışmada uygulanan dört farklı egzersiz (50X, Door Handle, Frog on the Pond ve Kas Silindiri) sonrasında skolyozlu bireylerde çeşitli postüral kas gruplarının tonusunda anlamlı akut değişiklikler gözlemlenmiştir. Özellikle trapez, üst latissimus dorsi ve erektör spina kaslarının hem konveks hem de konkav taraflarında egzersizle ilişkili tonus değişimleri istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Bu sonuçlar, egzersizlerin postüral kas sistemini dinamik olarak etkileyebildiğini ve taraflar arası tonus dengesini modüle ettiğini ortaya koymaktadır. Bulgulara göre, trapez ve üst latissimus dorsi kaslarında egzersiz sırasında tonusta düşüş meydana gelmiş, egzersiz sonrasında ise bu değerlerde toparlanma gözlenmiştir. Bu durum, bu kasların egzersiz süresince inhibitör bir etki altında kalabileceğini, ancak kasılabilirlik ve tonus kapasitelerinin egzersiz sonrasında yeniden aktive olabildiğini düşündürmektedir. Benzer şekilde yapılan çalışmalarda da, kısa süreli postüral egzersizlerin kas tonusunda geçici azalmalar oluşturabileceği, ancak egzersiz sonrası toparlanma ve kas aktivasyonunun artabileceği belirtilmiştir (Park & Kim, 2016). Buna karşılık, erektör spina kası hem konveks hem de konkav taraflarda egzersiz sırasında tonusta artış, egzersiz sonrası ise toparlanma eğilimi göstermiştir. Bu, erektör spina kasının diğer kaslara kıyasla egzersize daha erken veya daha güçlü bir tonik yanıt verdiğini ve spinal stabilizasyon görevine bağlı olarak daha aktif kaldığını düşündürmektedir (Martín-Fuentes ve ark., 2020). Bu bulgular, kasların egzersize verdiği cevabın kasın anatomik konumu, postüral işlevi ve yüke maruz kalma

biçimiyle ilişkili olduğunu ortaya koymaktadır. Trapez ve latissimus dorsi kaslarının benzer tonus paternleri sergilemesi, bu kasların omuz ve skapula stabilitesine birlikte katkı sağlamalarından kaynaklanabilir (Park ve ark., 2013). Erektör spina kasının ters yönde bir tonus tepkisi göstermesi ise, omurga ekstansör kasları olarak farklı bir fonksiyonel yüklenmeye sahip olmasından kaynaklanıyor olabilir. Bu farklılık, kas gruplarının postüral kontrol sistemindeki özgül rollerine işaret etmektedir (Wages ve ark., 2016). Genel olarak değerlendirildiğinde, çalışmada kullanılan dört egzersiz programı da postüral kas tonusu üzerinde belirgin kısa süreli etkiler yaratmıştır. Bu bulgular, skolyoz tedavisinde kullanılan egzersizlerin sadece postür düzeltmeye yönelik değil, aynı zamanda kas tonusu ve nöromüsküler dengeyi modüle etmeye yönelik fizyolojik etkiler taşıdığını göstermektedir. Park ve Kim (2016), merkez stabilizasyon egzersizlerinin postüral kontrol ve kas tonusu üzerinde doğrudan etkili olduğunu belirtmiş ve bu çalışmadaki bulgular da literatür ile benzer niteliktedir.

Bondarenko ve arkadaşları (2023), badminton sporcularında uygulanan 8 haftalık özel egzersiz programı sonrasında iskelet kaslarının fonksiyonel durumu üzerine odaklanmış ve kas özelliklerini Myoton-3 cihazı ile değerlendirmiştir. Bu çalışmada kasların gevşemiş durumdaki titreşim frekansları 11–15 Hz aralığında saptanmış, bu değer kas tonusunun egzersizle birlikte arttığını göstermektedir. Ayrıca, sertlik (stiffness) indeksinin minimum 0.45 N/m düzeyinde olduğu, bu artışın kasın mekanik direnç kapasitesinde iyileşmeye işaret ettiği belirtilmiştir. Elastisite (decr) değeri ise ≥ 0.6 olarak ölçülmüş ve bu değer, kas elastikiyetinde bir miktar azalmaya işaret etmektedir; bu da egzersiz sonrası kasların daha stabil ve daha az dalgalanma gösterdiği bir duruma geçtiğini düşündürmektedir. Çalışmamızda ise akut egzersiz uygulamaları (50X, Door Handle, Kas Silindiri, Frog On The Pond) sonrasında kas tonusunda çoğunlukla önce düşüş, ardından egzersiz sonrası toparlanma gözlenmiştir. Örneğin, trapez ve latissimus dorsi kaslarında tonus değerleri egzersiz sırasında anlamlı şekilde azalmış, bu da gevşeme etkisini göstermiştir. Benzer şekilde, sertlik (stiffness) değerlerinde egzersiz sırasında azalma, sonrasında ise toparlanma izlenmiştir; bu durum, kasın kısa süreli viskoelastik yanıtlar verdiğini ve yüklenmeye adaptif davrandığını göstermektedir. Elastisite (decr) parametresinde ise genel olarak anlamlı değişiklik saptanmamıştır; bu durum, kısa süreli egzersizlerin elastikiyet üzerinde sınırlı etkisi olduğunu göstermektedir (Jones & Thomas, 2012). Öte yandan, gevşeme süresi (relax) ve creep

(sünme) değerlerinde özellikle erektör spina kasında belirgin artış gözlenmiş, bu da kasın dış yüklemeye karşı viskoz yanıt verdiğini desteklemektedir.

Sonuç olarak, Bondarenko ve arkadaşlarının uzun süreli (8 hafta) uygulamalı egzersiz programı, kas tonusu ve sertliğinde kalıcı bir artış ve stabilizasyon sağlarken; bizim çalışmamızda kısa süreli egzersizler daha çok akut, geçici değişimlerle sonuçlanmıştır. Bu bağlamda, her iki çalışma farklı zaman ölçeklerinde egzersizin kas mekanik özelliklerine etkisini ortaya koymakta ve birbirini tamamlayıcı nitelik taşımaktadır. Bondarenko'nun çalışması antrenman sürecinin adaptif kazanımlarını yansıtırken, bizim çalışmamız egzersize verilen anlık biyomekanik yanıtları değerlendirmektedir.

Bu çalışmada skolyozlu bireylerin gevşek ve düzeltilmiş oturma ile ayakta durma pozisyonlarında bazı postüral kas gruplarında kas tonusu açısından anlamlı değişiklikler gözlenmiştir. Elde edilen bulgular, postüral farkındalık ve düzeltmeye yönelik bilinçli pozisyon almanın kas aktivasyonu ve tonus dengesi üzerinde etkili olabileceğini göstermektedir.

Oturma Pozisyonunda: Trapez kasının hem konveks hem de konkav taraflarında, üst ve distal latissimus dorsi kaslarının konkav tarafında ve erektör spina kasının konveks tarafında, gevşek ve düzeltilmiş oturma pozisyonları arasında anlamlı kas tonusu değişiklikleri tespit edilmiştir. Bu durum, oturma sırasında özellikle sırt ve omuz kuşağını ilgilendiren kasların postür değişimlerine duyarlı olduğunu göstermektedir. Bu kaslar, postürün desteklenmesinde rol alan temel stabilizatör gruplar arasında yer almaktadır.

Ayakta Durma Pozisyonunda: Trapez kasının her iki tarafında ve distal latissimus dorsi kasının konkav tarafında anlamlı tonus değişiklikleri gözlenmiştir. Ayakta duruşta görülen bu değişiklikler, özellikle üst sırt ve alt sırt kaslarının yük taşıma ve dengelemeye olan katkılarının postüral farkındalıkla nasıl modüle edilebileceğini göstermektedir.

Bu bulgular, gevşek postürlerin bazı kaslarda dengesiz aktivasyona yol açabileceğini; buna karşın düzeltilmiş postürün kas tonusunda daha dengeli ve fonksiyonel bir aktivasyon profili sağlayabileceğini düşündürmektedir. Literatürde benzer şekilde, postürün bilinçli olarak düzeltilmesinin kasların viskoelastik özellikleri, aktivasyon süresi ve tonusu üzerinde kısa süreli etkiler oluşturabileceği belirtilmiştir (Kim ve ark., 2015). Akçay ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada düzeltilmiş postürde kısa süreli oturma ve ayakta durma, ATR değerinde anlamlı bir iyileşme sağlamış ve

deformitede anlık bir düzelme gözlenmiştir (Akçay ve ark., 2023). Düzeltilmiş postür de eğriliğin ATR'si de değişebileceğinden kaslarda görülen bu değişim ile birlikte kemik yapıdaki değişiklikler bütüncül olarak bir düzelme sağlayabilir.

2. Kas Sertliği (Stiffness) Üzerindeki Etkiler

Sertlik (stiffness), bir maddenin ilk şeklini bozan bir dış kuvvete karşı gösterdiği direnç olarak tanımlanmaktadır (Kocur ve ark., 2019).

Kasın egzersize verdiği yanıt uygulama süresine ve kas uzunluğuna bağlıdır. Özellikle uzun süreli ve kasın uzamış pozisyonunda çalıştığı eksantrik egzersizlerde, semimembranosus gibi kaslarda sertlik (stiffness) azalabilir. Ancak kısa süreli ya da kısa kas pozisyonlarında bu etki görülmeyebilir (Kawama ve ark., 2022). Akut direnç egzersizlerinden hemen sonra kaslarda sertlik (stiffness) belirgin şekilde artar. Bu artış genellikle ilk bir saat içinde gözlenir ve birkaç gün içinde normale döner. Ancak uzun süreli direnç antrenmanlarının kas sertliği üzerinde kalıcı bir etkisi olmadığı bildirilmiştir (Dankel & Razzano, 2020).

Bu çalışmada uygulanan dört farklı egzersiz (50X, Door Handle, Frog on the Pond, Kas Silindiri) sonrasında skolyozlu bireylerde bazı postüral kasların biyomekanik özelliklerinden biri olan kas sertliği üzerinde anlamlı değişiklikler gözlemlenmiştir. Özellikle trapez, üst latissimus dorsi ve erektör spina kaslarının konveks ve konkav taraflarında istatistiksel olarak anlamlı düzeyde sertlik (stiffness) değişimleri meydana gelmiştir. Bulgulara göre, trapez kası ve üst latissimus dorsi kasının konveks tarafı, egzersiz sırasında kas sertliğinde (stiffness) düşüş sergilemiş; egzersiz sonrasında ise bu parametrede toparlanma eğilimi izlenmiştir. Bu durum, bu kasların kısa süreli fiziksel yüklemelere karşı gevşeyici bir yanıt verdiğini, ardından biyomekanik dengelerini yeniden kazandıklarını göstermektedir. Literatürde de benzer şekilde, egzersizin kas dokusunun sertliğini geçici olarak azaltabileceği ve toparlanma evresiyle birlikte yeniden stabilize olabileceği bildirilmiştir (McDonald ve ark., 2016). Öte yandan, erektör spina kasında hem konveks hem konkav taraflarda egzersiz sırasında sertlik (stiffness) artışı gözlenmiş, bu artış egzersiz sonrası toparlanma ile birlikte azalmıştır. Bu durum, erektör spina kasının omurga stabilizasyonunda üstlendiği aktif rol nedeniyle egzersize farklı bir biyomekanik yanıt verdiğini düşündürmektedir. Kasın yük taşıma sorumluluğunun artması, egzersiz sırasında geçici olarak daha sert bir yapıya bürünmesine neden olmuş olabilir (Kawczyński ve ark., 2018).

Elde edilen sonuçlar, kasların egzersize verdikleri biyomekanik yanıtların, kasın postürdeki işlevine, konumuna ve yüklenme biçimine göre değiştiğini göstermektedir. Özellikle trapezius ve latissimus dorsi kaslarında egzersiz sırasında gözlenen sertlik (stiffness) azalması, bu kasların omuz-omurga arasındaki hareketli bağlantıları dengeleyen, dinamik kontrol sağlayan kaslar olmalarıyla ilişkilendirilebilir. Bu kaslar, yük altında fazık çalışmaya daha yatkındır ve egzersiz sonrası mekanik gevşeme gösterebilir. Bu durumu destekleyen Guo ve arkadaşlarının (2023) çalışmasında, core egzersizleri sonrası latissimus dorsi ve trapezius kaslarında elastisite artışı ve sertlikte (stiffness) azalma bildirilmiştir (Guo ve ark., 2023). Buna karşın, erektör spina kasının farklı yönde bir sertlik (stiffness) yanıtı vermesi, omurgayı dik tutan temel kaslardan biri olarak yüklenme sırasında tonik ve izometrik kontraksiyonlar ile sürekli aktif kalması gibi sahip olduğu farklı mekanik görevle açıklanabilir. Wages ve arkadaşları (2016), direnç egzersizi sonrası erektör spina kasında sertliği yansıtan MMG(mekaniyografik) frekansında anlamlı artış rapor etmiştir (Wages ve ark., 2016).

