

T.C.  
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ



**SAGİTTAL OMURGA BOZUKLUKLARININ BİYOMEKANİK VE  
BİYOSİNYAL TABANLI MODELLENMESİ VE REHABİLİTASYON ODAKLI  
DEĞERLENDİRİLMESİ**

**Kadir GÖK**

**FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ  
ANABİLİM DALI  
DOKTORA TEZİ**

**OCAK 2024**

**ANTALYA**

T.C.  
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ



**SAGİTTAL OMURGA BOZUKLUKLARININ BİYOMEKANİK VE  
BİYOSİNYAL TABANLI MODELLENMESİ VE REHABİLİTASYON ODAKLI  
DEĞERLENDİRİLMESİ**

**Kadir GÖK**

**FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ**

**ANABİLİM DALI**

**DOKTORA TEZİ**

**OCAK 2024**

**ANTALYA**

**T.C.  
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**SAGİTTAL OMURGA BOZUKLUKLARININ BİYOMEKANİK VE  
BİYOSİNYAL TABANLI MODELLENMESİ VE REHABİLİTASYON ODAKLI  
DEĞERLENDİRİLMESİ**

**Kadir GÖK  
ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ  
ANABİLİM DALI  
DOKTORA TEZİ**

**OCAK 2024**

**T.C.**  
**AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ**  
**FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**SAGİTTAL OMURGA BOZUKLUKLARININ BİYOMEKANİK VE  
BİYOSİNYAL TABANLI MODELLENMESİ VE REHABİLİTASYON ODAKLI  
DEĞERLENDİRİLMESİ**

**Kadir GÖK**  
**ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ**  
**ANABİLİM DALI**  
**DOKTORA TEZİ**

Bu tez 18/01/2024 tarihinde jüri tarafından Oybirliği / ~~Oyçokluğu~~ ile kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Ömer Halil ÇOLAK (Danışman)

Prof. Dr. Şükrü ÖZEN

Prof. Dr. Selçuk ÇÖMLEKÇİ

Doç. Dr. Hamza Feza CARLAK

Dr. Öğr. Üyesi Gürkan BİLGİN

## ÖZET

# SAGİTTAL OMURGA BOZUKLUKLARININ BİYOMEKANİK VE BİYOSİNYAL TABANLI MODELLENMESİ VE REHABİLİTASYON ODAKLI DEĞERLENDİRİLMESİ

**Kadir GÖK**

**Doktora Tezi, Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı**

**Danışman: Prof. Dr. Ömer Halil ÇOLAK**

**Ocak 2024; 68 sayfa**

Sagittal düzlem deformiteleri, sagittal düzlemde omurganın normal eğriliğinden sapma olarak tanımlanabilir. Bu deformiteler omurganın doğal şeklini bozabilir ve duruş sorunlarına neden olabilir. Son yıllarda günlük yaşamda aktivitenin azalması, bilgisayar ve cep telefonu başında geçirilen sürenin artması ve son pandemi döneminde hareketsizlik gibi etkiler de sagittal düzlem deformitelerinde belirgin bir artışa yol açmıştır. Bu çalışmanın temel amacı, sagittal düzlem deformitelerine sahip bireylerle sağlıklı bireylerin biyomekanik ve biyosinyal tabanlı modellenmesi ve rehabilitasyon odaklı değerlendirilmesidir. Bu kapsamda, sagittal düzlem deformitelerine sahip bireylerle sağlıklı bireyler arasındaki kas aktivasyonlarındaki farklılıkların detaylı analizlerle ortaya konması, tomografi görüntülerinin ayrıntılı analizlerinin gerçekleştirilmesi ve biyomekanik modellerin başarılı bir şekilde oluşturulması hedeflenmiştir. Sagittal düzlem deformitesi (SPD) olan bireylerde yaygın olarak görülen torakal kifoz bireyler ve lomber lordoz bireyler çalışmaya dahil edilmiştir. Çalışmanın yüzey EMG (sEMG) verilerinin sağlanması için demografik ve fiziksel özellikleri benzer olan 16 sağlıklı adolesan birey ve sagittal düzlem deformitesi olan 16 adolesan birey çalışmaya dahil edilmiştir. Farklı kas gruplarının aktivasyonlarının değerlendirilmesini sağlamak için 15 hareket belirlenmiştir. Belirlenen bu hareketler süresince sEMG kayıtları alınmıştır. Ham sEMG verileri filtrelendikten sonra analizleri gerçekleştirilmiştir. Düşük ve yüksek frekans bileşenlerine karşılık gelen enerji değerleri hesaplanmıştır. Bu analizlerle bireylerin her bir hareketteki kas aktivasyon dağılımları elde edilmiştir. Bu enerji değerleri, SPD denekleri ile sağlıklı denekler arasındaki kas farklılıklarını belirlemek için Mann-Whitney U testi kullanılarak istatistiksel olarak da analiz edilmiştir. Bu istatistiksel analiz, SPD denekleri ile sağlıklı denekler arasında önemli farklılıklar olan kanalları belirlemiştir. Biyomekanik modellerin oluşturulmasında katılımcıların fiziksel özellikleri ve biyomedikal görüntüleri kullanılmıştır. Sağlıklı bireyleri temsil etmesi için sağlıklı biyomedikal model, kifoz bireyler temsil etmesi için kifoz biyomedikal model ve lordoz bireyleri temsil etmesi için lordoz biyomedikal model tasarlanmıştır. Bireylerin MRI ve tomografi görüntüleri analizleri modelin ana yapısını oluşturması için kullanılmıştır. Oluşturulan biyomedikal modelin kas tanımlamaları çalışmada kayıt alınan kas grupları dikkate alınarak modellenmiştir. Modelin doğruluğunu tespit edebilmek için modele her bir hareket algoritma geliştirilerek yaptırılmış ve kas kuvvetlerinin dağılımları analiz edilmiştir. Kanalların kas aktivasyonu karşılaştırıldığında, SPD deneklerinde daha yüksek aktivite bulunurken, bazı hareketlerde SPD deneklerinde ve sağlıklı deneklerde farklı kanallarda aktivasyon bulunmuştur. Yapılan analizler sonucunda, sagittal düzlem deformitelerine sahip bireylerde kas

aktivasyonlarında belirgin farklılıklar tespit edilmiştir. Mann-Whitney U testi ile yapılan istatistiksel analiz, sagittal düzlem deformitelerine sahip bireylerle sağlıklı bireyler arasında önemli farklılıkların bulunduğu kanalları belirlemiştir. SPD'li denekler sağlıklı deneklere göre daha fazla kas aktivitesi göstermiş ve hareketlerin kalitesini artırmak ve doğru kas dinamikleri ile gerçekleştirmek için daha fazla enerji harcamışlardır. SPD'li deneklerin postüral değişikliklere bağlı olarak hareketleri doğru yapabilmek için farklı kas bölgelerinden kompensasyonlar geliştirdikleri gözlemlenmiştir. Sağlıklı deneklerde ise hareketlerin, hareketin kinematiğine uygun olarak tamamlandığı ve daha az enerji ile maksimum hareket kalitesine ulaşıldığı gözlemlenmiştir. Elde edilen bulgular, biyomekanik modellerin doğru oluşturulduğunu ve sEMG ile elde edilen verilerle tutarlı olduğunu göstermektedir. Biyomekanik modeller, sagittal düzlem deformitelerinin kas aktivasyonlarına olan etkilerini simüle etmede başarılı bir şekilde kullanılmıştır. Sonuç olarak, bu tez, sagittal düzlem deformitelerinin kas aktivasyonları ve biyomekanik modeller üzerindeki etkilerini anlamak için kapsamlı bir inceleme sunmaktadır. Elde edilen bulgular, omurga sağlığı ve postürle ilgili sorunlara yönelik rehabilitasyon stratejileri geliştirmek adına önemli bir katkı sağlamaktadır.

**ANAHTAR KELİMELER:** Adolesan, Biyoelektrik Sinyaller, Biyomekanik, Biyomedikal, Kifoz, Lordoz, Omurga

**JÜRİ:** Prof. Dr. Ömer Halil ÇOLAK

Prof. Dr. Şükrü ÖZEN

Prof. Dr. Selçuk ÇÖMLEKÇİ

Doç. Dr. Hamza Feza CARLAK

Dr. Öğr. Üyesi Gürkan BİLGİN

## **ABSTRACT**

### **BIOMECHANIC AND BIOSIGNAL BASED MODELING OF SAGITTAL SPINE DISORDERS AND REHABILITATION FOCUSED EVALUATION**

**Kadir GÖK**

**PhD Thesis in Department of Electrical and Electronics Engineering**

**Supervisor: Prof. Dr. Ömer Halil ÇOLAK**

**January 2024; 68 pages**

Sagittal plane deformities can be defined as deviations from the normal curvature of the spine in the sagittal plane. These deformities can disrupt the natural shape of the spine and cause postural problems. In recent years, effects such as reduced activity in daily life, increased time spent in front of computers and mobile phones, and inactivity during the recent pandemic period have led to a significant increase in sagittal plane deformities. The main objective of this study is to evaluate the biomechanical and biosignal based modelling and rehabilitation oriented evaluation of subjects with sagittal plane deformities and healthy subjects. In this context, detailed analyses should reveal the differences in muscle activation between subjects with sagittal plane deformities and healthy subjects, detailed analyses of tomography images should be performed and biomechanical models should be successfully created. Subjects with thoracic kyphosis and lumbar lordosis, which are common in subjects with sagittal plane deformity (SPD), were included in the study. To provide surface EMG (sEMG) data, 16 healthy adolescents with similar demographic and physical characteristics and 16 adolescents with sagittal plane deformity were included in the study. To assess the activation of different muscle groups, 15 movements were defined. SEMG recordings were made during these movements. Raw sEMG data were analysed after filtering. Energy values corresponding to low and high frequency components were calculated. These analyses provided muscle activation distributions of subjects in each movement. These energy values were also statistically analysed using the Mann-Whitney U test to determine muscle differences between SPD subjects and healthy subjects. This statistical analysis identified channels with significant differences between SPD subjects and healthy subjects. The physical characteristics and biomedical images of the subjects were used to create the biomechanical models. A healthy biomedical model was created to represent healthy subjects, a kyphosis biomedical model was created to represent kyphosis subjects, and a lordosis biomedical model was created to represent lordosis subjects. Analyses of the subjects' MRI and tomography images were used to form the main structure of the model. The muscle definitions of the biomedical model were modelled by considering the muscle groups recorded in the study. To determine the accuracy of the model, each movement was performed by developing an algorithm and analysing the distribution of muscle forces. When the muscle activation of the channels was compared, higher activation was found in SPD subjects, while in some movements activation was found in different channels in SPD subjects and healthy subjects. As a result of the analyses, significant differences in muscle activation were found in individuals with sagittal plane deformities. Statistical analysis using the Mann-Whitney U test identified the channels in which there were significant differences between subjects with sagittal plane deformities and healthy

subjects. Subjects with SPD showed more muscle activity than healthy subjects and expended more energy to improve the quality of movements and to perform them with correct muscle dynamics. It was observed that subjects with SPD developed compensations from different muscle regions in order to perform movements correctly due to postural changes. In healthy subjects it was observed that the movements were performed in accordance with the kinematics of the movement and that the maximum movement quality was achieved with less energy. The results obtained show that the biomechanical models were correctly constructed and in agreement with the data obtained with sEMG. The biomechanical models were successfully used to simulate the effects of sagittal plane deformities on muscle activation. In conclusion, this thesis provides a comprehensive review to understand the effects of sagittal plane deformities on muscle activations and biomechanical models. The findings provide an important contribution to the development of rehabilitation strategies for spinal health and postural problems.

**KEYWORDS:** Adolescent, Bioelectrical Signals, Biomechanics, Biomedical, Kyphosis, Lordosis, Spine

**COMMITTEE:** Prof. Dr. Ömer Halil ÇOLAK

Prof. Dr. Şükrü ÖZEN

Prof. Dr. Selçuk ÇÖMLEKÇİ

Assoc. Prof. Dr. Hamza Feza CARLAK

Asst. Prof. Dr. Gürkan BİLGİN

## ÖNSÖZ

Çalışma boyunca bilgi ve deneyimleri ile yol gösteren, daima en iyinin ve doğrunun olması için çalışan ve benim yetişmem için emeğini esirgemeyen değerli danışmanım Prof. Dr. Ömer Halil Çolak`a teşekkürlerimi ve saygılarımı sunuyorum.

Çalışmadaki eşsiz destekleri, çok büyük emeği olan, beni motive ettiği, verdiği öneriler ve sunduğu değerlendirmeleri ile sadece tezin oluşumuna değil akademik yaşamımın bundan sonrasına da eşsiz katkılarda bulunan Ela Naz Gök'e teşekkür ederim.

Ayrıca, bu çalışmanın hazırlanmasında desteklerini esirgemeyen Öğr. Gör. Dr. Kadriye Tombak, Dr. Eda Nur Korkmaz ve Prof. Dr. Nehir Samancı Karaman'a teşekkür ederim.



## İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	i
ABSTRACT.....	iii
ÖNSÖZ.....	v
AKADEMİK BEYAN.....	viii
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	x
ÇİZELGELER DİZİNİ.....	xii
1. GİRİŞ.....	1
2. KAYNAK TARAMASI.....	5
2.1. Omurga Anatomisi.....	5
2.2. Sagittal Plan Deformiteleri.....	7
2.2.1. Lordozun nedenleri ve vücuda etkisi.....	8
2.2.2. Lordoz Tanı ve Tedavisi.....	9
2.2.3. Kifozun nedenleri ve vücuda etkisi.....	10
2.2.4. Kifoz tanı ve tedavisi.....	11
2.3. Biyomekanik Model.....	12
2.3.1. Biyomekanik modellerinin tanımı ve temel prensipleri.....	12
2.3.2. Biomekanik modellerin uygulama alanları.....	13
2.3.3. Biomekanik model oluşturma yöntemleri.....	14
2.4. EMG.....	14
3. MATERYAL VE METOT.....	16
3.1. Etik Bilgisi.....	16
3.2. Biyomekanik Modelin Oluşturulması.....	16
3.2.1. Biyomekanik omurga modelinin oluşturulması.....	17
3.2.2. Biyomekanik modelde kasların modellenmesi.....	20
3.2.3. Biyomekanik modelin ölçeklendirilmesi.....	21
3.2.4. Biyomekanik modelde hareketlerin modellenmesi.....	22
3.2.5. Biyomekanik ters kinematik.....	23
3.2.6. Biyomekanik ters dinamik.....	23
3.2.7. Biyomekanik modelinde kas kuvvetinin hesaplanması.....	23
3.2.8. Statik optimizasyon.....	25

3.3. EMG Analizleri .....	25
3.3.1. Emg kayıtları .....	25
3.3.2. EMG RMS analizi .....	28
3.3.2. EMG LF ve HF analizi .....	29
3.4. İstatistiksel Analiz .....	30
3.5. Biyomekanik Model Doğrulama .....	30
4. BULGULAR .....	32
4.1. Bireylerin İstatistiksel Bulguları.....	32
4.2. EMG Bulguları .....	32
5. TARTIŞMA .....	57
6. SONUÇLAR .....	63
7. KAYNAKLAR .....	65
ÖZGEÇMİŞ	

## AKADEMİK BEYAN

Doktora Tezi olarak sunduğum ‘‘Sagittal Omurga Bozukluklarının Biyomekanik ve Biyosinyal Tabanlı Modellenmesi ve Rehabilitasyon Odaklı Değerlendirilmesi’’ adlı bu çalışmanın, akademik kurallar ve etik değerlere uygun olarak yazıldığını belirtir, bu tez çalışmasında bana ait olmayan tüm bilgilerin kaynağını gösterdiğimi beyan ederim.

18/01/2024

KADİR GÖK

İmzası

## SİMGELER VE KISALTMALAR

### Kısaltmalar

A	:Amper
BKAP	:Birleşik Kas Aksiyon Potansiyeli
CT	:Tomografi
EMG	:Elektromiyografi
HF	:Yüksek Frekans
kHz	:Kilohertz
LF	:Düşük Frekans
MEP	:Motor Uyarılmış Potansiyel
mm	:Milimetre
MRI	:Manyetik Rezonans Görüntüleme
ms	:Milisaniye
RMS	:Root Mean Square
SEMG	:Yüzeyel Elektromiyografi
SPD	:Sagittal Düzlem Deformitesi

## ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Vücut düzlem.....	5
Şekil 2.2. Sagittal plandan omurga görünümü.....	6
Şekil 3.1. Omurga görüntü analizi .....	18
Şekil 3.2. Biyomekanik modelde nesne grupları .....	19
Şekil 3.3. Biyomekanik model.....	19
Şekil 3.4. Model tasarım sistemi.....	20
Şekil 3.5. Eklemlere modellenen kaslar.....	21
Şekil 3.6. Sağlıklı, kifoz ve lordoz biyomekanik modeller.....	22
Şekil 3.7. Emg kaydı ve modelde hareketin tanımlanması .....	23
Şekil 3.8. Hill tipi kas tendon modelinin şeması .....	25
Şekil 3.9. Semg kayıt kanalları .....	26
Şekil 4.5. Sağlıklı bireyler sol omuz fleksiyon hareketi bulguları.....	36
Şekil 4.6. Sağlıklı bireyler sağ omuz fleksiyon hareketi bulguları .....	36
Şekil 4.7. Sağlıklı bireyler sol omuz ekstansiyon hareketi bulguları.....	37
Şekil 4.8. Sağlıklı bireyler sağ omuz ekstansiyon hareketi bulguları .....	37
Şekil 4.9. Sağlıklı bireyler sol kol abduksiyon hareketi bulguları.....	38
Şekil 4.10. Sağlıklı bireyler sağ kol abduksiyon hareketi bulguları .....	38
Şekil 4.11. Sağlıklı bireyler sol omuz horizontal hareketi bulguları .....	39
Şekil 4.12. Sağlıklı bireyler sağ omuz horizontal hareketi bulguları.....	39
Şekil 4.13. Sağlıklı bireyler gövde fleksiyon hareketi bulguları .....	39
Şekil 4.14. Sağlıklı bireyler gövde sol fleksiyon hareketi bulguları.....	40
Şekil 4.15. Sağlıklı bireyler gövde sağ fleksiyon hareketi bulguları .....	40
Şekil 4.16. Sağlıklı bireyler scapular pratraksiyon hareketi bulguları.....	41
Şekil 4.17. Sağlıklı bireyler scapular retraksiyon hareketi bulguları.....	41
Şekil 4.18. Sağlıklı bireyler sol omuz adduksiyon hareketi bulguları .....	41
Şekil 4.19. Sağlıklı bireyler sağ omuz adduksiyon hareketi bulguları .....	42
Şekil 4.20. Kifozlu bireyler sol omuz fleksiyon hareketi bulguları.....	42
Şekil 4.21. Kifozlu bireyler sağ omuz fleksiyon hareketi bulguları .....	42
Şekil 4.22. Kifozlu bireyler sol omuz ekstansiyon hareketi bulguları.....	43
Şekil 4.23. Kifozlu bireyler sağ omuz ekstansiyon hareketi bulguları .....	43
Şekil 4.24. Kifozlu bireyler sol kol abduksiyon hareketi bulguları .....	44
Şekil 4.25. Kifozlu bireyler sağ kol abduksiyon hareketi bulguları .....	44
Şekil 4.26. Kifozlu bireyler sol omuz horizontal hareketi bulguları.....	45
Şekil 4.27. Kifozlu bireyler sağ omuz horizontal hareketi bulguları.....	45
Şekil 4.28. Kifozlu bireyler gövde fleksiyon hareketi bulguları.....	45
Şekil 4.29. Kifozlu bireyler gövde sol fleksiyon hareketi bulguları .....	46
Şekil 4.30. Kifozlu bireyler gövde sağ fleksiyon hareketi bulguları .....	46
Şekil 4.31. Kifozlu bireyler scapular pratraksiyon hareketi bulguları .....	47
Şekil 4.32. Kifozlu bireyler scapular retraksiyon hareketi bulguları .....	47
Şekil 4.33. Kifozlu bireyler sol omuz adduksiyon hareketi bulguları .....	48

<b>Şekil 4.34.</b> Kifozlu bireyler sağ omuz adduksiyon hareketi bulguları.....	48
<b>Şekil 4.35.</b> Lordozlu bireyler sol omuz fleksiyon hareketi bulguları .....	48
<b>Şekil 4.36.</b> Lordozlu bireyler sağ omuz fleksiyon hareketi bulguları.....	49
<b>Şekil 4.37.</b> Lordozlu bireyler sol omuz ekstansiyon hareketi bulguları .....	49
<b>Şekil 4.38.</b> Lordozlu bireyler sağ omuz ekstansiyon hareketi bulguları.....	50
<b>Şekil 4.39.</b> Lordozlu bireyler sol kol abduksiyon hareketi bulguları.....	50
<b>Şekil 4.40.</b> Lordozlu bireyler sağ kol abduksiyon hareketi bulguları .....	51
<b>Şekil 4.41.</b> Lordozlu bireyler sol omuz horizontal hareketi bulguları .....	51
<b>Şekil 4.42.</b> Lordozlu bireyler sağ omuz horizontal hareketi bulguları .....	52
<b>Şekil 4.43.</b> Lordozlu bireyler gövde fleksiyon hareketi bulguları .....	52
<b>Şekil 4.44.</b> Lordozlu bireyler gövde sol fleksiyon hareketi bulguları.....	53
<b>Şekil 4.45.</b> Lordozlu bireyler gövde sağ fleksiyon hareketi bulguları.....	53
<b>Şekil 4.46.</b> Lordozlu bireyler scapular pratraksiyon hareketi bulguları.....	54
<b>Şekil 4.47.</b> Lordozlu bireyler scapular retraksiyon hareketi bulguları.....	54
<b>Şekil 4.48.</b> Lordozlu bireyler sol omuz adduksiyon hareketi bulguları.....	55
<b>Şekil 4.49.</b> Lordozlu bireyler sağ omuz adduksiyon hareketi bulguları .....	55

## ÇİZELGELER DİZİNİ

<b>Çizelge 4.1.</b> Grupların tanımlayıcı özellikleri.....	32
<b>Çizelge 4.2.</b> Gövde fleksiyon hareket sonuçlarının istatistiksel analiz sonuçları .....	33
<b>Çizelge 4.3.</b> Skapular retraksiyon hareketi sonuçlarının istatistiksel analizi.....	34
<b>Çizelge 4.4.</b> Sağ omuz fleksiyon hareket sonuçlarının istatistiksel analizleri .....	35
<b>Çizelge 4.5.</b> Gövde sol fleksiyon hareketi sonuçlarının istatistiksel analizi.....	35



## 1. GİRİŞ

Omurga, insan vücudunun temel taşıyıcı yapılarından biridir. Sağlıklı bir omurga, kişinin fonksiyonel yaşamını büyük ölçüde etkiler. Özellikle sagittal düzlemdeki omurga bozuklukları, bireylerin hareketliliğini, postürünü ve yaşam kalitesini önemli ölçüde etkileyebilir. Bu yapı, sadece fiziksel desteğin ötesinde bir dizi hayati fonksiyonu da barındırır. Sağlıklı bir omurga, kişinin hareket serbestliğini, postürünü ve hatta sinir sistemi ile ilişkili olarak genel sağlık durumunu büyük ölçüde etkiler (Moore vd. 2021). Sagittal düzlemdeki omurga bozuklukları, bireylerin yaşamlarını derinden etkileyebilir. Bu bozukluklar, omurganın ön-arka düzlemindeki eğriliğinde anormal bir değişikliğe işaret eder. Bu durum, sadece fiziksel görünüşü etkilemekle kalmaz, aynı zamanda günlük yaşam aktivitelerini, işlevselliği ve hatta psikolojik durumu da etkiler. Ağrı ve rahatsızlık hissi yaygın olabilir ve zamanla kronikleşebilir. Ayrıca, omurga sağlığındaki bozukluklar, sinir sistemini de etkileyebilir, bu da vücudun diğer bölgelerinde hissedilen semptomlara neden olabilir (Kapandji 2019). Omurga sağlığının korunması ve omurga bozukluklarının erken tanınması büyük önem taşır. Doğru tedavi ve rehabilitasyon stratejileri, bireyin yaşam kalitesini artırabilir ve bozukluğun ilerlemesini engelleyebilir. Omurga sağlığına yönelik düzenli takip ve uygun önlemler almak, genel sağlık ve yaşam kalitesi açısından öneme sahiptir (Diebo vd. 2015). Son yıllarda teknolojinin yaygınlaşması ve modern yaşam tarzının değişmesi, sagittal düzlem deformitelerinde artışa neden olmuştur. İnsanlar daha fazla zamanlarını masa başında veya cep telefonu kullanarak geçirirken, fiziksel aktivitelerine daha az zaman ayırmaktadırlar. Bu durum, omurganın normal eğriliğinin bozulmasına ve sagittal düzlemde deformitelere yol açabilecek kas dengesizliklerine neden olabilir (Hrysonmallis 2007).

Sagittal düzlem, vücudu ön ve arkadan ayıran bir düzlemdir. Sagittal omurga deformiteleri bu sagittal düzlemde meydana gelen anomalilerdir. Sagittal düzlemdeki en yaygın deformitelerden biri, düzleşmiş veya azalmış lomber lordozdur. Lomber lordoz, bel bölgesindeki normal içe doğru kavisdur (Schwab vd. 2005). Uzun süreli oturma pozisyonunda veya düzensiz duruş alışkanlıklarında, bel bölgesindeki lordotik kavis azalabilir veya tamamen düzleşebilir. Bu durum, sırt ve bel ağrısı sorunlarına yol açabilir. Bununla birlikte, sagittal düzlemdeki diğer deformiteler arasında kifoz (kamburluk) ve hipolordoz (azalmış boyun eğriliği) bulunur. Kifoz, üst sırt bölgesinde normalden daha fazla dışa doğru kavisdur. Modern yaşam tarzı ve sürekli eğik pozisyonda çalışma, özellikle gençlerde kifoz gelişimine katkıda bulunabilir. Hipolordoz ise boyun bölgesindeki normal eğriliğin azalmasıdır ve genellikle bilgisayar kullanımı ve baş eğik duruş nedeniyle ortaya çıkabilir. Bu deformiteler, omurga yapısındaki doğal kavislerin bozulmasıyla ilişkilidir (Legaye vd. 1998). Kişinin yaşam tarzı, oturma pozisyonları, duruş alışkanlıkları ve genetik faktörler bu deformitelerin oluşumunda etkili olabilir. Bu sagittal düzlem deformiteleri, duruş bozukluklarına ve sırt ağrılarına yol açabilir. Ayrıca, omurilik ve sinir köklerine baskı yapabilir, hareket kısıtlamalarına ve diğer sağlık sorunlarına neden olabilir. Bununla birlikte, erken teşhis ve uygun tedavi ile bu deformitelerin etkileri hafifletilebilir ve düzeltiler (Osullivan ve Straker 2008). Fiziksel aktiviteye düzenli olarak zaman ayırmak, doğru duruşu korumak için ergonomik önlemler almak ve omurgayı destekleyen kasları güçlendirmek, sagittal düzlem deformitelerini önlemek veya azaltmak için önemli adımlardır.

Biyomekanik, omurga yapısının fiziksel özelliklerini inceleme sürecinde önemli bir rol oynar. Omurga, vücut ağırlığını desteklerken esneklik, dayanıklılık ve hareket

kabiliyeti sağlayan karmaşık bir yapıdır. Biyomekanik, bu yapıyı matematiksel ve fiziksel prensipler üzerinden analiz ederek omurganın nasıl davrandığını anlamayı amaçlar. Omurga, omur kemiklerinin, disklerin, ligamentlerin ve kasların birbiriyle etkileşimiyle oluşur (White ve Panjabi 1990). Biyomekanik, bu bileşenler arasındaki kuvvetleri, basınçları ve hareketleri değerlendirerek omurganın işlevselliğini inceler. Örneğin, bir omurga diskine gelen kuvvetleri ve bu disklerin nasıl stres altında olduğunu anlamak için çeşitli modellemeler kullanılabilir. Bu analizler, omurganın doğal eğrilerini, esnekliğini ve stabilitesini anlamada bize rehberlik eder. Ayrıca, omurganın farklı hareketler sırasında nasıl davrandığını anlamak için yapılan biyomekanik çalışmalar, omurga sağlığı üzerindeki etkileri değerlendirir (Van ve Huiskes 2005). Bu bilgiler, omurga hastalıklarının ve bozukluklarının nedenlerini anlamak ve tedavi stratejilerini geliştirmek için önemlidir. Biyomekanik, omurga yapısının fiziksel özelliklerini inceleyerek, omurganın işlevini anlamak için mühendislik prensiplerini kullanır (Nigg ve Herzog 2007). Omurga deformatelerinin mekanik etkileri ve bu deformatelerin günlük yaşam üzerindeki etkileri, biyomekanik araştırmalarla detaylı olarak incelenir.

sEMG, kasların elektriksel aktivitesini ölçmek için kullanılan bir tekniktir. sEMG, kasların hareket etme veya kasılma sürecinde oluşturduğu elektriksel sinyalleri algılar. Bu sinyaller, kas liflerinin kasılmasıyla ortaya çıkar ve kas aktivitesinin ölçülmesinde kullanılır. Özellikle belirli bir kas veya kas grubunun aktivitesini değerlendirmek için yaygın olarak kullanılır (Farina vd 2004). sEMG, omurga etrafındaki kasların aktivitesini kaydetmeye yarar. Bu teknik, kaslardan gelen elektrik sinyallerini algılar ve bu sinyallerin grafiksel bir temsilini oluşturur. Omurga bölgesindeki kasların aktivitesini analiz etmek ve bu aktivitelerdeki değişiklikleri belirlemek için kullanılır. Bu yöntem, omurga sorunlarının teşhisinde önemli bir yardımcıdır. Örneğin, omurgadaki belirli bir bölgede kasların aşırı aktif veya zayıf olması, postür bozukluklarının veya bel ağrısının nedenlerini belirlemeye yardımcı olabilir. Ayrıca, omurga rehabilitasyonu sürecinde sEMG, kasların işlevselliğini izlemek ve tedavi planlarını kişiselleştirmek için kullanılabilir (Merletti ve Parker 2005). sEMG'nin omurga için önemi, omurga kaslarının aktivitesini nesnel bir şekilde ölçülebilir ve kasların fonksiyonel durumunun değerlendirilmesine katkıda bulunur.

Omurga tomografisi, omurga bölgesindeki kemikler, diskler, sinirler ve dokular hakkında görüntüler elde etmeyi sağlayan bir tıbbi görüntüleme yöntemidir. Omurga tomografisi, omurga bölgesindeki pek çok sorunu değerlendirmede önemli bir araçtır. Bu görüntüler, teşhis sürecinde kullanılarak doktorlara detaylı ve net bilgiler sunar ve tedavi planlamasına yardımcı olur (Jarraya vd. 2014). Omurga tomografisi, omurga kemiklerinin detaylı görüntülerini sağladığı için omurlar arasındaki açılarun belirlenmesinde önemli bir rol oynar. Omurganın sağlıklı bir yapıya sahip olup olmadığını anlamak için omurlar arasındaki açılar incelenir (Herkowitz vd. 2009). Özellikle sagittal düzlemde, omurlar arasındaki açılar, omurganın doğal kavislerinin değerlendirilmesinde önemlidir. Örneğin, lomber bölgede omurlar arasındaki lordotik açılar incelenir. Normalde, bel bölgesinde lordoz denen içe doğru bir kavis oluşur. Bu kavisin açısı, omurga tomografisi ile ölçülerek normal değerlerle karşılaştırılır. Herhangi bir düzensizlik, düzleşme veya aşırı kavis durumunda bu açılar değişebilir. Bu değerlendirme, omurga bölgesindeki herhangi bir anormalliği veya omurga deformatesini belirlemekte yardımcı olur. Örneğin, omurlar arasındaki açılar normalden fazla veya az ise, bu durum omurga deformatesi veya belirli bir bölgedeki sorunları işaret edebilir.

Omurga tomografisi ile elde edilen görüntüler, omurların pozisyonlarını ve aralarındaki açıları değerlendirmek için kullanılır (Lee vd. 2016). Bu analizler, omurga sağlığının anlaşılması ve omurga bozukluklarının teşhisi için önemli bir referans noktası oluşturur.

Biyomekanik modeller, vücut yapılarının veya sistemlerinin fiziksel ve mekanik özelliklerini matematiksel olarak temsil eden modellerdir. Bu modeller, vücutta gerçekleşen mekanik olayları, kuvvetleri ve hareketleri analiz etmeye yardımcı olur (Gu ve David 2015). Özellikle omurga biyomekaniği üzerine kurulan modeller, omurga yapısını ve hareketini anlamak, omurga sağlığı ile ilgili sorunları incelemek ve tedavi stratejileri geliştirmek için kullanılır. Biyomekanik modeller, genellikle bilgisayar tabanlı simülasyonlar şeklinde oluşturulur. Bu modeller, omurgadaki kemikler, diskler, ligamentler ve kaslar gibi yapıları matematiksel olarak temsil eder. Bunlar, omurganın fizyolojik hareketini, yük taşıma kapasitesini veya omurga deformatörlerini simüle etmek için kullanılır (Viceconti vd. 2016). Bu modeller ayrıca, omurga cerrahisi öncesi planlama sürecinde de kullanılır. Cerrahi müdahalelerin sonuçlarını öngörmek veya farklı cerrahi yöntemlerin etkilerini değerlendirmek için biyomekanik modeller kullanılabilir.