Kas sertliğindeki bu dalgalanmalar, egzersizlerin viskoelastik kas yanıtlarını etkileyebileceğini ve kas aktivitesi sonrası mekanik özelliklerde değişiklikler meydana geldiğini göstermektedir (Chaudhry ve ark., 2008).

Jarosz ve arkadaşlarının yürüttüğü çalışmada (2021), kan akışı kısıtlaması (BFR) ile yapılan çalışmalarda da kasın mekanik özelliklerine yönelik geçici, ancak anlamlı değişikliklerin ortaya çıktığı bildirilmektedir. %80 arteriyel oklüzyon basıncı uygulanarak rektus femoris kasında dinlenme durumunda tonus ve sertlik (stiffness) değerlerinde anlamlı artışlar gözlemlenmiştir. Bu değişiklikler, mansetin uygulanması süresince devam etmiş ve uygulama sona erdiğinde değerler hızlı bir şekilde başlangıç düzeylerine dönmüştür. Bu durum, dışsal bir fizyolojik stresin (BFR gibi) dahi kasın viskoelastik yanıtını akut olarak etkileyebileceğini göstermektedir (Jarosz ve ark.,2021). Mevcut çalışmamızda ise 50X, Door Handle, Frog On The Pond ve Kas Silindiri gibi egzersiz uygulamaları sonrasında tonus ve sertlik (stiffness) değerlerinde benzer biçimde akut değişiklikler gözlenmiş; egzersiz sırasında azalan bu değerler, egzersiz sonrası toparlanma eğilimi göstermiştir. Her iki çalışmada da gözlemlenen bu geçici dalgalanmalar, kasların dış uyaranlara karşı verdiği anlık biyomekanik yanıtları temsil etmektedir. Ancak Jarosz ve arkadaşlarının çalışmasında mekanik stres pasif yolla (BFR) uygulanırken, tezimizde bu stres kas aktivitesi yoluyla sağlanmıştır. Bu yönüyle her iki çalışma da kasın sertlik (stiffness)

ve tonus gibi parametrelerinin sadece egzersizle değil, dolaşım dinamikleriyle de etkilenebileceğini ortaya koymaktadır.

Liu ve arkadaşları (2019), adölesan idiyopatik skolyoz (AİS) tanılı bireylerde paravertebral kasların biyomekanik özelliklerini değerlendirdikleri çalışmada, eğriliğin konkav tarafında konveks tarafa göre anlamlı düzeyde daha yüksek kas tonusu ve sertlik (stiffness) değerleri rapor etmişlerdir. Bu durum, konkav taraftaki kasların daha fazla yük taşıdığı ve dolayısıyla daha gergin ve rijit bir yapıya sahip olduğu şeklinde yorumlanmıştır. Ayrıca, eğriliğin şiddeti arttıkça bu asimetrik farkların da büyüdüğü gösterilmiştir (Liu ve ark., 2019). Mevcut tez çalışmamızda da özellikle trapez, erektör spina ve üst latissimus dorsi kaslarında, konveks ve konkav taraflar arasında tonus, sertlik (stiffness) ve gevşeme süresi (relax) gibi parametrelerde anlamlı farklılıklar saptanmıştır. Bu bulgular, Liu ve arkadaşlarının çalışmasıyla paralellik göstermekte olup, egzersiz öncesi gözlenen bu asimetrik kas özelliklerinin skolyozun yapısal etkileriyle ilişkili olabileceğini desteklemektedir. Öte yandan, çalışmamızda uygulanan egzersizler sonrasında bazı kas gruplarında bu asimetrilerin azaldığı gözlenmiş, bu da egzersiz temelli yaklaşımların kas dengesi üzerinde potansiyel düzenleyici etkiye sahip olabileceğini düşündürmektedir. Ayrıca Liu ve arkadaşlarının çalışmasında pasif ölçüm yapılırken bizim çalışmamızda egzersiz sırasında ölçümler gerçekleştirildi.

Rotllan ve arkadaşları tarafından (2024) yapılan çalışmada, elit kadın bisikletçiler üzerinde art arda gerçekleştirilen kısa yarışlar sonrasında kas tonusu, sertliği (stiffness) ve elastikiyeti (decr) gibi mekanik özelliklerin değişimi incelenmiştir. Çalışmada özellikle yarış sonrası ilk 30 dakikalık periyotta tonus ve sertlikte (stiffness) anlamlı artış, elastikiyette (decr) ise düşüş gözlemlenmiştir (Rotllan, ve ark., 2024) . Bu değişiklikler, yoğun eforun ardından kaslarda geçici rijidite artışı ve elastikiyet kaybı meydana geldiğini göstermektedir. Tezimizde yürütülen çalışmada ise 50X, Door Handle, Frog On The Pond ve Kas Silindiri egzersizleri sonrasında, özellikle trapez ve latissimus dorsi kaslarında egzersiz sırasında tonus ve sertlikte (stiffness) düşüş, gevşeme süresi (relax) ve creep (sünme) değerlerinde ise artış kaydedilmiştir. Bu bulgular, daha çok gevşeme odaklı uygulamaların kasın viskoelastik özelliklerini geçici olarak rahatlatıcı yönde etkilediğini ortaya koymaktadır. Rotllan ve arkadaşlarının çalışmasında gözlemlenen post-yarış sertlik (stiffness) artışı, kasın toparlanma süreci tamamlanmadan ölçülmesiyle açıklanabilirken, bizim çalışmamızda kullanılan egzersizlerin düşük

yoğunluklu ve mobilizasyon amaçlı olması bu farklılığın temel nedenidir. Her iki çalışma birlikte değerlendirildiğinde, farklı egzersiz türleri ve sürelerinin kas parametreleri üzerinde farklı yönde ve büyüklükte etkiler oluşturabileceği sonucuna ulaşılabilir.

Gevşek ve Düzeltilmiş Postürlerde Kas Sertliğindeki Değişimler postürün kasların biyomekanik özellikleri üzerindeki kısa süreli etkilerini ortaya koymakta ve postürel farkındalığın skolyoz yönetiminde önemli bir faktör olduğunu desteklemektedir.

Oturma pozisyonu özelinde değerlendirildiğinde, trapez kasının her iki tarafında ve distal latissimus dorsi kasının konkav tarafında, gevşek ve düzeltilmiş pozisyonlar arasında anlamlı kas sertliği değişiklikleri gözlemlenmiştir. Bu kas grupları, özellikle skapulotorasik ve torakolomber stabilizasyonda görev almakta olup, oturma postüründeki düzeltilmiş pozisyonun bu kaslara daha dengeli bir yük dağılımı sağladığı düşünülmektedir. Trapez kasında gözlenen sertlik (stiffness) farkı, baş-boyun ve omuz hizasının değişimiyle ilişkilendirilebilirken, distal latissimus dorsi kasındaki değişiklik, alt torakal bölgenin hizalanmasıyla doğrudan ilişkili olabilir.

Ayakta durma pozisyonunda ise yine trapez kasının hem konveks hem de konkav taraflarında anlamlı kas sertliği farkları belirlenmiştir. Bu durum, skolyozlu bireylerde ağırlık merkezinin değişken dağılımına bağlı olarak üst gövde kaslarında asimetrik yüklenmelerin söz konusu olabileceğini düşündürmektedir. Duruşun düzeltilmesi ile birlikte bu yüklenmelerin dengelendiği ve kas sertliğinde ölçülebilir farklılıklar olduğu anlaşılmaktadır.

Literatürde de benzer şekilde, duruş pozisyonlarının kas biyomekaniği üzerindeki etkileri vurgulanmış ve düzeltici postür uygulamalarının kas tonusu ve sertliği gibi parametreler üzerinde kısa süreli etkiler oluşturabildiği belirtilmiştir (Lee ve ark., 2021). Bu çalışmanın sonuçları da, postürün yalnızca omurga dizilimi değil, aynı zamanda kas sertliği gibi biyomekanik parametreler üzerinde de doğrudan etkili olduğunu göstermektedir.

3. Kas Elastikiyetindeki (Decr) Değişiklikler

Elastisite, bir maddeye uygulanan deformasyon kuvvetinin ortadan kalkması sonucu maddenin ilk şekline dönebilme yeteneği olarak ifade edilmektedir (Kocur ve ark., 2019). Logaritmik Decr ise kasın elastik özelliğini (titreşim sönümleme

eğilimini) sayısal olarak ifade eder. Değerin düşmesi kasın daha elastik, artması ise daha rijit/viskoz olduğunu gösterir (Guo ve ark., 2023).

Kas elastikiyeti egzersizle artırılabilir ve enerji verimliliği gelişir. Bir çalışmada, eğilip kalkma (rebound) egzersizleri sırasında kaslarda depolanan elastik enerjinin, sonraki hareketlerde performans artışı sağladığı gösterilmiştir. Bu, elastik potansiyel enerjinin tekrar kullanılabildiğini ve kas elastikiyetinin iş verimini artırdığını ortaya koymuştur (Thys ve ark., 1972).

Elastikiyet (decr) parametresi incelendiğinde, dört egzersiz sonrası da genel olarak anlamlı fark bulunmamıştır. Bu bulgu, kas elastikiyetinin kısa süreli egzersiz müdahaleleriyle sınırlı düzeyde değiştiğini göstermektedir. Elastikiyetin modifikasyonu genellikle uzun süreli, düzenli egzersiz protokolleriyle sağlanabilmektedir (Jones & Thomas, 2012). Bu nedenle, egzersizlerin kas elastikiyetine etkisinin değerlendirilmesinde uzun dönem çalışmalar daha belirleyici olacaktır.

Bu çalışmada skolyozlu bireylerde uygulanan gevşek ve düzeltilmiş oturma ile ayakta durma pozisyonları, kasların elastisite (decr) parametresi üzerinden değerlendirilmiş ve postüre bağlı kas elastikiyetinde sınırlı ancak anlamlı farklılıklar gözlemlenmiştir.

Oturma pozisyonunda, kas elastisitesi açısından istatistiksel olarak anlamlı bir değişiklik belirlenmemiştir. Trapez, latissimus dorsi ve erektör spina kaslarının konveks ve konkav taraflarında elastisite (decr) değerlerinin benzer kalması, oturma sırasında omurga ve çevre kaslara binen yükün sınırlı olması ve elastik yanıt oluşturacak düzeyde bir postüral değişimin meydana gelmemesiyle açıklanabilir. Benzer şekilde Guo ve arkadaşları (2023) tarafından yapılan bir elastografi çalışmasında, akut core egzersizlerinin ardından kas elastikiyetinde anlamlı artış gözlenmesine rağmen, bu değişimlerin daha çok dinamik yüklenme gerektiren koşullarda ortaya çıktığı, durağan postüral pozisyonların bu parametreler üzerinde sınırlı etkisi olduğu bildirilmiştir (Guo ve ark., 2023).

Ayakta durma pozisyonunda, özellikle distal latissimus dorsi ve erektör spina kaslarının konveks taraflarında, gevşek ve düzeltilmiş duruş arasında elastisite değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar tespit edilmiştir. Bu değişiklikler, vücut ağırlığının dikey yüklenmeye bağlı olarak daha büyük bir kuvvetle kas-iskelet sistemine aktarılması sonucu oluşmuş olabilir. Özellikle skolyozlu bireylerde, ağırlık merkezinin asimetrik dağılması ve lateral eğriliğin varlığı nedeniyle bazı kas

gruplarında elastik deformasyon eğiliminin arttığı düşünülebilir. Bizim çalışmamızla benzer olarak Liu ve arkadaşlarının (2019) çalışmasında, skolyozlu bireylerde paravertebral kaslarda asimetrik mekanik sertlik (stiffness) ve doku gevşeme özellikleri ölçülmüş, konkav tarafta kasların daha rijit; konveks tarafta ise elastik özelliklerin baskın olduğu rapor edilmiştir (Liu ve ark., 2019). Ayrıca Duncombe ve arkadaşları (2023) tarafından yapılan 3D MRI analizlerinde, konveks taraftaki kas hacminde artış, konkav tarafta atrofi ve elastikiyet kaybı gözlenmiştir. Bu da yüklenme yönüne göre farklı deformasyon özelliklerinin oluştuğunu ortaya koymaktadır (Duncombe ve ark., 2023). Benzer şekilde Yeung ve arkadaşları (2019), skolyozlu bireylerde apex seviyesindeki konveks multifidus kasında yağ infiltrasyonu ve elastik özelliklerde değişim (MRI temelli) saptamış, bunun Cobb açısıyla pozitif ilişkili olduğunu bildirmiştir. Bu da elastik deformasyon eğiliminin yapısal karşılığını göstermektedir (Yeung ve ark., 2019). Literatürde de benzer şekilde, ayakta durma sırasında postürün değiştirilmesinin kas elastikiyeti ve mekanik özellikler üzerinde etkili olabileceği, özellikle yük taşıyıcı kas gruplarında elastik tepkinin daha belirgin olduğu belirtilmiştir (Lewis & Valentine, 2010).

4. Creep (Sünme) Parametresindeki Değişiklikler

Creep (Sünme): Kas üzerine dışarıdan gelen, sürekli ve sabit uygulanan gerilim sonrası kasta zamanla meydana gelen aşamalı uzama olarak tanımlanmaktadır. Kasın sürekli bir gerilim altında kalması sonucunda zamanla kademeli olarak uzamasını ifade eder. Bir kasın tonusu, yapısal bütünlüğü ve sertliği ne kadar yüksek olursa doğru orantılı olarak yayılmaya karşı direnci de o kadar yüksek olur, yani creep (sünme) değeri de o kadar düşük olur (Lukas ve ark., 2023; Myoton, A. S., 2016).

Egzersiz sonrası creep (sünme) değerinde azalma görülebilir. Uzun süreli egzersizin kas-tendon sisteminde viskoelastik deformasyonu azalttığı gösterilmiştir. Örneğin bir çalışmada, yaşam boyu fiziksel egzersiz uygulanan sıçanların kas tendonlarında creep (sünme) asimptotlarının azaldığı, yani daha az kalıcı deformasyon gösterdiği bulunmuştur. Bu durum egzersizin doku dayanıklılığını artırabileceğini göstermektedir (Nielsen ve ark., 1998). Kas gevşetici egzersizler creep (sünme) değerini artırabilir. Boyun ve çiğneme kaslarına yönelik gevşetici egzersizlerde, masseter kasında creep (sünme) değeri %9.7 oranında azalmış, ancak çiğneme (chewing) uygulaması sonrası creep (sünme) %9.6 oranında artmıştır. Bu,

farklı egzersiz türlerinin creep (sünme) parametresi üzerinde zıt etkiler yaratabileceğini göstermektedir (Magdič ve ark., 2025). Eksantrik egzersizler, kasın farklı bölgelerinde creep (sünme) yanıtını değiştirir. Trapezius kasında yapılan bir çalışmada, eksantrik kasılmaların ardından kas gövdesinde creep (sünme) artışı gözlenirken, muskulotendinöz birleşim bölgelerinde creep (sünme) azalmıştır. Bu da egzersizin kasın farklı yapısal bölgelerinde farklı viskoelastik etkiler yarattığını göstermektedir (Kawczyński ve ark., 2018).

Bu çalışmada uygulanan dört farklı egzersiz protokolü (50X, Door Handle, Frog on the Pond, Kas Silindiri) sonrasında, skolyozlu bireylerin bazı postüral kaslarında biyomekanik özelliklerden biri olan creep (sünme) parametresinde istatistiksel olarak anlamlı düzeyde değişiklikler meydana gelmiştir. 50X ve Door Handle egzersizleri, özellikle trapez, distal latissimus dorsi ve erektör spina kaslarında, egzersiz sırasında creep (sünme) değerlerinde azalma ile sonuçlanmış, egzersiz sonrasında bu kaslarda toparlanma eğilimi gözlemlenmiştir. Bu azalma, kasın uygulanan kuvvet altında daha az deformasyona uğradığını, yani geçici olarak daha dayanıklı veya daha az uzayabilir hâle geldiğini göstermektedir. Egzersiz sonrasında ise kasın bu yüklenmeye uyum sağlayarak eski deformasyon kabiliyetini yeniden kazandığı anlaşılmaktadır. Bu bulgular, akut fiziksel yüklenmelerin kas dokusunun geçici mekanik cevabını değiştirebildiğini ortaya koymaktadır. Buna karşın, Kas Silindiri ve Frog on the Pond egzersizleri, özellikle distal latissimus dorsi kasının konveks tarafı ile erektör spina kasının hem konveks hem konkav taraflarında, creep (sünme) değerlerinde egzersiz sırasında artışa yol açmıştır. Bu artış, ilgili kasların uygulanan yük altında daha fazla deformasyona uğradığını ve geçici olarak daha fazla “uzama” eğilimi gösterdiğini işaret etmektedir. Egzersiz sonrasında ise bu değerlerde toparlanma gözlenmiştir. Bu durum, bu iki egzersizin kasların elastik sınırına daha fazla yaklaştığını ve dolayısıyla kas yapısında kısa süreli uzama yanıtları oluşturduğunu düşündürmektedir. Elde edilen bulgular, farklı egzersizlerin kasların creep (sünme) davranışı üzerinde kas grubu, taraf (konveks/konkav) ve egzersiz tipi gibi değişkenlere bağlı olarak farklı etkiler oluşturduğunu ortaya koymaktadır. Erektör spina kası gibi postüral kontrolü sağlayan kasların bu tür parametrelerde değişkenlik göstermesi, omurga stabilizasyonu açısından da önemli ipuçları sunmaktadır (Negri ve ark., 2008). Literatürde de benzer şekilde, fiziksel egzersizlerin kas-tendon ünitesinin deformasyon kapasitesi üzerinde geçici etkiler oluşturabildiği belirtilmiştir (Apostolopoulos ve ark., 2015).

Chaudhry ve arkadaşlarının (2008) belirttiği üzere, kas ve tendon dokuları yalnızca anlık mekanik kuvvetlere değil, aynı zamanda zamanla uygulanan gerilmelere karşı da zaman bağımlı deformasyon davranışı sergilemektedir. Creep (sünme) ve stress-relaxation (belirli bir uzunlukta tutulan kasın zamanla daha az kuvvet üretmesi) gibi olgular, bu çalışmada ölçülen gevşeme süresi (relax) ve deformasyon değişimleriyle uyumludur. Özellikle erektör spina gibi postüral kasların bu tür adaptif yanıtlar göstermesi, uygulanan egzersizlerin dokuya geçici viskoelastik yanıtlar oluşturduğunu düşündürmektedir (Chaudhry ve ark., 2008).

Bu kapsamda, egzersiz sonrası kasların gevşeme sürelerinde (relax) ve deformasyon kabiliyetlerinde görülen artışlar, dokuların geçici olarak mekanik esneklik ve tolerans kazandığını gösterebilir. Ancak bu etkilerin uzun vadeli yapısal adaptasyonlara dönüşüp dönüşmediği, daha uzun süreli takip çalışmaları ile netlik kazanacaktır.

Bu çalışmada skolyozlu bireylerde uygulanan gevşek ve düzeltilmiş oturma pozisyonları, kasların creep (sünme) parametresi açısından karşılaştırılmış ve özellikle bazı postüral kas gruplarında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar tespit edilmiştir.

Bulgulara göre, trapez ve erektör spina kaslarının hem konveks hem de konkav taraflarında, ayrıca üst ve distal latissimus dorsi kaslarının konkav taraflarında, gevşek ve düzeltilmiş oturma pozisyonları arasında creep (sünme) değerlerinde anlamlı değişiklikler görülmüştür. Bu sonuçlar, oturma pozisyonundaki düzeltmenin ilgili kas gruplarında zamanla meydana gelen deformasyon miktarını etkilediğini ve postüral düzeltmenin bu pasif mekanik davranışı değiştirdiğini göstermektedir. Trapez ve erektör spina kaslarında gözlenen farklılık, bu kasların oturma pozisyonunda gövde stabilitesini sağlamak için daha aktif olarak devreye girmesiyle açıklanabilir. Oturma postüründeki değişim, bu kaslarda zamanla oluşan deformasyon eğilimini değiştirmiş, özellikle düzeltilmiş pozisyonda daha az creep (sünme) davranışı sergilenmesine neden olmuştur. Latissimus dorsi kasının konkav tarafındaki değişim ise, skolyozun neden olduğu postüral dengesizliğin bu bölgedeki pasif gerilim özelliklerini etkilediğini düşündürmektedir.

Literatürde de postür değişikliklerinin kas dokusunun pasif mekanik yanıtlarında, özellikle yüklenme altındaki zamanla creep (sünme) davranışında değişiklikler oluşturabileceği belirtilmiştir (Kuo ve ark., 2020). Bu bağlamda, çalışmanın bulguları

postür düzeltmelerinin yalnızca aktif kas kontrolü değil, aynı zamanda kasın zamana bağlı pasif yanıtlarını da modüle edebildiğini göstermektedir.

Buna karşın trapez kasının her iki tarafında, ayrıca distal latissimus dorsi ve erektör spina kaslarının konveks taraflarında gevşek ve düzeltilmiş oturma pozisyonları arasında creep (sünme) değerlerinde anlamlı düzeyde değişim meydana gelmiştir. Bu çalışmada gözlemlenen değişiklikler, oturma pozisyonundaki düzeltmenin kasların uzama tepkisini etkilediğini göstermektedir. Özellikle trapez kasındaki iki taraflı değişim, oturma postüründeki düzeltmenin skapular hizalanmayı ve boyun-omuz bölgesine binen yük dağılımını etkilediğini düşündürmektedir. Trapez kası, skapulanın rotasyonu ve üst ekstremitenin stabilizasyonunda görevli olup, omurga ve omuz kuşağı arasındaki kuvvet iletiminde merkezi bir rol oynar. Afsharipour ve arkadaşları (2016), oturma pozisyonu ve çalgı pozisyonundaki değişikliklerin trapez kas aktivitesini hem taraf hem de bölgesel olarak değiştirdiğini göstermiştir (Afsharipour ve ark., 2016).

Distal latissimus dorsi ve erektör spina kaslarının konveks taraflarında gözlenen farklılıklar ise, skolyozun oluşturduğu asimetrik kas aktivasyonu ve yüklenme paternlerinin düzeltici postür ile modüle edilebildiğini göstermektedir. Bu bulgular, yalnızca aktif kas kasılması değil, aynı zamanda kasın pasif uzama potansiyelinin de postural düzenlemelerden etkilendiğini ortaya koymaktadır. Nitekim literatürde, postürün düzeltilmesinin kas-tendon sisteminin viskoelastik tepkisini etkileyebileceği belirtilmiştir (Apostolopoulos ve ark., 2015). Bu kapsamda, skolyoz tedavisinde gevşek postürlerin düzeltilmesi, yalnızca duruşu düzeltmekle kalmayıp aynı zamanda kasların zamana bağlı yüklenme yanıtlarını da iyileştirme potansiyeline sahiptir.

Gevşek ve düzeltilmiş pozisyonda ayakta durma sırasında kasların konveks ve konkav tarafları arasında Creep (sünme) değerleri açısından anlamlı farklılıklar saptanmıştır. Özellikle trapez kasının konveks ve konkav taraflarında, ayrıca üst latissimus dorsi ve erektör spina kasının konveks tarafında gözlenen bu farklılıklar skolyoz gibi omurga deformitelerinin kas dokusunun viskoelastik özelliklerinde belirgin dengesizliklere yol açtığını göstermektedir. Bu bulgu, kasların farklı mekanik yüklenme ve gerilme koşullarına uyum sağlama mekanizmalarıyla örtüşmektedir (Lieber, 2010; Gajdosik, 2001).

Kasların viskoelastik davranışlarını yansıtan creep (sünme) değerlerindeki değişimler, kas tonusu ve elastikiyetinde adaptif farklılıkların bir göstergesidir.

Literatürde, kasların kronik yüklenme ve postüral değişikliklere bağlı olarak viskoelastik özelliklerinde değişiklikler meydana geldiği ve bunun kas fonksiyonlarını etkilediği sıkça rapor edilmiştir (Magid & Law, 1985; Brown ve ark., 2020). Bu bağlamda, trapez ve erektör spina kaslarındaki anlamlı farklılıklar, skolyozun kas yapısı üzerinde yarattığı asimetrik yüklenmenin biyomekanik bir yansıması olarak değerlendirilebilir.

5. Gevşeme Süresindeki (Relax) Değişiklikler

Kasların istemli kasılma sonrasında ya da üzerindeki dış kuvvetlerin ortadan kalkmasının ardından eski biçimlerine ne kadar sürede dönebildikleri, gevşeme süresi (relax) ile ifade edilir. Bu süre, kasın dinlenme durumuna yeniden ulaşmasını temsil eder. Hesaplanan değer ne kadar düşükse, ilgili kas dokusunun o kadar kısa sürede toparlanabildiği anlaşılar. Kasın bu iyileşme süresi, dokunun sertliği ve gerilim düzeyiyle yakından ilişkilidir. Sert ya da yüksek gerilimli bir kas, uygulanan kuvvet sona erdiğinde daha hızlı bir şekilde eski uzunluğuna dönebilir. Dolayısıyla bu tür dokularda relaksasyon süresi daha kısadır. Bu özellik, kasın hem mekanik dayanıklılığı hem de fonksiyonel performansı açısından önemli bir göstergedir.

Egzersiz sonrası kas gevşeme süresi (relax) artabilir, ancak bu etki egzersizin şiddetine ve süresine bağlıdır. MRI ile yapılan bir çalışmada, hem T1 hem de T2 gevşeme zamanlarının (relax) dinamik egzersiz sonrası arttığı, bu artışın antrenman düzeyine ve güç çıkışına göre değiştiği bulunmuştur. Bu bulgu, egzersizin ardından kasların toparlanma süresinin değişkenlik gösterebileceğini göstermektedir (Le Rumeur ve ark., 1994).