Biyomekanik modeller oluştururken kişinin fiziksel özellikleri ve omurga tomografisi gibi görüntüler, sağlıklı ve doğru modeller oluşturmak için kritik öneme sahiptir. Bu adımlar, omurga mekaniğini ve hareketliliğini modellemek için temel veriler sağlar (Nigg ve Herzog 2006). Genel olarak, biyomekanik modeller, omurga sağlığı, rehabilitasyon ve cerrahi gibi konularda klinik uygulamalarda ve araştırmalarda önemli bir araç olarak kullanılır. Bu modeller, omurga mekaniklerini anlamak ve bu alanda ilerlemeler yapmak için önemli bir role sahiptir. Öte yandan, biyosinyal tabanlı modelleme, omurga bozukluklarını sinirsel ve kas hareketlerinin analizi yoluyla değerlendirir. Elektromiyografi gibi tekniklerle kas aktivitesi ölçümleri yaparak, omurga bozukluklarının sinir-müsküler etkileşimlerini anlamak mümkündür (Merletti ve Parker 2004). Bu bozuklukların anlaşılması ve etkili bir şekilde yönetilmesi için biyomekanik ve biyosinyal tabanlı bir yaklaşım benimsenmektedir.

Bu analizler, hastalar için kişiselleştirilmiş rehabilitasyon programlarının geliştirilmesine olanak tanır. Egzersiz, fizyoterapi, medikal cihazlar ve cerrahi gibi çeşitli tedavi yöntemleri, biyomekanik ve biyosinyal değerlendirmelerin rehberliğinde özelleştirilebilir. Örneğin, kişiye özel egzersiz programları veya postür düzeltme cihazları, omurga sağlığının iyileştirilmesine yardımcı olabilir. Bu yaklaşımların etkinliği ve uzun vadeli sonuçları için daha fazla araştırmaya ihtiyaç vardır. Omurga bozukluklarının bireysel özellikleri, tedavi stratejilerinin etkinliğini etkileyebilir. Bu nedenle, ileri düzeydeki biyomekanik ve biyosinyal tabanlı modellerin, omurga bozuklukları ile mücadelede daha etkili ve kişiselleştirilmiş yaklaşımların geliştirilmesine yardımcı olabileceği düşünülmektedir.

Sonuç olarak, sagittal omurga bozukluklarının biyomekanik ve biyosinyal tabanlı modellemesi, gelecekteki rehabilitasyon stratejilerinin geliştirilmesinde kritik bir rol oynamaktadır. Bu yaklaşımın, hastaların yaşam kalitesini artırmak ve omurga sağlığını iyileştirmek için daha etkili ve özelleştirilmiş tedavi seçenekleri sunabileceği umulmaktadır.

Elektrofizyolojik sinyaller, sinir-kas sisteminin iletişimini ve aktivitesini ölçmek için kullanılan yöntemlerden biridir. Elektromyografi (EMG) gibi tekniklerle, kasların

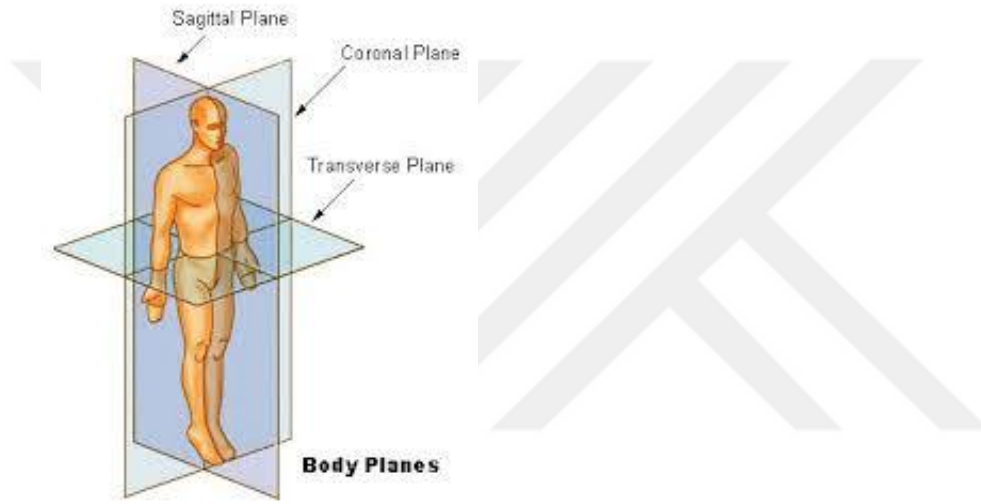
elektriksel aktivitesi kaydedilir ve omurgadaki deformitelerle ilişkili kas aktivitesindeki değişiklikler incelenebilir. Bu, deformitenin sinir-kas sistemi üzerindeki etkilerini anlamak ve rehabilitasyon sürecindeki ilerlemeyi değerlendirmek için önemli bir araç olabilir. Biyomekanik analizler ise omurganın fiziksel hareketlerini ve yük dağılımını inceleyen yöntemlerdir. Omurganın sagittal düzlem deformitelerinin neden olduğu postür bozuklukları, hareket sınırlamaları ve yük dağılımındaki değişiklikler, biyomekanik analizlerle objektif olarak ölçülebilir. Bu analizler, deformitenin omurgaya ve çevresindeki dokulara olan etkilerini değerlendirmek ve rehabilitasyon sürecindeki iyileşmeyi takip etmek için kullanılabilir. Rehabilitasyon performansının değerlendirilmesi, omurga deformitelerinin tedavisindeki etkinliği ve iyileşmeyi değerlendirmek için önemlidir. Yapılan elektrofizyolojik ve biyomekanik analizlerin sonuçlarına dayanarak, rehabilitasyon sürecindeki hastaların performansı ve ilerlemesi objektif bir şekilde değerlendirilebilir. Bu değerlendirme, rehabilitasyon programlarının etkinliğini değerlendirmek ve gerektiğinde yeni stratejiler geliştirmek için kullanılabilir. elektrofizyolojik sinyallerin ve biyomekanik analizlerin omurga deformitelerinin tedavi sürecinde kullanılması, yeni rehabilitasyon süreçlerinin önerilmesi açısından da önemlidir. Bu analizlerin sonuçlarına dayanarak, kişiye özel rehabilitasyon programları oluşturulabilir ve bu programlar omurga deformitelerinin düzeltilmesi ve fonksiyonel iyileşmenin sağlanması için optimize edilebilir (Tardieu vd. 2017).

Lomber lordoz, bel bölgesindeki doğal eğrilik olarak bilinir ve sagittal dengenin korunmasında önemli bir rol oynar. Fonksiyonel ve tıbbi önemi birçok çalışma tarafından kabul edilmiştir (Beningfield vd. 2003). Son yıllarda, lomber lordoz eğriliğindeki değişikliklerin kas dinamikleri ve mekaniği üzerindeki etkisinin değerlendirilmesine yönelik bir ihtiyaç ortaya çıkmıştır (Ferreira vd. 2010). Bu bağlamda, bir çalışmada, 19-22 yaş arasındaki kız öğrencilerde lomber lordoza sahip olanlara yönelik 8 haftalık bir egzersiz programı tasarlanmıştır. Bu çalışma, düzeltici egzersizlerin uygulanması ve günlük yaşamda sağlıklı alışkanlıkların tanımlanması, eğitimi, önlenmesi ve iyileştirilmesi üzerine odaklanmıştır. Sonuç olarak, egzersiz programının uygulanmasının ardından alt ekstremitte fleksör kas esnekliğinde artış, lomber lordoz eğrisinde belirgin bir azalma, abdominal kas kuvveti ve dayanıklılığında ise artış gözlenmiştir. Literatürde, torasik kifoz ve lomber lordozun kapsamlı kas dinamiklerinin yeterince değerlendirilmediği ve olguların takip ve tedavisinde genellikle kas kuvvetinin güçlendirilmesine odaklandığı görülmektedir. Bu süreçte, radyolojik yöntemlerin altın standart olarak kabul edildiği ancak klinik ortamlarda pratikte kullanılmadığı ve radyasyonun olumsuz ikincil etkileri nedeniyle tercih edilmediği belirtilmektedir. Bu durumda, lomber lordozun fonksiyonel ve tıbbi önemini daha iyi anlamak ve tedavi yöntemlerini geliştirmek için güvenilir, pratik ve radyasyonsuz değerlendirme yöntemlerine ihtiyaç duyulmaktadır. Bu yöntemlerin geliştirilmesi ve kullanılması, lomber lordozun değerlendirilmesi ve tedavisinde daha etkili ve güvenli yaklaşımların benimsenmesine yardımcı olabilir.

## 2. KAYNAK TARAMASI

### 2.1. Omurga Anatomisi

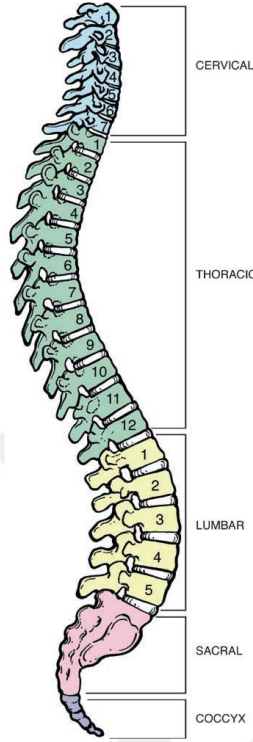
Omurganın sağlıklı olması, vücudun fonksiyonlarını düzgün bir şekilde yerine getirmesi açısından büyük önem taşır. Omurga deformiteleri, postür bozuklukları, sırt ağrısı ve sinir sistemi ile ilişkili sorunlara yol açabilir. Omurganın düzgün bir şekilde çalışmasını ve sağlığını korumak için düzgün duruş, egzersiz, yeterli beslenme ve düzenli kontroller önemlidir (Cramer ve Darby 2018). Omurga anatomisi, tıp ve fizik terapi gibi sağlık alanlarında çalışan profesyonellerin omurga sorunlarını değerlendirmesine ve tedavi etmesine yardımcı olur. Bu bilgi, omurga sağlığının önemini anlamamıza ve omurga problemlerinin önlenmesi veya tedavi edilmesine yönelik uygun adımların atılmasına yardımcı olur.



**Şekil 2.1.** Vücut düzlem

Omurga, insan vücudunun merkezi bir yapısal desteğini oluşturan karmaşık bir sistemdir. İskelet sisteminin önemli bir parçası olan omurga, bir dizi kemik (omur) ve bu omurları bir arada tutan bağ dokusu ve kaslarla oluşur. Omurga, başı, boyun, göğüs ve bel bölgelerini içeren uzun bir sütun şeklindeki yapıdır. Omurganın ana işlevi, vücudun dik durmasını sağlamak ve hareket kabiliyetini sağlamaktır. Ayrıca, omurilik adı verilen merkezi sinir sisteminin bir bölümünü içeren bir koruyucu kılıf görevi görür. Omurga, omur adı verilen 33 ila 34 adet kemikten oluşur. Bu omurlar, servikal (boyun), torasik (göğüs), lomber (bel), sakral (kuyruk sokumu) ve koksigeal (kuyruk) bölgeler olmak üzere beş bölüme ayrılır (Netter 2019). Her bir omur, merkezi bir gövdeye sahiptir ve arka tarafta bir kemik yay olan vertebral kemiğiyle tamamlanır. Omur aralarında disk adı verilen kıkırdak yapıları bulunur. Bu diskler, omurganın esnekliğini sağlar, şok emilimini artırır ve omurlar arasındaki sürtünmeyi azaltır. Omurganın anatomik yapısı, eğrilerle karakterizedir (White ve Panjabi 1990). Boyun bölgesinde doğal bir içe kavis olan servikal lordoz, göğüs bölgesinde doğal bir dışa kavis olan torasik kifoz, bel bölgesinde ise doğal bir içe kavis olan lomber lordoz bulunur. Bu eğriler, omurganın denge ve esneklik sağlamasına yardımcı olur.

Omurga, yan projeksiyondan bakıldığında doğal kavisler, servikal ve lomber bölgelerde öne doğru konveks, torasik ve sakral bölgelerde ise öne doğru konkav olacak şekilde değişir (Standring 2015).



**Şekil 2.2.** Sagittal plandan omurga görünümü

Omurga, vücudumuzun merkezi bir destek sistemini oluşturan karmaşık bir yapıdır. Baş, boyun, göğüs ve bel bölgelerini içeren uzun bir sütun şeklindedir ve omurilik ile sinirleri koruyarak vücudun hareketini ve dik durmasını sağlar. Omurga, omur adı verilen 24 kemikten oluşur. Bu omurlar arasında diskler bulunur ve omurganın esnekliğini sağlar. Omurga üç bölgeye ayrılır: boyun bölgesinde 7 servikal omur, sırt bölgesinde 12 torasik omur ve bel bölgesinde 5 lomber omur bulunur. Lomber omurgadan aşağıda ise birleşerek sakrum kemiğini oluşturan 5 omur bulunur. Omurganın ana işlevi, vücudun dik durmasını sağlamak ve hareket kabiliyetini sağlamaktır. Ayrıca omurilik, omurganın içinde bulunur ve omurga tarafından korunur. Omurilikten ayrılan spinal sinirler, omurlar arasında bulunan boşluklardan çıkarlar. Omurgaya yandan bakıldığında, doğal eğrilikler gözlemlenir (Cramer ve Darby 2018). Boyun ve bel bölgelerinde lordoz (öne doğru çukurluk) bulunurken, sırt bölgesinde kifoz (yuvarlak sırt) bulunur. Bu doğal eğrilikler, vücudun hareketlerini doğru bir şekilde yapabilmesi ve yüklerin dengeli bir şekilde dağılması için önemlidir. Lordoz, bel çukurunun artması anlamına gelir ve bel ağrısının en yaygın nedenidir. Vücutta lordozun artmasıyla birlikte bel, sırt, diz ve diğer bölgelerde ağrılar meydana gelebilir. Lomber lordozun artması, beldeki normal çukurluğun artması anlamına gelir. Karın, sırt ve kalça kaslarında dengesizlikler ve güç kayıpları, lomber lordozun artmasına neden olabilir. Bunun yanı sıra, karın kaslarının gevşekliği, aşırı kilo da lomber lordozu artırabilir. Lomber lordozun artması bel ve bacak ağrılarına yol açabilir. Ayrıca omurlarda kayma (spondilolistezis) olan hastalarda da lomber lordoz artmış olabilir (Kirshblum vd. 2010). Lordozun belirtileri arasında kısa ve gergin bel ve sırt kasları, uzun ve gergin karın ve göğüs kasları, uzun ve gergin kalça

fleksörleri, kısa ve gergin bel kasları bulunur. Bu belirtiler, lomber lordozun artmasına bağlı olarak ortaya çıkabilir. Omurga anatomisi, omurga sağlığıyla ilgilenen sağlık uzmanlarının omurga sorunlarını değerlendirmesine ve tedavi etmesine yardımcı olur. Omurganın doğru duruşu, egzersiz, beslenme ve düzenli kontroller gibi önlemler, omurga sağlığının korunmasına yardımcı olur.

## 2.2. Sagittal Plan Deformiteleri

Bilinen en eski cerrahi işlem M.Ö. 2750 yıllarında Mısır'da gerçekleştirilmiştir (Roycamille vd. 1976). Ayrıca, Mısır'da 1910 yılında bir firavun mumyası keşfedilmiştir. Bu mumya, vertebranın çökmesine bağlı angüler kifoz dahil Pott hastalığının tüm belirtilerini sergilemektedir (Kostuik 2015). Bu keşif, omurga hastalıklarının tarih öncesine uzandığını ve Mısır'da bu tür hastalıkların bilindiğini göstermektedir. Hipokrat, spinal deformite tedavisinin babası olarak kabul edilir. Gözlem gücü ve mantıklı yorumları, omurganın yapısı ve hastalıkları hakkında doğru sonuçlara ulaşmasını sağlamıştır (Vasiliadis vd. 2009). Aynı zamanda, düzeltici alçıları ilk öneren ve kullanan kişi olarak da bilinir. Hastalara kanla ıslatılmış bandajlarla alçı tespitleri yapmıştır. Hipokrat ayrıca kifoz ve skolyoz terimlerini de ilk kez kullanmıştır (Kostuik 2015). Deformite düzeltmeleri yapmanın yanı sıra trepanasyonu da ilk kez uygulayan kişidir. Ayrıca, omurganın kanlanması ve normal spinal eğrileri de tanımlamıştır (Kostuik 2015; Vasiliadis vd. 2009). Hipokrat, insan vücudunun ayakta duruş pozisyonunu ve şeklini belirlemede kemiklerin ve özellikle omurganın fonksiyonlarını da tanımlamıştır (Kostuik 2015). Hipokrat'ın çalışmaları, tıbbi alanda önemli bir dönüm noktası olmuştur. Omurga hastalıkları ve tedavisi konusunda yaptığı gözlemler ve öneriler, bugün bile değerli kabul edilen bilgilerdir. Onun çalışmaları, omurga ve omurga hastalıklarının anlaşılması ve tedavisinde büyük bir adım olmuştur. Omurga hastalıklarının tarihçesi ve bu alanda yapılan erken keşifler, günümüzdeki cerrahi ve rehabilitasyon tekniklerinin temelini oluşturmaktadır. İnsanların omurga sağlığını anlamak ve korumak için geçmişten gelen bu bilgi birikimi, günümüzde de önemini korumaktadır. Smith, Mısır'daki keşifleri sırasında M.Ö. 1550 yıllarına ait papirüsler bulmuştur. Bu papirüsler, 48 hastalık, yaralanma, tanı ve tedavi yöntemlerini içermektedir (Feldman ve Goodrich 1999). Bu yazıların daha eski yazıların kopyaları olduğu düşünülmüş ve orijinallerinin üçüncü krallık firavunları döneminde İmhotep tarafından yazıldığı düşünülmüştür. Bu keşif, cerrahinin tarihsel kökenlerine dair önemli bir bilgi sağlamıştır.

Omurga sagittal düzlemde deformasyonları, omurganın normal eğriliğinden sapma olarak tanımlanır ve genellikle lordoz ve kifoz bozuklukları şeklinde ortaya çıkar. Lordoz, omurganın bel bölgesindeki doğal içe kavis veya eğrilik olarak tanımlanır. Bu, omurganın doğal şeklinin korunmasında önemli bir rol oynar ve vücudun denge ve hareket kabiliyetini sağlar. Ancak, lordozun aşırı artması veya azalması durumunda deformasyonlar ortaya çıkabilir. Kifoz ise omurganın torasik bölgesindeki doğal dışa kavis veya yuvarlaklık olarak tanımlanır (Bradford vd. 2017). Omurganın bu bölgesindeki kifoz, göğüs kafesinin iç organlarını koruma fonksiyonunu yerine getirir. Ancak, kifozda aşırı artış veya azalış durumunda omurgada anormallikler ve duruş bozuklukları meydana gelebilir. Deformasyonlar genellikle yaşlanma, travma, postür bozuklukları, kas zayıflığı veya hastalıklar gibi çeşitli faktörlerden kaynaklanabilir. Bunlar omurganın doğal eğriliğini etkileyerek lordoz veya kifozun aşırı veya az olan bir şekilde oluşmasına neden olabilir. Bu durumlar, omurganın doğal dengesini bozabilir, duruş sorunlarına yol açabilir ve bazı durumlarda ağrı ve hareket kısıtlılığı gibi

semptomlara neden olabilir. Bu deformasyonların değerlendirilmesi ve tedavisi, uzmanlar tarafından yapılmalıdır. Fizik tedavi, egzersiz, duruş düzeltme, korse kullanımı veya cerrahi müdahale gibi çeşitli tedavi yöntemleri kullanılabilir. Doğru teşhis ve uygun tedavi, deformitelerin düzeltilmesine ve hastanın sağlığının iyileştirilmesine yardımcı olabilir.

Bu doğal eğrilikler sagittal düzlemde farklı dışa doğru eğriliği kifoz olarak adlandırılırken, servikal ve lomber bölgelerde içe doğru eğrilik lordoz olarak adlandırılır. Bazı nedenlerle kifoz ve lordoz anormallikleri (eğriliğin artması veya azalması) ortaya çıkabilir. Bu durum çeşitli postüral sorunlara, fiziksel ağrıya, nefes alma zorluklarına, yaşam kalitesinin düşmesine ve bazen tıbbi müdahaleye yol açabilir. Bir çalışmada, standart pozisyonda 121 sağlıklı çocuktan alınan radyografik görüntüler kullanılarak torasik kifozun radyolojik ölçümü için normal aralık  $20^{\circ}$  ila  $50^{\circ}$  derece olarak bildirilmiştir (Rak ve Tönnies 2016). Başka bir çalışmada, farklı yaşlardaki 140 kişinin radyografilerinden lomber lordotik açı (LSA) ve lumbosakral açı (LSA) değerleri hesaplanmıştır. Normal LLA değerleri  $20,9^{\circ}$  ile  $68^{\circ}$  derece arasında, normal LSA değerleri ise  $15^{\circ}$  ile  $51^{\circ}$  derece arasında bulunmuştur (Vasiliadis). Torasik kifoz açısı normal değeri aştığında, postüral etkiler, omuz ve servikal ağrı gibi kas-iskelet sistemi şikayetlerinin tüm yaş gruplarını etkileyebileceği bildirilmiştir. Torasik kifoz ölçümünde, iskelet sisteminin yanı sıra kas sisteminin de değerlendirilmesinin önemli bir husus olduğu belirtilmiştir. Koronal düzlem anormallikleri olan adölesan idiyopatik skolyoz (AIS) vakalarının çoğu sagittal düzlem problemleriyle de ilişkilidir (Albert ve Vacarro 1998). Bir başka çalışmada, her iki düzlem hareketinin birbirini etkilemesi nedeniyle AIS olgularında sagittal hizalamanın doğru değerlendirilmesinin ihmal edilemeyeceğinden bahsedilmiştir. Bu çalışmada ayrıca AIS vakalarındaki açısal ilerlemenin sagittal dengeden etkilenebileceği bildirilmiştir. Sadece sagittal düzlem problemi olan olgularda kifoz açısının normal değerine getirilmesi zor olsa da sagittal düzlem bozukluğu olan kifozun düzeltilmesi gerektiğinden bahsedilmiştir.

### 2.2.1. Lordozun nedenleri ve vücuda etkisi

Omurga, vücudumuzun hareketini sağlayan, omuriliği ve sinirleri koruyan önemli bir yapıdır (Smith 2020). Omurga, 24 adet omurdan oluşan bir kemik zinciridir. Bu omurlar disklerle birbirinden ayrılmıştır ve omurganın esnekliğini sağlar (Smith 2020). Omurganın 3 ana bölgesi vardır: boyun bölgesinde 7 adet servikal omur, sırt bölgesinde 12 adet torasik omur ve bel bölgesinde 5 adet lomber omur bulunur. Bunların yanı sıra, bel bölgesinden daha aşağıda birleşmiş olan 5 adet omur, sakrum kemiğini oluşturur (Smith 2020). Omurganın doğal yapısına baktığımızda, yan profilden incelendiğinde belirli doğal eğriliklerin olduğunu görürüz (Johnson 2018). Boyun ve bel bölgelerinde öne doğru çukurluk olan lordoz, sırt bölgesinde ise arkaya doğru yuvarlaklık olan kifoz bulunur. Bu doğal eğrilikler, vücudumuzun hareketlerini doğru bir şekilde yapabilmesi ve yüklerin eşit bir şekilde dağılması için önemlidir (Johnson 2018). Ancak bazı durumlarda, lordoz denilen bel çukuru daha fazla olabilir ve bu durum vücudumuza çeşitli etkiler yapabilir (Sparrey vd. 2014). Lordozun artması, bel ağrısının en yaygın nedenlerinden biridir. Artan bel çukuru, omurgadaki diskler ve omurlar üzerindeki stresi artırarak bel ağrısına yol açabilir (Sparrey vd. 2014). Ayrıca, artmış bel çukuru duruş bozukluklarına da neden olabilir. Vücut duruşunun etkilenmesi, omurganın doğru hizalanmasını engelleyebilir (Sparrey vd. 2014). Bel çukurunun artması, kas dengesizliklerine de yol açabilir. Bel bölgesindeki kaslardaki dengesizlikler, lordozun

oluşumunu etkileyebilir (Sparrey vd. 2014). Özellikle karın, sırt ve kalça kaslarının zayıflaması, bel çukurunun artmasına katkıda bulunabilir (Sparrey vd. 2014). Bunun yanı sıra, gebelik dönemi gibi hormonal değişikliklerin yaşandığı durumlarda da bel çukuru artabilir (Johnson vd. 2018). Sonuç olarak, omurga sağlığı açısından lordozun önemi büyüktür. Doğal eğriliklerin korunması ve lordozun kontrol altında tutulması, vücudumuzun sağlıklı hareket etmesi ve bel ağrısının önlenmesi için önemlidir (Smith 2020). Bel çukurunun artması durumunda, uygun egzersizler ve duruş alışkanlıklarının düzeltilmesi gerekmektedir (ohnson vd. 2018). Bel ağrısı ve diğer olumsuz etkilerle karşılaşıldığında, bir sağlık uzmanından destek almak önemlidir (Smith 2020).

Lorduz (bel çukurunun artması) anterior pelvik tilt olarak adlandırılır ve kalça kemiği(pelvisin) öne rotasyonu (dönmesi)' neden olarak başta omurgada devamında kasların çekiş açısını değiştirerek birçok yaralanmaya ve ağrıya neden olur. Kilo alımı, hamilelik, kalça kaslarının zayıflaması, yaralanma,sakatlıklar (bel kayması,bel fitiği vb) lordozu(bel çukurunun artması) arttırarak vücut biyomekaniğinde bozulmalara neden olur. Lordoz(anterior pelvik tilt) veya bel çukurunun artması pronasyon distorsiyon sendromuna, glute amnesia sendromuna, iliotibial band, bel ağrısı ve başın omuz seviyesinden öne gelmesine neden olabilir.

### 2.2.2. Lordoz Tanı ve Tedavisi

Tanı yöntemleri fizik muayene doktorun fiziksel olarak hastayı değerlendirmesi ve belirtileri incelemesiyle tanı süreci başlar. Postür analizi, hareket değerlendirmesi ve bel ağrısı varlığı gibi faktörler değerlendirilir. Radyografik Görüntüleme: X-ray veya MRG gibi radyografik görüntüleme yöntemleri kullanılarak omurga üzerindeki lordotik eğrilikler ve diğer yapısal değişiklikler incelenir. Bu yöntemler, lordozun derecesini, şeklini ve omurgadaki olası patolojileri belirlemeye yardımcı olur. Eğri Ölçümü: Goniometre veya skoliometre gibi ölçüm araçlarıyla lordotik eğriliklerin açısı ve derecesi ölçülerek tanıya katkıda bulunur. Konservatif tedavi yöntemleri fizik terapi omurga stabilizasyon egzersizleri, postür eğitimi, esneme ve güçlendirme programları gibi fizik terapi yöntemleri lordoz tedavisinde etkili olabilir. Ortez Kullanımı: Destekleyici bir korse veya bel kemeri kullanımı, omurga üzerindeki yükü dengelemeye yardımcı olabilir ve belirtileri azaltabilir. Cerrahi Müdahale konservatif tedavi seçeneklerinin yetersiz olduğu veya ciddi yapısal sorunların varlığı durumunda cerrahi müdahale düşünülebilir. Cerrahi seçenekler şunları içerebilir: Laminektomi: Omurilik üzerinde baskı oluşturan kemik veya doku parçalarının çıkarılması amacıyla yapılan bir cerrahi işlemdir. Omurga Füzyonu: İki veya daha fazla omurun birleştirilerek stabilizasyonun sağlandığı bir cerrahi prosedürdür. Bu işlem, omurgadaki eğrilerin düzeltilmesi ve stabilite sağlanması için kullanılabilir.

Eğer kısa süreli tedavi veya sıcakla azalan ama uzun süredir devam eden bel ağrınız varsa nedeni lordozdan kaynaklı olabilir. Lordoz (bel çukurunun artması) deneyimli bir fizyoterapist veya hekim (ortopedist) gözlemleyerek ve lordozla ilişkin testleri yaparak anlayabilir. Lordoz sonucu aşağıdaki kaslar kısalır ve bu kaslara germe, yumuşak doku mobilizasyonları hareketi limitlenmiş eklemlere mobilizasyon ve maniplasyonlar uygulanmalıdır. Ayrıca lordoz (anterior pelvik tilt) teşhis etmede kısalmış kasların esnekliğine bakılabilir. Bu kaslar; psoas tensor fasciae latae, kalça flexorleri, latissimus dorsi, thoracolumbar fascia, erector spinae, multifidus, iliocostalis lumborum, quadratus lumborum, external obliques (posterior), quadriceps, adductor kompleksi,

peroneals, biceps femoris (hamstring). Lordoz tedavisinde fizyoterapistler germe egzersizlerine yardımcı olmakla birlikte masaj ve mobilizasyonlar ile tedavi sürecinin hızlanmasını sağlar. Kas gruplarının kuvvetlendirilmesi gerekir. Bu kaslar: kalça kasları-priformis, internal external kalça rotatörleri, ructus abdominis internal external oblikler transversus abdominis (karın kası), semitendinosus (hamstring kas grubu), gastrocnemius.

### 2.2.3. Kifozun nedenleri ve vücuda etkisi

Kifoz, omurganın arkaya doğru anormal bir şekilde kambur durmasına neden olan bir durumdur. Genellikle üst sırt bölgesinde (torasik omurga) görülür ve omurganın normal kıvrımlarının aşırı olmasıyla karakterizedir. Postural Kifoz: Uzun süreli yanlış duruş veya kötü postür, sırt kaslarının zayıflamasına ve omurganın doğal kıvrımlarının bozulmasına yol açabilir. Bu durum postural kifoz olarak adlandırılır ve genellikle gençler arasında görülür. Scheuermann Hastalığı: Gençlerde daha yaygın olan Scheuermann hastalığı, omurga kemiklerindeki anormal büyüme nedeniyle kifoz oluşumuna yol açar. Bu durumda omurga kemikleri yuvarlak şekilde büyür ve sırtta kamburluk görülür. Kas Zayıflığı ve Hastalıklar: Sırt kaslarının zayıflığı veya nöromüsküler hastalıklar, omurgayı desteklemekte zorluklara neden olabilir ve kifoz gelişimine katkıda bulunabilir. Omurga Yaralanmaları: Omurga kırıkları veya yaralanmaları, omurganın normal hizasını bozabilir ve kifoz oluşumuna yol açabilir. Metabolik Hastalıklar: Osteoporoz gibi metabolik hastalıklar, omurga kemiklerinin zayıflamasına ve kifoz gelişimine neden olabilir.

Kifoz, omurganın arkaya doğru kambur durmasıyla sonuçlanır ve vücut üzerinde çeşitli etkilere neden olabilir. Öncelikle, kifoz duruş bozukluğuna yol açar ve sırtın kambur durmasıyla sonuçlanır. Bu durum, kişinin görünümünü etkileyebilir ve özgüvenini olumsuz etkileyebilir. Omuzlar öne doğru düşer ve sırtta yuvarlak bir şekil oluşur. Bunun yanı sıra, kifoz sırt kaslarında aşırı gerilmeye ve zorlanmaya neden olabilir, bu da sırt ağrısına yol açabilir. Omurgada oluşan basınç değişiklikleri ve disklerin etkilenmesi de ağrıya katkıda bulunabilir. İleri düzeydeki kifoz durumlarında, göğüs boşluğunun daralması ve akciğerlerin sıkışması nedeniyle solunum problemleri ortaya çıkabilir. Kifoz ayrıca mide ve bağırsakların normal pozisyonunu etkileyebilir, sindirim sorunlarına neden olabilir. Bu etkiler, kifozun doğru tanı ve tedavi sürecinde dikkate alınmasını gerektirir. Uygun postür eğitimi, egzersiz programları, fizik terapi ve gerektiğinde cerrahi müdahale, kifozun yönetiminde kullanılan tedavi yöntemleri arasında yer alır. Her bir durumun bireysel olarak değerlendirilmesi ve uygun tedavi yönteminin belirlenmesi önemlidir.

Omurgaya arkadan baktığımız zaman omurların birbiri üzerine diziliminden oluşan ve kafa ile leğen kemiğinin tam ortasından geçen bir izdüşümü olan düz bir kolon olduğunu görürüz. İnsan omurgasına yandan bakınca ise böyle bir düz hat olmadığını ve omurların her birinin birbirleri ile bir açı yaparak oluşturduğu fizyolojik birtakım eğrilikler olduğunu görürüz. Örneğin göğüs, sırt bölgemizde bir kifoz (kambur) varken bunu izleyen bel bölgemizde bir çukurluk vardır. İnsanların göğüs, sırt bölgesindeki kifoz kişiler arasında çok geniş bir farklılık gösterir. Bir başka deyişle sizin de etrafınızda gözlediğiniz gibi, bazı insanlar daha kambur dururken bazıları daha dik durmaktadırlar. Bu kamburluğun fizyolojik olarak kabul edilen ölçüsel bir sınırı vardır.

#### 2.2.4. Kifoz tanı ve tedavisi

Kifoz, omurganın normalden fazla kamburlaşmasıyla karakterize olan bir duruştur. Kifoz tanısı, çeşitli klinik ve görüntüleme yöntemlerinin kullanımını gerektirebilir. İlk aşamada, hastanın medikal öyküsü alınır ve fizik muayene yapılır. Bu aşamada, hastanın şikayetleri, semptomları ve duruş bozukluğu dikkatlice değerlendirilir. Hasta, kifozun süresi, ilerlemesi, şiddeti ve etkilediği günlük aktiviteler hakkında bilgi vermelidir. Fizik muayene sırasında, doktor omurganın şeklini, esnekliğini, hareket açıklığını ve kas gücünü değerlendirecektir. Omurga, boyun, sırt ve bel bölgeleri ayrı ayrı incelenir. Omurgadaki kamburluk derecesi, ölçümler ve referans noktaları kullanılarak objektif olarak değerlendirilebilir. Görüntüleme yöntemleri, kifozun tanısının doğrulanmasında ve kamburluğun derecesinin belirlenmesinde yardımcı olur. Röntgen, en yaygın kullanılan görüntüleme yöntemidir. Röntgen çekimleri, omurganın yapısını, eğrilik miktarını ve konumunu gösterir. Kifozu değerlendirmek için lateral (yan) röntgen çekimleri kullanılır. Ayrıca, bilgisayarlı tomografi (BT) ve manyetik rezonans görüntüleme (MRG) gibi ileri görüntüleme yöntemleri, omurganın daha ayrıntılı olarak incelenmesine olanak sağlar. Kifozun tanısı ayrıca kifozun altında yatan nedenin belirlenmesini de gerektirir. Kifoz, birincil (doğuştan gelen) veya ikincil (kazalar, enfeksiyonlar, hastalıklar) olarak sınıflandırılabilir. İkincil kifozların altında yatan nedenlerin tespit edilmesi için ilave testler ve laboratuvar çalışmaları gerekebilir. Kifoz tanısı, klinik değerlendirme, fizik muayene ve görüntüleme yöntemlerinin entegre bir şekilde kullanılmasıyla konulur. Tanı, kifozun derecesini ve altta yatan nedeni belirleyerek uygun tedavi yöntemlerinin seçilmesine olanak tanır. Her bir hasta için bireysel olarak uyarlanmış bir tedavi planı oluşturulması, kifozun yönetiminde önemlidir.

Kifoz tanısında öncelikle doktor tarafından hasta hikayesi öğrenilerek fiziksel muayene yapılır. Omurganın doğal eğriliği 20 ila 45 derece arasındadır, eğer hastanın omurga ölçüleri 45 derecenin üzerindeyse kifoz teşhisi konur. Eğer kişideki kifoz ileri seviyedeysse, doktor akciğerlerin ne kadar iyi çalıştığını değerlendirmek için bir solunum fonksiyon testi isteyebilir. Ayrıca kifozun omurilik üzerinde yarattığı baskı nedeniyle uyuşukluk- karıncalanma, mesane ya da bağırsak inkontinansı ve dengede durmada sorun varsa, doktor daha ayrıntılı bir görünüm elde etmek için manyetik rezonans görüntüleme (MRG) taraması da isteyebilir.

Kifoz tedavisi, kifozun derecesi, altta yatan nedeni, semptomların şiddeti ve hastanın yaşam tarzı gibi faktörlere bağlı olarak bireyselleştirilir. Tedavi genellikle konservatif (cerrahi olmayan) veya cerrahi yöntemlerden biri veya ikisinin bir kombinasyonunu içerebilir. Konservatif Tedavi: Egzersiz ve fizik tedavi: Kifoz tedavisinde egzersiz ve fizik tedavi önemli bir rol oynar. Bu tedavi yöntemi, omurga kaslarının güçlendirilmesini, esnekliğinin artırılmasını ve postürün düzeltilmesini hedefler. Fizyoterapistler, hasta özel egzersiz programları oluşturarak duruş bozukluklarını düzeltmeye ve semptomları azaltmaya çalışır. Destekleyici cihazlar: Braklar veya destekleyici korse gibi cihazlar, omurga hizasını düzeltmeye yardımcı olabilir. Bu cihazlar, duruşun düzeltilmesi ve omurganın doğru hizalanması için kullanılır. Uzun süreli kullanımıyla kasları destekler ve omurgayı doğru pozisyonda tutabilir. Cerrahi Tedavi: Cerrahi müdahale genellikle kifozun ciddi olduğu, semptomların şiddetli olduğu veya konservatif tedavi yöntemlerinin yetersiz kaldığı durumlarda düşünülür. Cerrahi, omurganın yeniden hizalanması, stabilize edilmesi veya düzeltilmesi amacıyla gerçekleştirilir. Bu işlem genellikle omurga füzyonu ve omurga

düzelme tekniklerini içerir. Omurga füzyonu: Bu yöntemde, omurga segmentleri arasında yapay bir kemik grefti veya implant kullanılarak omurlar birleştirilir. Bu, omurganın istikrarını sağlamak ve deformitenin düzeltilmesine yardımcı olmak için kullanılır. Omurga düzelme teknikleri: Omurga düzelme ameliyatları, kifozun neden olduğu omurga eğrilerini düzeltmeyi amaçlar. Bu ameliyatlar genellikle çelik çubuklar, vidalar ve diğer implantlar kullanılarak omurganın doğru hizalanmasını sağlar. Kifoz tedavisinde kullanılan yöntemler, bireysel duruma ve hastanın ihtiyaçlarına göre değişebilir. Tedavi planı, kifozun derecesine, semptomların şiddetine, hastanın yaşına, genel sağlık durumuna ve diğer faktörlere göre belirlenir. Tedavi sürecinde multidisipliner bir yaklaşım benimsenerek, ortopedistler, fizyoterapistler ve diğer sağlık uzmanları birlikte çalışır ve hasta için en etkili tedavi seçenekleri sağlar.

### 2.3. Biyomekanik Model

Biyomekanik model, biyolojik sistemlerin fiziksel ve mekanik özelliklerini anlamak ve analiz etmek için kullanılan matematiksel veya hesaplamalı bir yapıdır. Bu model, canlı organizmaların hareketini, doku ve organların mekanik tepkilerini, kuvvet dağılımını ve enerji transferini incelemek için kullanılır (Fregly vd 2012). Biomekanik modeller, biyolojik sistemlerin karmaşık doğasını basitleştirerek ve matematiksel denklemlerle ifade ederek, bu sistemlerin anlaşılmasına yardımcı olur. Bu modeller genellikle bilgisayar tabanlı simülasyonlar olarak uygulanır ve deneyler yapmak veya gerçek sistemi manipüle etmek yerine, sanal deneyler yapmamızı sağlar. Bu modeller, insan vücudu, kaslar, kemikler, eklemler ve diğer dokular gibi biyolojik sistemlerin yanı sıra protezler, implantlar ve tıbbi cihazlar gibi mekanik sistemlerin analizinde kullanılır (Delp vd. 2007). Örneğin, bir biomekanik model, bir spor aktivitesi sırasında eklemlerdeki kuvvetleri ve stresi değerlendirebilir, bir protezin vücut üzerindeki etkisini simüle edebilir veya bir kasın hareket kabiliyetini inceleyebilir. Bu modeller, biyomedikal mühendislik, fizyoloji, spor bilimi ve rehabilitasyon gibi birçok alanda kullanılmaktadır (Erdemir vd. 2019). Biomekanik modeller, yeni tedavi yöntemlerinin geliştirilmesi, spor performansının iyileştirilmesi, yaralanma önleme ve rehabilitasyon stratejilerinin belirlenmesi gibi alanlarda bilimsel çalışmalara temel sağlamaktadır. Biomekanik modeller, biyolojik ve mekanik sistemlerin etkileşimini analiz etmek için kullanılan hesaplamalı yapılar olarak tanımlanabilir (Pandy ve Herr 2008). Bu modeller, canlı organizmaların hareketini, dokuların mekanik davranışını ve biyomekanik sistemlerin optimize edilmesini anlamak için değerli bir araç sağlar.

#### 2.3.1. Biyomekanik modellerinin tanımı ve temel prensipleri

Biomekanik modeller, biyolojik sistemlerin fiziksel ve mekanik özelliklerini analiz etmek ve anlamak için kullanılan matematiksel veya hesaplamalı yapılar olarak tanımlanabilir. Bu modeller, canlı organizmaların hareketini, doku ve organların mekanik tepkilerini, kuvvet dağılımını ve enerji transferini incelemek amacıyla geliştirilmiştir. Biomekanik modeller, biyomedikal mühendislik, fizyoloji, spor bilimi ve rehabilitasyon gibi birçok alanda kullanılmaktadır. Biomekanik modeller, biyolojik sistemlerin karmaşık yapısını matematiksel denklemler veya hesaplamalı algoritmalar aracılığıyla basitleştirerek ifade eder. Bu modeller, bir sistemin önemli bileşenlerini ve ilişkilerini temsil eder ve mekanik, kinematik veya dinamik özelliklerini simüle etme kapasitesine sahiptir. Biomekanik modelleri, tek hücreden tüm vücut sistemlerine kadar çeşitli ölçeklerde uygulanabilir.

Modelleme yaklaşımı biomekanik modellerin oluşturulması için çeşitli yaklaşımlar kullanılabilir, örneğin, fiziksel yasalara dayalı matematiksel modelleme veya veri odaklı istatistiksel modeller. Modelleme yaklaşımı, sistem özelliklerini, hedeflenen analizleri ve kullanılabilir verileri dikkate alarak seçilmelidir (Dumas vd. 2018). Parametre belirleme biomekanik modellerin doğru sonuçlar üretebilmesi için parametrelerin doğru bir şekilde belirlenmesi gerekmektedir. Bu parametreler, biyolojik sistemlerin yapısal ve fonksiyonel özelliklerini temsil eder ve deneysel verilerden veya literatürden elde edilebilir. Doğruluk ve geçerlilik biomekanik modellerin doğruluğu ve geçerliliği önemlidir. Bu nedenle, oluşturulan modellerin gerçek sistemle uyumlu sonuçlar üretebilmesi için deneysel verilerle karşılaştırılması ve doğrulama yapılması gerekmektedir. Hassasiyet analizi biomekanik modellerdeki parametrelerin hassasiyet analizi, modelin sonuçları üzerindeki etkilerini değerlendirir. Bu analiz, belirsizliklerin ve hataların sonuçları üzerindeki etkisini anlamak için önemlidir. Hiyerarşik yaklaşım biyolojik sistemler genellikle farklı ölçeklerde organizasyona sahiptir (Nordin ve Frankel 2012). Biomekanik modellerde, bu hiyerarşik yapının dikkate alınması ve alt sistemlerin üst sistemlere nasıl etki ettiğinin anlaşılması önemlidir.

Biomekanik modeller, biyolojik sistemlerin fiziksel ve mekanik özelliklerini anlamak ve analiz etmek için önemli araçlardır (Hamill ve Knutzen 2018). Bu modeller, biyomedikal mühendislikten spor bilimine, fizyolojiden rehabilitasyona kadar birçok alanda kullanılmaktadır. Modellerin doğru parametrelerle oluşturulması, doğruluk ve geçerlilik analizleriyle doğrulanması ve hassasiyet analizleriyle değerlendirilmesi gerekmektedir.

### **2.3.2. Biomekanik modellerin uygulama alanları**

Biomekanik modeller, biyolojik sistemlerin fiziksel ve mekanik özelliklerini analiz etmek ve anlamak için güçlü bir araç olarak kullanılmaktadır. Bu modeller, birçok farklı uygulama alanında kullanılarak, insan hareketi, tıbbi cihaz tasarımı, spor performansı ve rehabilitasyon gibi konularda bilimsel anlayışımızı artırmaktadır. Bu yazıda, biomekanik modellerin önemli uygulama alanları ele alınacaktır. Biomekanik modeller, insan hareketinin analizi ve anlayışında önemli bir rol oynamaktadır. Hareketin kinematik ve kinetik özelliklerini anlamak için modeller kullanılarak, kasların aktivasyonu, eklem açıları, kuvvet ve momentlerin dağılımı gibi faktörler incelenebilir. Bu alan, spor performansının iyileştirilmesi, rehabilitasyon stratejilerinin geliştirilmesi ve hareket bozukluklarının değerlendirilmesi için büyük önem taşır. Biomekanik modeller, tıbbi cihazların tasarımı ve optimizasyonunda kullanılır. Örneğin, protez ve ortezlerin tasarımında, modeller kullanılarak optimal şekil, malzeme ve fonksiyonel özellikler belirlenebilir. Modeller ayrıca implantların performansının değerlendirilmesi ve cerrahi planlama süreçlerinde kullanılabilir. Biomekanik modeller, yaralanma önleme stratejilerinin geliştirilmesi ve rehabilitasyon süreçlerinin iyileştirilmesinde önemli bir rol oynar. Modeller, yük dağılımı analizi, kuvvet tahmini ve kas aktivasyonu gibi faktörleri değerlendirerek, yaralanma riskini azaltmaya yönelik tedbirlerin alınmasına yardımcı olur. Aynı zamanda, rehabilitasyon programlarının etkinliğini değerlendirmek ve kişiye özgü tedavi planları oluşturmak için kullanılabilir. Biomekanik modeller, biomekanik mühendislik ve malzeme tasarımı alanlarında da önemli bir rol oynar. Örneğin, yapay eklem protezlerinin tasarımı, biomekanik modeller kullanılarak optimize edilebilir. Modeller, implant malzemelerinin dayanıklılığı, biyouyumluluğu ve performansı üzerindeki etkilerini değerlendirmek için kullanılır. Biomekanik modeller, spor

performansını ve egzersiz bilimini incelemek için yaygın olarak kullanılır. Modeller, sporcuların hareketlerini analiz ederek, teknik iyileştirmeler ve enerji harcaması gibi faktörler hakkında bilgi sağlar. Ayrıca, egzersiz programlarının optimize edilmesi ve yaralanma riskinin azaltılması için kullanılan cihazların geliştirilmesinde de kullanılırlar.

Biomekanik modeller, insan hareketinin analizi, tıbbi cihaz tasarımı, yaralanma önleme ve rehabilitasyon, biyomekanik mühendislik ve malzeme tasarımı, spor performansı ve egzersiz bilimi gibi birçok uygulama alanında değerli bir araçtır. Bu modeller, biyolojik sistemlerin fiziksel ve mekanik özelliklerini anlamamıza yardımcı olurken, sağlık hizmetlerinin ve spor performansının iyileştirilmesine katkıda bulunmaktadır.

### 2.3.3. Biomekanik model oluşturma yöntemleri

Biomekanik modeller, biyolojik sistemlerin fiziksel ve mekanik özelliklerini anlamak ve analiz etmek için kullanılan değerli araçlardır. Bu modellerin oluşturulması, hassas bir süreç gerektirir ve çeşitli yöntemler kullanılarak gerçekleştirilir. Deneysel yöntemler, biyolojik sistemlerin fiziksel özelliklerini ölçmek ve veri toplamak için kullanılan yöntemlerdir. Bu yöntemler, kuvvet platformları, hareket yakalama sistemleri, elektromiyografi (EMG) gibi cihazları içerebilir. Deneysel veriler, biomekanik modellerin parametrelerini belirlemek ve doğrulamak için kullanılır. Hesaplamalı yöntemler, matematiksel ve bilgisayar tabanlı modelleme tekniklerini kullanarak biyolojik sistemlerin davranışını simüle etmek için kullanılır. Bu yöntemler, diferansiyel denklemlerin çözümü, sonlu elemanlar analizi, çoklu cisim dinamiği ve optimizasyon algoritmalarını içerebilir. Hesaplamalı modeller, kompleks biyolojik sistemlerin analizinde ve tahminlerin yapılmasında kullanışlıdır. İnsan modelleme, insan vücudunun anatomik ve fiziksel özelliklerini temsil eden bilgisayar tabanlı modellerin oluşturulmasıdır. Bu modeller, insan hareketi analizi, spor performansı değerlendirmesi ve tıbbi uygulamalarda kullanılabilir. İnsan modelleme yöntemleri arasında tam vücut modelleri, segment modelleri, kas-eklem modelleri ve sinir-müsküler modeller yer alır. Biomekanik modellerin oluşturulması için gerekli verileri sağlamak, modelin doğruluğu ve geçerliliği açısından önemlidir. Veri kaynakları, literatür araştırmaları, deneysel çalışmalar, biyomekanik veri tabanları ve görüntüleme tekniklerini içerebilir. Doğru ve güvenilir veriler, modele uygun parametrelerin atanmasını sağlar. Biomekanik modellerin doğruluğunu ve geçerliliğini sağlamak için doğrulama ve geçerlilik adımları izlenir. Doğrulama, modelin gerçek dünya verileriyle karşılaştırılması ve uyumunun değerlendirilmesini içerir. Geçerlilik ise modelin belirli bir popülasyon veya uygulama alanı için ne kadar geçerli olduğunun değerlendirilmesini sağlar. Biomekanik modellerin oluşturulması, deneysel ve hesaplamalı yöntemlerin entegrasyonunu gerektiren karmaşık bir süreçtir. Bu yöntemler, biyolojik sistemlerin davranışını anlamak ve analiz etmek için önemli bir araçtır. Deneysel verilerin toplanması, matematiksel modelleme tekniklerinin kullanılması ve doğrulama adımlarının takip edilmesi, güvenilir ve geçerli biomekanik modellerin oluşturulmasını sağlar.

## 2.4. EMG

Yüzey EMG (sEMG), kas üzerine yerleştirilen non-invaziv bir elektrot kullanarak kaslardan gelen biyoelektrik sinyalleri ölçerek kas fonksiyonel durumunun değerlendirilmesini sağlar. sEMG sinyalleri, kas ve sinir sağlığının değerlendirilmesi,

rehabilitasyon, biyomekanik, spor performansı, protez kontrolü ve ergonomi gibi çeşitli uygulamalarda kullanılır (Uritani 2013). SEMG sinyallerinden özellik çıkarma yöntemleri genellikle zaman alanı özellikleri ve frekans alanı özellikleri olarak ikiye ayrılır. Yaygın olarak kullanılan zaman alanı analizleri kök ortalama kare, varyans, ortalama mutlak değer, sıfır geçişi ve dalga şekli uzunluğunu içerir. Frekans alanı analizinde ise frekans spektrumu elde edildikten sonra güç spektral yoğunluğu, ortalama frekans ve medyan frekans gibi parametreler kullanılarak sinyalin büyüklüğü değerlendirilir (McEvoy ve Grimmer 2005). sEMG sinyali, farklı zamanlarda farklı frekans bileşenlerine sahip kararsız, yani durağan olmayan bir biyoelektrik sinyaldir. Bu nedenle, sEMG sinyalinin zaman-frekans alanında analizi, zamana ve frekansa bağlı değişikliklerin ayrıntılı olarak incelenmesine olanak tanır. Zaman-frekans analiz yöntemleri arasında Hızlı Fourier Dönüşümü ve Kısa Zamanlı Fourier Dönüşümü sinyalin etkili bir şekilde analiz edilebilmesi için sinyalin kararlı olmasını gerektirir. Ancak Dalgacık dönüşümü, sinyali birden fazla dalgacık fonksiyonu ile çarparak sinyalin farklı frekans bantlarındaki bileşenlerinin ayrıştırılmasını sağlar. Dalgacık paket dönüşümü, sinyal işleme ve veri analizi gibi birçok alanda yaygın olarak kullanılan bir tekniktir. Sinyali frekans uzayında analiz etmek için kullanılan bir yöntemdir. Dalgacık Paket Dönüşümü, elektromiyografi (EMG) sinyallerinin işlenmesinde önemli bir etkiye sahiptir. EMG sinyalinin frekans içeriğini analiz etmek ve sinyalin zaman değişkenliği özelliklerini belirlemek için kullanılır. Bu şekilde, EMG sinyalinin frekans içeriği daha iyi anlaşılır ve kas aktivitesindeki değişikliklerin incelenmesi daha hassas hale gelir.

### 3. MATERYAL VE METOT

#### 3.1. Etik Bilgisi

Etik kurul onayı, çalışmanın insan katılımcılar üzerinde yapılacak herhangi bir araştırma veya müdahalenin etik ilkeler ve yasal düzenlemeler çerçevesinde gerçekleştirileceğini ve katılımcıların haklarının korunacağını gösterir. Katılımcıların önceden bilgilendirilmiş onayı, çalışmanın amacı, yöntemleri, olası riskler ve faydalar hakkında tam bir açıklama alarak karar vermelerini sağlar. Yasal ebeveynlerin onayı, çalışmanın çocuk katılımcıları içerdiği durumlarda gereklidir.

Bu çalışmada, insan araştırması verilerini içeren bir araştırmadır ve etik açıdan uygunluğunun teyit edilmesi için Akdeniz Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan onay alınmıştır. Etik kurul onay numarası 70904504/271 olarak belirlenmiştir. Bu onay, çalışmanın etik kurallara uygun bir şekilde yürütüleceğini ve katılımcıların haklarının korunacağını göstermektedir. Çalışmanın başarılı bir şekilde yürütülmesi için katılımcıların önceden bilgilendirilmiş onayı alınmıştır. Katılımcılar ve yasal ebeveynleri, çalışmanın amaçları, yöntemleri, olası riskler ve faydaları hakkında detaylı bir şekilde bilgilendirilmiş ve çalışmaya katılmak için gönüllü olarak onay vermişlerdir. Bu, katılımcıların özgür iradesine dayalı bir katılımı sağlamak ve etik ilkelerin gerekliliklerini yerine getirmektir. Etik kurul onayı almak, araştırmacıların etik ve yasal düzenlemelere uygun olarak çalışma yapmasını sağlar. Bu süreç, katılımcıların güvenliği, gizliliği ve rızası gibi önemli konuları korumak amacıyla gerçekleştirilir. Etik kurul, araştırmanın tasarımını, metodolojisini, veri toplama sürecini ve veri analizini değerlendirerek çalışmanın etik açıdan uygunluğu onaylanmıştır.

#### 3.2. Biyomekanik Modelin Oluşturulması

Biyomekanik modeller, biyolojik sistemlerin fiziksel ve mekanik özelliklerini anlamak ve analiz etmek için kullanılan değerli araçlardır. Bu modeller, karmaşık biyolojik süreçleri matematiksel veya bilgisayar tabanlı olarak temsil edilmesini sağlayabilir. Biyomekanik modellerin oluşturulması, bir dizi adımdan oluşan bir süreci gerektirmektedir. Çalışmamızın ilk adımında, omurga ve bağlı olduğu biyolojik sistemi incelendi ve modelleme hedefleri belirlendi. Bu aşamada, modelimizin amacını, kullanılacak veri türlerini ve modele uygulanacak özellikleri belirlendi. Biyomekanik model oluşturmadaki ikinci adımı, sistemi tanımlayan gerekli verilerin toplanmasıydı. Bu verileri, literatür araştırmaları, deneysel çalışmalar ve görüntüleme teknikleriyle elde edildi. Bu aşamada, sistemin anatomik yapısı, materyallerin mekanik özellikleri, uygulanan kuvvetlerin noktaları ve diğer ilgili parametreler üzerinde odaklanıldı. Bu veriler, modelin matematiksel denklemlerini ve parametrelerini belirlemek için temel oluşturdu. Üçüncü adım, toplanan verilerin analizi ve modelin matematiksel veya bilgisayar tabanlı olarak oluşturulmasıydı. Bu aşamada, toplanılan veriler ve sistemi tanımlayan parametreler kullanarak matematiksel denklemler ve simülasyon algoritmaları oluşturuldu. Oluşturulan model, biyolojik sistemin davranışını temsil etmek ve analizler için kullanılmak üzere hazırды.

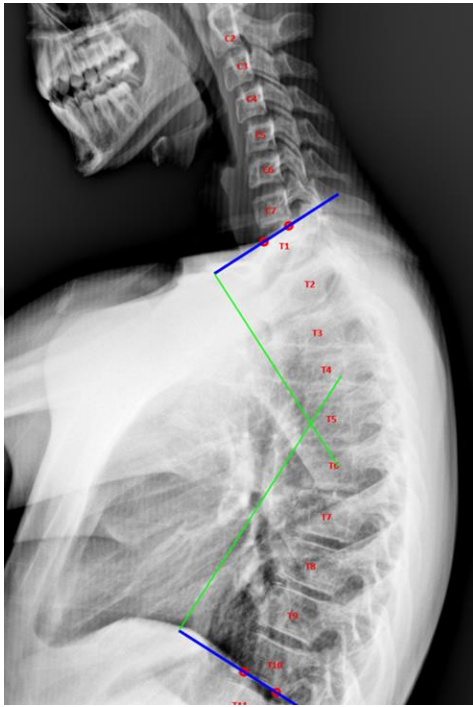
Biyomekanik omurga modellemesi için OpenSim yazılımını kullanıldı. OpenSim, kullanıcıların insan veya hayvan vücut segmentlerini ve kas-skeleton sistemlerini simüle etmelerine olanak tanımaktadır. Bu yazılım, karmaşık kas ve iskelet modellemesi için bir arayüz sunar ve farklı hareketlerin veya yüklerin vücut üzerindeki etkilerini anlamak için kullanılabilir. OpenSim, biyomekanik alanında çalışan araştırmacılar, mühendisler ve sağlık profesyonelleri için kullanışlı bir araçtır ancak kullanımı belirli bir uzmanlık gerektirmektedir. OpenSim yazılım platformunun sağladığı kaynaklardan ve simülasyonlarından yararlanmak için adım adım çalışılmalıdır. Yazılımın edinilmesi, kavramların öğrenilmesi, veri toplama ve hazırlık, model oluşturma, eklem ve kas tanımlama ile modelin ayarlanması, hareket ve yük simülasyonları ve analiz sonuçlarının değerlendirilmesi adımları izlenen adımlardır.

Çalışmamızda omurga modeli, insan omurgasının anatomik ve biomekanik özelliklerini temsil etmek üzere oluşturuldu. Omurga modelinin oluşturulması için gerekli anatomik ve kinematik verileri toplandı. Bu veriler, literatürden, manyetik rezonans görüntüleme (MRI) görüntülerinin analizlerinden ve röntgen görüntüleri analizlerinden elde edildi. Omurga segmentlerinin boyutları, eklemler arası açılar, eğrilikler ve omurga eğrileri gibi parametreler ölçülerek belirlendi. Toplanan verilere dayanarak, omurganın segmentlere ayrıldığı bir model oluşturuldu. Bu segmentler, omurga vertebralarını, intervertebral diskleri ve omurga eklemlerini içermektedir. Her bir segmentin fiziksel özellikleri, omurga segmentlerinin boyutları ve doku özellikleri gibi bilgilere dayalı olarak tanımlandı. Omurga modelindeki eklemlerin kinematik hareketleri, hareket yakalama verileri veya literatürden elde edilen kinematik veriler kullanılarak belirlendi. Bu veriler, eklem açıları, eğimler ve rotasyonlar gibi kinematik parametreleri içermektedir. OpenSim'in entegrasyon özelliği kullanılarak bu kinematik verileri modele aktarıldı. Omurga modeline kasların eklenmesi için OpenSim'in kas modelleme özelliğini kullanıldı. Kasların etkinleştirme düzeyleri, elektromiyografi (EMG) verileri ile literatürden elde edilen kas aktivasyon desenleri kullanılarak tahmin edildi. Her bir kas, anatomik yapıları ve kasın mekanik özelliklerini temsil eden parametrelerle modellendi. Oluşturulan biyomekanik omurga modeli, analiz ve simülasyonlar için kullanıldı. Model, belirli bir hareket veya kuvvet uygulaması altında omurganın tepkisini tahmin etmek için simülasyonlar gerçekleştirildi. Bu simülasyonlar, kas kuvvetleri, eklemler arası kuvvetler ve omurga segmentlerinin hareketi gibi çeşitli çıktılar sağladı. Omurga modelinin doğru bir şekilde oluşturulması için önemli aşamalar uygulandı. Bu yöntemler, omurga mekaniği, hareket analizi ve rehabilitasyon stratejileri gibi birçok alanda kullanılabilir yorumlar elde edilmesini sağladı.

### **3.2.1. Biyomekanik omurga modelinin oluşturulması**

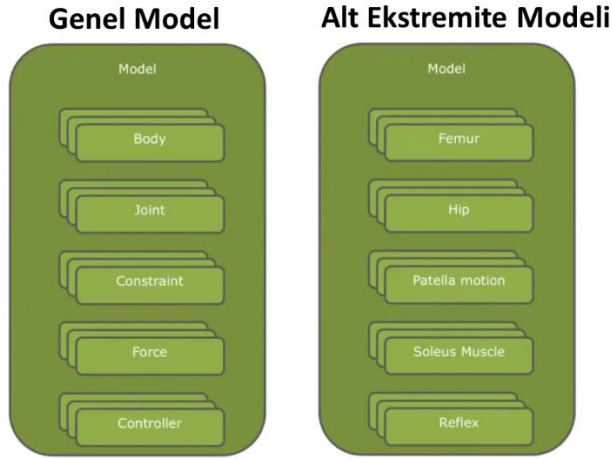
Kemiklerin omurga modelindeki rolü, omurganın yapısal temelini oluşturmak ve hareketlerdeki stabiliteyi sağlamaktır. Her bir omurga segmenti, belirli bir hareket aralığına izin veren eklemlerle birbirine bağlanmış bir dizi kemikten oluşur. Omurga modelindeki kemiklerin oluşturulması, her omurga segmentinin belirli ölçülerde ve geometrilere modellenmesini içermektedir. Bu modellenme sürecinde her bir omurga

segmentinin boyutları, şekilleri ve bağlantı noktaları dikkate alındı. Eklemler, omurgaların hareket aralıkları, eklem açıları medikal görüntüler ve literatürden alındı. Bir omurga segmentinin bir diğerine göre dönme veya eğilme hareketine izin verme derecesi, bu eklemlerin tanımlanmasıyla belirlendi. MATLAB kullanılarak omurga segmentlerinin analizi gerçekleştirildi. Tomografi ve MR görüntülerinin detaylı incelenmesi için algoritma geliştirildi. MATLAB'de geliştirilen özel analiz algoritması ile her bir omurun konumu, boyutu ve aralarındaki açılar belirlendi (Şekil 3.1).



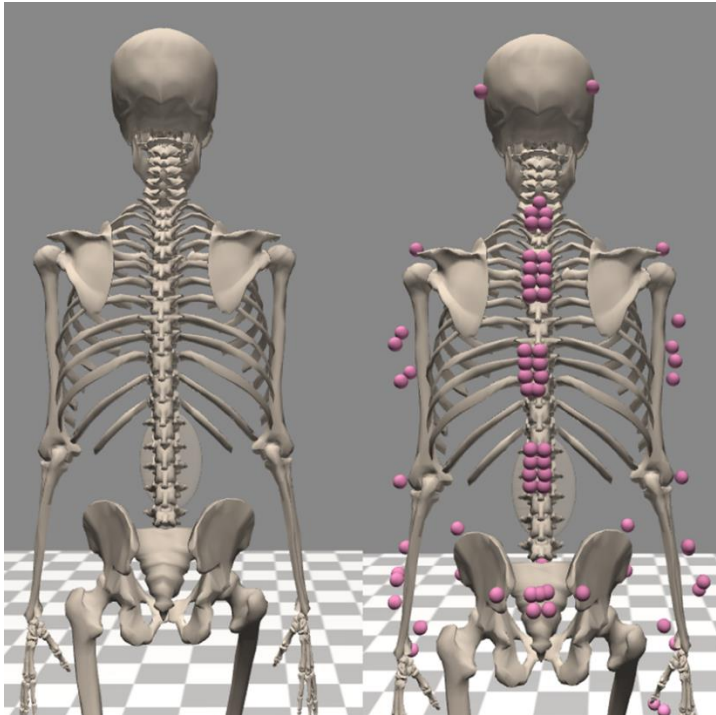
**Şekil 3.1.** Omurga Görüntü Analizi

Belirlenen omurga segmentleri ve aralarındaki açılar, radyoloji doktoru tarafından kontrol edildi. Bu adım, elde edilen verilerin güvenilirliğini ve analizlerin doğruluğunu sağlamak adına önem arz etmektedir. Ardından, bu veriler OpenSim modeli için biyomekanik modelleme için gerekli formatlarda kaydedildi. Bu aşama, omurga sistemlerinin simülasyonları için temel veri kaynağını oluşturdu. Bu eklemlerin esneklik dereceleri ve izin verilen hareket aralıkları, modelin gerçekçiliğini ve doğruluğunu belirleyen önemli faktörlerdir. Omurga modelindeki kemiklerin ve eklemlerin doğru bir şekilde tanımlanması, modelin hareket kabiliyeti ve mekanik davranışlarının doğru bir şekilde simüle edilmesini sağladı. Bu tanımlamalar, modelin belirli hareketler altında nasıl tepki vereceğini anlamak için kritik öneme sahiptir. Bu sayede, omurga modeli gerçek dünya koşullarına daha yakın bir şekilde simüle edilerek biyomekanik analizlerin yapılmasına olanak tanıdı. Daha sonra ekstremiteler model bileşenleri oluşturulması gerçekleştirildi (Şekil 3.2).



**Şekil 3.2.** Biyomekanik modelde nesne grupları

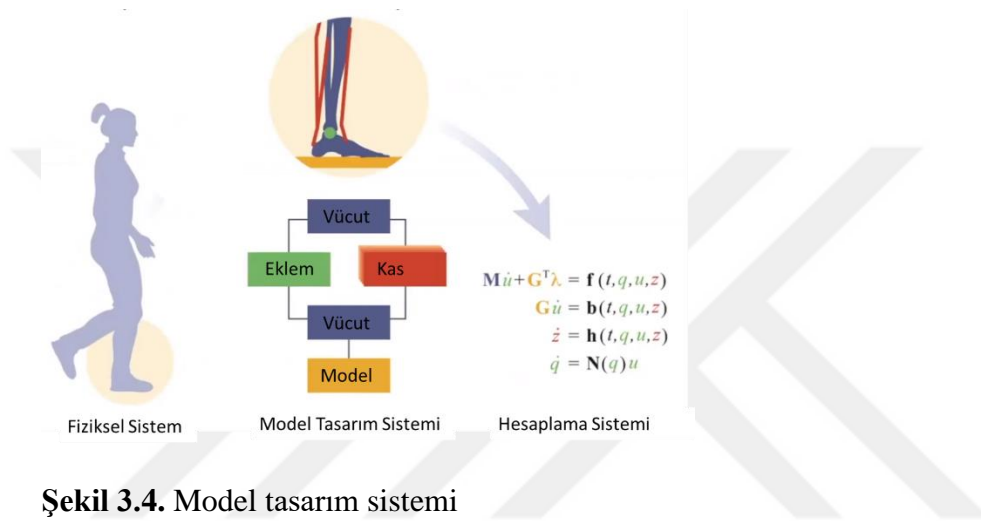
Vücut bileşeni alt ekstremité modelinin temel taşıyıcısıdır. Bu bileşen, bacakların temsili için kullanılmış ve anatomik yapının genel dengesini sağladı. Ek olarak, bacaklardaki hareket serbestliğini temsil etmek için SliderJoint bileşenlerini entegre edildi. Bu bileşenler, modelin eklemlerini hareketlerini ve etkileşimlerini modellenmesi sağladı. Hareketleri yönlendirmek ve kontrol etmek için Koordinat Aktüatörleri (CoordinateActuator), belirli eklemlere uygulanan kuvvetleri ve hareketleri modellendi. Öngörülen Kontrolör (PrescribedController) bileşenini kullanarak, belirli bir hareketin model üzerinde uygulanmasını sağlandı. Yaptırılan hareketlerin kontrol stratejisi modellere entegre edildi. Bu bileşenlerin bir araya gelmesiyle, OpenSim üzerinde ekstremitelerin modellenmesi gerçekleştirildi (Şekil 3.3).