Bu çalışmada uygulanan dört farklı egzersiz (50X, Door Handle, Frog on the Pond, Kas Silindiri) sonrasında skolyozlu bireylerde çeşitli postüral kasların biyomekanik özelliklerinden biri olan gevşeme süresi (relax) parametresinde anlamlı düzeyde değişiklikler meydana gelmiştir. Bulgulara göre, trapez ve üst latissimus dorsi kaslarında egzersiz sırasında gevşeme süresinde (relax) anlamlı düzeyde bir artış gözlenmiş, egzersiz sonrasında ise bu parametrede toparlanma meydana gelmiştir. Bu bulgu, egzersizin bu kas gruplarında geçici bir kas yorgunluğu veya nöromüsküler gevşeme yanıtı oluşturduğunu düşündürmektedir. Gevşeme süresindeki (relax) artış, kasın kasılma sonrasında ilk durumuna dönme süresinin uzadığını, dolayısıyla enerji tüketimi ve kas içi metabolik yüklenmenin arttığını gösterebilir. Egzersiz sonrasında toparlanma, bu etkilerin geçici olduğunu ve kasın

biyomekanik kapasitesinin yeniden dengeye geldiğini göstermektedir. (Wages ve ark., 2016). Buna karşılık, distal latissimus dorsi ve erektör spina kaslarında egzersiz sırasında gevşeme süresi (relax) azalmış, egzersiz sonrasında bu parametrede de toparlanma gözlenmiştir. Literatürde, postüral kontrol ve dinamik stabiliteye katkı sağlayan kasların, egzersiz sırasında artan nöromüsküler etkinliğe daha duyarlı olduğu ve proprioseptif yanıtlarının daha hızlı tetiklendiği belirtilmiştir (Hodges & Richardson, 1997; Reeves ve ark., 2006). Bu bağlamda, erektör spina kaslarında gözlenen hızlı relaksasyon süresi, bu kasların hem statik hem de dinamik postür kontrolünde görev aldığını ve egzersizle birlikte proprioseptif aktivitenin hızla adapte olabileceğini desteklemektedir. Ayrıca, yük altında çalışan kaslarda egzersize bağlı olarak artan dolaşım ve metabolik yanıtların, kas elastikiyeti ve relaksasyon süresini etkilediği gösterilmiştir (Kubo ve ark., 2001; McHugh ve ark., 1999). Bu sonuçlar, farklı kas gruplarının egzersiz sırasında farklı gevşeme stratejileri sergilediğini ve bu farklılıkların kasın anatomik konumu, fonksiyonel yüklenmesi ve motor kontrol mekanizmasıyla ilişkili olduğunu göstermektedir. Nitekim literatürde de gevşeme süresi (relax) değişikliklerinin, egzersiz tipi ve yoğunluğuna bağlı olarak anlamlı düzeyde farklılık gösterebildiği ifade edilmektedir (Nielsen ve ark., 1998).

Bu çalışmada skolyozlu bireylerde uygulanan gevşek ve düzeltilmiş oturma pozisyonları arasında karşılaştırma yapıldığında, bazı kas gruplarının gevşeme süresi (relax) parametresinde istatistiksel olarak anlamlı değişiklikler tespit edilmiştir. Bulgulara göre, trapez kasının her iki tarafında, üst ve distal latissimus dorsi kaslarının konkav taraflarında ve erektör spina kasının konveks tarafında gevşeme süresi (relax) anlamlı düzeyde değişmiştir.

Bu sonuçlar, postürün değiştirilmesinin kasların nöromüsküler kontrolü ve pasif gevşeme dinamikleri üzerinde etkili olduğunu göstermektedir. Trapez kasında iki taraflı olarak gözlenen değişim, oturma sırasında baş-boyun hizasının yeniden ayarlanması ve omuz kuşağının stabilizasyonuna bağlı olarak bu bölgedeki kasların relaksasyon yanıtında farklılık oluştuğunu düşündürmektedir. Latissimus dorsi kaslarının konkav tarafında gözlenen anlamlı değişiklikler, skolyozun neden olduğu dengesiz yüklenme deseninin düzeltici postür aracılığıyla modüle edilebildiğini göstermektedir. Bu değişim, özellikle bu kasların gevşeme süresinde (relaksasyon) belirgin farklarla kendini göstermektedir. Konkav taraftaki artmış kas tonusu ve mekanik yüklenme, zamanla bu bölgedeki kasların daha az elastik ve daha az gevşeyebilir hale gelmesine yol açabilir (Stokes, 1994; van der Linden ve ark., 1992).

Ancak düzeltici postür uygulamaları ile bu asimetrik yüklenme dağılımının yeniden dengelenmesi, latissimus dorsi kaslarının relaksasyon süresinde olumlu yönde değişiklikler sağlayabilir. Literatürde skolyozlu bireylerde kas yapısı ve fonksiyonunun asimetrik olduğu, özellikle konkav taraftaki kaslarda daha fazla fibrozis ve tonus artışı gözlemlendiği belirtilmiştir (Schreiber ve ark., 2016). Bu durum, kasların hem kasılma hem de gevşeme sürelerinde dengesizlik yaratmaktadır. Düzeltici postürle birlikte bu bölgede mekanik yüklerin yeniden dağılımı, proprioseptif geri bildirimi artırarak kas relaksasyon kapasitesinde iyileşme sağlayabilir (Negrini ve ark., 2018). Dolayısıyla çalışmamızda konkav tarafta relaksasyon süresindeki değişimin anlamlı olması, düzeltici postürün bu kas grubu üzerinde olumlu bir nöromüsküler etkisi olduğunu göstermektedir.

Erektör spina kasının konveks tarafındaki gevşeme süresi (relax) farklılığı ise, yük taşıyıcı kas gruplarının postür düzeltmesine daha hassas yanıt verdiğini ortaya koymaktadır. Literatürde de postür değişimlerinin kas gevşeme süresi (relax) üzerinde etkili olduğu, özellikle spinal stabiliteye katkı sağlayan kaslarda bu farkların daha belirgin gözlemlendiği belirtilmiştir (Lewis & Valentine, 2010). Ayrıca bu tür pasif mekanik özelliklerin değerlendirilmesinin skolyoz gibi postüral bozukluklarda hem tanı hem de egzersiz planlamasında klinik açıdan önemli olduğu vurgulanmaktadır (Kuo ve ark., 2020).

Ayakta durma pozisyonunda ise anlamlı değişikliklerin, trapez kasının her iki tarafında, latissimus dorsi ve erektör spina kaslarının konveks taraflarında yoğunlaştığı görülmüştür. Ayakta durma sırasında yerçekimi kuvvetinin daha etkili olması nedeniyle konveks taraftaki kaslar, dengeyi sağlamak adına daha fazla aktive olabilir veya daha fazla gerilim altında kalabilir. Bu da konveks kaslarda tonus, sertlik (stiffness) ve gevşeme süresi (relax) gibi parametrelerde daha belirgin değişikliklere neden olmuş olabilir (Kebaetse ve ark., 2004; Asgari ve ark., 2020).

Bu bulgular, postüral değişikliklerin skolyozlu bireylerde taraf asimetrisine göre farklı etkiler oluşturduğunu ve oturmada konkav, ayakta durmada konveks taraf kaslarının daha duyarlı olduğunu ortaya koymaktadır. Oturma pozisyonunda yerçekimi kuvvetinin alt ekstremiteler üzerindeki etkisi azalmakta, bu da gövde stabilizasyonunun daha çok gövde kasları üzerinden sağlanmasına neden olmaktadır. Bu pozisyonda konkav taraftaki kasların daha aktif hale gelmesi, deformitenin etkilerini dengelemeye yönelik kompensatuar bir yanıt olabilir (Lebel ve ark., 2013). Öte yandan, ayakta duruş sırasında postüral kontrolün sağlanmasında konveks

taftaki kasların daha yüksek bir gerilim altında çalışması, bu bölgedeki kasların relaksasyon süresi gibi parametrelerde daha duyarlı hale gelmelerine yol açmaktadır (Radebold ve ark., 2001; Kebaetse ve ark., 2004). Skolyozda postürün değiştirilmesiyle birlikte ortaya çıkan taraf bazlı kas yanıtları, kas-iskelet sisteminin skolyoza karşı pozisyonel ve yönlenmiş bir adaptasyon geliştirdiğini düşündürmektedir. Bu durum, rehabilitasyon programlarının postüral farkındalık ve taraf bazlı kas aktivasyonları dikkate alınarak düzenlenmesi gerektiğini vurgulamaktadır (Negrini et al., 2018).

6. Asimetrik Değerlendirmeler

Sağ(konveks) ve sol(konkav) arasındaki asimetri; konveks taraf ve konkav tarafın oranı alınmıştır. Bu oran 1 e yaklaştığında konveks ve konkav tarafın oranı birbirine yakın olduğu için asimetri oranı düşecek, bu oran 1 den uzaklaştığında ise asimetri oranı artacaktır.

Çalışmanın bir diğer önemli bulgusu, egzersizlerin kas asimetrileri üzerindeki etkisidir. Özellikle trapez, üst latissimus dorsi ve erektör spina kaslarında tonus, sertlik (stiffness), creep (sünme) ve gevşeme süresi (relax) gibi parametrelerde istatistiksel olarak anlamlı asimetrik değişiklikler tespit edilmiştir. Bu durum, uygulanan egzersizlerin taraflar arası dengeyi düzenleyici etki gösterebileceğini ortaya koymakta, skolyoz gibi asimetrik postüral bozuklukların yönetiminde bu tür egzersizlerin terapötik değer taşıyabileceğine işaret etmektedir (Watts ve ark., 2005).

Bu bulgular, omurga çevresi kasların egzersize verdiği yanıtların taraflar arasında dengesizlik yaratabileceğini veya bu dengesizliğin egzersizle düzenlenebileceğini göstermektedir. Watt ve arkadaşları skolyozun patogenezinde kas dengesizliklerinin önemli bir rol oynadığını vurgulayarak, postüral stabilitenin korunması ve eğriliklerin kontrol altına alınması için hedefe yönelik kas kuvvetlendirme ve dengeleme egzersizlerinin gerekli olduğunu belirtmiştir (Watts ve ark., 2005). Bu doğrultuda, çalışmamızda kullanılan egzersizlerin kas tonusu ve sertliğinde meydana getirdiği asimetrik düzeydeki değişiklikler, spinal hizalamayı destekleyici bir adaptasyon sürecinin göstergesi olarak değerlendirilebilir.

Benzer şekilde, Negrini ve arkadaşları (2008) tarafından yürütülen sistematik derlemede de fiziksel egzersizlerin adölesan idiyopatik skolyozun yönetiminde etkili olduğu, özellikle omurga çevresi kasların simetrik aktivasyonunu sağlayarak eğriliğin ilerlemesini yavaşlatabileceği belirtilmiştir. Söz konusu derlemede yer alan

alışmalar, düzenli egzersizlerin duruş kontrolünü, omurga stabilitesini ve postüral uyumu artırdığını ortaya koymuştur. Bu bağlamda, bizim çalışmamızda kullanılan egzersizlerin de postüral asimetriyi azaltma ve kaslar arası dengeyi iyileştirme açısından benzer şekilde terapötik potansiyele sahip olduğu söylenebilir.



6. SONUÇ VE ÖNERİLER

İdiyopatik skolyozu (İS) olan hastalarda Schroth Best Practice egzersizlerinin kasın biyomekanik özellikleri üzerine etkisini belirlemek amacıyla yaptığımız çalışmamızın sonuçları dört farklı egzersizde, her egzersiz sırasında farklı kas gruplarını ve farklı kas biyomekaniklerini etkilemiştir. Her egzersizde farklı kaslar ve farklı kas biyomekanikleri etkilenmekle birlikte ileri çalışmalarla birlikte kas eğrilik tiplerine özel olarak kas biyomekaniklerinin nasıl değiştiği gözlemlenmelidir. Bu çalışmamız ileri çalışmalarda egzersizlerin dizaynı için bir ön çalışma niteliğindedir.

Tonusta meydana gelen değişiklikler: 50x egzersizinde trapez kasının konveks ve konkav tarafında ve üst latissimus dorsinin konveks tarafında egzersiz sırasında tonus değerinde azalma egzersiz sonrasında artma meydana gelmiştir. Erektör spina kasının konveks ve konkav taraflarında egzersiz sırasında artma, egzersiz sonrasında azalma meydana gelmiştir. Door Handle egzersizinde trapez kasının konveks ve konkav tarafında egzersiz sırasında azalma egzersiz sonrasında artma ve üst latissimus dorsi kasının konveks tarafında egzersiz sonrasında artma meydana gelmiştir. Erektör spina kasının konveks ve konkav tarafında egzersiz sırasında artma, egzersiz sonrasında azalma meydana gelmiştir. Kas silindiri egzersizinde üst latissimus dorsi kasının konveks ve konkav tarafında egzersiz sırasında azalma, egzersiz sonrasında artma meydana gelmiştir. Erektör spina kasının konkav tarafında egzersiz sırasında artma meydana gelmiştir. Frog on the Pond egzersizinde Trapez kasının konveks ve konkav tarafında ve üst latissimus dorsi kasının konveks tarafında egzersiz sırasında azalma, erektör spina kasının konveks ve konkav tarafında egzersiz sırasında artma, erektör spina kasının konveks tarafında egzersiz sonrasında azalma meydana gelmiştir. Gevşek ve düzeltilmiş oturma postürü arasında tonusta trapez kasının konveks ve konkav tarafında, üst latissimus dorsi ve distal latissimus dorsi kasının konkav tarafında, erektör spina kasının konveks tarafında anlamlı değişiklikler gözlemlenmiştir. Gevşek ve düzeltilmiş ayakta durma postürü arasında tonusta trapez kasının konveks ve konkav tarafında, distal latissimus dorsi kasının konveks tarafında anlamlı değişiklikler gözlemlenmiştir.