**Şekil 3.3.** Biyomekanik model

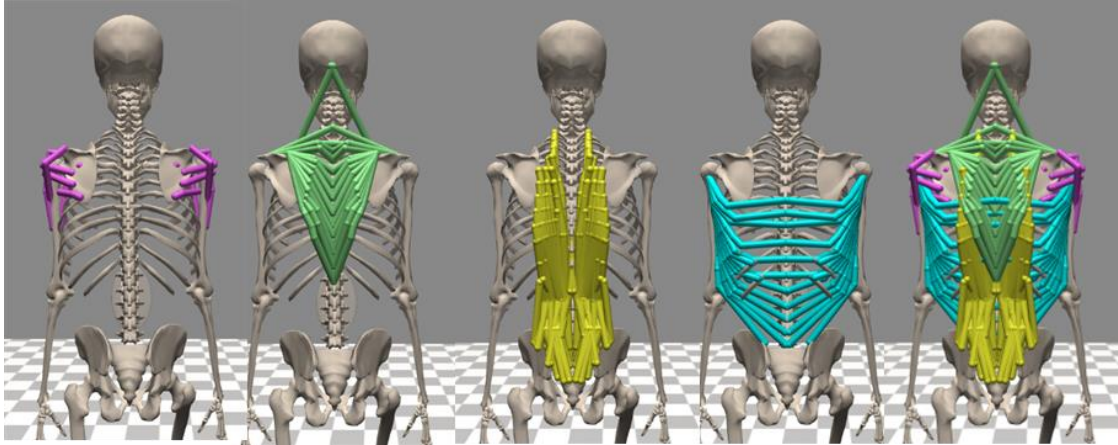
### 3.2.2. Biyomekanik modelde kasların modellenmesi

Kasların bir biyomekanik model içindeki konumlarının ve etkileşimlerinin belirlenmesi, modelin doğru işleyişini sağlamak için oldukça kritiktir. Bu aşamada kasların anatomik yapılarının model içindeki pozisyonlarını ve eklemlerle olan etkileşimlerini belirlendi. Değerlendirmede bulunulacak her bir kasın model içindeki anatomik konumu belirlendi. Kasın vücut içindeki yerini, ilişkili kemiklere olan bağlantılarını ve eklemlerle olan ilişkisini literatür, uzmanlardan alınan bilgiler ve medikal görüntüler ile belirlendi. Kasın başlangıç ve bitiş noktaları, eklemlere olan uzaklıkları ve ilişkili kemiklerle olan etkileşimleri gerçekleştirildi (Şekil 3.4).



Şekil 3.4. Model tasarım sistemi

Kasların belirli eklemlerle olan etkileşimleri, modelin doğru hareketini temsil etmesi için kritiktir. Bu, kasların eklemlere olan bağlantılarını ve bu eklemler etrafındaki hareketlerini içerir. Kasın belirli bir ekleme ne kadar bir kuvvet uyguladığı veya hangi hareketlerde etkin olduğu bu adımın önemli bir parçasıdır. Modelin biyomekanik analizinde kullanılan temel metrikleri içeren bir nesne fonksiyonu geliştirildi. Bu fonksiyon, kütle merkezi hızı, enerji modelleri, hedef poza olan mesafe, eklem tabanı, ortak yük ve kas uzunluğu gibi çeşitli değerleri biyomekanik modellemede organize edildi. Bu metrikler, beden hareket performansını ve anatomik etkileşimlerini analiz etmek için kullanıldı, nesne fonksiyonu bu değerleri kapsamlı bir şekilde organize ederek biyomekanik modellemelerde kullanıma hazır hale getirildi (Şekil 3.4).

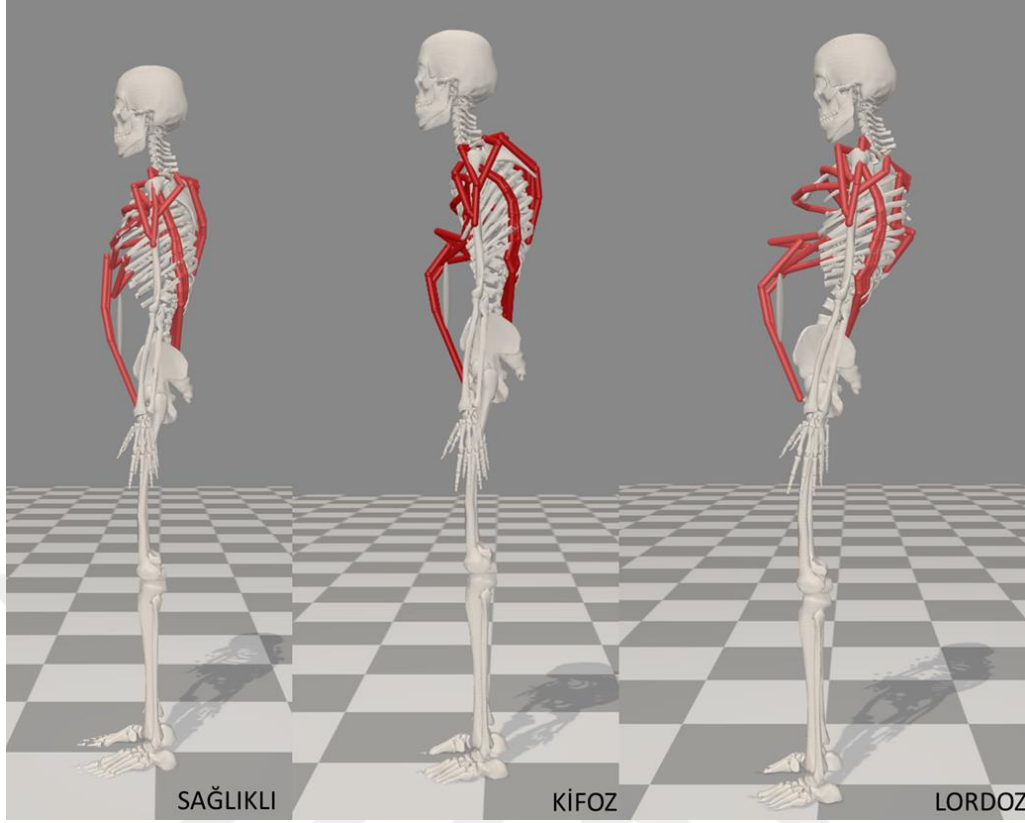


**Şekil 3.5.** Eklemlere modellenen kaslar

### 3.2.3. Biyomekanik modelin ölçeklendirilmesi

Model ölçeklendirme iki adımda gerçekleştirildi. Modelin statik geometrik ölçeklendirmesi OpenSim yazılımındaki ölçeklendirme aracı kullanılarak yapıldı. Ölçeklendirme aracı sadece modeldeki kemiklerin boyutunu değil aynı zamanda kasların ve tendonların optimum uzunluğunu da ayarlamaktadır. Optimizasyonun amacı, hareket sırasında işaretleyicinin konumunun ağırlıklı en küçük kareler denklemini en aza indirmektir. Kodun en önemli kısımlarından biri Ters Kinematik Aracı için bir kurulum dosyası oluşturmaktır. Skapula üzerinde, skapulanın doğal olmayan hareketler yapmasına izin veren ve hareketleri sınırlandırmak için kürek kemiği hareketine bazı kısıtlamalar eklendi. Bu kısıtlamalar, skapulanın kareler arasındaki hareket aralığını sınırlandırarak doğal olmayan davranışını önler. Genişletilebilir Biçimlendirme dili (XML) dosyası, ağırlıkları ve ölçek faktörlerini oluşturuldu. Bu dosya, deneklerin antropometrisinin ölçeklendirilmesine ilişkin tüm bilgileri içerdi. OpenSim'deki ölçeklendirme aracı bu XML dosyasını girdi olarak alındı. Ölçeklendirme aracı kullanıcı arayüzünden ve MATLAB'da OpenSim ile birleştirilmiş işlemlere sahip bir komut dosyası oluşturuldu.

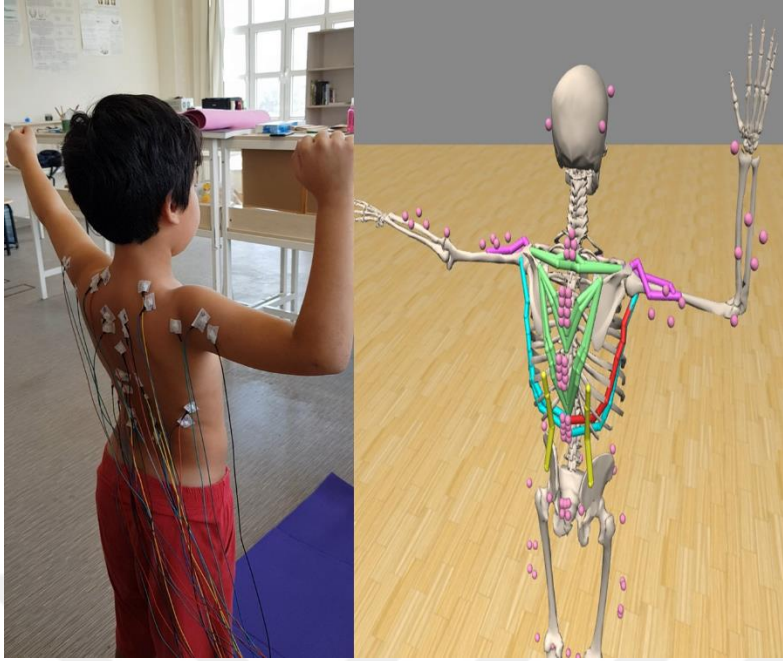
Tomografi ve MR görüntülerinin detaylı analizi sonrasında, kifoza, lordoz ve sağlıklı bireylerin anatomik özelliklerini temsil eden modeller oluşturuldu. Bu modeller, görüntülerin incelenmesi ve elde edilen verilerin ölçeklendirme sürecine dahil edilmesiyle tasarlandı. Kifoza ve lordozlu bireylerin modellenmesi, omurga eğrilerindeki belirgin değişikliklere odaklanırken, sağlıklı bireylerin modellenmesi doğal omurga yapısını temsil etmekteydi. Bu süreç, analiz edilen görüntülerin ayrıntılı incelenmesi ve bu görüntülerden elde edilen değerlerin biyomekanik modellerin oluşturulmasında kullanılmasıyla gerçekleştirildi (Şekil 3.4).



Şekil 3.6. Sağlıklı, kifoz ve lordoz biyomekanik modeller

### 3.2.4. Biyomekanik modelde hareketlerin modellenmesi

Biyomekanik modelde hareketlerin modellenmesi için bir dizi adım oluşturuldu. İlk olarak, modeldeki kemikler, kaslar, eklemler ve diğer anatomik yapılar tanımlandı. Daha sonra, belirli bir hareketin simülasyonu için modelin başlangıç konumu ve hedeflenen hareketler EMG kaydı sırasında yaptırılan hareketler ile belirlendi. Ardından, bu hareketlerin matematiksel ifadeleri ve denklemleri literatür ve görüntü analizleri ile oluşturuldu. Bu denklemler, belirli kas gruplarının ve eklemlerin belirli bir hareketi gerçekleştirirken nasıl etkileşimde bulunduğunu tanımladı. Son olarak, OpenSim'in simülasyon araçları kullanılarak oluşturulan matematiksel modeller uygulandı ve belirli bir hareketin biyomekanik etkileri simüle edildi. Bu süreç, modeldeki anatomik yapıların ve kasların belirli hareketler sırasında nasıl etkileşime girdiğini anlamak için kullanıldı ve beden hareket dinamiğini analiz edildi (Şekil 3.5).



**Şekil 3.7.** Emg kaydı ve modelde hareketin tanımlanması

### 3.2.5. Biyomekanik ters kinematik

Ters kinematik, OpenSim GUI'deki Ters Kinematik Aracı kullanılarak gerçekleştirildi. Ters Kinematik (IK), OpenSim içinde hareket yakalama ile elde edilen bir hareketle modeli simüle eden bir süreçtir. Ölçekleme aracında olduğu gibi IK aracı da kullanıcı arayüzünde veya MATLAB aracılığıyla çalıştırıldı.

### 3.2.6. Biyomekanik ters dinamik

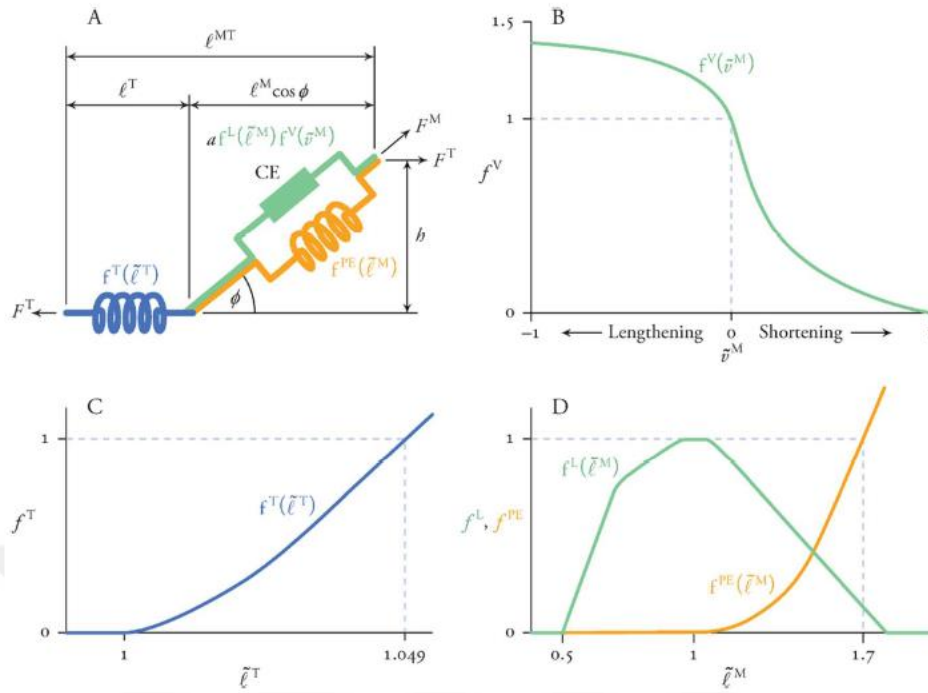
OpenSim'deki Ters Dinamik (ID) aracı eklemlerin momentini hesaplamak için kullanıldı. Hareket yakalama kayıtlarında herhangi bir kuvvet plakası kullanılmadığından, eklemlerdeki kuvvetler, gövdeyi hareket ettiren oluşan kombinasyonlar hesaplanmadı. Bunun yerine kombinasyon IK sırasında oluşan hareketin moment ve eklem açısı analiz edildi.

### 3.2.7. Biyomekanik modelinde kas kuvvetinin hesaplanması

Kaslar, insan hareketinin temel aktörleridir ve kuvvet üretimi açısından önemli bir rol oynarlar. Kas kuvvetinin doğru bir şekilde modellenmesi ve hesaplanması, biyomekanik alanında birçok uygulama için büyük öneme sahiptir. Kas kuvvetinin modellenmesi için ilk adım, kasın işlevini matematiksel olarak temsil eden bir modelin oluşturulmasıdır. Bu modeller genellikle kasın mekanik özelliklerini açıklayan diferansiyel denklemlerden oluşur. Kasın kontraksiyonu, aktin-miyozin etkileşimi ve kas liflerinin gerilmesi gibi faktörler, modelleme sürecinde dikkate alındı. Modelin parametreleri, deneysel veriler veya literatürden elde edilen bilgilere dayanarak belirlendi. Kas kuvvetinin hesaplanması, kasın aktivasyon düzeyi ve mekanik özelliklerinin bir araya getirilmesini gerektirdi. Kasın mekanik özellikleri, kas mimarisi,

kas boyu ve tendon özellikleri gibi faktörlere bağlı olarak değişir. Bu bilgiler kullanılarak, Opensim programı ile kasın üretebileceği kuvvetin hesaplandı.

Kas kuvvetinin modellenmesi ve hesaplanması, biyomekanik alanında önemli bir araştırma konusudur. Bu süreç, kasın mekanik özelliklerini ve işlevlerini anlamak için kullanışlıdır. Doğru bir model oluşturmak ve kas kuvvetini hesaplamak, spor performansını iyileştirmek, rehabilitasyon sürecini optimize etmek ve biomekanik analizlerde daha doğru sonuçlar elde etmek için önemlidir. Kas kuvvetini hesaplamak için kullanılan iki temel model vardır: Huxley tipi ve Hill tipi. Huxley tipi model, mikroskobik ölçekte kas lifine odaklanır. Huxley'in modeli, tek bir kas lifindeki bireysel çapraz köprüler tarafından üretilen kuvveti hesaplamak için kullanılır. Bütün bir kasta, yüz binlerce kas lifi olduğu için Huxley modeli son derece karmaşık hale gelir. Huxley modeli, kas lifinin moleküler düzeydeki detaylarına dayanır ve kas kontraksiyonunun altında yatan mekanizmaları anlamak için değerli bir araçtır. Ancak, bütün bir kasın davranışını analiz etmek için her bir kas lifinin detaylı modellenmesi gereklidir, bu da büyük ölçekli hesaplamaları karmaşıklaştırır ve zaman alır. Hill tipi model ise, kasın dış davranışını karakterize eden bir fenomenolojik yaklaşımdır. Bu model, kas kuvvetini hesaplarırken kasın altında yatan anatomik yapıya odaklanmak yerine, kasın genel davranışını tanımlar. Hill tipi model, kasın aktif, pasif ve elastik bileşenlerini kullanarak kuvvetin toplamını tahmin eder. Bu model, büyük ölçekli kas kuvveti hesaplamaları için daha uygundur ve daha kolay uygulanabilir bir seçenektir. Her iki modelin de avantajları ve dezavantajları vardır ve uygulanacak olan model, çalışmanın hedeflerine ve gereksinimlerine bağlı olarak seçildi. Birçok araştırmacı, büyük ölçekli kas kuvveti hesaplamaları için Hill tipi modellerini kullanmaktadır. Bu model, ilk olarak Hill (1938) tarafından geliştirilmiş olup, Kaufman (1991), Millard (2013) ve Lemay (1996) tarafından hesaplamalı muskulotendon modelleri oluşturmak için kullanılmıştır. Ayrıca, Biewener (2014) tarafından in vivo kas kuvvetlerini tahmin etmek için doğrulanmıştır. Hill tipi modelin bir avantajı, kasın altında yatan anatomik yapıya değil, kasın dış davranışını karakterize etmesidir. Bu model, Huxley tipi modele kıyasla önemli bir avantaja sahiptir, çünkü kasın dinamikleri kas başına bir diferansiyel denklem tarafından yönetilir. Bu durum, modelin hesaplama açısından daha uygulanabilir olmasını sağlar ve kas kuvveti hesaplamalarında tercih edilen bir seçenek haline gelir. Hill tipi modelin bir başka çekici özelliği de kas parametrelerinin herhangi bir kasın önemli fizyolojik özelliklerine uyacak şekilde ölçeklendirilebilmesidir (Millard vd. 2013). Hill tipi kas modeli, Şekil 3.5.'de gösterilen üç bileşenden oluşur. Sistemin aktif bileşeni kası temsil eder. Kasın elastik yapısından kaynaklanan kuvvet, kasın pasif bileşeniyle paralel olarak modellenir. Aktif bileşen ayrıca elastik bir bileşenle (tendon) seri olarak modellenir. Bu çalışmada, tendonun nispeten yüksek bir sertliğe sahip olduğu ve dolayısıyla rijit bir bileşen olduğu varsayıldı. Hill tipi kas modeli, bir hareket sırasında aktif bileşenin kuvvetini belirlemek için kullanıldı. Zamanın herhangi bir noktasındaki maksimum kas aktif kuvveti hesaplanabildi. Şekil 3.8'de üç bileşenin dinamiklerini tanımlayan ilgili genel, boyutsuz eğriler: kuvvet-hız eğrisi, tendon kuvvet-uzunluk eğrisi ve aktif ve pasif kuvvet-uzunluk eğrileri gösterilmiştir (Khanna 2021).



**Şekil 3.8.** Hill tipi kas tendon modelinin şeması

Oluşturulan biyomekanik modellerde kaslar, eklemler ve kemiklerin doğru şekilde tanımlanması sağlandıktan sonra, modelin çeşitli hareketlerdeki dinamik davranışlarının analizi gerçekleştirildi. Kas aktivasyonları, eklemlerin maruz kaldığı kuvvetler ve hareket sırasındaki kinematik ve kinetik veriler incelendi. Elde edilen sonuçlar, modelin belirli hareketlerdeki performansını değerlendirmek ve iskelet sistemi üzerindeki kuvvet dağılımı bilgileri karşılaştırılmak için kaydedildi.

### 3.2.8. Statik optimizasyon

OpenSim statik optimizasyon yöntemleriyle kas kuvvetleri analiz edildi. İlk aşamada, insan omurgasının tomografi ve MR görüntülerinden elde edilen veriler kullanılarak modelleme süreci gerçekleştirildi. Ardından, oluşturulan modelde kasların ve eklemlerin tanımlanmasıyla hareket analizleri yapıldı. Kas kuvvetlerinin belirlenmesi için statik optimizasyon algoritmaları kullanıldı. Optimizasyon sonuçları, belirli bir hareket esnasında kas aktivasyonlarını ve kasların maruz kaldığı kuvvetlerini kaydedildi. Kas kuvvetlerinin değerleri ile modelin performansını değerlendirmeye yönelik detaylı bilgiler sağlandı. Elde edilen sonuçlar, biyomekanik modelin hareket sırasında kaslar arasındaki etkileşimleri ve kuvvet dağılımını anlamak için önemli bir kaynak oluşturdu.

## 3.3. EMG Analizleri

### 3.3.1. Emg kayıtları

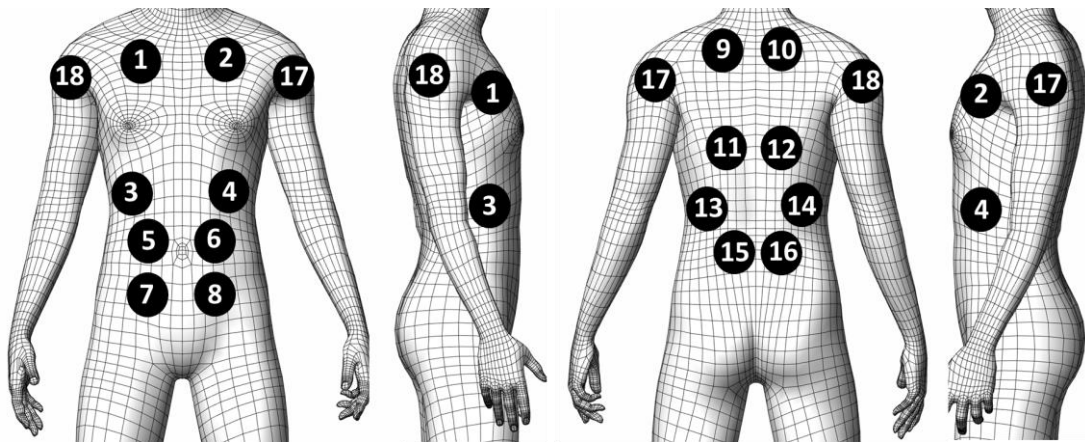
Çalışmada adolasan dönemde olan 16 sağlıklı katılımcı ve adolasan dönemde olan 16 omurga eğriliğine sahip bireylerin sEMG kaydına katıldı. Sağlıklı olarak kayıtları alınan bireylerin verileri omurga eğriliğine sahip bireyler ile karşılaştırılacağından

bireylerin yaş, kilo, boy ve omurga eğrilik seviyelerine dikkat edilmiştir. Adolansan çağında 8 erkek ve 8 kız sağlıklı katılımcıdan kayıt alındı. Omurga eğriliğine sahip adolsan çağında bulunan, 8 olgunun Lumbar Lordotic ve 8 olgunun Thoracic Kyphotic tanısı vardır.

Çalışmada, ergenlik çağındaki 16 sağlıklı katılımcıdan ve ergenlik çağındaki 16 SPD deneginden sEMG kayıtları elde edildi. Sağlıklı deneklerin verileri SPD'li deneklerin verileri ile karşılaştırıldığı için deneklerin yaş, kilo, boy ve omurga eğriliği seviyelerinin homojen olması sağlandı.

SPD denekleri için dahil edilme kriterleri, bir uzman tarafından sagittal düzlem omurga deformitesi tanısı konmuş olmaları, doğuştan herhangi bir sorunlarının olmaması ve uygun fizyoterapi ve rehabilitasyon programına kabul edilmiş olmalarıdır. Torakal kifozda majör patolojisi veya lomber lordozda majör patolojisi olan SPD denekleri seçilmiştir. Sağlıklı denekler için dahil edilme kriterleri spinal deformitenin olmaması ve çalışmayı engelleyecek herhangi bir hastalığın bulunmamasıydı. Ergenler çalışmaya dahil edildi. Dışlama kriterleri, nöromüsküler, konjenital veya sendromik (bağ dokusu bozuklukları) gibi diğer birincil veya ikincil tanıları veya hastalıkları olan hastaların çalışmaya dahil edilmemesiydi. Çalışmaya %100 katılamayan veya çalışma sırasında katılmayı reddeden hastalar analiz aşamasına dahil edilmemiştir.

sEMG kayıtları ADInstruments'ın PowerLab 35/8 ve PowerLab 35/16 üniteleri kullanılarak elde edilmiştir. EMG verilerini almak için kaslara 9 mm çapında bipolar elektrotlar yerleştirilmiştir. sEMG verileri hareket sırasında 2000 Hz örnekleme frekansında 18 kas bölgesinden eş zamanlı olarak kaydedilmiştir. Bu kanalların konumları Şekil 3.9'da model üzerinde hangi kas bölgesinde olduğu gösterilmiştir.



**Şekil 3.9.** Semg kayıt kanalları

Kanal 1,2,3,4,5,6,7,8 vücudun ön tarafında ve kanal 10,11,12,13,14,15,16 vücudun arka tarafında kullanılmıştır. Sol omuzda 17. kanal, sağ omuzda ise 18. kanal kullanılmıştır. Vücudun ön tarafından bakıldığında tek numaralı kanallar vücudun sol tarafına, çift numaralı kanallar ise vücudun sağ tarafına yerleştirilmiştir. Vücudun

arkasından bakıldığında tek numaralı kanallar vücudun sol tarafına, çift numaralı kanallar ise vücudun sağ tarafına takılmıştır. Kanal 1 ve 2 pektoralis major kasına (pektoral kas bölgesi), kanal 3 ve 4 oblik kasına (yan karın kası bölgesi), kanal 5, 6, 7 ve 8 rektus abdominis kasına (karın kası bölgesi), kanal 9, 10, 11 ve 12 trapezius kasına (üst sırt kası bölgesi), kanal 13,14,15 ve 16 latissimus dorsi kasına (bel kası bölgesi) ve kanal 17 ve 18 deltoid kasına bağlanmıştır.

Kayıtlarda gerçekleştirilen hareketlerin ileride oluşturulacak biyomekanik model için veri sağlaması planlandığından kayıtlarda gerçekleştirilen hareketler buna göre seçilmiştir. Sağ omuz fleksiyonu, sol omuz fleksiyonu, sağ omuz ekstansiyonu, sol omuz ekstansiyonu, sağ omuz abdüksiyonu, sol omuz abdüksiyonu, sağ omuz addüksiyonu, sol omuz addüksiyonu, sağ omuz horizontal, sol omuz horizontal, gövde fleksiyonu, sağ gövde fleksiyonu, sol gövde fleksiyonu, skapula protraksiyonu, skapula retraksiyonu olmak üzere toplam 15 hareket gerçekleştirildi. Her hareket 4 tekrar için gerçekleştirilmiştir.

Kayıt altına alınan deneklerin hareketlerinin mümkün olduğunca aynı olması için bir arayüz uygulaması geliştirilmiştir. Ekranaya yansıtılan bu arayüzde, kaydedilen denegin kas-dinlenme komutlarını takip etmesi sağlanmıştır. Bu arayüzde hareketi gerçekleştiren kişi görsel ve işitsel olarak hoparlör tarafından izlendi. Hareket dizisinin süresi: Harekete hazırlık için serbest durumda 4 saniye ile başlanarak 3 saniye serbest durumda 3 saniye hareketi gerçekleştirme durumunda olmak şeklinde 4 tekrar yapılmıştır.



**Şekil 3.10.** Kayıtlarda gerçekleştirilen hareketler

Şekil 3.10'da kayıtlarda gerçekleştirilen hareketler gösterilmiştir. Sağ omuz fleksiyonu, sol omuz fleksiyonu, sağ omuz ekstansiyonu, sol omuz ekstansiyonu, sağ omuz abdüksiyonu, sol omuz abdüksiyonu, sağ omuz addüksiyonu, sol omuz addüksiyonu, sağ omuz horizontal, sol omuz horizontal, gövde fleksiyonu, sağ gövde fleksiyonu, sol gövde fleksiyonu, skapula protraksiyonu, skapula retraksiyonu olmak üzere toplam 15 hareket gerçekleştirildi.

### 3.3.2. EMG RMS analizi

Çalışmamızda, deneklerden elde edilen EMG sinyalleri, sinyal işleme yöntemleri kullanılarak Matlab'da algoritmalar geliştirilerek analiz edilmiştir. Elektromiyografi yanıtlarındaki şebeke uğultusunu gidermek ve anlamlı frekans alanında çalışmak için 50

Hz çentik filtresi ve 5 derece Butterworth 10-500 Hz bant geçiren filtre uygulanmıştır. Her kanalın filtrelenmiş verilerinden, kasılma anındaki 4 tekrar ayrı ayrı işlemek üzere seçilmiştir. Kaydın başlangıcı hareket bildirim arayüzü ile senkronize edildiğinden, bu seçim kaydın başlama zamanı, hareketin kasılma ve gevşeme zamanları ile yapılmıştır. Veriler daha sonra RMS kullanılarak analiz edilmiştir. RMS değeri, bir EMG sinyalinin genel enerji seviyesini temsil eder ve sinyalin istatistiksel bir ölçüsüdür. RMS, sinyalin genliğinin etkin bir ölçüsünü verir ve sinyalin dalgalı doğası hakkında bilgi sağlar. Matematiksel olarak, bir zaman serisi sinyalin  $x$  örneklerinin RMS değeri şu şekilde hesaplanır:

$$X_n(\text{RMS}) = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N X_n^2} \quad (3.1)$$

RMS analiz formülünde,  $x$  sinyalin her bir örneği ve  $N$  ise örnek sayısıdır. Bu formül, bir sinyalin RMS değerini hesaplamak için kullanılır. EMG sinyalinin işlenmesi ve RMS değerinin hesaplanması MATLAB ile algoritma geliştirilerek her bir kanalın her bir hareket için değerlerinin belirlenmesi yapıldı.

### 3.3.2. EMG LF ve HF analizi

Çalışmamızda bireylerden aldığımız EMG sinyalleri sinyal işleme metotları kullanılarak analiz edildi. Elektromiyografi yanıtlarının şebeke gürültüsünden kurtulmak ve anlamlı frekans alanında çalışmak için 50 Hz Notch filtre ve 5-derece Butterworth 10-500 Hz Bant geçiren filtre işlemi uygulandı. Her kanalın filtrelenen verilerinden kasılma anındaki 4 tekrarı ayrı ayrı işleme tabi tutulacak şekilde seçildi. Kayıt başlangıcı hareket bildirim arayüzü ile senkron çalıştırıldığı için bu seçim kayıt başlangıcı zamanı, hareketin kasılma ve rahat süreleri ile yapıldı. Sonra verilere dalgacık paket dönüşümü kullanılarak analiz edildi. Ölçeklendirme için Daubechies seviye-7 kullanıldı. Her bir düğüm için alçak ve yüksek frekans değer aralıklarının enerjileri hesaplandı. EMG verileri, MATLAB yazılımı kullanılarak işlendi. Dalgacık dönüşümü yöntemi kullanılarak LF ve HF bileşenlerinin ayrıştırılması yapıldı. LF ve HF bileşenlerinin hesaplanması için, dalgacık dönüşümü sonuçlarından elde edilen frekans domaini verileri analiz edildi. Bu şekilde LF ve HF bileşenlerinin her bir katılımcı ve her bir kas aktivitesi için ayrı ayrı hesaplanması yapıldı. Düğüm indeksinden  $2^M - 1$  düğümüne kadar olan tüm RMS değerlerinin mutlak kareleri toplamı alınarak elde edildi.

$$E_M = \sum_{j=0}^{2^M-1} |W_{RMS,M,j}|^2 \quad (3.1)$$

Bu aralıklar, ölçümlerin yapıldığı kasın aktivitesine, ölçüm yöntemine ve çalışmanın spesifik gereksinimlerine bağlı olarak değişebilir. Ancak, genel olarak, yüzey EMG'nin elektromiyografi çalışmalarında 0.5 ila 500 Hz arasındaki geniş bir frekans aralığını kapsamaktadır. Çalışmamızda LF 15-45 Hz, HF 95-350 Hz alındı. Her iki frekans bandının da analiz edilmesi ve sonuçların buna göre değerlendirilmesi yapıldı. WPT'nin  $M$  seviyesindeki son seviye düğümlerinin her birinin RMS değeri, ise  $M$  seviye

dönüşümü sonucunda elde edilen toplam sinyal enerjisidir. Hareketler sırasında kasılma gösteren kasları tespit etmek ve anlamlı değerler üretip üretmediklerini belirlemek amacıyla elde edilen enerji bileşenleri her bir kanal için toplanarak istatistiksel olarak analiz edilmiştir.

### 3.4. İstatistiksel Analiz

Sağlıklı denek grubu için 8 erkek ve 8 kız ergen çalışmaya dahil edildi. SPD'li ergenlerin 8'ine torakal kifoz, 8'ine lomber lordoz tanısı uzman doktor tarafından konuldu. Çalışmamızda torakal kifoz majör patolojisi veya lomber lordoz majör patolojisi olan SPD olguları çalışmaya dahil edildi. Kayıt aşamaları tamamlandıktan sonra sinyal işleme teknikleri uygulanmıştır. Ham sEMG verileri filtrelendi. Filtrelenen bu sEMG verilerinden WPT yöntemi kullanılarak kas aktivasyonlarının dalgacık paket enerji değerleri elde edildi. Bir kasın WPE değeri sağlıklı denekler ve SPD denekleri arasında karşılaştırılmıştır. Hareket sırasında yüksek WPE değerlerine sahip kaslar için, kasılmış kas liflerinin sayısı ve miktarı hakkında bilgi sahibi oluruz. Buna ek olarak, yüksek aktiviteye sahip kasın daha fazla enerji ihtiyacına ve enerji tüketimine neden olması beklenir. WPE değerleri 64 düğümde hesaplanmıştır. Düşük ve yüksek frekans aralıklarında her bir düğüme karşılık gelen WPE değerleri, frekans ve kanal eksen bilgileri kullanılarak üç boyutlu grafikler oluşturulmuştur. İstatistiksel analiz için 64 düğümdeki kanalların WPE değerleri toplanmış ve istatistiksel değerler çıkarılmıştır.

Çalışmanın örneklem büyüklüğü G\*Power yazılımı (Universitat Kiel, Almanya) kullanılarak analiz edilmiştir. Örneklem büyüklüğü analizi sonucunda her bir grupta en az 16 deneğin yer alması gerektiği belirlenmiştir. Çalışmada 0,92 etki büyüklüğüne ve 0,80 güç düzeyine ulaşılması hedeflenmiştir. Sağlıklı ve SPD'li denekler arasındaki özellik farklılıklarını belirlemek için Mann-Whitney U testi kullanılmıştır. İstatistiksel anlamlılık düzeyi  $p < 0.05$  olarak kabul edilmiştir.

Bu değerlerin altında, hareketle aktive olan kanallar açısından sağlıklı denekler ile SPD'li denekler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmuştur. Sonuç bölümünde, sağlıklı denekler ve SPD'li denekler arasında anlamlı farklılıklar bulunan hareketlerin istatistiksel analizlerinin sonuçları sunulmuştur.

### 3.5. Biyomekanik Model Doğrulama

Biyomekanik model doğrulaması, gerçek dünya verileriyle modelin tahminleri arasındaki uyumun incelenmesi ile yapıldı. Gerçek EMG verileriyle modelden elde edilen kas kuvvetleri karşılaştırıldı. Gerçek zamanlı EMG kayıtları, belirli kas gruplarının aktivasyonunu doğrudan ölçerek elde edildi. Model, benzer hareketleri simüle ederek her bir kasın ürettiği kuvveti tahmin etmiştir. Bu kuvvetler, gerçek EMG verileriyle karşılaştırılarak modelin doğruluğu ve performansı değerlendirildi. Gerçek EMG verileri, analiz sonrasında normalize edildi ve model tarafından üretilen kas kuvvetleri de normalize edildi. Bu normalize edilmiş değerler, farklı hareketlerin her biri için elde

edilen veri setlerinde yer aldı ve Pearson korelasyonu analiziyle karşılaştırıldı. Bu analiz, gerçek EMG verileri ile modelden elde edilen normalize kas kuvvetleri arasındaki benzerlikleri belirlemek için kullanıldı.

Pearson korelasyon katsayısı  $r$ , iki değişken arasındaki ilişkiyi ölçmek için kullanılan bir istatistiksel ölçüttür. Bu korelasyon, veri setlerinin standart sapmaları ve kovaryansı üzerinden hesaplanır. İki değişken olan  $x$  ve  $y$  için, Pearson korelasyon katsayısı şu şekilde ifade edilir:

$$r_{xy} = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} \sqrt{\sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y})^2}} \quad (3.2)$$

Burada,  $n$  veri noktalarının sayısını,  $x_i$  ve  $y_i$  sırasıyla  $x$  ve  $y$  değişkenlerinin her bir veri noktasını ifade eder. Bu formül, iki değişken arasındaki ilişkiyi, değişkenlerin ortalamaları, standart sapmaları ve kovaryansları ile hesaplar.  $r$  değeri  $-1$  ile  $+1$  arasında bir değer alır.  $r = 1$  mükemmel bir pozitif ilişkiyi,  $r = -1$  mükemmel bir negatif ilişkiyi,  $r = 0$  ise hiçbir ilişki olmadığını gösterir. Bu formül, değişkenler arasındaki doğrusal ilişkiyi ölçer.

Modellerden elde edilen kas kuvveti değerleri ile gerçek EMG verileri arasındaki benzerliği değerlendirmek için Pearson korelasyon katsayısının hesaplandı. Bu, modelin gerçek verilere ne kadar uyumlu olduğunu göstermek için önemli bir istatistiksel ölçü oldu. Bu analizler, modelin gerçek dünya verileriyle ne kadar iyi eşleştiğini anlamak için kullanıldı.

Sağlıklı bireylerle kifozlu ve lordozlu bireyler arasında kas aktivasyonunu değerlendirmek adına yapılan çalışmada, EMG sinyallerinin RMS, LF ve HF analizleri ayrıca biyomekanik modellemeye dayalı analizlerle birleştirildi. Bu analizlerin hareket bazlı dağılımları elde edebilmek için normalizasyon teknikleri kullanıldı. Biyomekanik modellemelerden elde edilen EMF sonuçları, RMS, LF ve HF değerlerinin her bir hareket için normalizasyonlarıyla karşılaştırılarak istatistiksel bir analiz gerçekleştirildi. Sağlıklı, kifozlu ve lordozlu bireyler arasında bu değerlerin benzerliklerini değerlendirmek için Pearson korelasyon analizi uygulandı.

Pearson korelasyonu sonuçları, normalize edilmiş veriler arasında güçlü ve anlamlı bir ilişki olduğunu gösterdi. Bu sonuçlar, modelin kas kuvvetlerini hareketlere göre doğru bir şekilde tahmin ettiğini ve gerçek verilerle uyumlu sonuçlar ürettiğini doğruladı.

## 4.BULGULAR

### 4.1. Bireylerin İstatistiksel Bulguları

Grupların demografik özellikleri karşılaştırıldığında, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ( $p>0.05$ ). Bu durum, demografik özelliklerin incelenen gruplar arasında homojen olduğunu göstermektedir. Mann-Whitney U testi kullanılarak istatistiksel olarak analiz edilen bu değerlendirmenin sonuçları Çizelge 4.1'de sunulmuştur. Bu çizelgede, n; örneklem büyüklüğünü, X; ortalamasını, SD; standart sapmasını; p; p değerini temsil etmektedir. Bu sonuç, grupların demografik ve fiziksel özelliklerin dağılımı açısından benzer olduğunu göstermektedir.

**Çizelge 4.2.** Grupların tanımlayıcı özellikleri

	Sağlıklı Bireyler		SPD Bireyler		p
	(n=16)		(n=16)		
	X	SD	X	SD	
Yaş	13.81	1.60	14.75	2.62	0.323
Boy (cm)	1.63	0.10	1.62	0.11	0.752
Ağırlık (kg)	54.56	8.62	51.38	13.30	0.224

### 4.2. EMG Bulguları

Kayıt aşamaları tamamlandıktan sonra sinyal işleme teknikleri uygulanmıştır. Ham sEMG verileri filtrelendi. Filtrelenen bu sEMG verilerinden WPT yöntemi kullanılarak kas aktivasyonlarının dalgacık paket enerji (WPE) değerleri elde edildi. Bir kasın WPE değeri sağlıklı denekler ve SPD denekleri arasında karşılaştırılmıştır. Hareket sırasında yüksek WPE değerlerine sahip kaslar için, kasılmış kas liflerinin sayısı ve miktarı hakkında bilgi sahibi oluruz. Buna ek olarak, yüksek aktiviteye sahip kasın daha fazla enerji ihtiyacına ve enerji tüketimine neden olması beklenir (Daryabor vd. 2017). WPE değerleri 64 düğümde hesaplanmıştır. Düşük ve yüksek frekans aralıklarında her bir düğüme karşılık gelen değerleri analiz edilmiştir. İstatistiksel analiz için 64 düğümdeki kanalların WPE değerleri toplanmış ve istatistiksel değerler çıkarılmıştır.

Çizelge 4.2'de, karın (5. kanal p-değeri 0,001, 7. kanal p-değeri 0,046 ve 8. kanal p-değeri 0,003), üst sırt (12. kanal p-değeri 0,004), bel (15. kanal p-değeri 0,036) ve deltoid (17. kanal p-değeri 0,014) kas bölgelerinin SPD denekleri ile sağlıklı denekler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklara sahip olduğu bulunmuştur. Sağlıklı bireylerden elde edilen WPE değerlerinin 235,375 Hz aralığına kadar aktivite göstermiştir. Torakal kifoz deneklerinden alınan WPE değerleri 251 Hz bandına kadar aktivite göstermiştir. Lomber lordoz deneklerinden alınan WPE değerleri 243,188 Hz

bandına kadar aktivite göstermiştir. İstatistiksel olarak anlamlı farka sahip kanallar incelendiğinde, sağlıklı deneklerde üst sırt kas bölgesinde aktivite tespit edilmiştir. Torakal kifoz deneklerinde kas aktivitesi bel kası bölgesinde ve deltoid kas bölgelerinde bulunmuştur. Lomber lordoz olgularında ise aktivite deltoid kasında bulunmuştur. Sağlıklı ve SPD'li deneklerin gövde fleksiyon hareketindeki kas dinamiklerinde istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunmuştur. Bu çizelgede, n; örneklem büyüklüğünü, X; ortalamasını, SD; standart sapmasını; p; p değerini temsil etmektedir.

**Çizelge 4.3.** Gövde fleksiyon hareket sonuçlarının istatistiksel analiz sonuçları

Hareket	Kanallar	Sağlıklı Bireyler (n=16)		Sagittal Düzlem Deformitesine Sahip Bireyler (n=16)		p
		X	SD	X	SD	
Gövde Flexion	Kanal 5	18	0,70	122	15,20	0.001
	Kanal 7	99	16,80	185	17,70	0.046
	Kanal 8	25	3,30	88	13,30	0.003
	Kanal 12	605	71,40	177	10,10	0.004
	Kanal 15	182	10,80	411	59,80	0.036
	Kanal 17	583	47,10	1714	214,20	0.014

Çizelge 4.3'te SPD'li denekler ile sağlıklı denekler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunan kas bölgeleri incelendiğinde, pektoral kas bölgesinde (1. kanal p değeri 0,029), üst sırt kas bölgesinde (9. kanal p değeri 0,034, 10. kanal p değeri 0,042, 11. kanal p değeri 0,001 ve 12. kanal p değeri 0,040) ve bel kas bölgesinde (14. kanal p değeri 0,044 ve 15. kanal p değeri 0,018) istatistiksel olarak anlamlı farklar olduğu görülmüştür. Sağlıklı bireylerin WPE değerlerinin 243,88 Hz bandına kadar aktivite gösterdiğini ortaya koymaktadır. Torakal kifoz deneklerinin WPE değerleri 227,562 Hz bandına kadar aktivite göstermiştir. Lomber lordoz deneklerinden elde edilen WPE değerleri 243,188 Hz bandına kadar aktivite göstermiştir. İstatistiksel olarak anlamlı fark bulunan kanallar incelendiğinde, sağlıklı deneklerde ve SPD deneklerinde üst sırt kas bölgesinde aktivite tespit edilmiştir. Bununla birlikte, WPE değerleri SPD deneklerinde sağlıklı deneklere göre daha baskındır. Skapular retraksiyon hareketi sırasında SPD'li deneklerin üst sırt kaslarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuş ve SPD'li deneklerin hareketi daha fazla enerji kullanarak gerçekleştirdiği tespit edilmiştir.

**Çizelge 4.4.** Skapular retraksiyon hareketi sonuçlarının istatistiksel analizi

Hareket	Kanallar	Sağlıklı Bireyler (n=16)		Sagittal Düzlem Deformitesine Sahip Bireyler (n=16)		p
		X	SD	X	SD	
<b>Skapular Retraction</b>	Kanal 1	35	3.2	77	12.3	0.029
	Kanal 6	23	1.3	12	0.9	0.003
	Kanal 9	1050	89.6	1655	237.4	0.034
	Kanal 10	738	68.0	1067	112.8	0.042
	Kanal 11	248	21.3	1443	167.9	0.001
	Kanal 12	800	96.1	1445	152.8	0.040
	Kanal 14	32	5.1	54	4.5	0.044
	Kanal 15	19	1.4	72	8.9	0.018

Sağ omuz fleksiyon hareketi için, sağlıklı denekler ve SPD denekleri arasındaki istatistiksel analizlerin ortalama WPE, standart sapma ve p-değerleri Çizelge 4.4'te gösterilmiştir. SPD'li denekler ile sağlıklı denekler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunan kas bölgeleri incelendiğinde, pektoral kas bölgesi (1. kanal p-değeri 0,019), üst sırt kas bölgesi (9. kanal p-değeri 0,002, 10. kanal p-değeri 0,038 ve 12. kanal p-değeri 0,038), bel kas bölgesi (15. kanal p-değeri 0,000) ve deltoid kası (17. kanal p-değeri 0,029) bulunmuştur. Sağlıklı bireylerden elde edilen WPE değerlerinin 235,375 Hz bandına kadar aktivite gösterdiğini ortaya koymaktadır. Torakal kifoz deneklerinden alınan WPE değerleri 243,118 Hz bandına kadar aktivite göstermiştir. Lomber lordoz deneklerinin WPE değerleri 251 Hz bandına kadar aktivite göstermiştir. İstatistiksel olarak anlamlı fark bulunan kanallar incelendiğinde, sağlıklı bireylerde sağ üst sırt ve deltoid bölgelerinde, torakal kifozlu bireylerde sağ üst sırt ve deltoid bölgelerinde, lomber lordozlu bireylerde ise sağ üst sırt ve deltoid bölgelerinde aktivite tespit edilmiştir. Kas dinamik pozisyonları aynı kas bölgelerinde mevcut olmasına rağmen, WPE değeri SPD deneklerinde daha yüksektir. SPD deneklerinin hareketi daha fazla enerji kullanarak gerçekleştirdiği tespit edilmiştir.

**Çizelge 4.5.** Sağ omuz fleksiyon hareket sonuçlarının istatistiksel analizleri

Hareket	Kanal	Sağlıklı Bireyler (n=16)		Sagittal Düzlem Deformitesine Sahip Bireyler (n=16)		p
		X	SD	X	SD	
Sağ Omuz Fleksiyon	Kanal 1	152	16.2	307	26.9	0.019
	Kanal 9	20	0.6	83	7.8	0.002
	Kanal 10	977	115.5	1759	139.6	0.038
	Kanal 12	1228	317.1	1860	297.7	0.038
	Kanal 15	21	1.6	116	14.7	0.000
	Kanal 17	1306	123.3	635	167.7	0.029

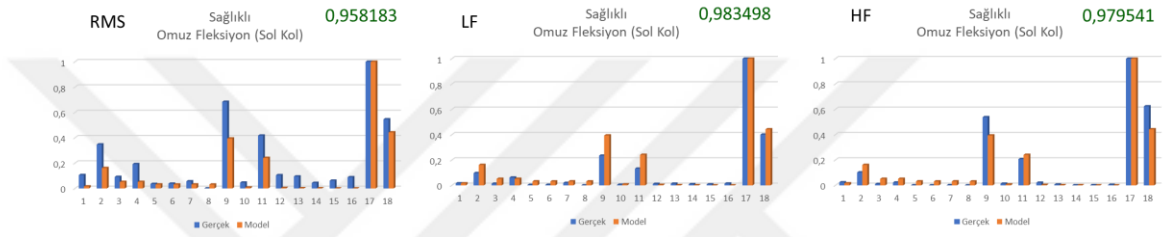
Sol gövde fleksiyon için sağlıklı denekler ve SPD denekleri arasındaki istatistiksel analizlerin ortalama WPE, standart sapma ve p-değerleri Çizelge 4.4’de gösterilmiştir. Bu çizelgede, n; örneklem büyüklüğünü, X; ortalamasını, SD; standart sapmasını; p; p değerini temsil etmektedir. SPD’li denekler ile sağlıklı denekler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar bulunan kas bölgeleri incelendiğinde, lateral abdominal kas bölgesi (4. kanal p-değeri 0,018) ve abdominal kas bölgesi (7. kanal p-değeri 0,004) bulunmuştur. Sağlıklı bireylerin WPE değerlerinin 188,5 Hz bandına kadar aktivite gösterdiği görülmektedir. Torakal kifoz deneklerinin WPE değerleri 110,375 Hz bandına kadar aktivite göstermiştir. Lomber lordoz deneklerinden alınan WPE değerleri 94,75 Hz bandına kadar aktivite göstermiştir. İstatistiksel olarak anlamlı fark bulunan kanallar incelendiğinde, sağlıklı bireylerde lateral abdominal kas bölgesinde ve abdominal kas bölgesinde aktivite tespit edilmiştir. Torakal kifoz olgularında lateral kas bölgesinde aktivite tespit edilirken, lomber lordoz olgularında kas bölgelerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farkla kas aktivitesi tespit edilmemiştir.

**Çizelge 4.6.** Gövde sol fleksiyon hareketi sonuçlarının istatistiksel analizi

Hareket	Kanal	Sağlıklı Bireyler (n=16)		Sagittal Düzlem Deformitesine Sahip Bireyler (n=16)		p
		X	SD	X	SD	
Gövde Sol Fleksiyon	Kanal 4	272	39.6	64	5.8	0.018
	Kanal 7	19	2.3	82	9.9	0.004

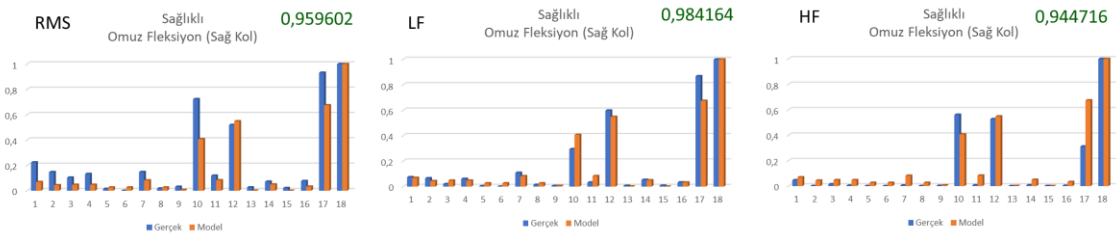
LF ve HF değerleri, katılımcıların kas aktiviteleri sırasında farklı frekans bileşenlerinin davranışlarını gösterdi. Deney grubundaki katılımcılar, kontrol grubuna

kıyasla belirgin LF/HF oranı değişiklikleri analiz edilmiştir. Sağlıklı, kifozlu ve lordozlu bireylerin EMG analizlerini RMS, LF ve HF ölçütleri üzerinden inceleyerek kas aktivasyonlarının hareket bazlı dağılımlarını değerlendirmiştir. Bununla birlikte, biyomekanik modellemede elde edilen EMF analiz sonuçları normalizasyon işlemine tabi tutulmuştur. Normalizasyon sonucunda elde edilen RMS, LF ve HF değerleri, biyomekanik EMF normalizasyonlarının sonuçlarıyla karşılaştırılarak her bir hareket ve sağlıklı, kifozlu ve lordozlu bireyler arasındaki benzerlik Pearson korelasyonu ile incelenmiştir. Her bir hareket için bireylerin LF, HF, RMS ve EMF kanal bazlı normalizasyonlarına dayanan inceleme sonuçları, görsel olarak bar grafikleriyle sunulmuştur. Grafiklerde her bir bar sağ üst kısmında ilgili korelasyon değerleri de belirtilmiştir, böylece Modellerin doğrulukları EMF ve EMG analizlerinin benzerlikleri ile daha net bir şekilde anlamak mümkün olmuştur.



**Şekil 4.1.** Sağlıklı bireyler sol omuz fleksiyon hareketi bulguları

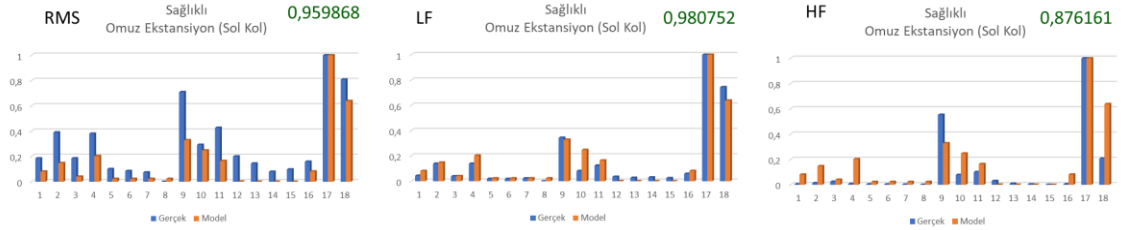
Sol omuz fleksiyonu sırasında kas grupları arasında farklı aktivasyon seviyeleri görülmektedir. Sol deltoid kasının yüksek bir aktivasyon gösterdiği dikkat çekiyor. Bu durum, sol omuzun fleksiyon hareketinde deltoid kasının önemli bir rol oynadığını düşündürebilir. Ayrıca, sağ taraftaki bazı kas grupları, özellikle sağ pektoralis major kası ve sağ oblik kası, sol taraflarına göre daha yüksek bir aktivasyon sergilemiştir. Bu durum, sol omuz hareketinde dengenin sağ tarafta daha belirgin olabileceğine veya sağ taraftaki kas aktivasyonunun daha fazla olabileceğine işaret etmektedir. Sol rektus abdominis kası ve sağ rektus abdominis kası oldukça düşük aktivasyon göstermiştir. Bu kas gruplarının bu hareket sırasında belirgin şekilde aktif olmadığı düşünülebilir.



**Şekil 4.2.** Sağlıklı bireyler sağ omuz fleksiyon hareketi bulguları

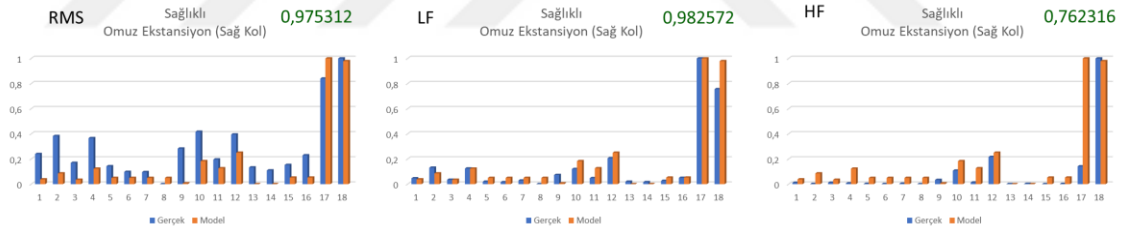
Elde edilen veriler, sağ omuz fleksiyon hareketi sırasında kas gruplarının aktivasyonunu göstermektedir. Düşük aktivasyon seviyeleri, sol oblik kası, sağ oblik kası ve sol rektus abdominis kasında gözlemlenmiştir. Bu kas gruplarının, sağ omuz fleksiyonu sırasında belirgin bir katılım göstermediği düşünülebilir. Orta düzeyde

aktivasyon gösteren kas grupları arasında sağ pektoralis major kası, sol trapezius kası ve sağ latissimus dorsi kası bulunmaktadır. Bu kas grupları, hareketin uygulanmasında daha aktif rol oynayabilirler. Öte yandan, yüksek aktivasyon seviyeleri sağ trapezius kası ve sağ deltoid kasında gözlemlenmiştir. Bu durum, söz konusu kas gruplarının sağ omuz fleksiyonunda belirgin bir şekilde aktif olduğunu işaret etmektedir.



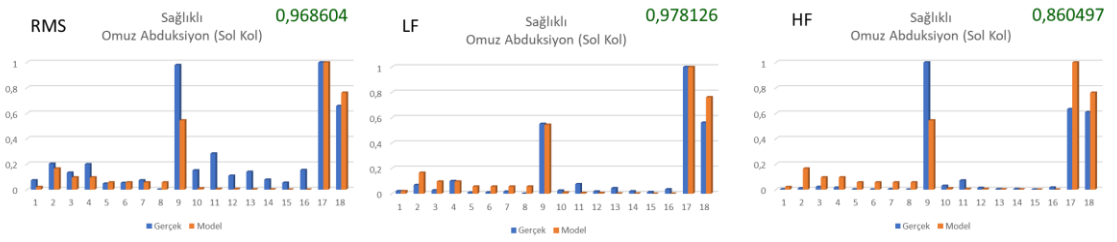
**Şekil 4.3.** Sağlıklı bireyler sol omuz ekstansiyon hareketi bulguları

Elde edilen veriler, sol omuz ekstansiyon hareketinde kas gruplarının aktivasyon düzeylerini göstermektedir. Bu verilere dayanarak, belirli kas gruplarının aktivasyon seviyeleri değerlendirilmiştir. Düşük aktivasyon seviyeleri sol rektus abdominis, sol latissimus dorsi ve sağ rektus abdominis kaslarında gözlemlenmiştir. Bu kas gruplarının, sol omuz ekstansiyonu sırasında belirgin bir şekilde aktif olmadığı düşünülebilir. Orta düzeyde aktivasyon gösteren kas grupları arasında sağ pektoralis major, sağ oblik kası ve sağ trapezius kası bulunmaktadır. Yüksek aktivasyon seviyeleri ise sağ latissimus dorsi ve sağ deltoid kaslarında görülmektedir.



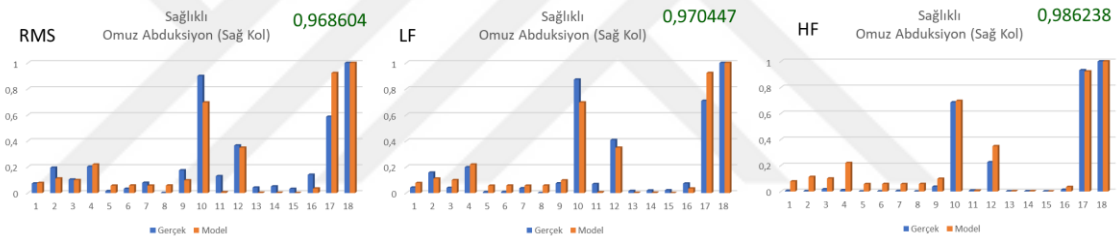
**Şekil 4.4.** Sağlıklı bireyler sağ omuz ekstansiyon hareketi bulguları

Aktivasyon dağılımları, sağ omuz ekstansiyonu sırasında gözlemlenen kas gruplarının farklı katılımını ortaya koymaktadır. Sağ trapezius ve sağ pektoralis major kaslarının belirgin bir şekilde artan aktivasyon düzeyleri, bu hareketin gerçekleşmesinde bu kas gruplarının daha etkin bir rol oynadığını düşündürülebilir. Bununla birlikte, sol ve sağ rektus abdominis kasları ile sol ve sağ oblik kaslarında düşük aktivasyon düzeyleri gözlemlenmiştir. Bu durum, omuz ekstansiyonunun belirli kas gruplarının katılımında öncelikli olduğunu, diğer kas gruplarının ise bu harekette daha az etkin olduğunu işaret etmektedir.



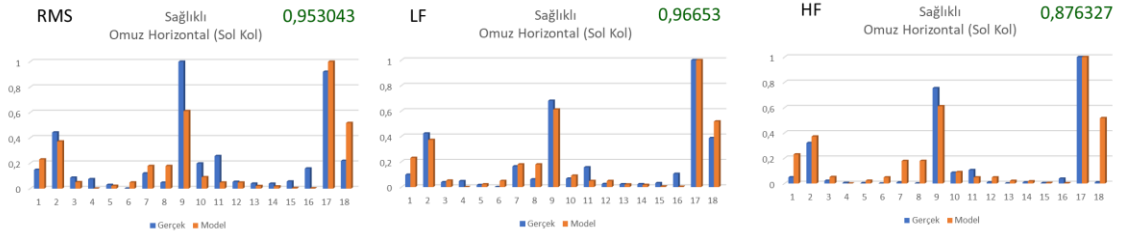
**Şekil 4.5.** Sağlıklı bireyler sol kol abduksiyon hareketi bulguları

Sol kol abduksiyonu sırasında farklı kas gruplarının katılımını yansıtmaktadır. Özellikle sol deltoid kasının yüksek aktivasyon göstermesi, bu hareketin gerçekleşmesinde anahtar bir rol oynadığını düşündürülebilir. Ayrıca, sağ deltoid kasının da yüksek bir aktivasyon gösterdiği gözlemlenmiştir. Bu, abduksiyon hareketinin her iki deltoid kasını da etkili bir şekilde aktive ettiğini gösterir. Diğer kas grupları, örneğin sağ oblik kası, sol rektus abdominis ve sağ rektus abdominis gibi kaslar, düşük kasılma değerleri göstermektedir. Bu durum, abduksiyon hareketinin belirli kas grupları üzerinde daha az etkili olduğunu veya diğer kas gruplarının harekette daha az katıldığını düşündürülebilir.



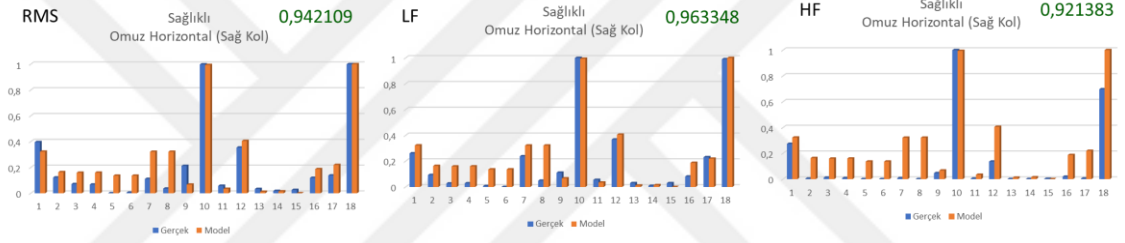
**Şekil 4.6.** Sağlıklı bireyler sağ kol abduksiyon hareketi bulguları

Verilen aktivasyon değerleri, sağ kol abduksiyonu sırasında kas gruplarının katılımını yansıtmaktadır. Bu değerlere göre, abduksiyon hareketi sırasında en yüksek aktivasyon değerine sahip olan kaslar, sağ deltoid ve sağ latissimus dorsi kaslarıdır. Bu durum, sağ kolun abduksiyon hareketinde özellikle deltoid ve latissimus dorsi kaslarının önemli bir rol oynadığını göstermektedir. Sağ oblik kası ve sağ rektus abdominis kası gibi kaslar daha düşük aktivasyon değerleri göstermektedir. Bu durum, bu kas gruplarının abduksiyon hareketinde daha az etkili olduğunu veya diğer kas gruplarının bu harekette daha fazla aktivasyon göstermektedir.



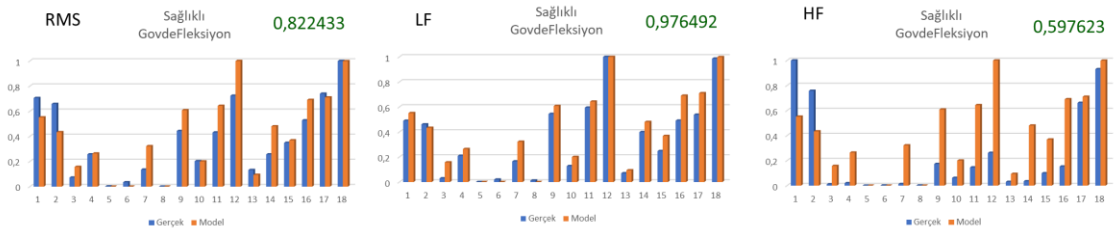
**Şekil 4.7.** Sağlıklı bireyler sol omuz horizontal hareketi bulguları

Sol omuz horizontal hareketi sırasında kas aktivasyon dağılımı incelendiğinde, bu hareketin genelde sağ deltoid sağ latissimus dorsi ve sağ trapezius kaslarında yüksek bir aktivasyon gösterdiği görülmektedir. Bu durum, sol omuz horizontal hareketinin özellikle sağ omuzdaki deltoid, latissimus dorsi ve trapezius kaslarını etkilediğini gösterebilir. Sol pektoralis major kası ve sağ rektus abdominis kası gibi kaslar daha düşük aktivasyon değerleri göstermektedir. Bu durum, bu kas gruplarının sol omuz horizontal hareketinde diğer kas gruplarına göre daha az katılım gösterdiğini düşündürülebilir.