Sertlikte (Stiffness) meydana gelen değişiklikler: 50X egzersizinde trapez kasının konveks ve konkav tarafında egzersiz sırasında azalma, egzersiz sonrası

artma meydana gelmiştir. Erektör spina kasının konveks ve konkav tarafında egzersiz sırasında artma, egzersiz sonrasında azalma meydana gelmiştir. Door Handle egzersizinde trapez kasının konkav tarafında ve üst latissimus dorsi kasının konveks tarafında egzersiz sırasında azalma, egzersiz sonrasında artma meydana gelmiştir. Erektör spina kasının konveks ve konkav tarafında egzersiz sırasında artma, egzersiz sonrasında azalma meydana gelmiştir. Kas Silindiri egzersizinde üst latissimus dorsi kasının konkav ve konveks taraflarında egzersiz sırasında azalma, egzersiz sonrasında artma meydana gelmiştir. Frog on the Pond egzersizinde üst latissimus dorsi kasının konveks tarafında egzersiz sırasında azalma, egzersiz sonrasında artma meydana gelmiştir. Erektör spina kasının konveks ve konkav tarafında egzersiz sırasında artma, egzersiz sonrasında azalma meydana gelmiştir. Gevşek ve düzeltilmiş oturma postürü arasında sertlikte trapez kasının konveks ve konkav tarafında, distal latissimus dorsi kasının konkav tarafında anlamlı değişiklikler gözlemlenmiştir. Gevşek ve düzeltilmiş ayakta duruş postürü arasında tonusta trapez kasının konveks ve konkav tarafında anlamlı değişiklikler gözlemlenmiştir.

Decr (elastisite) parametresindeki değişiklikler: 50X, Kas Silindiri ve Door Handle egzersizlerinde anlamlı değişiklikler gözlemlenmemiştir. Frog on the Pond egzersizlerinde distal latissimus dorsi kasının konveks tarafında ve erektör spina kasının konveks ve konkav tarafında egzersiz sırasında artma, egzersiz sonrasında azalma meydana gelmiştir. Gevşek ve düzeltilmiş oturma postürü arasında decr (elastisite) parametresinde anlamlı değişiklikler gözlemlenmemiştir. Gevşek ve düzeltilmiş ayakta duruş postürü arasında decr (elastisite) parametresinde distal latissimus dorsi kasının konveks ve erektör spina kasının konveks tarafında anlamlı değişiklikler gözlemlenmiştir.

Creep (sünme) parametresindeki değişiklikler: 50X egzersizinde distal latissimus dorsi kasının konveks tarafında ve erektör spina kasının konveks ve konkav tarafında egzersiz sırasında azalma, egzersiz sonrasında artma meydana gelmiştir. Door Handle egzersizinde trapez kasının konkav tarafında, distal latissimus dorsi kasının konveks tarafında ve erektör spina kasının konveks ve konkav tarafında egzersiz sırasında azalma, egzersiz sonrasında artma meydana gelmiştir. Kas Silindiri egzersizinde distal latissimus dorsi kasının konveks tarafında, erektör spinanın konveks ve konkav tarafında egzersiz sırasında artma, egzersiz sonrasında azalma meydana gelmiştir. Frog On the Pond egzersizinde Distal latissimus dorsi kasının konveks tarafında, erektör spinanın konveks ve konkav tarafında egzersiz

sırasında artma, egzersiz sonrasında azalma meydana gelmiştir. Gevşek ve düzeltilmiş oturma postürü arasında creep (sünme) parametresinde trapez kasının konveks ve konkav tarafında, üst latissimus dorsi ve distal latissimus dorsi kasının konkav tarafında, erektör spina kasının konveks tarafında anlamlı değişiklikler gözlemlenmiştir. Gevşek ve düzeltilmiş ayakta durma postürü arasında tonusta trapez kasının konveks ve konkav tarafında, distal latissimus dorsi ve erektör spina kasının konveks tarafında anlamlı değişiklikler gözlemlenmiştir.

Gevşeme süresindeki (relax) değişiklikler: 50X egzersizinde distal latissimus dorsi kasının konveks ve konkav tarafında egzersiz sonrasında artma, erektör spina kasının konveks ve konkav tarafında egzersiz öncesinde azalma, egzersiz sonrasında artma meydana gelmiştir. Door Handle egzersizinde trapez kasının konkav tarafında ve üst latissimus dorsi kasının konveks tarafında egzersiz sırasında artma, distal latissimus dorsi kasının konveks tarafında, erektör spina kasının konveks ve konkav tarafında egzersiz sırasında azalma, egzersiz sonrasında artma meydana gelmiştir. Kas Silindiri egzersizinde üst latissimus dorsi kasının konveks ve konkav tarafında egzersiz sırasında artma, erektör spina kasının konveks ve konkav tarafında egzersiz sırasında azalma, egzersiz sonrası artma meydana gelmiştir. Gevşek ve düzeltilmiş oturma postürü arasında gevşeme süresinde (relax) trapez kasının konveks ve konkav tarafında, üst latissimus dorsi ve distal latissimus dorsi kasının konkav tarafında, erektör spina kasının konveks tarafında anlamlı değişiklikler gözlemlenmiştir. Gevşek ve düzeltilmiş ayakta duruş postürü arasında tonusta trapez kasının konveks ve konkav tarafında, distal latissimus dorsi ve erektör spina kasının konveks tarafında anlamlı değişiklikler gözlemlenmiştir.

Bu çalışmada elde edilen bulgular, kısa süreli egzersizlerin kasların tonus, sertlik (stiffness) ve gevşeme süresi (relax) gibi özellikleri üzerinde anlamlı etkiler oluşturabileceğini göstermiştir. Elde edilen veriler doğrultusunda şu önerilerde bulunulabilir:

- Uygulanan egzersizlerin skolyoz başta olmak üzere postüral bozukluklarda destekleyici olarak kullanılması mümkündür.
- Elastisite ve kalıcı doku adaptasyonu gibi uzun süreli değişikliklerin değerlendirilmesi için takip çalışmaları yapılması önerilir.
- Daha geniş örneklem gruplarıyla yapılacak araştırmalar, sonuçların genellenebilirliğini artıracaktır.

- Bu çalışma dört farklı egzersizin yalnızca kas aktivasyonu değil, aynı zamanda kasların biyomekanik özellikleri üzerinde de kısa vadeli etkiler oluşturduğunu ortaya koymuştur. Bu etkiler, skolyoz gibi postüral bozuklukların yönetiminde egzersiz reçetelerinin belirlenmesinde önemli bir rol oynamaktadır.
- Bu çalışma, gevşek ve düzeltilmiş duruşların skolyozlu bireylerde kasların biyomekanik özellikleri üzerinde farklı etkiler yarattığını ve bu etkilerin vücut tarafına (konveks/konkav) ve pozisyona (oturma/ayakta durma) bağlı olarak değiştiğini göstermektedir. Bu bulgular, skolyoz rehabilitasyonunda kişiselleştirilmiş postüral yaklaşımların önemini desteklemektedir.
- Skolyoz gibi omurga deformitelerinde, viskoelastik dengelerin bozulması hem hareket kalitesini hem de kas dengesini olumsuz yönde etkileyebilir. Bu bağlamda gerçekleştirilen çalışmamızda, skolyozlu bireylerde uygulanan egzersizlerin çeşitli kas gruplarında viskoelastik yanıtları anlamlı şekilde değiştirdiği gösterilmiştir.

7. KAYNAKÇA

- Acaroglu E, Bobe R, Enouf J, Marcucio R, Moldovan F, Moreau A. The metabolic basis of adolescent idiopathic scoliosis: 2011 report of the “metabolic” workgroup of the Fondation Yves Cotrel. *European Spine Journal*. 2012;21(6):1033-42.
- Adigozali, H., Shadmehr, A., Ebrahimi, E., Rezasoltani, A., & Naderi, F. (2016). Ultrasonography for the assessment of the upper trapezius properties in healthy females: A reliability study. *Muscles, Ligaments and Tendons Journal*, 6(1), 167–172. <https://doi.org/10.11138/mltj/2016.6.1.167>
- Afsharipour, B., Petracca, F., Gasparini, M., & Merletti, R. (2016). Spatial distribution of surface EMG on trapezius and lumbar muscles of violin and cello players in single note playing. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 31, 144–153. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2016.10.003>
- Altaf, M., Khan, A., & Faiz, M. (2013). The impact of financial stress on academic performance: Evidence from Pakistan. *Journal of Educational Research*, 16(2), 45–58.
- Akçay, E., & Çolak, T. K. (2020). Skolyoz tedavisinde kullanılan korse çeşitleri ve etki mekanizmaları. *Fizyoterapi Rehabilitasyon*, 31(1), 50–57.
- Akçay, B., Çolak, T. K. & Apti, A (2023). Effect of standing and sitting postures on the angle of trunk rotation in patients with adolescent idiopathic scoliosis. *Journal of Turkish Spinal Surgery*, 34(3), 149–154. <https://doi.org/10.4274/jtss.galenos.2023.08370>
- Akpınar, Z. (2022). Physiotherapeutic scoliosis-specific exercise methodologies used for conservative treatment of adolescent idiopathic scoliosis, and their effectiveness: An extended literature review of current research and practice. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 19(15), 9240. <https://doi.org/10.3390/ijerph19159240>
- Apostolopoulos, N., Metsios, G. S., Flouris, A. D., Koutedakis, Y., & Wyon, M. A. (2015). The relevance of stretch intensity and position: a systematic review. *Physical Therapy in Sport*, 16(3), 238–244. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2015.02.002>
- Asgari, M., Sanjari, M. A., Chehrehrizi, M., & Daneshmandi, H. (2020). Trunk muscle activity and center of pressure characteristics during standing posture in adolescents with idiopathic scoliosis. *Gait & Posture*, 75, 98–103. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.10.020>
- Berdishevsky, H., Rigo, M., & Weidner, S. (2016). Evidence-based physical therapy for scoliosis: A critical review of the literature. *Scoliosis & Spinal Disorders*, 11(1), 1–8.
- Borysov, M., Borysov, A., & Moramarco, M. (2020). *Evaluation of the Lehnert-Schroth Classification Validity in Physiotherapeutic Management of Idiopathic Scoliosis*.
- Bondarenko, K. K., Bondarenko, A. E., & Korshuk, M. M. (2023). Changes in the functional state of skeletal muscles in badminton players during the formation of the mechanism of adaptation to motor activity. *Physical Rehabilitation and*

- Recreational Technologies*, 20(3), 126–134. <https://doi.org/10.51523/2708-6011.2023-20-3-14>
- Brown, R., Patel, S., & Kumar, N. (2020). Viscoelastic properties of paraspinal muscles in scoliosis. *Spine*, 45(11), 765–773.
- Burger, M., Coeckelberghs, E., Cagnie, B., & Danneels, L. (2019). Effectiveness of the Schroth method in adolescent idiopathic scoliosis: A systematic review and meta-analysis. *European Spine Journal*, 28(8), 1843–1857. <https://doi.org/10.1007/s00586-019-05904-2>
- Burwell, R. G., Dangerfield, P. H., Moulton, A., Grivas, T. B., & Cheng, J. C. (2013). Whither the etiopathogenesis (and scoliogeny) of adolescent idiopathic scoliosis? Incorporating presentations on scoliogeny at the 2012 IRSSD and SRS meetings. *Scoliosis*, 8(1), 4. <https://doi.org/10.1186/1748-7161-8-4>
- Çolak, T., Akçay, B., & Aptı, A. (2020). Skolyoz tedavisinde Schroth yöntemi. *Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi Dergisi*, 7(1), 1–12. <https://doi.org/10.21020/husbfd.601264>
- Çolak, T. K., Aptı, A., Dereli, E. E., Özdiñler, A. R., & Çolak, İ. (2015). Scoliosis screening results of primary school students (11–15 years old group) in the west side of Istanbul. *Journal of Physical Therapy Science*, 27(9), 2797–2801.
- Çolak, T. K., Dereli, E. E., & Yalçın, S. (2020). Skolyozlu bireylerde Schroth egzersizlerinin uygulanışı ve fizyoterapist katkıları. *Türkiye Klinikleri Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Özel Sayısı*, 11(1), 42–50.
- Chaudhry, H., Bukiet, B., Ji, Z., & Findley, T. (2008). Review: Viscoelastic behavior of human muscle and tendon. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 12(3), 224–233.
- Cheung, J., Halbertsma, J. P. K., Veldhuizen, A. G., Sluiter, W. J., Maurits, N. M., Cool, J. C., & van Horn, J. R. (2005). A preliminary study on electromyographic analysis of the paraspinal musculature in idiopathic scoliosis. *European Spine Journal*, 14(2), 130–137. <https://doi.org/10.1007/s00586-004-0721-7>
- Cheung, C. S., Lee, W. T., Tse, Y. K., Guo, X., & Qin, L. (2009). Generalized osteopenia in adolescent idiopathic scoliosis—association with abnormal pubertal growth, bone turnover, and calcium intake? *Journal of Bone and Mineral Research*, 24(4), 751–761. <https://doi.org/10.1359/jbmr.081219>
- Çevik Saldıran, T. (2020). *Cinsiyet Farklılığının Alt Ekstremitte Kas Kuvveti ve Kas Mekanik Özelliklerinde Oluşturduğu Değişiklikler: Bir Pilot Çalışma*.
- Dankel, S., & Razzano, B. M. (2020). The impact of acute and chronic resistance exercise on muscle stiffness: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Ultrasound*, 23, 1–8. <https://doi.org/10.1007/s40477-020-00486-3>
- Dereli, E. E., Yalçın, S., & Kuru Çolak, T. (2021). Skolyoz tedavisinde fizyoterapi yaklaşımları. *Fizyoterapi ve Rehabilitasyon*, 32(2), 123–130.
- Doménech J, Tormos JM, Barrios C, Pascual-Leone A. Motor cortical hyperexcitability in idiopathic scoliosis: could focal dystonia be a subclinical etiological factor? *European Spine Journal*. 2010;19(2):223-30
- Feng, Y., Niu, H., Li, Z., Lin, Z., & Zhang, Y. (2018). Assessment of mechanical properties of skeletal muscle and fascia in young females using a myotonometry