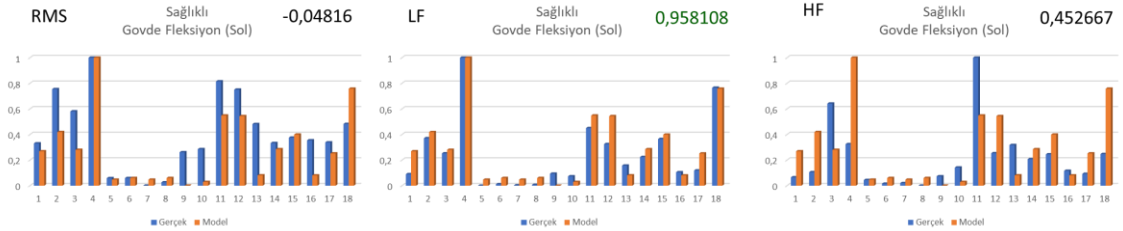
**Şekil 4.8.** Sağlıklı bireyler sağ omuz horizontal hareketi bulguları

Sağ omuz horizontal hareketi sırasında gözlemlenen kas aktivasyon dağılımı dikkate alındığında, bu hareketin özellikle sağ trapezius ve sağ deltoid kaslarında yoğun bir kasılma ile ilişkili olduğu gözlenmektedir. Bu durum, sağ omuz horizontal hareketinin özellikle bu iki kas grubunu etkilediğini ve bu kasların aktivasyonunda belirgin bir artışa neden olduğunu düşündürülebilir. Sağ rektus abdominis kası ve sağ oblik kası gibi kaslar daha düşük aktivasyon değerleri göstermektedir. Bu durum, bu kas gruplarının sağ omuz horizontal hareketinde diğer kas gruplarına göre daha az katılım göstermektedir.



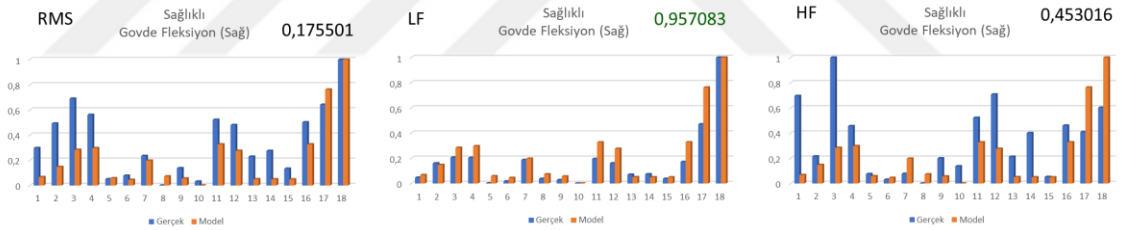
**Şekil 4.9.** Sağlıklı bireyler gövde fleksiyon hareketi bulguları

Gövde fleksiyon hareketi sırasında gözlemlenen kas aktivasyon dağılımı dikkate alındığında, bu hareketin özellikle sol latissimus dorsi ve sağ deltoid kaslarında yoğun bir kasılma ile ilişkili olduğu gözlenmektedir. Bu durum, gövde fleksiyon hareketinin özellikle bu iki kas grubunu etkilediğini ve bu kasların aktivasyonunda belirgin bir artışa neden olduğunu düşündürebilir. Sol oblik kası ve sağ oblik kası gibi kaslar daha düşük aktivasyon değerleri göstermektedir.



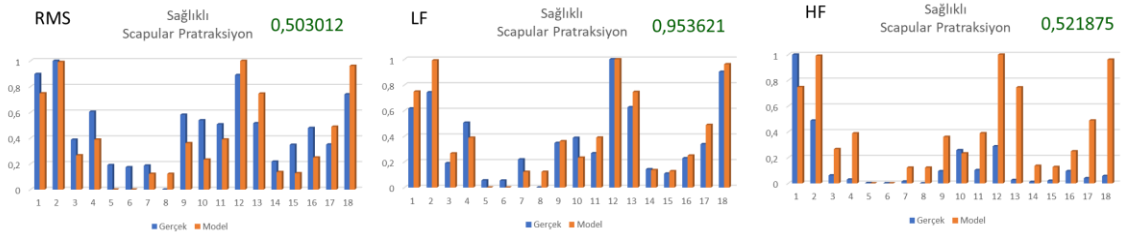
**Şekil 4.10.** Sağlıklı bireyler gövde sol fleksiyon hareketi bulguları

Gövde sol fleksiyon hareketi sırasında gözlemlenen kas aktivasyon dağılımı incelendiğinde, bu hareketin en belirgin etkisi sol rektus abdominis kası ve sağ deltoid kası üzerinde görülmektedir. Sol rektus abdominis kasının yüksek aktivasyonu, gövde sol fleksiyon hareketinin özellikle bu kası güçlü bir şekilde etkilediğini göstermektedir. Ayrıca, sağ oblik kası ve sol trapezius kası gibi kaslar daha düşük aktivasyon göstermektedir.



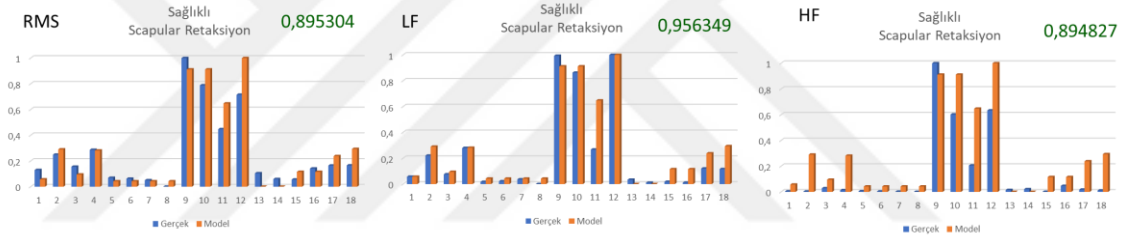
**Şekil 4.11.** Sağlıklı bireyler gövde sağ fleksiyon hareketi bulguları

Gövde Sağ Fleksiyon Hareketi sırasında gözlemlenen kas aktivasyon dağılımı, sağ deltoid, sağ pektoralis major, sol oblik, ve sol deltoid kaslarında belirgin bir şekilde yoğunlaşmıştır. Bu durum, hareketin sağ yönde gerçekleşmesiyle birlikte, sağ deltoid ve sağ pektoralis major kaslarının önemli bir rol oynadığını işaret etmektedir. Sol oblik kasının aktive olması, gövdenin sağa doğru bükülmesine bağlı olarak stabilizasyonu desteklediği düşünülebilir. Bununla birlikte, sol deltoid kasının da sağ deltoid kadar aktif olması, hareketin sağ yönde gerçekleşmesine rağmen sol omuzun dengeli bir şekilde katılım gösterdiğini göstermektedir.



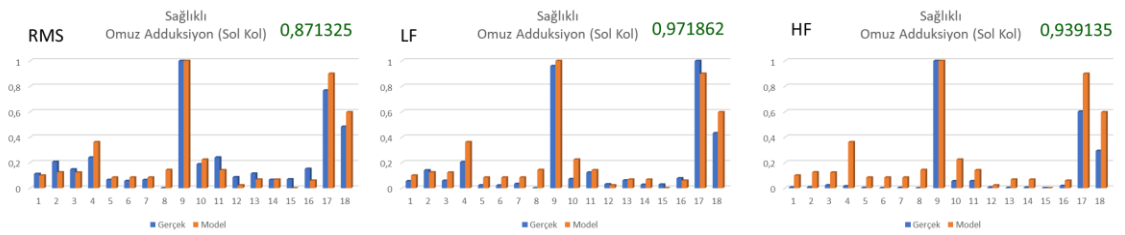
**Şekil 4.12.** Sağlıklı bireyler scapular pratraksiyon hareketi bulguları

Scapular Pratraksiyon Hareketi sırasında gözlemlenen kas aktivasyon dağılımı dikkate değerdir. Sağ deltoid, sağ pektoralis major ve sağ trapezius kasları, hareketin etkin bir şekilde gerçekleşmesine katkıda bulunurken, sol trapezius, sol deltoid ve sol pektoralis major kasları da belirgin bir aktivasyon sergilemektedir. Bu durum, omuz bölgesindeki kas gruplarının, scapular pratraksiyon hareketi sırasında dengeli bir şekilde çalıştığını göstermektedir. Ayrıca, latissimus dorsi ve sağ oblik kaslarının da orta seviyede aktivasyon gösterdiği görülmektedir. Bu, omuz bölgesinin yanı sıra sırt ve yan karın kaslarının da harekete katıldığını göstererek, geniş bir kas gruplarının etkin bir şekilde çalıştığına işaret etmektedir.



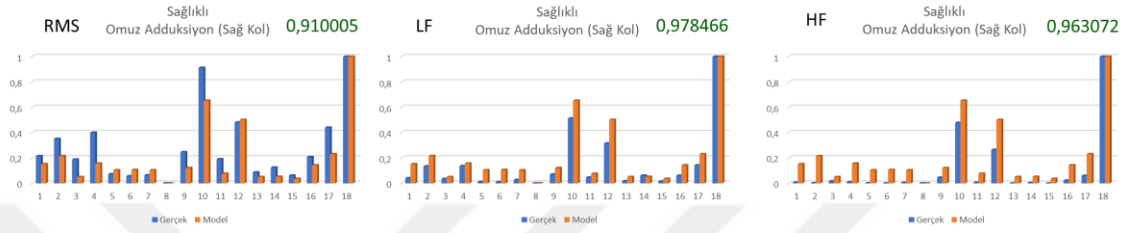
**Şekil 4.13.** Sağlıklı bireyler scapular retraksiyon hareketi bulguları

Scapular Retraksiyon Hareketi sırasında gözlemlenen kas aktivasyon dağılımı, özellikle sağ trapezius, sağ deltoid ve sağ latissimus dorsi kaslarının belirgin bir şekilde aktif olduğunu göstermektedir. Bu kaslar, scapular retraksiyon hareketinde omuz bölgesinin stabilizasyonu ve skapulanın geriye çekilmesi görevini yerine getirirken yüksek aktivasyon sergilemektedir. Ayrıca, sol trapezius, sol deltoid ve sol latissimus dorsi kasları da orta seviyede aktivasyon göstermektedir, bu da omuz bölgesindeki denge ve koordinasyonu sağlamak üzere çalıştıklarını gösterir. Hareket sırasında gözlemlenen yüksek aktivasyon, özellikle skapulanın doğru pozisyonda hareket etmesi ve omuz bölgesinin stabilitesi için önemlidir.

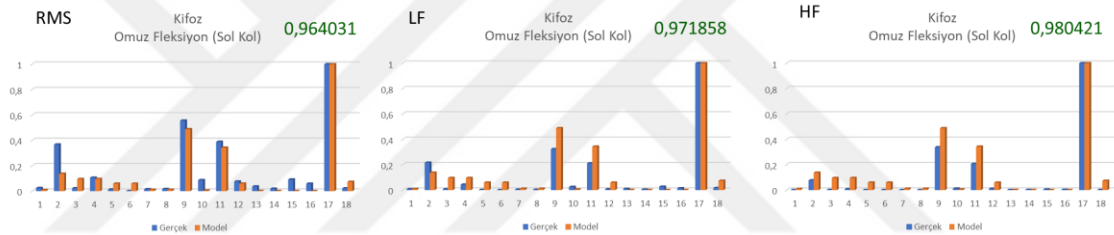


**Şekil 4.14.** Sağlıklı bireyler sol omuz adduksiyon hareketi bulguları

Sol Omuz Adduksiyon Hareketi sırasında gözlemlenen kas aktivasyon dağılımı, özellikle sağ trapezius, sağ deltoid ve sağ latissimus dorsi kaslarının yüksek aktivasyon sergilediğini göstermektedir. Bu kaslar, omuz bölgesindeki adduksiyon hareketi sırasında omuzun doğru pozisyonda hareket etmesi ve stabilitesini sağlamak üzere etkin bir şekilde çalışmaktadır. Sol trapezius, sol deltoid ve sol latissimus dorsi kasları da orta seviyede aktivasyon göstermektedir, bu da sol omuzun adduksiyon hareketinde denge ve koordinasyonu sağlamak üzere çalıştıklarını gösterir. Bu aktivasyon dağılımı, sol omuz adduksiyon hareketinin omuz bölgesindeki çeşitli kas gruplarını hedefleyen bir egzersiz olduğunu göstermektedir.

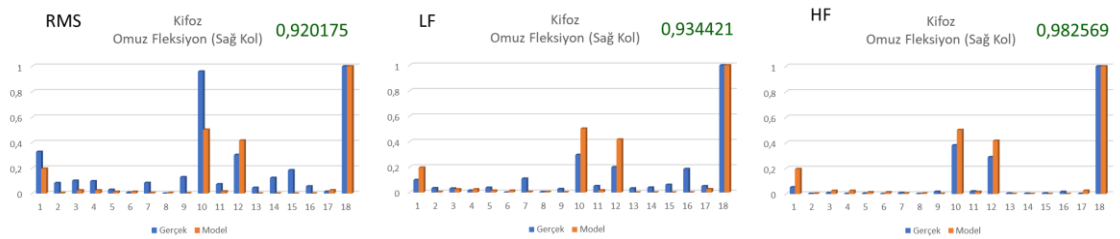


Şekil 4.15. Sağlıklı bireyler sağ omuz adduksiyon hareketi bulguları



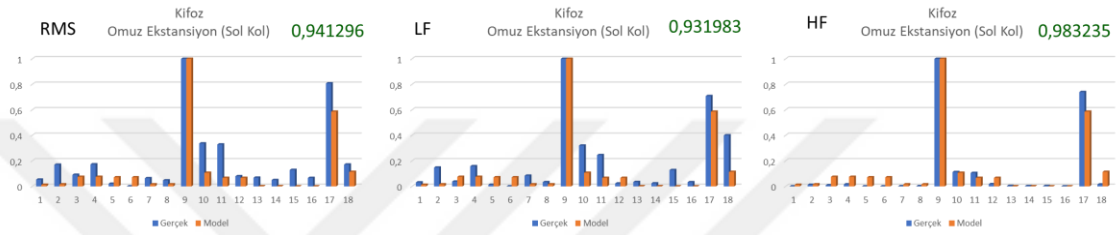
Şekil 4.16. Kifozlu bireyler sol omuz fleksiyon hareketi bulguları

Sağ Omuz Adduksiyon Hareketi sırasında gözlemlenen kas aktivasyon dağılımı, özellikle sağ deltoid, sağ latissimus dorsi ve sağ trapezius kaslarının yüksek aktivasyon sergilediğini göstermektedir. Bu kaslar, omuz bölgesindeki adduksiyon hareketi sırasında omuzun doğru pozisyonda hareket etmesi ve stabilitesini sağlamak üzere etkin bir şekilde çalışmaktadır. Sol deltoid, sol latissimus dorsi ve sol trapezius kasları da orta seviyede aktivasyon göstermektedir, bu da sağ omuzun adduksiyon hareketinde denge ve koordinasyonu sağlamak üzere çalıştıklarını gösterir. Bu aktivasyon dağılımı, sağ omuz adduksiyon hareketinin omuz bölgesindeki çeşitli kas gruplarını hedefleyen bir egzersiz olduğunu göstermektedir.



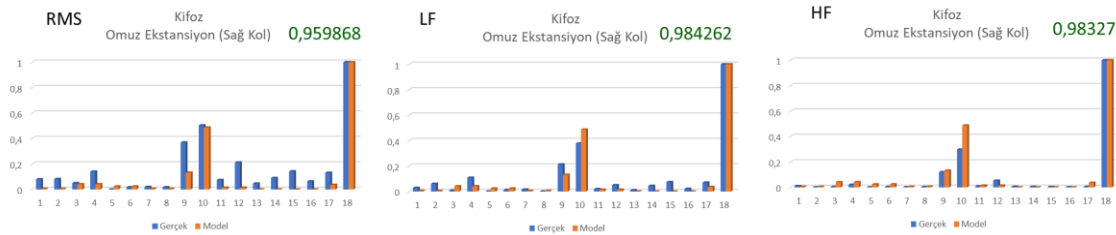
Şekil 4.17. Kifozlu bireyler sağ omuz fleksiyon hareketi bulguları

Sağ omuz fleksiyon hareketi için kifozlu bireylerin kas aktivasyon dağılımı incelendiğinde, kasların belirgin bir şekilde daha düşük aktivasyon gösterdiği görülmektedir. Özellikle sağ deltoid kası ve sağ trapezius kası gibi kaslar, sağlıklı bireylerle karşılaştırıldığında daha düşük aktivasyon sergilemektedir. Bu durum, kifozlu bireylerin omuz fleksiyon hareketi sırasında belirli kas gruplarında daha az kasılma yaşadığını gösterebilir. Ayrıca, sağ omuz fleksiyon hareketi sırasında sağ deltoid kasının aktivasyon değeri sağlıklı bireylere kıyasla oldukça düşüktür. Bu durum, kifozlu bireylerin omuz fleksiyon hareketini gerçekleştirirken deltoid kasının yeterince aktif olmadığını veya bu kasın diğer kas grupları tarafından daha az desteklendiğini düşündürülebilir.



**Şekil 4.18.** Kifozlu bireyler sol omuz ekstansiyon hareketi bulguları

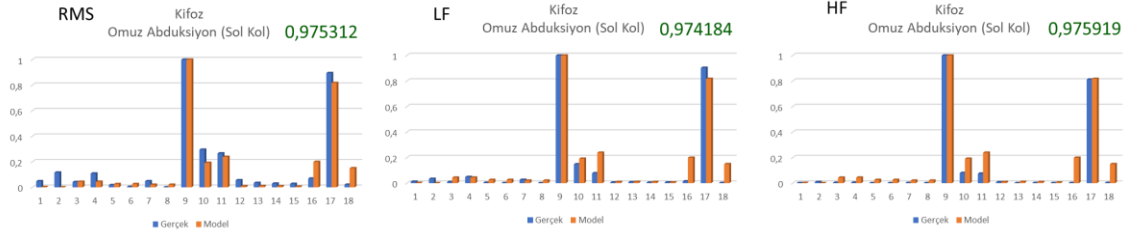
Sol omuz ekstansiyon hareketi için kifozlu bireylerin kas aktivasyon dağılımını değerlendirdiğimizde, belirli kas gruplarının daha düşük aktivasyon gösterdiği gözlemlenmektedir. Özellikle, sol omuz ekstansiyon hareketi sırasında sol trapezius kası ve sol deltoid kası gibi kaslar, sağlıklı bireylerle karşılaştırıldığında daha düşük aktivasyon sergilemektedir. Bu durum, kifozlu bireylerin omuz ekstansiyon hareketini gerçekleştirirken belirli kas gruplarında yetersiz kasılma yaşadığını gösterebilir. Ayrıca, sol omuz ekstansiyon hareketi sırasında sol trapezius kasının aktivasyon değeri sağlıklı bireylere kıyasla oldukça düşüktür. Bu durum, kifozlu bireylerin omuz ekstansiyon hareketini gerçekleştirirken trapezius kasının yeterince aktif olmadığını veya bu kasın diğer kas grupları tarafından daha az desteklendiğini düşündürülebilir.



**Şekil 4.19.** Kifozlu bireyler sağ omuz ekstansiyon hareketi bulguları

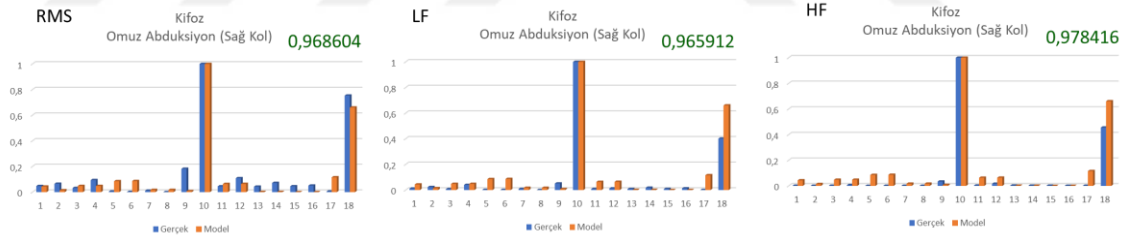
Kifozlu bireylerin sağ omuz ekstansiyon hareketi sırasında gösterdiği kas aktivasyon dağılımını değerlendirdiğimizde, bazı kas gruplarının belirgin şekilde düşük aktivasyon gösterdiği görülmektedir. Özellikle, sağ omuz ekstansiyon hareketi sırasında sağ deltoid kasının ve sağ latissimus dorsi kasının aktivasyon değerleri oldukça düşüktür. Bu durum, kifozlu bireylerin sağ omuz ekstansiyon hareketini gerçekleştirirken bu kas gruplarında yetersiz kasılma yaşadığını gösterebilir. Ayrıca, sağ omuz ekstansiyon

hareketi sırasında sağ omuz horizontal hareketini gerçekleştiren kasların (sağ omuz horizontal hareketi sırasında sağ trapezius kası ve sağ latissimus dorsi kası) aktivasyon değerlerinin de düşük olduğu gözlemlenmektedir. Bu durum, kifozlu bireylerin omuz ekstansiyon hareketini gerçekleştirirken omuzlarını düzeltme ve stabilizasyon konusunda zorluk yaşayabileceklerini düşündürülebilir.



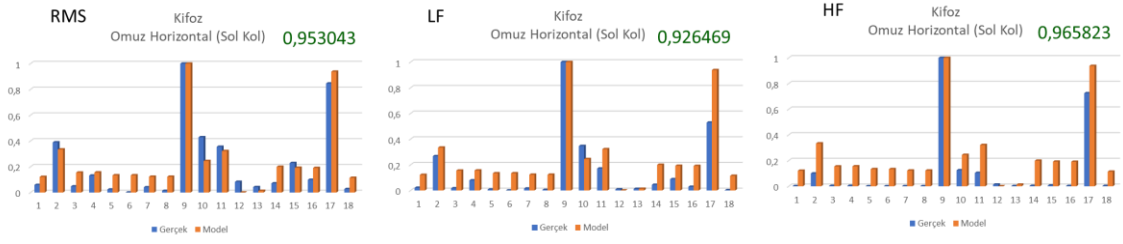
**Şekil 4.20.** Kifozlu bireyler sol kol abduksiyon hareketi bulguları

Kifozlu bireylerin sol kol abduksiyon hareketi sırasında gösterdiği kas aktivasyon dağılımını değerlendirdiğimizde, sol deltoid kasının ve sol latissimus dorsi kasının aktivasyon değerlerinin belirgin şekilde arttığını gözlemliyoruz. Bu durum, sol kol abduksiyon hareketinin bu kas gruplarında daha yoğun bir kasılma sağladığını düşündürülebilir. Diğer yandan, sağ omuz ekstansiyon hareketi sırasında sol kol abduksiyonunu gerçekleştiren kasların (sol trapezius kası) aktivasyon değerlerinin oldukça düşük olduğu görülmektedir. Bu durum, kifozlu bireylerin bu spesifik hareketi gerçekleştirirken belirli kas gruplarında zayıf kasılma veya aktivasyon eksikliği yaşadığını işaret edebilir.



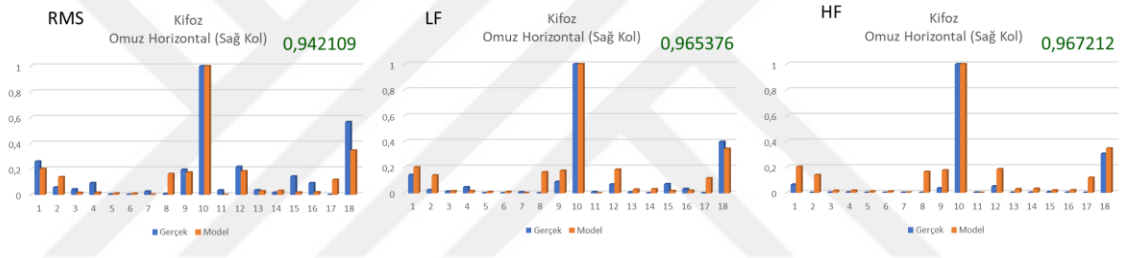
**Şekil 4.21.** Kifozlu bireyler sağ kol abduksiyon hareketi bulguları

Kifozlu bireylerin sağ kol abduksiyon hareketi sırasında gösterdiği kas aktivasyon dağılımını değerlendirdiğimizde, sağ trapezius kasının belirgin şekilde yüksek bir aktivasyon gösterdiğini görüyoruz. Bu durum, sağ kol abduksiyon hareketinin özellikle sağ trapezius kasını etkili bir şekilde çalıştırdığını ve bu kasın güçlü bir kasılma gerçekleştirdiğini düşündürülebilir. Bu harekette diğer kas gruplarının aktivasyon değerleri oldukça düşük seviyelerdedir. Sağ deltoid kasının aktivasyon değeri oldukça düşük görülmektedir. Bu durum, sağ kol abduksiyon hareketi sırasında diğer bazı kas gruplarının daha az katıldığını veya zayıf bir kasılma göstermiştir.



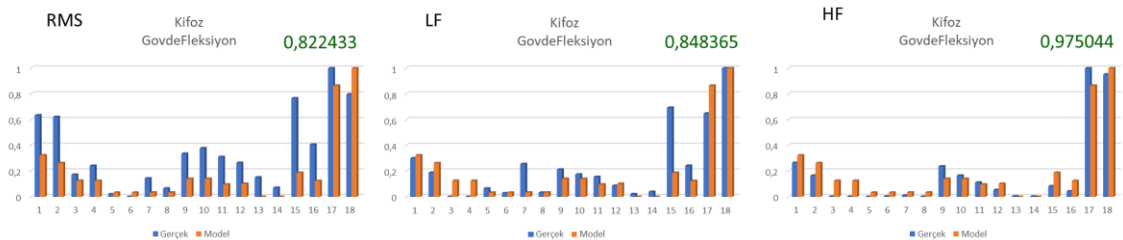
**Şekil 4.22.** Kifozlu bireyler sol omuz horizontal hareketi bulguları

Kifozlu bireylerin sol omuz horizontal hareketi sırasındaki kas aktivasyon dağılımını değerlendirdiğimizde, sol latissimus dorsi kasının belirgin şekilde yüksek bir aktivasyon gösterdiğini gözlemliyoruz. Bu durum, sol omuz horizontal hareketinin özellikle sol latissimus dorsi kasını etkili bir şekilde çalıştırdığını ve bu kasın güçlü bir kasılma gerçekleştirmişti. Bu harekette diğer kas gruplarının aktivasyon değerleri oldukça düşük seviyelerdedir. Sol deltoid kasının oldukça düşük görünmektedir. Bu durum, sol omuz horizontal hareketi sırasında diğer bazı kas gruplarının daha az katıldığını veya zayıf bir kasılma gösterdiğini düşündürülebilir.



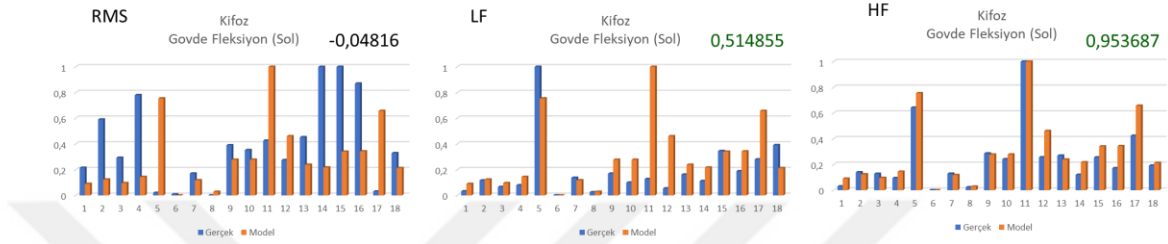
**Şekil 4.23.** Kifozlu bireyler sağ omuz horizontal hareketi bulguları

Kifozlu bireylerin sağ omuz horizontal hareketi sırasındaki kas aktivasyon dağılımını değerlendirdiğimizde, sağ latissimus dorsi kasının belirgin şekilde yüksek bir aktivasyon gösterdiğini gözlemliyoruz. Bu durum, sağ omuz horizontal hareketinin özellikle sağ latissimus dorsi kasını etkili bir şekilde çalıştırdığını ve bu kasın güçlü bir kasılma gerçekleştirdiğini düşündürülebilir. Diğer yandan, bu harekette diğer kas gruplarının aktivasyon değerleri oldukça düşük seviyelerdedir. Sağ deltoid kasının aktivasyon değeri oldukça düşük görünmektedir. Bu durum, sağ omuz horizontal hareketi sırasında diğer bazı kas gruplarının daha az katıldığını veya zayıf bir kasılma göstermiştir.



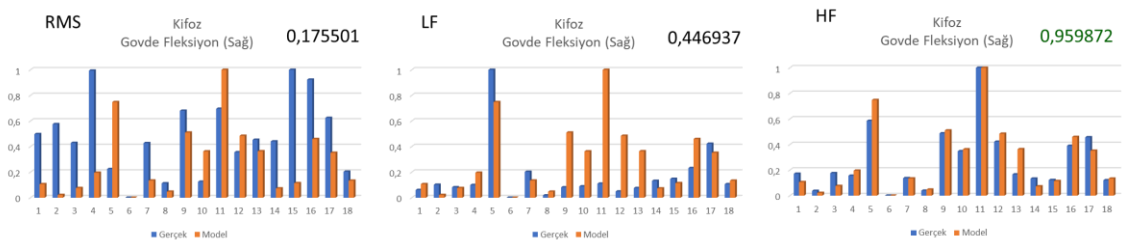
**Şekil 4.24.** Kifozlu bireyler gövde fleksiyon hareketi bulguları

Kifozlu bireylerin gövde fleksiyon hareketi sırasındaki kas aktivasyon dağılımını değerlendirdiğimizde, önemli bir aktivasyonun sağ ve sol latissimus dorsi kaslarında olduğunu gözlemliyoruz. Sağ latissimus dorsi kasının aktivasyonu ve sol latissimus dorsi kasının aktivasyon değeri de oldukça yüksektir. Bu durum, gövde fleksiyon hareketinin bu kas gruplarını etkili bir şekilde çalıştırdığını ve bu kasların güçlü bir kasılma gerçekleştirdiğini düşündürülebilir. Hareket sırasında diğer kas gruplarının aktivasyon değerleri genellikle düşüktür. Özellikle sağ ve sol oblik kaslarının düşük aktivasyon gösterdiği görülmektedir. Bu durum, gövde fleksiyon hareketinin özellikle latissimus dorsi kaslarına vurgu yaptığını, ancak oblik kasların daha az katıldığını düşündürülebilir.



**Şekil 4.25.** Kifozlu bireyler gövde sol fleksiyon hareketi bulguları

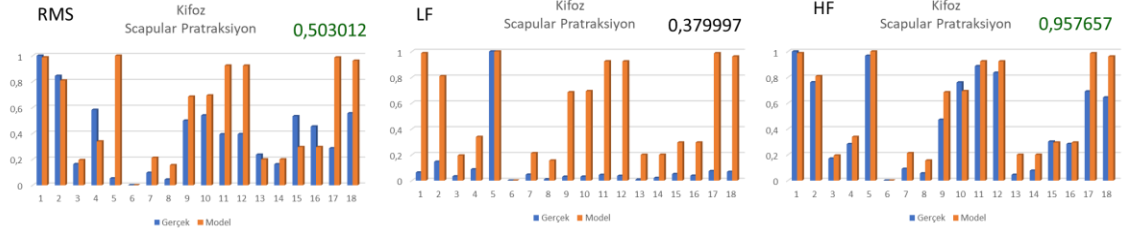
Kifozlu bireylerin gövde sol fleksiyon hareketi sırasında gösterdikleri kas aktivasyon dağılımını değerlendirdiğimizde, bu hareketin özellikle sağ ve sol oblik kasları üzerinde yoğun bir etkisi olduğunu gözlemliyoruz. Sağ oblik kasının aktivasyon değeri 1'e oldukça yakınken, sol oblik kasının aktivasyon değeri de yüksek bir değere sahiptir. Bu durum, gövde sol fleksiyon hareketinin oblik kasları güçlü bir şekilde çalıştırdığını düşündürülebilir. Ayrıca, hareket sırasında sol latissimus dorsi kasının yüksek bir aktivasyon gösterdiği görülmektedir. Diğer kas grupları, özellikle sağ ve sol deltoid kasları ve sağ rektus abdominis kası üzerinde daha düşük bir etkiye sahiptir. Bu değerlendirme, kifozlu bireylerin gövde sol fleksiyon hareketi sırasında oblik kaslarını ve sol latissimus dorsi kasını aktif bir şekilde kullanma eğiliminde olduklarını göstermektedir.



**Şekil 4.26.** Kifozlu bireyler gövde sağ fleksiyon hareketi bulguları

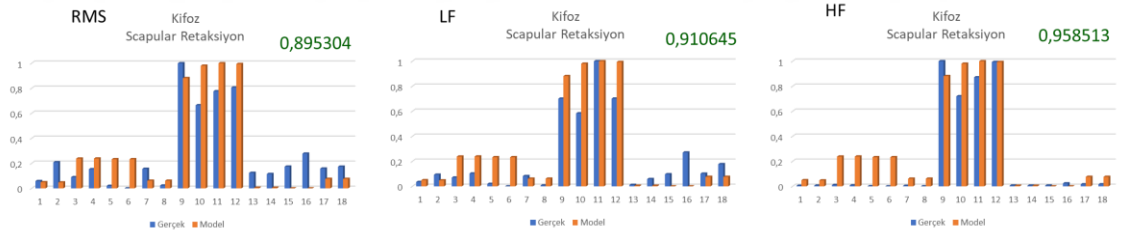
Kifozlu bireylerin gövde sağ fleksiyon hareketi sırasındaki kas aktivasyon dağılımını değerlendirdiğimizde, özellikle sağ oblik kasın yüksek bir aktivasyon gösterdiğini gözlemliyoruz. Aynı zamanda, sol oblik kas da harekete katılan diğer bir önemli kas gruplarından biridir. Hareket sırasında sağ rektus abdominis kasının ve sol latissimus dorsi kasının da etkin bir şekilde çalıştığı gözlemlenmektedir. Diğer kas grupları arasında ise öne çıkanlar, sağ deltoid kası ve sağ trapezius kasıdır. Sonuç olarak,

bu değerlendirme, kifozlu bireylerin gövde sağ fleksiyon hareketi sırasında özellikle sağ oblik kası, sağ rektus abdominis, sol latissimus dorsi, sağ deltoid ve sağ trapezius kaslarını etkin bir şekilde kullanma eğiliminde olduklarını göstermektedir.



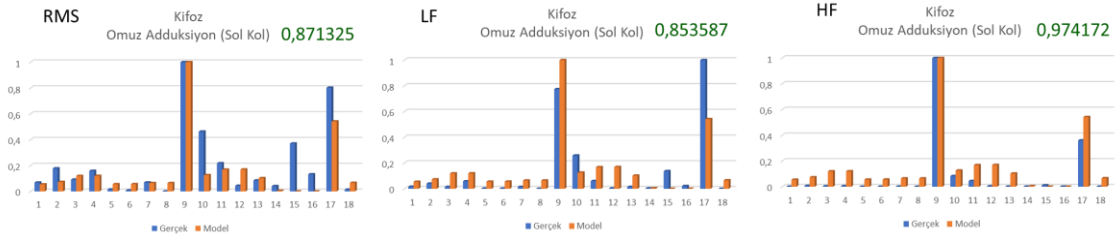
**Şekil 4.27.** Kifozlu bireyler scapular pratraksiyon hareketi bulguları

Kifozlu bireylerin scapular pratraksiyon hareketi sırasında kas aktivasyon dağılımını değerlendirdiğimizde, bu hareketin oldukça geniş bir kas grubunu etkilediğini gözlemliyoruz. En yüksek aktivasyon sağ omuz fleksiyonu için gözlemlenmiştir, bu da bu hareketin özellikle omuz kaslarını etkilediğini göstermektedir. Hareket sırasında sol omuz fleksiyonu, sağ latissimus dorsi kası ve sağ trapezius kası gibi kas gruplarının da yüksek bir aktivasyon gösterdiği gözlemlenmiştir. Bunlar, scapular pratraksiyon hareketi sırasında baskın olarak çalışan kas grupları arasında yer almaktadır. Ayrıca, diğer önemli kas grupları arasında sol latissimus dorsi kası ve sol trapezius kası da bulunmaktadır. Sonuç olarak, scapular pratraksiyon hareketi kifozlu bireylerde geniş bir kas aktivasyonu sağlamaktadır, özellikle omuz, latissimus dorsi ve trapezius kaslarının etkin bir şekilde çalıştığı gözlemlenmektedir.



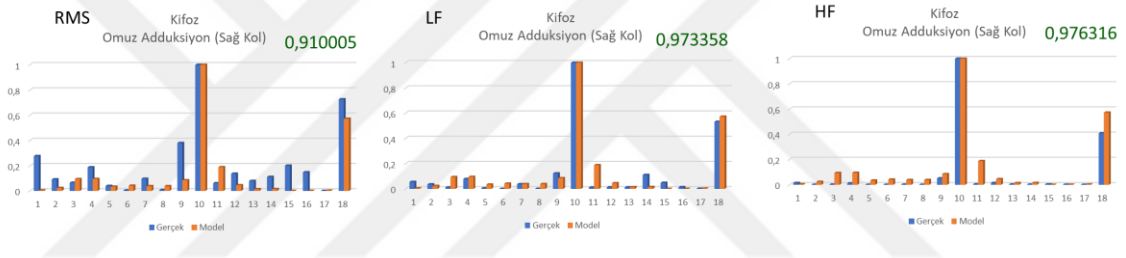
**Şekil 4.28.** Kifozlu bireyler scapular retraksiyon hareketi bulguları

Kifozlu bireylerin scapular retraksiyon hareketi sırasında kas aktivasyon dağılımını değerlendirdiğimizde, bu hareketin özellikle üst sırt bölgesinde yer alan kasları etkilediğini gözlemliyoruz. En yüksek aktivasyon değeri sol omuz retraksiyonu için gözlemlenmiştir. Bu durum, scapular retraksiyon hareketinin kifozlu bireylerde özellikle sol omuzda etkili bir şekilde çalıştığını göstermektedir. Hareket sırasında diğer önemli kas grupları arasında sağ omuz retraksiyonu ve sağ omuz fleksiyonu bulunmaktadır. Bu sonuçlar, hareketin genel olarak üst sırt bölgesini hedeflediğini ve omuz kaslarına odaklandığını göstermektedir. Sonuç olarak, scapular retraksiyon hareketi kifozlu bireylerde üst sırt kaslarını etkili bir şekilde çalıştırmak için kullanılabilir.



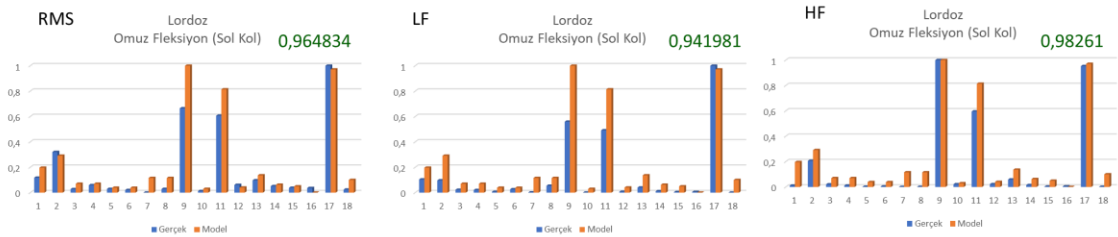
Şekil 4.29. Kifozlu bireyler sol omuz adduksiyon hareketi bulguları

Kifozlu bireylerin sol omuz adduksiyon hareketi sırasında kas aktivasyon dağılımını değerlendirdiğimizde, hareketin genel olarak düşük kas aktivasyon değerlerine sahip olduğunu gözlemliyoruz. Bu değerler, sol omuz adduksiyon hareketinin kifozlu bireylerde belirgin bir kas çalışması sağlamadığını işaret etmektedir. En yüksek aktivasyon değeri sol kol fleksör kasında gözlemlenmiştir. Ancak bu aktivasyon değeri, genel olarak hareket sırasında düşük seviyelerde kalmaktadır. Sol omuzun çeşitli bölgelerindeki kas gruplarının düşük aktivasyon değerleri, bu hareketin kifozlu bireylerde sol omuz adduksiyonu için etkili olmadığını göstermektedir.



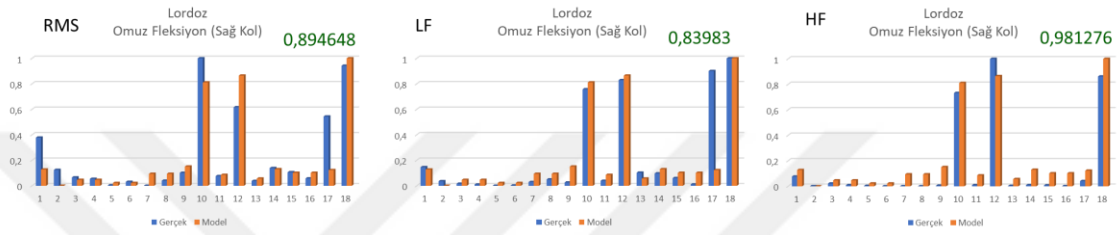
Şekil 4.30. Kifozlu bireyler sağ omuz adduksiyon hareketi bulguları

Kifozlu bireylerin sağ omuz adduksiyon hareketi sırasında kas aktivasyon dağılımını değerlendirdiğimizde, hareketin genel olarak düşük kas aktivasyon değerlerine sahip olduğunu gözlemliyoruz. Bu değerler, sağ omuz adduksiyon hareketinin kifozlu bireylerde belirgin bir kas çalışması sağlamadığını işaret etmektedir. En yüksek aktivasyon değeri sağ deltoid kasında gözlemlenmiştir. Ancak bu aktivasyon değeri, genel olarak hareket sırasında düşük seviyelerde kalmaktadır. Sağ omuzun çeşitli bölgelerindeki kas gruplarının düşük aktivasyon değerleri, bu hareketin kifozlu bireylerde sağ omuz adduksiyonu için etkili olmadığını göstermektedir. Sonuç olarak, sağ omuz adduksiyon hareketi kifozlu bireylerde düşük kas aktivasyonu sağlamaktadır.



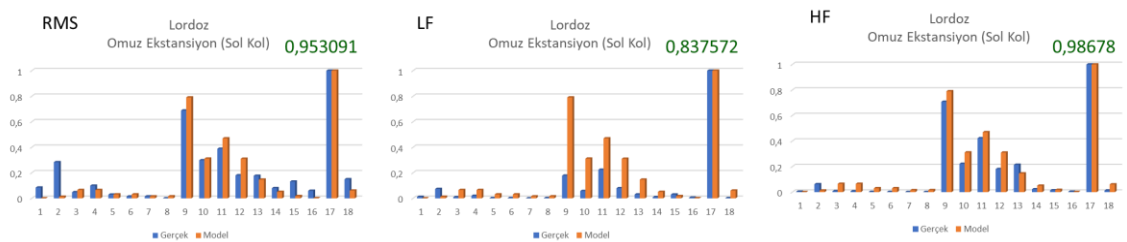
Şekil 4.31. Lordozlu bireyler sol omuz fleksiyon hareketi bulguları

Lordozlu bireylerin sol omuz fleksiyon hareketi sırasında sol deltoid kasının yüksek bir aktivasyon gösterdiği görülmektedir. Bu durum, sol omuz fleksiyonunun özellikle sol deltoid kasını etkili bir şekilde çalıştırdığını gösterir. Sol trapezius kasının orta düzeyde bir aktivasyon gösterdiği dikkat çekmektedir. Bu, hareketin sırasında omuzun üst kısmının da katılım gösterdiğini ve bu bölgenin kaslarının da çalıştığını gösterir. Sol latissimus dorsi kasının aktivasyon değeri düşük olsa da, bu kasın da harekete katıldığı ve çalıştığı gözlemlenebilir. Hareket sırasında sol omuzun genel olarak yüksek aktivasyon değerleri göstermesi, bu hareketin lordozlu bireylerde sol omuz fleksiyonu için etkili bir seçenek olduğunu düşündürülebilir. Sonuç olarak, lordozlu bireylerde sol omuz fleksiyon hareketi, özellikle sol deltoid kasını etkili bir şekilde çalıştırmakta ve genel olarak yüksek kas aktivasyonu sağlamaktadır.



**Şekil 4.32.** Lordozlu bireyler sağ omuz fleksiyon hareketi bulguları

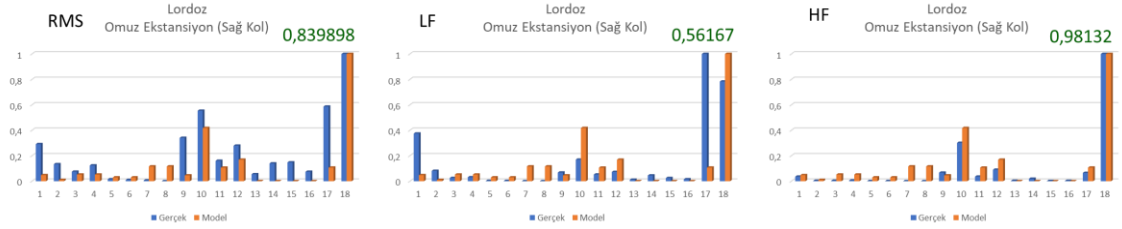
Lordozlu bireylerin sağ omuz fleksiyon hareketi sırasında sağ deltoid kasının yüksek bir aktivasyon gösterdiği görülmektedir. Bu durum, sağ omuz fleksiyonunun sağ deltoid kasını etkili bir şekilde çalıştırdığını gösterir. Sağ trapezius kasının aktivasyon değerinin düşük olduğu gözlemlenmektedir. Bu, hareketin sırasında omuzun üst kısmının diğer kas grupları kadar aktif olmadığını gösterir. Sağ latissimus dorsi kasının aktivasyon değeri orta düzeyde olsa da, bu kasın da harekete katıldığı ve çalıştığı gözlemlenebilir. Hareket sırasında sağ omuzun genel olarak yüksek aktivasyon değerleri göstermesi, bu hareketin lordozlu bireylerde sağ omuz fleksiyonu için etkili bir seçenek olduğunu düşündürülebilir. Sonuç olarak, lordozlu bireylerde sağ omuz fleksiyon hareketi, özellikle sağ deltoid kasını etkili bir şekilde çalıştırmakta ve genel olarak yüksek kas aktivasyonu sağlamaktadır.



**Şekil 4.33.** Lordozlu bireyler sol omuz ekstansiyon hareketi bulguları

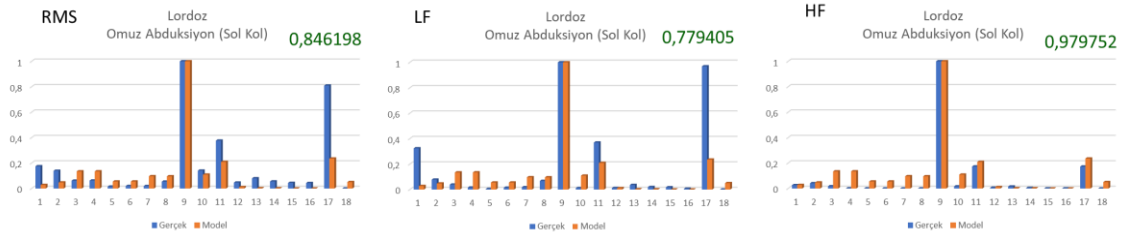
Lordozlu bireylerin sol omuz ekstansiyon hareketi sırasında sol trapezius kasının ve üst sırt kaslarının (latissimus dorsi) yüksek aktivasyon gösterdiği görülmektedir. Bu durum, hareketin sırasında omuzun üst kısmının ve üst sırt bölgesinin aktif bir şekilde çalıştığını gösterir. Sol deltoid kasının aktivasyon değerinin orta düzeyde olduğu gözlemlenmektedir. Bu, omuz ekstansiyon hareketinin sol deltoid kasını etkili bir şekilde

çalıştırdığını gösterir. Sol omuz ekstansiyon hareketi sırasında sol trapezius ve latissimus dorsi kaslarının yüksek aktivasyon göstermesi, bu hareketin lordozlu bireyler için üst sırt ve omuz kaslarını güçlendirmek amacıyla etkili bir seçenek olduğunu düşündürebilir. Sonuç olarak, lordozlu bireylerde sol omuz ekstansiyon hareketi, özellikle üst sırt ve omuz kaslarını aktive ederek güçlendirebilecek bir egzersiz olarak değerlendirilebilir.



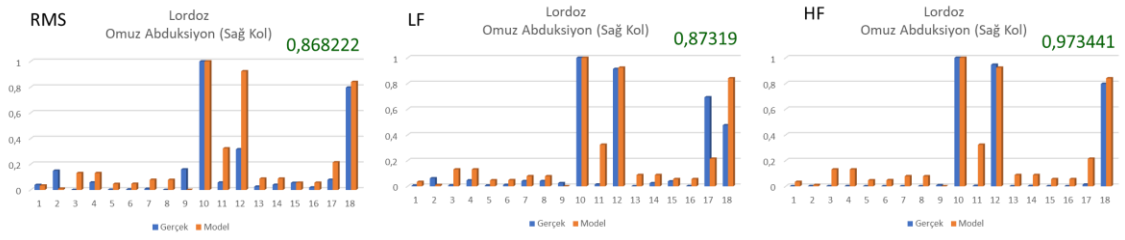
**Şekil 4.34.** Lordozlu bireyler sağ omuz ekstansiyon hareketi bulguları

Lordozlu bireylerin sağ omuz ekstansiyon hareketi sırasında sağ trapezius kasının ve üst sırt kaslarının (latissimus dorsi) yüksek aktivasyon gösterdiği gözlemlenmektedir. Bu durum, hareket sırasında omuzun üst kısmı ve üst sırt bölgesinin aktif bir şekilde çalıştığını gösterir. Sağ deltoid kasının aktivasyon değeri orta düzeydedir. Bu da omuz ekstansiyon hareketinin sağ deltoid kasını etkili bir şekilde çalıştırdığını gösterir. Hareket sırasında sağ üst sırt kaslarının (latissimus dorsi) yüksek aktivasyonu, sağ omuz ekstansiyon hareketinin bu bölgedeki kasları güçlendirmek amacıyla etkili bir seçenek olabileceğini düşündürebilir. Sonuç olarak, lordozlu bireylerde sağ omuz ekstansiyon hareketi, özellikle üst sırt ve omuz kaslarını hedefleyen bir egzersiz olarak değerlendirilebilir. Bu hareket, lordozlu bireylerin üst sırt bölgesini güçlendirmelerine yardımcı olabilir.



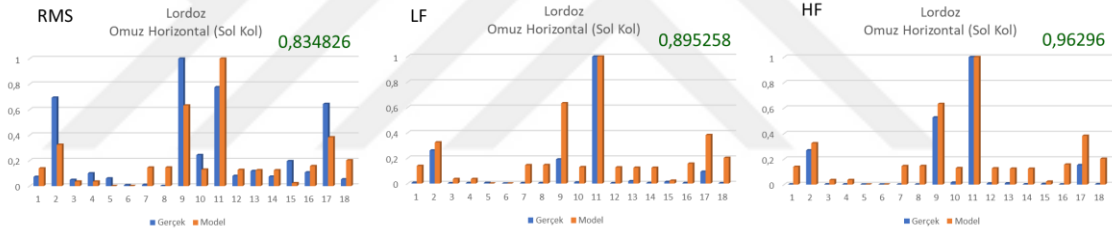
**Şekil 4.35.** Lordozlu bireyler sol kol abduksiyon hareketi bulguları

Lordozlu bireylerin sol kol abduksiyon hareketi sırasında sol deltoid kasının ve üst kol kaslarının (biceps brachii) yüksek aktivasyon gösterdiği gözlemlenmektedir. Bu durum, abduksiyon hareketinin omuz ve üst kol bölgesindeki kasları etkili bir şekilde çalıştırdığını gösterir. Sol trapezius kasının aktivasyon değeri ortalama düzeydedir. Bu da omuzun üst kısmındaki kasların abduksiyon hareketine orta düzeyde katıldığını gösterir. Sol latissimus dorsi kasının düşük aktivasyon gösterdiği gözlemlenmektedir. Bu, hareketin daha çok omuz ve üst kol kaslarını hedeflediğini, sırt kaslarını ise daha az etkilediğini düşündürebilir. Sonuç olarak, lordozlu bireylerde sol kol abduksiyon hareketi, özellikle deltoid ve üst kol kaslarını güçlendirmek amacıyla etkili bir seçenek olarak değerlendirilebilir. Bu hareket, omuz çevresindeki kasların koordinasyonunu artırabilir ve üst kol gücünü geliştirebilir.



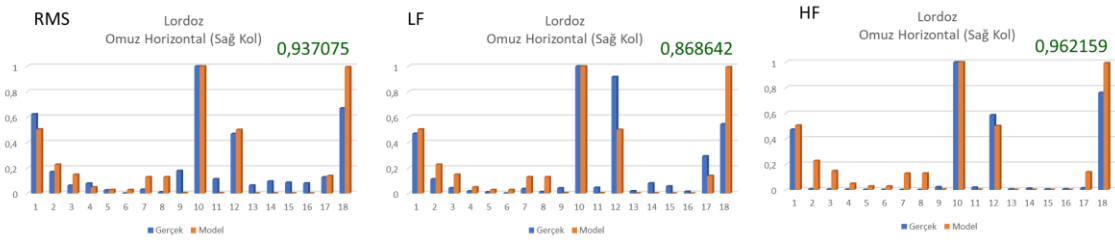
**Şekil 4.36.** Lordozlu bireyler sağ kol abduksiyon hareketi bulguları

Lordozlu bireylerin sağ kol abduksiyon hareketi sırasında sağ deltoid kasının ve üst kol kaslarının (biceps brachii) yüksek aktivasyon gösterdiği gözlemlenmektedir. Bu durum, abduksiyon hareketinin omuz ve üst kol bölgesindeki kasları etkili bir şekilde çalıştırdığını gösterir. Sağ trapezius kasının aktivasyon değeri ortalama düzeydedir. Bu da omuzun üst kısmındaki kasların abduksiyon hareketine orta düzeyde katıldığını gösterir. Sağ latissimus dorsi kasının düşük aktivasyon gösterdiği gözlemlenmektedir. Bu, hareketin daha çok omuz ve üst kol kaslarını hedeflediğini, sırt kaslarını ise daha az etkilediğini düşündürülebilir. Sonuç olarak, lordozlu bireylerde sağ kol abduksiyon hareketi, özellikle deltoid ve üst kol kaslarını güçlendirmek amacıyla etkili bir seçenek olarak değerlendirilebilir. Bu hareket, omuz çevresindeki kasların koordinasyonunu artırabilir ve üst kol gücünü geliştirebilir.



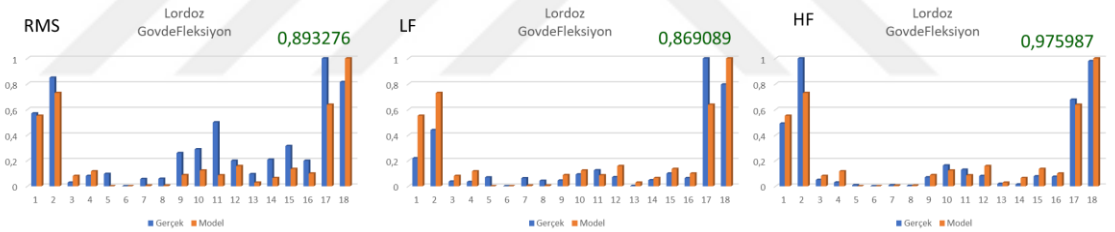
**Şekil 4.37.** Lordozlu bireyler sol omuz horizontal hareketi bulguları

Lordozlu bireylerin sol omuz horizontal hareketi sırasında sol trapezius kasının yüksek aktivasyon gösterdiği görülmektedir. Bu, horizontal hareketin omuzun orta bölgesindeki kasları etkili bir şekilde çalıştırdığını gösterir. Sol deltoid kasının ve üst kol kaslarının (biceps brachii) aktivasyon değerleri ortalama düzeydedir. Bu, omuzun üst kısmındaki kasların harekete orta düzeyde katıldığını gösterir. Sol latissimus dorsi kasının düşük aktivasyon gösterdiği gözlemlenmektedir. Bu durum, horizontal hareketin daha çok omuz ve üst kol kaslarını hedeflediğini, sırt kaslarını ise daha az etkilediğini düşündürülebilir. Sonuç olarak, sol omuz horizontal hareketi, lordozlu bireylerde özellikle trapezius ve omuz kaslarını güçlendirmek için etkili bir seçenek olabilir. Bu hareket, omuz çevresindeki kasların koordinasyonunu artırabilir ve omuz bölgesini güçlendirebilir.



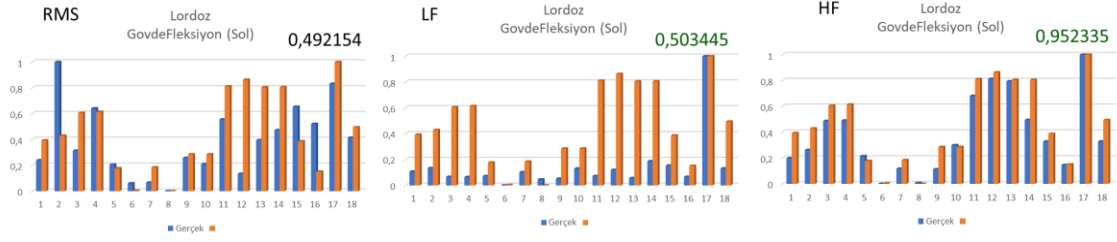
**Şekil 4.38.** Lordozlu bireyler sağ omuz horizontal hareketi bulguları

Lordozlu bireylerin sağ omuz horizontal hareketi sırasında sağ trapezius kasının yüksek aktivasyon gösterdiği görülmektedir. Bu durum, horizontal hareketin omuzun orta bölgesindeki kasları etkili bir şekilde çalıştırdığını gösterir. Sağ deltoid kasının ve üst kol kaslarının (biceps brachii) aktivasyon değerleri ortalama düzeydedir. Bu, omuzun üst kısmındaki kasların harekete orta düzeyde katıldığını gösterir. Sağ latissimus dorsi kasının düşük aktivasyon gösterdiği gözlemlenmektedir. Bu durum, horizontal hareketin daha çok omuz ve üst kol kaslarını hedeflediğini, sırt kaslarını ise daha az etkilediğini düşündürülebilir. Diğer küçük kaslar (infraspinatus ve teres major) düşük seviyede aktivasyon göstermektedir, ancak bu kaslar horizontal hareket sırasında genellikle büyük kaslar kadar etkilenmez. Sonuç olarak, sağ omuz horizontal hareketi, lordozlu bireylerde özellikle trapezius ve omuz kaslarını güçlendirmek için etkili bir seçenek olabilir. Bu hareket, omuz çevresindeki kasların koordinasyonunu artırabilir ve omuz bölgesini güçlendirebilir.



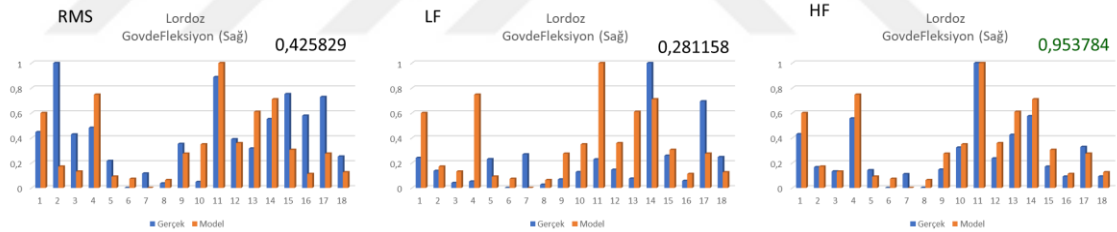
**Şekil 4.39.** Lordozlu bireyler gövde fleksiyon hareketi bulguları

Lordozlu bireylerin gövde fleksiyon hareketi sırasında gövde fleksiyon hareketi sırasında genel olarak karın kasları (rektus abdominis) yüksek aktivasyon göstermektedir. Bu, hareketin ana hedef kas grubunun karın bölgesindeki kaslar olduğunu gösterir. Sağ oblik kaslarının ve sol oblik kaslarının da belirgin bir şekilde aktivasyon gösterdiği görülmektedir. Bu, hareketin yan tarafındaki kasları (oblik kasları) etkili bir şekilde çalıştırdığını gösterir. Diğer kaslar, özellikle sırt kasları ve alt sırt bölgesindeki kaslar, düşük veya orta seviyede aktivasyon göstermektedir. Bu durum, gövde fleksiyon hareketinin başlıca odaklandığı kas grubunun karın kasları olduğunu doğrular. Kas aktivasyon değerleri genel olarak dengeli bir şekilde dağılmış gibi görünmektedir, bu da hareketin geniş bir kas yelpazesini hedeflediğini gösterir. Sonuç olarak, lordozlu bireylerin gövde fleksiyon hareketi, özellikle karın kaslarını güçlendirmek ve bel bölgesini stabilize etmek için etkili bir seçenek olabilir. Bu hareket, bel ağrılarını azaltmaya yardımcı olabilir ve postürü iyileştirebilir.



**Şekil 4.40.** Lordozlu bireyler gövde sol fleksiyon hareketi bulguları

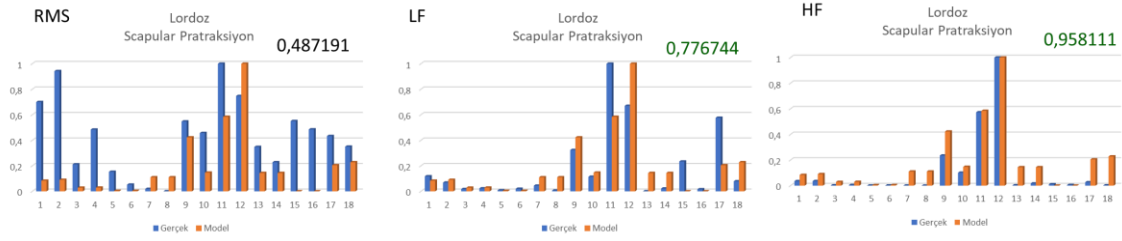
Lordozlu bireylerin gövde sol fleksiyon hareketi sırasında gövde sol fleksiyon hareketi sırasında en yüksek kas aktivasyonu, belirgin bir şekilde sol yan karın kasları olan sol oblik kaslarda gözlemlenmektedir. Bu, hareketin sol taraftaki yan karın kaslarını etkili bir şekilde çalıştırdığını gösterir. Sol rektus abdominis (sol karın kası) da yüksek aktivasyon göstermektedir. Bu, karın bölgesindeki diğer kasların da harekete dahil olduğunu ve hareketin karın kaslarını güçlendirmeye yönelik olduğunu gösterir. Sağ taraftaki kaslarda da aktivasyon gözlemlenmekle birlikte, sol tarafın daha belirgin bir şekilde çalıştığı görülmektedir. Diğer kas grupları, genellikle bel ve sırt bölgesindeki kaslar, düşük veya orta seviyede aktivasyon göstermektedir. Bu, hareketin ana odak noktasının yan karın kasları olduğunu ve diğer kas gruplarını desteklediğini düşündürmektedir. Sonuç olarak, lordozlu bireylerin gövde sol fleksiyon hareketi, özellikle sol yan karın kaslarını güçlendirmek ve omurga sağlığını desteklemek için etkili bir egzersiz olarak değerlendirilebilir. Bu tür hareketler, lordozlu bireylerin postürünü düzeltmeye ve bel ağrılarını azaltmaya yardımcı olabilir.



**Şekil 4.41.** Lordozlu bireyler gövde sağ fleksiyon hareketi bulguları

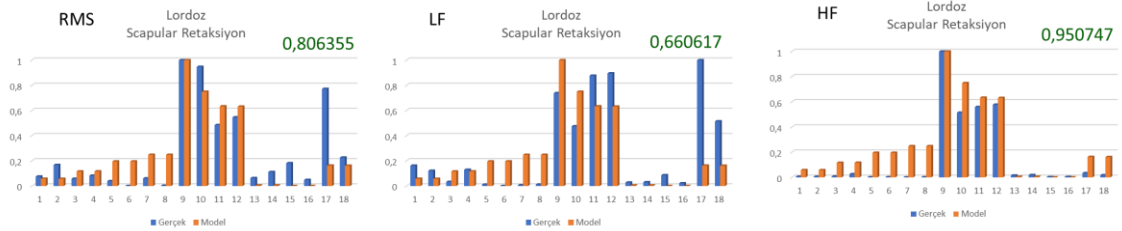
Lordozlu bireylerin gövde sağ fleksiyon hareketi sırasında en yüksek kas aktivasyonu, sağ yan karın kasları olan sağ oblik kaslarda gözlemlenmektedir. Bu durum, sağ yan karın bölgesindeki kasların etkili bir şekilde çalıştığını gösterir. Sağ rektus abdominis (sağ karın kası) da yüksek aktivasyon göstermektedir. Bu, karın bölgesindeki diğer kasların da harekete dahil olduğunu ve sağ tarafın belirgin bir şekilde çalıştığını gösterir. Sol taraftaki kaslarda da aktivasyon gözlemlenmekle birlikte, sağ tarafın daha belirgin bir şekilde çalıştığı görülmektedir. Diğer kas grupları, genellikle bel ve sırt bölgesindeki kaslar, düşük veya orta seviyede aktivasyon göstermektedir. Bu, hareketin ana odak noktasının yan karın kasları olduğunu ve diğer kas gruplarını desteklediğini düşündürmektedir. Sonuç olarak, lordozlu bireylerin gövde sağ fleksiyon hareketi, özellikle sağ yan karın kaslarını güçlendirmek ve omurga sağlığını desteklemek için etkili

bir egzersiz olarak değerlendirilebilir. Bu tür hareketler, lordozlu bireylerin postürünü düzeltmeye ve bel ağrılarını azaltmaya yardımcı olabilir.



**Şekil 4.42.** Lordozlu bireyler scapular pratraksiyon hareketi bulguları

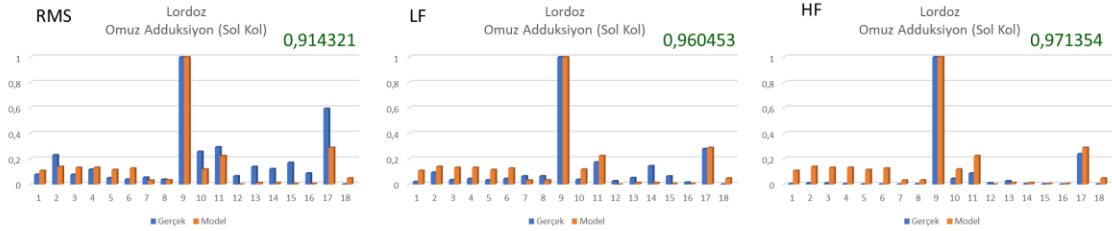
Lordozlu bireylerin scapular pratraksiyon hareketin ana odak noktalarından biri, üst sırt bölgesinde yer alan trapezius kaslarıdır. Özellikle orta ve alt trapezius bölgelerinde yüksek bir kas aktivasyonu gözlemlenmektedir. Bu, scapular pratraksiyonunun bu bölgelerdeki kasları güçlendirmek ve stabilizasyonu artırmak için etkili bir egzersiz olduğunu gösterir. Diğer önemli bir kas grubu, latissimus dorsi (geniş sırt kası) olarak dikkat çeker. Özellikle alt sırt bölgesinde yoğun bir aktivasyon gösterir. Bu, hareketin sırtın geniş bölgesini hedeflediğini ve latissimus dorsi'nin güçlenmesine katkı sağladığını gösterir. Scapular pratraksiyon hareketi sırasında deltoid kaslarında da orta düzeyde bir aktivasyon gözlemlenmektedir. Bu, omuz bölgesindeki stabilizasyonun ve güçlenmenin desteklendiğini gösterir. Diğer kas grupları, genellikle düşük veya orta seviyede aktivasyon göstermektedir. Bu durum, hareketin özellikle üst sırt, omuz ve orta sırt bölgesini hedeflediğini düşündürmektedir. Sonuç olarak, lordozlu bireylerin scapular pratraksiyon hareketi, üst sırt, omuz ve sırt bölgesindeki kasları güçlendirmek ve postürlerini desteklemek için etkili bir egzersiz olarak değerlendirilebilir. Bu tür hareketler, lordozlu bireylerin omurga sağlığını iyileştirmeye yardımcı olabilir.