- device: A reliability and feasibility study. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 22(2), 314–321. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2017.05.017>
- Ford, D. M., Bagnall, K. M., McFadden, K. D., Greenhill, B. J., & Raso, V. J. (1984). Title of the article. *Journal of Clinical Gastroenterology*, 6(2), 123–135. <https://doi.org/10.1097/00007632-198405000-00008>
- Fusco, C., Zaina, F., Atanasio, S., Romano, M., Negrini, A., & Negrini, S. (2014). Physical exercises in the treatment of adolescent idiopathic scoliosis: An updated systematic review. *Physiotherapy Theory and Practice*, 30(6), 454–462.
- Fusco, C., Zaina, F., Atanasio, S., Romano, M., Negrini, A., & Negrini, S. (2011). Physical exercises in the treatment of adolescent idiopathic scoliosis: An updated systematic review. *Physiotherapy Theory and Practice*, 27(1), 80–114. <https://doi.org/10.3109/09593985.2010.503990>
- Gajdosik, R. L. (2001). Passive extensibility of skeletal muscle: Review of the literature with clinical implications. *Clinical Biomechanics*, 16(2), 87–101.
- Garcia-Bernal, M. I., Heredia-Rizo, A. M., Gonzalez-Garcia, P., Cortés-Vega, M. D., & Casuso Holgado, M. J. (2021). Validity and reliability of myotonometry for assessing muscle viscoelastic properties in patients with stroke: a systematic review and meta-analysis. *Scientific reports*, 11(1), 5062.
- Gaudreault, N., St-Pierre, D. M. M., & Dansereau, J. (2005). Muscle fiber type alterations in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine*, 30(10), E328–E334. <https://doi.org/10.1097/01.brs.0000163557.50937.10>
- Gozdzialaska A, Tomaszewski R, Czaprowski D, et al. (2016). "Vitamin D Status in Children with Idiopathic Scoliosis." *BMC Pediatrics*, 16(1), 1–6.
- Goldstein, L. A., & Waugh, T. R. (1973). Classification and terminology of scoliosis. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 93, 10–22. <https://doi.org/10.1097/00003086-197306000-00003>
- Grivas, T. B. (2008). *The conservative scoliosis treatment: 1st SOSORT instructional course lectures book*. IOS Press.
- Grivas, T. B., & Savvidou, O. D. (2007). *Melatonin the “light of night” in human biology and adolescent idiopathic scoliosis*. *Scoliosis*, 2(1). doi:10.1186/1748-7161-2-6
- Grivas TB, Vasiliadis E, Mouzakis V, Mihos C, Koufopoulos G. Association ^[1] between adolescent idiopathic scoliosis prevalence and age at menarche in ^[2]different geographic latitudes. *Scoliosis*. 2006;1:9
- Gubler-Hanna, C., Laskin, J., Marx, B. J., & Leonard, C. T. (2007). Construct validity of myotonometric measurements of muscle compliance as a measure of strength. *Physiological Measurement*, 28(8), 913–923. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/28/8/003>
- Guo, M., Zhao, Y., Zhang, J., Xu, J., & Du, J. (2023). Acute effects of core stabilization training on lumbar paraspinal muscle elasticity and contraction velocity: An elastography study. *PLOS ONE*, 18(3), e0281985. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0281985>

- Hawes, M. C. (2003). The use of exercises in the treatment of scoliosis: An evidence-based critical review of the literature. *Pediatric Rehabilitation*, 6(3–4), 171–182. <https://doi.org/10.1080/13638490310001636899>
- Houglum, P. A. (2016). *Therapeutic exercise for musculoskeletal injuries* (4th ed.). Human Kinetics.
- Jarosz, J., Waugh, C. M., Brown, J., New, K., Grabski, A. M., Kisiel-Sajewicz, K., & Garmirian, L. (2021). Effects of blood flow restriction on mechanical properties of the rectus femoris muscle at rest. *Frontiers in Physiology*, 12, 660296. <https://doi.org/10.3389/fphys.2021.660296>
- Ippolito, E., & Ponseti, I. V. (1981). Juvenile kyphosis: Histological and histochemical studies. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 63(2), 175–182.
- Joseph, B., Varghese, R. A., Mulpuri, K., & Rajan, R. (2007). Progression of idiopathic scoliosis during puberty: A longitudinal study. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 27(3), 282–287.
- Kebaetse, M., Cuddeford, T., & St. John, T. A. (2004). Functional thoracic kyphosis: Flexibility and postural correction. *Manual Therapy*, 9(2), 86–91. [https://doi.org/10.1016/S1356-689X\(03\)00075-4](https://doi.org/10.1016/S1356-689X(03)00075-4)
- Kawczyński, A., Mroczek, D., Góra, T., & Juras, G. (2018). Trapezius viscoelastic properties are heterogeneously changed after eccentric exercise. *PLoS ONE*, 13(12), e0209577. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0209577>
- Kawama, R., Hojo, T., & Wakahara, T. (2022). Acute changes in passive stiffness of the individual hamstring muscles induced by resistance exercise: Effects of muscle length and exercise duration. *European Journal of Applied Physiology*, 123, 655–666. <https://doi.org/10.1007/s00421-022-05092-1>
- Kikanloo, S. D., Takahashi, A., Saito, T., Kubo, M., & Matsumoto, M. (2019). Genome-wide association study identifies 14 previously unreported susceptibility loci for adolescent idiopathic scoliosis in Japanese. *Nature Communications*, 10(1), 3685. <https://doi.org/10.1038/s41467-019-11596-w>
- Kim, S. Y., Kwon, O. Y., Park, K. N., Kim, J. W., & Kim, S. H. (2015). Comparison of muscle activity during slouched and erect sitting postures in individuals with and without low back pain. *Journal of Physical Therapy Science*, 27(3), 939–942. <https://doi.org/10.1589/jpts.27.939>
- Kim H, Kim HS, Moon ES, Yoon C-S, Chung T-S, Song H-T, et al. Scoliosis Imaging: What Radiologists Should Know. *RadioGraphics*. 2010;30:1823-42.
- Kocur, P., Tomczak, M., Wiernicka, M., Goliwś, M., Lewandowski, J., & Łochyński, D. (2019). Relationship between age, BMI, head posture and superficial neck muscle stiffness and elasticity in adult women. *Scientific reports*, 9(1), 8515.
- Ko, C. Y., Choi, H. J., Ryu, J., & Kim, G. (2018). Between-day reliability of MyotonPRO for the non-invasive measurement of muscle material properties in the lower extremities of patients with a chronic spinal cord injury. *Journal of Biomechanics*, 73, 60–65. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.03.026>

- Kon, M., Ikeda, T., Homma, T., & Suzuki, Y. (2012). Effects of low-intensity resistance exercise under acute systemic hypoxia on hormonal responses. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 26(3), 611–617.
- Kuo, Y. L., Wang, Y. H., Huang, K. Y., & Huang, Y. C. (2020). The influence of postural correction on spinal load and passive tissue creep in adults with chronic low back pain. *Clinical Biomechanics*, 75, 105088. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2020.105088>
- Kuru, T., Yeldan, İ., Dereli, E. E., Özdiñler, A. R., Dikici, F., & Çolak, İ. (2015). *The efficacy of three-dimensional Schroth exercises in adolescent idiopathic scoliosis: a randomized controlled clinical trial*. *Clinical Rehabilitation*, 30(2), 181–190. <https://doi.org/10.1177/0269215515575745>
- Lebel, A., Lebel, V. A., & Jaremko, J. L. (2013). MRI evaluation of paraspinal muscle morphology and composition in adolescent idiopathic scoliosis: A qualitative and quantitative analysis. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 37(5), 1234–1240. <https://doi.org/10.1002/jmri.23835>
- Lehnert-Schroth, C. (2007). *Three-dimensional treatment for scoliosis: A physiotherapeutic method for deformities of the spine* (6th ed.). The Martindale Press.
- Lehnert-Schroth, C. (1981). *Drei-dimensionale Skoliosebehandlung* [Three-dimensional scoliosis treatment]. Stuttgart: Gustav Fischer Verlag.
- Leikin, M., & Lipsky, M. S. (2003). Exercise. In B. K. Kipen & P. H. Ward (Eds.), *The health effects of outdoor air pollution* (pp. 181–189). Jossey-Bass.
- Le Rumeur, E., Carré, F., Bernard, A., Bansard, J., Rochcongar, P., & de Certaines, J. D. (1994). Multiparametric classification of muscle T1 and T2 relaxation times determined by magnetic resonance imaging. The effects of dynamic exercise in trained and untrained subjects. *The British Journal of Radiology*, 67(794), 150–156. <https://doi.org/10.1259/0007-1285-67-794-150>
- Lewis, J. S., & Valentine, R. E. (2010). Clinical measurement of the thoracic kyphosis: A study of the intra-rater reliability in subjects with and without shoulder pain. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 11, 39. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-11-39>
- Li, X., Zhang, Y., Wang, H., & Chen, L. (2024). Prevalence and characteristics of idiopathic scoliosis: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Orthopaedic Research*, 42(1), 25–34.
- Lieber, R. L. (2010). *Skeletal Muscle Structure, Function, and Plasticity: The Physiological Basis of Rehabilitation*. Lippincott Williams & Wilkins.
- Lou E, Hill D. Brace treatment for adolescent idiopathic scoliosis. 2008.
- Liu, H., Wang, S., Zheng, Z., Zhang, Y., Liu, J., Zhu, F., Qiu, Y., & Mao, S. (2019). Asymmetric biomechanical characteristics of the paravertebral muscle in adolescent idiopathic scoliosis. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 20, Article 121. <https://doi.org/10.1186/s12891-019-2536-5>
- Lohr, C., Braumann, K.-M., Reer, R., Schroeder, J., & Schmidt, T. (2018). Reliability of tensiomyography and myotonometry in detecting mechanical and contractile characteristics of the lumbar erector spinae in healthy volunteers. *European*

- Journal of Applied Physiology*, 118(7), 1349–1359.
<https://doi.org/10.1007/s00421-018-3867-2>
- Lonstein JE, Carlson J. The prediction of curve progression in untreated idiopathic scoliosis during growth. *JBJS*. 1984;66(7):1061-71.
- Luk, K. D. K., Lee, C. F., Cheung, K. M. C., Cheng, J. C. Y., Ng, B. K. W., Lam, T. P., & Mak, K. H. (2010). Clinical effectiveness of school screening for adolescent idiopathic scoliosis: A large population-based retrospective cohort study. *Spine*, 35(17), 1607–1614. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e3181bc98fb>
- Lukas, K., Gutschmidt, K., Schoser, B., & Wenninger, S. (2023). Evaluation of myotonometry for myotonia, muscle stiffness and elasticity in neuromuscular disorders. *Journal of neurology*, 270(11), 5398–5407.
- Lieber, R. L. (2010). *Skeletal Muscle Structure, Function, and Plasticity: The Physiological Basis of Rehabilitation*. Lippincott Williams & Wilkins.
- Machida, M., Dubousset, J., Imamura, Y., Miyashita, Y., Yamada, T., & Kimura, J. (1996). Melatonin: A possible role in pathogenesis of adolescent idiopathic scoliosis. *Spine*, 21(10), 1147–1152. <https://doi.org/10.1097/00007632-199605150-00005>
- Machida, M., Dubousset, J., Yamada, T., & Kimura, J. (2009). Serum melatonin levels in adolescent idiopathic scoliosis: Prediction and prevention for curve progression – A prospective study. *Journal of Pineal Research*, 46(3), 344–348. <https://doi.org/10.1111/j.1600-079X.2009.00669.x>
- Magid, A., & Law, D. J. (1985). Myosin content and contractile properties of skinned muscle fibers from normal and hypertrophic skeletal muscle. *Journal of Applied Physiology*, 59(3), 857-863.
- Mahaudens, P., Banse, X., Mousny, M., & Detrembleur, C. (2022). A narrative review of surface EMG studies investigating asymmetrical paraspinal muscle activation in adolescent idiopathic scoliosis. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 64, 102619. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2022.102619>
- Martín-Fuentes, I., Oliva-Lozano, J. M., & Muyor, J. M. (2020). *Electromyographic activity in deadlift exercise and its variants. A systematic review*. *PLOS ONE*, 15(2), e0229507. doi:10.1371/journal.pone.0229507
- McDonald, D., Wan, A., McPhee, M., Tucker, K., & Hug, F. (2016). Reliability of shear wave elastography for the evaluation of passive muscle stiffness in human. *Journal of Biomechanics*, 49(7), 1281–1285.
- Mooney, K., Stutz, J., & Tayim, R. J. (2013). Quantitative monitoring of muscle health and function using the MyotonPRO device. *Biomedical Sciences Instrumentation*, 49, 232–237. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23686166/>
- Mustalampi, S., Häkkinen, A., Kautiainen, H., Weir, A., & Ylinen, J. (2013). Responsiveness of muscle tone characteristics to progressive force production. *Journal of strength and conditioning research*, 27(1), 159–165.
- Myoton, A. S. (2016). MyotonPRO digital palpation. User manual.
- Nguyen, A. P., Detrembleur, C., Fisette, P., Selves, C., & Mahaudens, P. (2022). MyotonPro Is a Valid Device for Assessing Wrist Biomechanical Stiffness in

- Healthy Young Adults. *Frontiers in Sports and Active Living*, 4. <https://doi.org/10.3389/fspor.2022.797975>
- Negrini, S., Antonini, G., Carabalona, R., & Minozzi, S. (2003). Physical exercises as a treatment for adolescent idiopathic scoliosis: A systematic review. *Pediatric Rehabilitation*, 6(3–4), 227–235. <https://doi.org/10.1080/13638490310001636808>
- Negrini, S., Antonini, G., Carabalona, R., & Minozzi, S. (2008). Physical exercises as a treatment for adolescent idiopathic scoliosis: A systematic review. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 18(3), 325–333.
- Negrini, S., Donzelli, S., Aulisa, A. G., Czaprowski, D., Schreiber, S., de Mauroy, J. C., & Grivas, T. B. (2011). 2011 SOSORT guidelines: Orthopaedic and rehabilitation treatment of idiopathic scoliosis during growth. *Scoliosis*, 6(1), 26. <https://doi.org/10.1186/1748-7161-6-26>
- Negrini, S., Grivas, T. B., Kotwicki, T., Maruyama, T., Rigo, M., & Weiss, H. R. (2012). 2011 SOSORT guidelines: orthopaedic and rehabilitation treatment of idiopathic scoliosis during growth. *Scoliosis*, 7(1), 3. <https://doi.org/10.1186/1748-7161-7-3>
- Negrini, S., Aulisa, A. G., Aulisa, L., Circo, A. B., de Mauroy, J. C., Durmala, J., ... Zaina, F. (2012). 2011 SOSORT guidelines: Orthopaedic and rehabilitation treatment of idiopathic scoliosis during growth. *Scoliosis*, 7(1), 3. <https://doi.org/10.1186/1748-7161-7-3>
- Negrini, S., Donzelli, S., Aulisa, A. G., Czaprowski, D., Schreiber, S., de Mauroy, J. C., ... & Zaina, F. (2018). 2016 SOSORT guidelines: Orthopaedic and rehabilitation treatment of idiopathic scoliosis during growth. *Scoliosis and Spinal Disorders*, 13(1), 1–48. <https://doi.org/10.1186/s13013-017-0145-8>
- Nielsen, D. H., Skalicky, M., & Nielsen, S. L. (1998). Influence of physical exercise on aging rats. III. Lifelong exercise and viscoelastic properties of Achilles tendon. *Mechanisms of Ageing and Development*, 100(2), 243–260. [https://doi.org/10.1016/S0047-6374\(97\)00147-2](https://doi.org/10.1016/S0047-6374(97)00147-2)
- Orner, S., Kratzer, W., Schmidberger, J., & Grüner, B. (2018). Quantitative tissue parameters of Achilles tendon and plantar fascia in healthy subjects using a handheld myotonometer. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 22(1), 105–111. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2017.06.015>
- Otman S, Kose N, Yakut Y. The efficacy of Schroth's 3-dimensional exercise therapy in the treatment of adolescent idiopathic scoliosis in Turkey. *Neurosciences (Riyadh)*. 2005;10(4):277-83.
- Öztürk, D., Tiftikci, U., Atıcı, A., Turan, D., Kılınç, H. E., & Tunay, V. B. (2021). The measurement of stiffness for major muscles with shear wave elastography and Myoton: A quantitative analysis study. *Diagnostics*, 11(3), 524. <https://doi.org/10.3390/diagnostics11030524>
- Qiu Y, Zhu F, Wang B, Yu Y, Zhu ZZ, Qian BP, Zhu LH. Clinical etiological classification of scoliosis: report of 1289 cases. *Orthop Surg*. 2009 Feb;1(1):12-6.
- Page P. (2012). Current concepts in muscle stretching for exercise and rehabilitation. *International journal of sports physical therapy*, 7(1), 109–119. 60.

- Park, S. Y., & Kim, Y. H. (2016). The effect of core stability exercises on postural control and muscle activity in people with postural imbalance. *Journal of Physical Therapy Science*, 28(9), 2585–2589. <https://doi.org/10.1589/jpts.28.2585>
- Park, S. Y., & Kim, Y. T. (2016). Effects of core stabilization exercise on the posture of adults with postural imbalance. *Journal of Physical Therapy Science*, 28(2), 596–599.
- Park, S., & Yoo, W. (2013). *Selective activation of the latissimus dorsi and the inferior fibers of trapezius at various shoulder angles during isometric pull-down exertion. Journal of Electromyography and Kinesiology*, 23(6), 1350–1355. doi:10.1016/j.jelekin.2013.08.006
- Park, J.-Y., Park, G. D., Lee, S.-G., & Lee, J.-C. (2013). The effect of scoliosis angle on center of gravity sway. *Journal of Physical Therapy Science*, 25(12), 1629–1631. <https://doi.org/10.1589/jpts.25.1629>
- Patten, S. A., Valdes-Flores, M., Evano, B., Drapeau, P., & Parent, S. (2011). Novel gene variants in adolescent idiopathic scoliosis link hormone signaling and extracellular matrix regulation. *Journal of Clinical Investigation*, 121(8), 3273–3282. <https://doi.org/10.1172/JCI45644>
- Paz, de, Lettner, J., Królikowska, A., Ramadanov, N., Oleksy, Ł., Tarek Hakam, H., Becker, R., & Prill, R. (2024). Evaluating the Reliability of MyotonPro in Assessing Muscle Properties: A Systematic Review of medicina Evaluating the Reliability of MyotonPro in Assessing Muscle Properties: A Systematic Review of Diagnostic Test Accuracy. <https://doi.org/10.3390/medicina60060851>
- Pingot, M., Czernicki, J., Kubacki, J., & Kmiecik, Ł. (2007). The assessment of muscle strength of hip-joints in lateral idiopathic scoliosis. *Ortopedia Traumatologia Rehabilitacja*, 9(6), 625–633.
- Radebold, A., Cholewicki, J., Polzhofer, G. K., & Greene, H. S. (2001). Impaired postural control of the lumbar spine is associated with delayed muscle response times in patients with chronic low back pain. *Spine*, 26(7), 724–730. <https://doi.org/10.1097/00007632-200104010-00004>
- Rigo, M., Reiter, C., & Weiss, H. R. (2003). Effect of conservative management on the prevalence of surgery in patients with adolescent idiopathic scoliosis. *Pediatric Rehabilitation*, 6(3–4), 209–214. <https://doi.org/10.1080/13638490310001636871>
- Reamy, B. V., & Slakey, J. B. (2001). Adolescent idiopathic scoliosis: Review and current concepts. *American Family Physician*, 64(1), 111–116.
- Roaf, R. (1956). Scoliosis. *International Journal of Clinical Practice*, 10.
- Rotllan, C., Corbi, F., & Viscor, G. (2024). Muscle tone, stiffness, and elasticity in elite female cyclists after consecutive short competitions. *Translational Sports Medicine*, Article 2434494. <https://doi.org/10.1155/2024/2434494>
- Rowe, D. E., Bernstein, S. M., Riddick, M. F., Adler, F., & Emans, J. B. (1997). A meta-analysis of the efficacy of non-operative treatments for idiopathic scoliosis. *Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 79(5), 664–674.

- Schreiber S, Parent EC, Moez EK, Hedden DM, Hill D, Moreau MJ, et al. The effect of Schroth exercises added to the standard of care on the quality of life and muscle endurance in adolescents with idiopathic scoliosis—an assessor and statistician blinded randomized controlled trial:“SOSORT 2015 Award Winner”. *Scoliosis*. 2015;10(1):24.
- Schreiber, S., Parent, E. C., Khodayari Moez, E., Hedden, D. M., Hill, D. L., Moreau, M. J., & Lou, E. (2016). The effect of Schroth exercises added to the standard of care on the quality of life and muscle endurance in adolescents with idiopathic scoliosis—An assessor and statistician blinded randomized controlled trial. *PLOS ONE*, 11(1), e0145985. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0145985>
- Schoenrock, B., Zander, V., Dern, S., Limper, U., Mulder, E., Verakšitš, A., Viir, R., Kramer, A., Stokes, M., Salanova, M., Peipsi, A., & Blottner, D. (2018). Bed rest, exercise countermeasure and reconditioning effects on the human resting muscle tone system. *Frontiers in Physiology*, 9, Article 810. <https://doi.org/10.3389/fphys.2018.00810>
- Shen, X.; Yang Z.; Zhang P.; Xu Y.; Wang J. (2023). Effects of balance training combined with Schroth therapy on adolescents with mild idiopathic scoliosis: A six-week randomized controlled trial. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 36(6), 1365-1373.
- Shimada, S., Sasaki, S., Imura, S., & Suzuki, K. (1988). The influence of exercise on patellar tendon reflex. *Rigakuryoho Kagaku*, 3(75–80).
- Seleviciene, E., Mickeviciene, D., & Cesnaitiene, V. J. (2022). The effectiveness of conservative treatment in adolescents with idiopathic scoliosis: A systematic review. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 19(6), 3147. <https://doi.org/10.3390/ijerph19063147>
- Smith, C. A., & Johnson, M. T. (2010). The effect of stretching on muscle tone and stiffness. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 14(3), 230–237.
- Simoneau, M., Mercier, P., & Blouin, J. (2006). Altered sensory–motor control in adolescent idiopathic scoliosis. *Journal of Neurophysiology*, 96(6), 3201–3210. <https://doi.org/10.1152/jn.00341.2006>
- Solberg, M. (2008). *Understanding scoliosis: A guide for patients and families*. Scoliosis Publishing.
- Stokes, I. A. F. (1994). Mechanical effects on skeletal growth. *Journal of Musculoskeletal & Neuronal Interactions*, 4(1), 128–132.
- Suh, S. W., Modi, H. N., Yang, J. H., & Hong, J. Y. (2011). Idiopathic scoliosis in Korean schoolchildren: A prospective screening study of over 1 million children. *European Spine Journal*, 20(7), 1087–1094. <https://doi.org/10.1007/s00586-011-1721-8>
- Taş, S., Salkın, Y., Kara, M., & Özçakar, L. (2021). MyotonPRO is a reliable and repeatable tool for measuring mechanical properties of the upper limb muscles in patients with chronic stroke. *Scientific Reports*. Advance online publication.
- Tsai, Y.-T., Leong, C.-P., Huang, Y.-C., Kuo, S.-H., Wang, H.-C., Yeh, H.-C., & Lau, Y.-C. (2010). The electromyographic responses of paraspinal muscles during isokinetic exercise in adolescents with idiopathic scoliosis with a Cobb's angle less than fifty degrees. *Chang Gung Medical Journal*, 33(5), 540–550.

- Thys, H., Faraggiana, T., & Margaria, R. (1972). Utilization of muscle elasticity in exercise. *Journal of Applied Physiology*, 32(4), 491–494. <https://doi.org/10.1152/JAPPL.1972.32.4.491>
- Uğraş, A. A., Bıçakçı, U., & Coşkun, A. (2010). School screening for scoliosis in Sivas, Turkey. *Journal of Pediatric Orthopaedics B*, 19(1), 1–4. <https://doi.org/10.1097/BPB.0b013e32832e3b0b>
- Uysal, Ö., Delioğlu, K., & Firat, T. (2021). The effects of hamstring training methods on muscle viscoelastic properties in healthy young individuals. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 31(2), 371–379.
- van der Linden, M. L., Alexander, C. M., & Morris, S. L. (1992). Muscle function in scoliosis. *Physiotherapy*, 78(12), 876–885. [https://doi.org/10.1016/S0031-9406\(10\)61716-5](https://doi.org/10.1016/S0031-9406(10)61716-5)
- Van Looke, M., Simms, C. K., & Lyons, C. G. (2009). Viscoelastic properties of passive skeletal muscle in compression-cyclic behaviour. *Journal of Biomechanics*, 42(8), 1038–1048.
- Wages, N. P., Beck, T. W., Ye, X., & Hofford, C. W. (2016). *Examination of the resting mechanomyographic mean frequency responses for the postural tonus muscles following resistance exercise. Biomedical Physics & Engineering Express*, 2(1), 015002. doi:10.1088/2057-1976/2/1/015002
- Wang, D., Shi, L., Chu, W. C., Burwell, R. G., & Cheng, J. C. Y. (2010). The consensus and controversy in idiopathic scoliosis: A review of the literature. *Spine*, 35(7), E302–E312. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e3181c4b23e>
- Watts, H. G., Hall, J. E., & Stanish, W. D. (2005). Muscle imbalance and scoliosis: Pathogenesis and potential interventions. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 435, 49–55.
- Weinstein, S. L., Dolan, L. A., Wright, J. G., & Dobbs, M. B. (2013). Effects of bracing in adolescents with idiopathic scoliosis. *New England Journal of Medicine*, 369(16), 1512–1521.
- Weiss H. R. The Effect of an Exercise Program on Vital Capacity and Rib Mobility in Patients with Idiopathic Scoliosis. *Spine*. 1991;1.
- Weiss, H. R. (1993). *Imbalance of electromyographic activity and physical rehabilitation of patients with idiopathic scoliosis. European Spine Journal*, 1(4), 240–243.
- Weiss, H. R. (2010). *Classification systems for scoliosis—a review. Pediatric Rehabilitation*, 13(4), 323–330.
- Weiss, H. R., Weiss, G. M., & Petermann, F. (2003). Incidence of curvature progression in idiopathic scoliosis patients treated with scoliosis intensive rehabilitation exercise program (SIR). *Pediatric Rehabilitation*, 6(3–4), 173–179. <https://doi.org/10.1080/13638490310001636862>
- Weiss, H.-R., Negrini, S., Rigo, M., Kotwicki, T., Hawes, M. C., ... Landauer, F. (2006). *Indications for conservative management of scoliosis (guidelines). Scoliosis*, 1(1).
- Weiss, H. R., Lehnert-Schroth, C., & Moramarco, M. (2015). *The Schroth method: Advancements in conservative scoliosis treatment*. IOS Press.

- Weiss, H. R. (2011). Physical therapy intervention studies on idiopathic scoliosis—Review with the focus on inclusion criteria. *Scoliosis*, 6, 17. <https://doi.org/10.1186/1748-7161-6-17>
- Weiss, H. R.; Lehnert-Schroth, C.; Moramarco, M.; & Moramarco, K. (2022). *Schroth Therapy Advancements in Conservative Scoliosis Treatment* (3rd Edition). <https://doi.org/10.9734/bpi/mono/978-93-5547-321-9>
- Wilczyński, J., & Karolak, P. (2021). Relationship between electromyographic frequency of the erector spinae and location, direction, and number of spinal curvatures in children with scoliotic changes. *Risk Management and Healthcare Policy*, 14, 1881–1896. <https://doi.org/10.2147/RMHP.S310398>
- Wong, A., & Figueroa, A. (2019). The effects of low intensity resistance exercise on cardiac autonomic function and muscle strength in obese postmenopausal women. *Journal of Aging and Physical Activity*.
- Yamazaki, Y., Sato, D., Yamashiro, K., Nakano, S., Onishi, H., & Maruyama, A. (2019). Acute low-intensity aerobic exercise modulates intracortical inhibitory and excitatory circuits in an exercised and a non-exercised muscle in the primary motor cortex. *Frontiers in Physiology*.
- Yeung, K. H., Man, G. C. W., Shi, L., Hui, S. C. N., Chiyanka, C., Lam, T. P., et al. (2019). Magnetic resonance imaging-based morphological change of paraspinal muscles in girls with adolescent idiopathic scoliosis. *Spine*, 44(19), 1356–1363. <https://doi.org/10.1097/BRS.0000000000003093>
- Yılmaz, H., Demirtaş, A., Koç, B., & Arslan, M. (2020). Türkiye’de okul çağı çocuklarında skolyoz prevalansı: 16.045 öğrenci ile kesitsel bir çalışma. *Türk Ortopedi ve Travmatoloji Dergisi*, 34(2), 110–117.
- Yılmaz, H. G., Zateri, C., Kusvuran Özkan, A., Kayalar, G., & Berk, R. H. (2018). *Türkiye adölesan idiyopatik skolyoz prevalans araştırması*. Türkiye Cumhuriyeti Sağlık Bakanlığı Sağlık Hizmetleri Genel Müdürlüğü.
- Zhang, K., Zhang, J., Li, M., Tang, Z., Li, X., & Qiu, Y. (2024). The role of the paraspinal muscles in the development of adolescent idiopathic scoliosis based on surface electromyography and radiographic analysis. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 25(1), 130. <https://doi.org/10.1186/s12891-024-07329-w>
- Zhang, H., Guo, C., Tang, M., Liu, S., Li, J., Guo, Q., Chen, L., & Zhao, S. (2015). Prevalence of scoliosis among primary and middle school students in Mainland China: A systematic review and meta-analysis. *Spine*, 40(1), 41–49. <https://doi.org/10.1097/BRS.0000000000000664>
- Zapata, K. A., Wang-Price, S. S., Sucato, D. J., & Dempsey-Robertson, M. (2015). Ultrasonographic measurements of paraspinal muscle thickness in adolescent idiopathic scoliosis: A comparison and reliability study. *Pediatric Physical Therapy*, 27(2), 119–125. <https://doi.org/10.1097/PEP.0000000000000137>
- Zapata, K. A., Sucato, D. J., Jo, C. H., & Parent, S. (2019). Skeletally immature patients with adolescent idiopathic scoliosis curves 15°–24° are at high risk for progression. *Spine Deformity*, 7(5), 870–874. <https://doi.org/10.1016/j.jspd.2019.01.001>
- Zeng, W., Lui, L. M., Shi, L., Wang, D., Chu, W. C., Cheng, J. C., et al. (2010). Shape analysis of vestibular systems in adolescent idiopathic scoliosis using

geodesic spectra. In *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention – MICCAI 2010*. Springer.



8. EKLER

EK 8.1. Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formu



BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU



GÖNÜLLÜLERİN BİLGİLENDİRİLDİĞİ VE RIZASININ ALINDIĞINI GÖSTEREN
“BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU”NDA YER ALMASI GEREKEN HUSUSLAR

“BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU” nun aşağıda yer alan konularla ilgili açıklamaları içerecek şekilde araştırmaya uyarlanarak hazırlanması gerekmektedir. “Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formu” düzenlendikten sonra başvuru formuna eklenmelidir.

1. a- Araştırma ile ilgili çalışmaların açıklanması
- ▶ b- Araştırmanın amacı
- c- Gönüllülerin araştırmaya katılacağı süre
- d- İzlenecek İşlemler
- e- Yapılacak her uygulamanın bildirilmesi
- f- Çalışma için katılımcılara herhangi bir ödeme yapılmayacağı, katılımcılardan da herhangi bir ücret talep edilmeyeceğinin bildirilmesi
- 2- Gönüllülerin uygulama sırasında karşılaşılabileceği rahatsızlıklar ve riskler
- 3- Kişi veya kişiler için araştırmadan beklenen tıbbi yarar.
- 4- Hasta gönüllüye uygun alternatif girişimlerin veya tedavilerin bulunduğu anacak şimdilik uygulanmayacağının bildirilmesi
5. a- Araştırma sırasında oluşabilecek zarar durumunda uygulanacak tıbbi tedavi ve her tür işlemler.
- b- Muhtemel zarar durumunda gönüllünün veya yakınının bilgi için ilişki kuracağı kişinin ismi
6. a- Araştırmaya gönüllü olarak katıldığının beyanı.
- b- Gönüllüye araştırmaya katılmaya reddetme hakkına etme hakkına sahip olduğunun bildirilmesi
- c- Gönüllüye araştırma başladıktan sonra devam etmek istemediğinde, bu hakka sahip olduğunun bildirilmesi
- d- Gönüllünün kendi rızasına bakılmaksızın araştırmacı tarafından araştırma harici bırakılabileceğinin bildirilmesi
7. Çalışmadaki gönüllülerin yaklaşık sayısı:
8. Çalışmada elde edilen verilerin sadece çalışma için kullanılacağı ve bilgilerin gizli tutulacağı bildirilmesi



BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU



... / ... /

Sizi Doktor Öğretim Üyesi Burçin Akçay tarafından yürütülen “İdiopatik skolyozu olan hastalarda Schroth Best Practice egzersizlerinin kasların biyomekanik özelliklerine etkisi” başlıklı tez çalışmasına davet ediyoruz. Bu çalışmaya katılıp katılmama kararını vermeden önce, araştırmanın neden ve nasıl yapılacağını bilmeniz gerekmektedir. Bu nedenle bu formun okunup anlaşılması büyük önem taşımaktadır. Eğer anlayamadığınız ve sizin için açık olmayan şeyler varsa, ya da daha fazla bilgi isterseniz bize sorunuz.

Çalışma süresince kimlik ve sağlık verileriniz kesinlikle gizli tutulacak ve yalnızca araştırma amacıyla toplanmaktadır. Kimlik ve sağlık verilerinizle ilgili bilgiler sadece çalışmaya katılacak araştırmacıların ulaşabileceği şekilde korunmaktadır. Herhangi bir yayın ve raporda çalışma sonuçları kullanılması durumunda sizin isminiz kullanılmayacaktır.

Bu çalışmada yer almanız nedeniyle size herhangi bir ücret ödenmeyecektir ve sizden ücret istenmeyecektir. Size verilen formlardaki soruları yanıtlarken kimsenin baskısı veya telkini altında olmayın. Bu çalışmaya katılmak tamamen gönüllülük esasına dayanmaktadır. Çalışmaya **katılmama** veya katıldıktan sonra herhangi bir anda **çalışmadan çıkma** hakkında hakkınız. Araştırmacı da gönüllünün kendi rızasına bakmaksızın **çalışma dışı** bırakabilir.

Çalışmamızda idiyopatik skolyozu olan hastalarda Schroth Best Practice egzersizlerinin kasların biyomekanik özelliklerine etkisi araştırmak amaçlanmıştır. Tedaviye başlamadan önce, egzersiz sırasında ve tedavi bitiminde değerlendirme yapılacaktır. Değerlendirmede Hasta Demografik Bilgi Formu doldurulacak olup, kemik bulgusu Risser bulgusu ile, eğrilik büyüklüğü Cobb açısı ölçümü ile, eğrilik tipi Genişletilmiş Lehnert - Schroth sınıflaması ile, gövde rotasyon dereceleri skolyometre ile, kasın biyomekanik özellikleri ise Myoton Pro ile değerlendirilecektir. İlk değerlendirmenin ardından Schroth Best Practice egzersizlerine başlanacaktır. Tedavi sırasında ve bitiminde aynı değerlendirmeler tekrar yapılacaktır. Çalışmamıza 20 kişinin katılması planlanmaktadır.

Yukarıda gönüllüye araştırmadan önce verilmesi gereken metni okudum. Bunlar hakkında bana yazılı ve sözlü açıklamalar yapıldı. Bu koşullarla söz konusu klinik araştırmaya kendi rızamla, hiçbir baskı ve zorlama olmaksızın katılmayı kabul ediyorum.

Açıklamaları yapan araştırmacının

Gönüllünün Adı- Soyadı:

İmzası:

Adresi (varsa telefon no, faks no):

Adı- Soyadı:

İletişim:

İmzası:

Velayet veya vesayet altında bulunanlar için

Veli Adı – Soyadı:

İmzası:

Adresi (varsa telefon no, faks no):

EK 8.2. Veri Toplama Formu

VERİ TOPLAMA FORMU

▲ Hasta numarası:
Cinsiyet:
Kilo:
Boy:
Kronik hastalık varlığı:
Kullanılan ilaçlar:
Egzersiz alışkanlığı: dk,..... günde, ...haftada
İlk tanı alınan yaş:
Alınan tedaviler:
Korse kullanımı:
Geçirilmiş cerrahi varlığı:
Risser bulgusu:
Cobb açısı:
Genişletilmiş Lehnert - Schroth sınıflaması:

	1. Değerlendirme	2. Değerlendirme	3. Değerlendirme
ATR (gövde rotasyon derecesi):			

	1. Değerlendirme	2. Değerlendirme	3. Değerlendirme
Myoton Ölçüm sonuçları			