**Şekil 4.43.** Lordozlu bireyler scapular retraksiyon hareketi bulguları

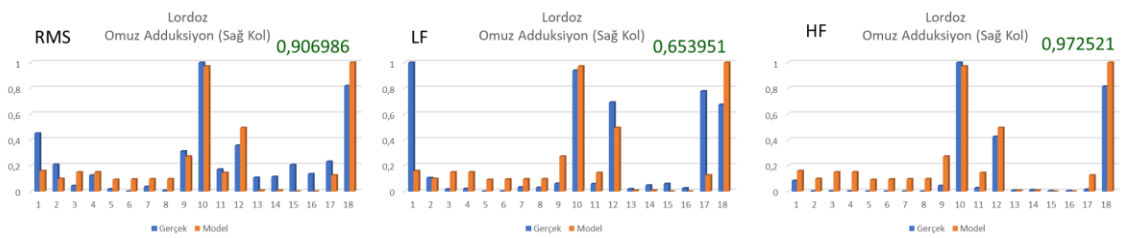
Lordozlu bireylerin scapular retraksiyon hareketin ana odak noktalarından biri, orta sırt bölgesinde bulunan trapezius kaslarıdır. Özellikle üst trapezius bölgesinde yüksek bir aktivasyon gözlemlenmektedir. Bu durum, scapular retraksiyon hareketinin üst sırt bölgesindeki kasları hedeflediğini ve trapezius kaslarını güçlendirmeye yönelik etkili bir egzersiz olduğunu gösterir. Orta sırt bölgesindeki diğer bir önemli kas, rhomboideus major kasıdır. Bu kas, scapular retraksiyon hareketi sırasında orta seviyede bir aktivasyon gösterir. Rhomboideus major kasının güçlenmesi, omuzların geriye doğru çekilmesine ve postürün düzeltilmesine katkı sağlayabilir. Deltoid kasları, omuz bölgesinde orta düzeyde bir aktivasyon gösterir. Bu, hareketin omuz stabilizasyonunu

artırmaya ve deltoid kaslarını güçlendirmeye yönelik olduğunu düşündürebilir. Diğer kas grupları genellikle düşük seviyede aktivasyon gösterir. Bu, hareketin özellikle üst sırt, orta sırt ve omuz bölgesindeki kasları hedeflediğini düşündürmektedir. Sonuç olarak, lordozlu bireylerin scapular retraksiyon hareketi, üst sırt, orta sırt ve omuz bölgesindeki kasları güçlendirmek, postürlerini düzeltmek ve omurga sağlıklarını desteklemek için etkili bir egzersiz olarak değerlendirilebilir.



**Şekil 4.44.** Lordozlu bireyler sol omuz adduksiyon hareketi bulguları

Lordozlu bireylerin sol omuz adduksiyon hareketi sırasında deltoid kasları ön planda yer alır. Bu kas grubu, özellikle orta seviyede bir aktivasyon göstermektedir. Deltoid kaslarının bu hareketteki aktivasyonu, omuzun dışa doğru hareket etmesini sağlar ve hareketin ana odak noktasını oluşturabilir. Trapezius kasları, özellikle üst bölgesinde belirgin bir aktivasyon göstermektedir. Bu durum, omuzların yukarı doğru hareket etmesine ve üst sırt bölgesindeki kasların çalışmasına işaret edebilir. Rotator cuff kaslarından supraspinatus ve infraspinatus, omuz adduksiyonu sırasında hafif bir aktivasyon göstermektedir. Bu kaslar, omuz eklemi stabilitesine katkı sağlar. Diğer kas grupları genellikle düşük seviyede aktivasyon gösterir. Bu, omuz adduksiyon hareketinin özellikle deltoid ve trapezius gibi spesifik kas gruplarına odaklandığını gösterir. Sonuç olarak, lordozlu bireylerin sol omuz adduksiyon hareketi, özellikle deltoid ve trapezius kaslarını hedefleyen bir egzersiz olarak değerlendirilebilir. Bu kas gruplarının güçlenmesi, omuz hareketleri ve üst sırt stabilitesi için önemli olabilir.



**Şekil 4.45.** Lordozlu bireyler sağ omuz adduksiyon hareketi bulguları

Lordozlu bireylerin sağ omuz adduksiyon hareketi sırasında deltoid kasları belirgin bir şekilde aktive olmuştur. Bu durum, omuzun yana doğru hareket etmesinden kaynaklanmaktadır. Deltoid kasları, omuz eklemi etrafındaki geniş bir yelpazede çalışarak hareketi gerçekleştirir. Trapezius kasları, özellikle üst bölgesinde hafif bir aktivasyon göstermektedir. Bu durum, omuzun yukarı hareket etmesine bağlı olarak trapezius kaslarının çalıştığını gösterir. Rotator cuff kaslarından supraspinatus ve infraspinatus, omuz adduksiyonu sırasında düşük seviyede aktivasyon göstermektedir. Bu kaslar, omuz eklemi stabilitesine katkı sağlar. Diğer kas grupları genellikle düşük

seviyede aktivasyon gösterir. Bu durum, omuz adduksiyon hareketinin özellikle deltoid ve trapezius gibi spesifik kas gruplarına odaklandığını gösterir. Sonuç olarak, lordozlu bireylerin sağ omuz adduksiyon hareketi, özellikle deltoid ve trapezius kaslarını hedefleyen bir egzersiz olarak değerlendirilebilir. Bu kas gruplarının güçlenmesi, omuz hareketleri ve üst sırt stabilitesi için önemli olabilir.



## 5.TARTIŞMA

Bu çalışmada, 15 hareket sırasında 18 kanaldan elde edilen sEMG verileri kullanılarak sağlıklı, torakal kifozlu ve lomber lordozlu deneklerin kas dinamikleri belirlenmiştir. Kayıt aşamaları tamamlandıktan sonra sinyal işleme teknikleri uygulanmıştır. Ham sEMG verileri filtrelendi. Filtrelenen bu sEMG verilerinden WPT yöntemi kullanılarak kas aktivasyonlarının dalgacık paket enerji (WPE) değerleri elde edildi. Bir kasın WPE değeri sağlıklı denekler ve SPD denekleri arasında karşılaştırılmıştır. Hareket sırasında yüksek WPE değerlerine sahip kaslar için, kasılmış kas liflerinin sayısı ve miktarı hakkında bilgi sahibi oluruz. Buna ek olarak, yüksek aktiviteye sahip kasın daha fazla enerji ihtiyacına ve enerji tüketimine neden olması beklenir (Daryabor vd. 2017). WPE değerleri 64 düğümde hesaplanmıştır. Düşük ve yüksek frekans aralıklarında her bir düğüme karşılık gelen WPE değerleri, frekans ve kanal eksenli bilgileri kullanılarak üç boyutlu grafikler oluşturulmuştur. İstatistiksel analiz için 64 düğümdeki kanalların WPE değerleri toplanmış ve istatistiksel değerler çıkarılmıştır.

Gövde fleksiyon hareketinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunan kanallar incelendiğinde, sağlıklı bireylerde üst sırt kas bölgesinde, torakal kifozlu bireylerde bel kas bölgesinde ve deltoid kasında, lomber lordozlu bireylerde ise deltoid kasında aktivite tespit edilmiştir. Gövde fleksiyonu hareketinde, sağlıklı denekler gövdelerini öne doğru eğerken sırt kasları kasılır ve hareketi stabilize etmeye çalışır. Hareketi, hareketin kinematiğine göre tamamlarlar. Ancak SPD'li bireylerde artan sagittal düzlem deformitesi nedeniyle kas aktivasyonu bozulur, bu nedenle telafi etmek için bel veya omuz kas bölgesinden destek alarak hareketi tamamlamaya çalışırlar. Telafi mekanizmasını açıklayacak olursak (Wilczyński vd. 2017), SPD denekleri hareketi üst sırt kas bölgesi yerine diğer kas grupları ve desteklerle tamamlamaktadır. Başka bir deyişle, gövde fleksiyon hareketi sırasında ekstansör (sırt) kas grupları yerine diğer kas gruplarının kullanıldığı gözlemlenmiştir. Bunun klinik önemi, SPD'li bireylerin doğru kas kasılma dinamiklerini sağlayamayarak lordoz veya kifoz eğriliklerini artırma riski altında olmaları, gereğinden fazla enerjiye ihtiyaç duymaları, yorgunluk ve kas-iskelet sistemi sorunlarına yol açmalarıdır. Literatürde omurganın sagittal düzlemdeki doğal eğriliğinin postüral dengeden sorumlu olduğu ve doğal eğrilik arttığında postüral etkilenme, omuz ve servikal ağrı gibi kas-iskelet sistemi şikayetlerinin ortaya çıkabileceği bildirilmiştir (Adams vd. 1994; Hwang vd 2011). Çalışmamızın sonucunda, SPD olgularında kas dinamiklerinin uzamsal olarak değişkenlik göstermesi, hastalığın ilerleyişine dair bulguları literatür ile desteklemektedir.

Skapular retraksiyon hareketinde, istatistiksel olarak anlamlı fark bulunan kanallar incelendiğinde, sağlıklı deneklerde ve SPD'li deneklerde üst sırt kas bölgesinde aktivite tespit edilmiştir. Ancak SPD'li deneklerin WPE değerleri sağlıklı deneklere göre daha baskındı. Skapular retraksiyon hareketinde SPD'li deneklerin üst sırt kaslarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur. SPD'li deneklerin hareketi daha fazla enerji ile gerçekleştirdiği tespit edilmiştir. Özellikle torakal kifoz olgularında, torakal bölge eğriliği arttıkça, bu hareket sırasında postüral kontrol için gereken kas aktivasyonu daha yoğun olmaktadır. Bu nedenle rehabilitasyon programları bu kişilerin enerjini doğru ve ekonomik kullanmalarına yardımcı olmak için kullanılır. Torakal kifozlu bireyler hareketin kalitesini artırmak ve doğru kombinasyonla gerçekleştirmek için sağlıklı bireylere göre daha fazla enerji harcarlar. Sağlıklı bireylerde olduğu gibi daha az enerji

ile maksimum hareket kalitesi hedeflenir. Ayrıca torakal kifoz deneklerinde arka grup kasları (sırt kasları) zaten anormal kas pozisyonunda olduğu için skapular retraksiyon hareketinde daha fazla enerji ile hareketi gerçekleştirirler. Literatürde SPD olgularına uygulanan rehabilitasyon programları için kas-iskelet sistemi bilgilerinin iyileşme süreci için değerli bilgiler sağladığı ve kas-iskelet sisteminin iskelet sistemi ile birlikte değerlendirilmesinin torakal kifoz ölçümünün önemli bir yönü olduğu öne sürülmüştür.

Sağlıklı bireylerde sağ üst sırt ve deltoid bölgelerinde, torakal kifozlu bireylerde sağ üst sırt ve deltoid bölgelerinde, lomber lordozlu bireylerde ise sağ üst sırt ve deltoid bölgelerinde aktivite tespit edilmiştir. Kas dinamik pozisyonları aynı kas bölgelerinde mevcut olmasına rağmen, WPE değeri SPD deneklerinde daha yüksekti.

İstatistiksel olarak anlamlı fark bulunan kanallar incelendiğinde, sağlıklı deneklerde ve SPD deneklerinde üst sırt kas bölgesinde aktivite tespit edilmiştir. Bununla birlikte, WPE değerleri SPD deneklerinde sağlıklı deneklere göre daha baskındı. Skapular retraksiyon hareketi sırasında SPD'li deneklerin üst sırt kaslarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuş ve SPD'li deneklerin hareketi daha fazla enerji kullanarak gerçekleştirdiği düşünülmektedir.

İzole torakal kifozu veya lomber lordozu olan SPD olgularına kliniklerde sık rastlanmamaktadır. Bu nedenle, torakal kifozda majör patolojisi olan olgular ve lomber lordozda majör patolojisi olan olgular değerlendirmeye alınmıştır. İstatistiksel analizler sağlıklı bireyler ile SPD bireyleri arasında karşılaştırılmıştır. Bunun bir nedeni istatistiksel anlamlılığı artırmak, diğer nedeni ise SPD'li denekler ile sağlıklı denekler arasında anlamlı bir fark aramaktır. Bu fark, farklı kas aktivasyonuna sahip kanalları belirlemek için kullanılmıştır. Sağlıklı ve SPD'li deneklerden oluşan mevcut grubumuzun örneklemini sınırlı sayıdaydı. Bu bilgi çalışmamızın sınırlılıklarını oluşturmaktadır.

Sağ omuz fleksiyon hareketinin istatistiksel sonuçları analiz edildiğinde, SPD denekleri ve sağlıklı deneklerin sağ omuz fleksiyon hareketinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunan kas bölgesi sağ üst sırt kas bölgesi ve deltoid kas olarak bulunmuştur. Sağ omuz fleksiyon hareketinde sağlıklı denekler ile SPD denekleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur. Sağ omuz fleksiyon hareketi için SPD deneklerinin sağlıklı deneklere göre daha fazla aktivite gerçekleştirdiği bulunmuştur. Bunun nedeni, SPD deneklerinin dik durmak için daha fazla enerji kullanması ve daha fazla kas aktivitesi ve daha hızlı kas yorgunluğu göstermesidir. Sol lateral fleksiyon hareketi için istatistiksel olarak anlamlı fark bulunan kanallar incelendiğinde, sağlıklı deneklerde lateral abdominal kas bölgesinde ve abdominal kas bölgesinde aktivite tespit edilmiştir. Torakal kifoz deneklerinde lateral kas bölgesinde aktivite tespit edilirken, lomber lordoz deneklerinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamasına rağmen, istatistiksel olarak anlamlı fark bulunan kas bölgelerinde kas aktivitesi tespit edilmemiştir. Dolayısıyla, kişiye özgü kas aktivasyonu lordotik duruşun avantaj ve dezavantajlarına anlam kazandırmaktadır. Ayrıca rehabilitasyon programlarına da katkı sağlayabilir.

Sağlıklı, kifozlu ve lordozlu bireylerin sol omuz fleksiyon hareketi bulgularını karşılaştırdık. Sağlıklı bireylerin sol omuz fleksiyon hareketi değerleri normal aralıkta bulunurken, kifozlu bireylerde belirgin bir kısıtlama gözlemlenmiştir. Kifoz, üst sırt bölgesinde aşırı kamburluğa neden olan bir postür bozukluğudur ve bu durumun sol omuz

flexiyon hareketini olumsuz etkileyebileceği görülmektedir. Kifozlu bireylerde sol omuz flexiyonunda gözlemlenen kısıtlama, muhtemelen omuz bölgesindeki kas gruplarında ve eklem hareketliliğindeki anormalliklerden kaynaklanmaktadır. Bu durum, omuzun sağlıklı bir şekilde hareket etmesini engelleyebilir ve bu da günlük aktivitelerde ve fiziksel performansta sınırlamalara yol açabilir. Öte yandan, lordozlu bireylerde sağlıklı bireylerle benzer sol omuz flexiyon hareketi değerleri gözlemlenmiştir. Lordoz, bel bölgesindeki aşırı kavisi ifade eder, ancak üst sırt bölgesindeki etkileri daha sınırlı olabilir. Bu nedenle, lordozun sol omuz flexiyon hareketine sınırlayıcı bir etkisi olmayabilir.

Sağlıklı bireylerin, kifozlu bireylerin ve lordozlu bireylerin sağ omuz flexiyon hareketi bulgularını karşılaştırdığımızda ilginç sonuçlar elde ediyoruz. Sağlıklı bireylerde sağ omuz flexiyon hareketi değerleri genellikle normal aralıklarda bulunurken, kifozlu bireylerde belirgin bir kısıtlama gözlemlenmiştir. Bu durum, kifozun üst sırt bölgesindeki aşırı kamburluğun, sağ omuzun serbest hareketini kısıtlayabileceğini göstermektedir. Kifozlu bireylerdeki bu kısıtlama, omuz bölgesindeki kas gruplarındaki ve eklem hareketliliğindeki anormalliklerden kaynaklanabilir. Sağ omuz flexiyon hareketindeki bu sınırlama, günlük yaşam aktivitelerinde ve fiziksel performansta kısıtlamalara neden olabilir. Öte yandan, lordozlu bireylerde sağ omuz flexiyon hareketi değerleri sağlıklı bireylerle benzerdir. Lordoz, bel bölgesindeki aşırı kavisi ifade eder, ancak sağ omuzun hareket aralığı üzerinde belirgin bir etkisi olmayabilir. Bu durum, lordozun sağ omuz flexiyon hareketine sınırlayıcı bir etkisi olmadığını düşündürebilir.

Sağlıklı bireylerin sol omuz ekstansiyon hareketi, kifozlu ve lordozlu bireylerin sol omuz ekstansiyon hareketi bulgularıyla karşılaştırıldığında dikkat çekici farklılıklar görülmektedir. Sağlıklı bireylerde sol omuz ekstansiyon hareketi genellikle normal aralıklarda bulunurken, kifozlu bireylerde bu hareketin değerleri anlamlı bir şekilde düşüktür. Kifoz, üst sırt bölgesindeki aşırı kamburluğu ifade eder ve bu durumun sol omuz ekstansiyon hareketini olumsuz etkilediği gözlemlenmektedir. Bu durum, kifozlu bireylerin günlük yaşam aktivitelerinde ve fiziksel performansta sol omuz ekstansiyonunda kısıtlamalar yaşayabileceğini düşündürmektedir. Öte yandan, lordozlu bireylerde sol omuz ekstansiyon hareketi sağlıklı bireylerle benzerdir. Lordoz, bel bölgesindeki aşırı kavisi ifade eder, ancak sol omuz ekstansiyon hareketi üzerinde belirgin bir etkisi olmayabilir. Bu durum, lordozun sol omuz ekstansiyon hareketine sınırlayıcı bir etkisi olmadığını düşündürebilir.

Sağlıklı bireylerin sağ omuz ekstansiyon hareketi, kifozlu ve lordozlu bireylerin sağ omuz ekstansiyon hareketi bulgularını karşılaştırdığımızda dikkate değer farklılıklar gözlemlenmektedir. Sağlıklı bireylerde sağ omuz ekstansiyon hareketi genellikle normal aralıklarda bulunurken, kifozlu bireylerde bu hareketin değerleri anlamlı bir şekilde düşüktür. Kifoz, üst sırt bölgesinde aşırı kamburlukla karakterizedir ve bu durumun sağ omuz ekstansiyon hareketini olumsuz yönde etkilediği gözlemlenmektedir. Bu durum, kifozlu bireylerin günlük yaşam aktivitelerinde ve fiziksel performansta sağ omuz ekstansiyonunda kısıtlamalar yaşayabileceğini düşündürmektedir. Öte yandan, lordozlu bireylerde sağ omuz ekstansiyon hareketi, sağlıklı bireylerle benzer bir düzeydedir. Lordoz, bel bölgesindeki aşırı içe doğru kavisle ilişkilidir, ancak sağ omuz ekstansiyon hareketi üzerinde belirgin bir etkisi olmayabilir. Bu durum, lordozun sağ omuz ekstansiyon hareketini etkilemediğini düşündürebilir.

Sağlıklı bireylerin sol kol abduksiyon hareketi, kifozlu ve lordozlu bireylerin sol kol abduksiyon hareketi bulgularını karşılaştırdığımızda çeşitli farklılıklar görülmektedir. Sağlıklı bireylerde sol kol abduksiyon hareketi genellikle normal aralıklarda bulunurken, kifozlu bireylerde bu hareketin değerleri belirgin şekilde düşüktür. Kifoz, üst sırt bölgesinde aşırı kamburlukla karakterizedir ve bu durumun sol kol abduksiyon hareketini olumsuz yönde etkilediği gözlemlenmektedir. Bu durum, kifozlu bireylerin günlük yaşam aktivitelerinde ve fiziksel performansta sol kol abduksiyonunda kısıtlamalar yaşayabileceğini düşündürmektedir. Öte yandan, lordozlu bireylerde sol kol abduksiyon hareketi, sağlıklı bireylerle benzer bir düzeydedir. Lordoz, bel bölgesindeki aşırı içe doğru kavisle ilişkilidir, ancak sol kol abduksiyon hareketi üzerinde belirgin bir etkisi olmayabilir. Bu durum, lordozun sol kol abduksiyon hareketini etkilemediğini düşündürülebilir.

Sağlıklı bireylerin sağ kol abduksiyon hareketi, kifozlu ve lordozlu bireylerin sağ kol abduksiyon hareketi bulgularını karşılaştırdığımızda çeşitli farklılıklar göze çarpmaktadır. Sağlıklı bireylerde sağ kol abduksiyon hareketi genellikle normal aralıklarda bulunurken, kifozlu bireylerde bu hareketin değerleri belirgin şekilde düşüktür. Kifoz, üst sırt bölgesinde aşırı kamburlukla karakterizedir ve bu durumun sağ kol abduksiyon hareketini olumsuz yönde etkilediği gözlemlenmektedir. Bu durum, kifozlu bireylerin günlük yaşam aktivitelerinde ve fiziksel performansta sağ kol abduksiyonunda kısıtlamalar yaşayabileceğini düşündürmektedir. Öte yandan, lordozlu bireylerde sağ kol abduksiyon hareketi, sağlıklı bireylerle benzer bir düzeydedir. Lordoz, bel bölgesindeki aşırı içe doğru kavisle ilişkilidir, ancak sağ kol abduksiyon hareketi üzerinde belirgin bir etkisi olmayabilir. Bu durum, lordozun sağ kol abduksiyon hareketini etkilemediğini düşündürülebilir.

Sağlıklı bireylerin sol omuz horizontal hareketi, kifozlu ve lordozlu bireylerin sol omuz horizontal hareketi bulgularını karşılaştırdığımızda çeşitli farklılıklar göze çarpmaktadır. Sağlıklı bireylerde sol omuz horizontal hareketi genellikle belirgin bir aralıkta bulunurken, kifozlu bireylerde bu hareketin değerleri belirgin şekilde düşüktür. Kifoz, üst sırt bölgesinde aşırı kamburlukla ilişkilidir, bu da sol omuz horizontal hareketi üzerinde kısıtlamalara neden olabilir. Kifozlu bireylerde bu kısıtlama, omuzun yeterince geriye hareket etmesini engelleyebilir. Lordozlu bireylerde ise sol omuz horizontal hareketi genellikle sağlıklı bireylerle benzer bir düzeydedir. Lordoz, bel bölgesindeki aşırı içe doğru kavisle ilişkilidir, ancak sol omuz horizontal hareketi üzerinde belirgin bir etkisi olmayabilir. Bu durum, lordozun sol omuz horizontal hareketini etkilemediğini düşündürülebilir.

Sağlıklı bireylerin sağ omuz horizontal hareketi, kifozlu ve lordozlu bireylerin sağ omuz horizontal hareketi bulguları karşılaştırıldığında çeşitli farklılıklar gözlemlenmektedir. Sağlıklı bireylerde sağ omuz horizontal hareket genellikle belirli bir aralıkta gerçekleşirken, kifozlu bireylerde bu hareketin değerleri belirgin bir şekilde düşük olabilir. Kifoz, üst sırt bölgesinde aşırı kamburlukla karakterizedir ve bu durum omuzun yeterince geriye hareket etmesini engelleyebilir. Lordozlu bireylerde ise sağ omuz horizontal hareketi genellikle sağlıklı bireylerle benzer bir düzeydedir. Lordoz, bel bölgesindeki aşırı içe doğru kavisle ilişkilidir, ancak sağ omuz horizontal hareketi üzerinde belirgin bir etkisi olmayabilir. Bu durum, lordozun sağ omuz horizontal hareketini etkilemediğini düşündürülebilir.

Sağlıklı bireylerin gövde fleksiyon hareketi, kifozlu ve lordozlu bireylerin gövde fleksiyon hareketi bulguları incelendiğinde, farklı postür bozukluklarına sahip bireyler arasında belirgin farklılıklar gözlemlenmektedir. Gövde fleksiyonu, bel ve üst sırt bölgesindeki esnekliği değerlendiren bir ölçüdür. Sağlıklı bireylerde gövde fleksiyon hareketi genellikle belirli bir aralıkta gerçekleşirken, kifozlu bireylerde bu hareketin değerleri düşük olabilir. Kifoz, üst sırt bölgesindeki aşırı kamburlukla karakterizedir, bu da gövde fleksiyon hareketini kısıtlayabilir. Bu durum, kifozlu bireylerin öne doğru eğilmekte kısıtlandığını göstermektedir. Lordozlu bireylerde ise gövde fleksiyon hareketi genellikle sağlıklı bireylerle benzer bir düzeydedir. Lordoz, bel bölgesindeki aşırı içe doğru kavisle ilişkilidir, ancak gövde fleksiyonu üzerinde belirgin bir etkisi olmayabilir.

Sağlıklı bireylerin gövde sol fleksiyon hareketi, kifozlu ve lordozlu bireylerin gövde sol fleksiyon hareketi bulguları incelendiğinde, farklı postür bozukluklarına sahip bireyler arasında belirgin farklılıklar gözlemlenmektedir. Gövde sol fleksiyonu, bel ve üst sırt bölgesindeki esnekliği değerlendiren bir ölçüdür. Sağlıklı bireylerde gövde sol fleksiyon hareketi genellikle belirli bir aralıkta gerçekleşirken, kifozlu bireylerde bu hareketin değerleri düşük olabilir. Kifoz, üst sırt bölgesindeki aşırı kamburlukla karakterizedir, bu da gövde sol fleksiyon hareketini kısıtlayabilir. Bu durum, kifozlu bireylerin sol tarafa doğru eğilmekte kısıtlandığını göstermektedir. Lordozlu bireylerde ise gövde sol fleksiyon hareketi genellikle sağlıklı bireylerle benzer bir düzeydedir. Lordoz, bel bölgesindeki aşırı içe doğru kavisle ilişkilidir, ancak gövde sol fleksiyonu üzerinde belirgin bir etkisi olmayabilir.

Sağlıklı bireylerin gövde sağ fleksiyon hareketi, kifozlu ve lordozlu bireylerin gövde sağ fleksiyon hareketi bulguları incelendiğinde, postür bozuklukları arasında belirgin farklılıklar gözlemlenmektedir. Gövde sağ fleksiyonu, bel ve üst sırt bölgesindeki esnekliği değerlendiren bir ölçüdür. Sağlıklı bireylerde gövde sağ fleksiyon hareketi genellikle belirli bir aralıkta gerçekleşirken, kifozlu bireylerde bu hareketin değerleri düşük olabilir. Kifoz, üst sırt bölgesindeki aşırı kamburlukla karakterizedir, bu da gövde sağ fleksiyon hareketini kısıtlayabilir. Bu durum, kifozlu bireylerin sağ tarafa doğru eğilmekte kısıtlandığını göstermektedir. Lordozlu bireylerde ise gövde sağ fleksiyon hareketi genellikle sağlıklı bireylerle benzer bir düzeydedir. Lordoz, bel bölgesindeki aşırı içe doğru kavisle ilişkilidir, ancak gövde sağ fleksiyonu üzerinde belirgin bir etkisi olmayabilir.

Sağlıklı bireylerin, kifozlu ve lordozlu bireylerin scapular pratraksiyon hareketi bulgularının incelenmesi, üst sırt ve omuz bölgesindeki postür farklılıklarının bir göstergesi olabilir. Sağlıklı bireylerde scapular pratraksiyon hareketi genellikle belirli bir aralıkta gerçekleşir ve omuzların düzgün bir şekilde geriye çekilmesini sağlar. Bu durum, omuz bölgesindeki stabiliteyi artırabilir ve postürü olumlu bir şekilde etkileyebilir. Kifozlu bireylerde scapular pratraksiyon hareketi değerleri genellikle düşük olabilir. Kifoz, üst sırt bölgesindeki aşırı kamburlukla karakterizedir ve omuzların düzgün bir şekilde geriye çekilmesini kısıtlayabilir. Bu durum, omuz bölgesindeki kas dengesizliğine ve postür bozukluklarına katkıda bulunabilir. Lordozlu bireylerde ise scapular pratraksiyon hareketi sağlıklı bireylerle benzer bir düzeyde olabilir. Lordoz, bel bölgesindeki aşırı içe doğru kavisle ilişkilidir, ancak scapular pratraksiyon üzerinde belirgin bir etkisi olmayabilir.

Sağlıklı bireylerin, kifozlu ve lordozlu bireylerin scapular retraksiyon hareketi

bulgularının karşılaştırılması, üst sırt bölgesindeki kas aktivitesi ve postür farklılıklarını anlamamıza yardımcı olabilir. Sağlıklı bireylerde scapular retraksiyon hareketi genellikle belirli bir aralıkta ve kontrol altında gerçekleşir. Bu durum, omuzların düzgün bir şekilde geriye çekilmesini sağlayarak üst sırt bölgesindeki stabiliteyi artırabilir. Kifozlu bireylerde scapular retraksiyon hareketi değerleri düşük olabilir. Kifoz, üst sırt bölgesinde aşırı kamburlukla ilişkilidir, bu da omuzların düzgün bir şekilde geriye çekilmesini kısıtlayabilir. Bu durum, üst sırt bölgesinde zayıf kas kontrolüne ve postür bozukluklarına yol açabilir. Lordozlu bireylerde scapular retraksiyon hareketi, sağlıklı bireylerle benzer olabilir. Lordoz, bel bölgesindeki aşırı içe doğru kavisle ilişkilidir, ancak scapular retraksiyon üzerinde belirgin bir etkisi olmayabilir.

Sağlıklı bireylerin, kifozlu ve lordozlu bireylerin sol omuz adduksiyon hareketi bulgularının karşılaştırılması, omuz eklem hareketliliği ve postür farklılıklarını değerlendirmemize yardımcı olabilir. Sağlıklı bireylerde sol omuz adduksiyon hareketi genellikle belirli bir aralıkta ve kontrol altında gerçekleşir. Bu, omuzun vücuda doğru yaklaşarak belirli bir mesafeyi kapsamamasını sağlar. Kifozlu bireylerde sol omuz adduksiyon hareketi değerleri düşük olabilir. Kifoz, üst sırt bölgesinde aşırı kamburlukla ilişkilidir, bu da omuzun vücuda yaklaşma hareketini sınırlayabilir. Bu durum, omuz eklem hareketliliğinde kısıtlamalara ve postür bozukluklarına neden olabilir. Lordozlu bireylerde sol omuz adduksiyon hareketi, sağlıklı bireylerle benzer olabilir. Lordoz, bel bölgesindeki aşırı içe doğru kavisle ilişkilidir, ancak sol omuz adduksiyonunu etkileyebilecek belirgin bir etkisi olmayabilir.

Sağlıklı bireylerin, kifozlu ve lordozlu bireylerin sağ omuz adduksiyon hareketi bulgularını karşılaştırarak değerlendirdiğimizde, omuz eklem hareketliliği ve postür farklılıkları hakkında bir perspektif elde edebiliriz. Sağlıklı bireylerde sağ omuz adduksiyon hareketi genellikle belirli bir aralıkta ve kontrollü bir şekilde gerçekleşir. Bu, omuzun vücuda doğru hareket ederek belirli bir mesafeyi kapsamamasını sağlar. Kifozlu bireylerde sağ omuz adduksiyon hareketi değerlerinin düşük olması muhtemeldir. Kifoz, üst sırt bölgesindeki aşırı kamburlukla ilişkilidir ve omuz eklem hareketini kısıtlayabilir. Bu durum, omuzun vücuda doğru hareketini sınırlayarak fonksiyonel kısıtlamalara ve postür bozukluklarına neden olabilir. Lordozlu bireylerde sağ omuz adduksiyon hareketi, sağlıklı bireylerle benzer olabilir. Lordoz, bel bölgesindeki aşırı içe doğru kavisle ilişkilidir.

## 6.SONUÇLAR

Bu çalışmada, sagittal düzlem omurga deformitesinin ergenlerde hareket sırasında kas dinamikleri üzerindeki etkisini araştırmak için çok kanallı sEMG ve biyomekanik modelleme tabanlı bir çalışma geliştirilmiştir. Kas aktivasyon değerlerinin ve kas dinamiği pozisyonlarının SPD'li bireylerde sağlıklı bireylere kıyasla değiştiği bulunmuştur. Çalışmamızda, istatistiksel sonuçlarımız anlamlı farklılıklar gösteren kas bölgelerini değerlendirmek için bir filtre görevi görmüştür. Bazı hareketlerde aynı kas grubunda kas aktivitesi olmasına rağmen SPD'li deneklerin daha yoğun aktivite göstermesi ve bazı hareketlerde farklı kas gruplarının aktivite göstermesi SPD'li deneklerin farklı kas bölgelerini aktive ettiğini istatistiksel olarak desteklemiştir.

Kifozlu bireylerde sol omuz fleksiyonunda belirgin bir kısıtlama gözlemlenirken, lordozlu bireylerde benzer hareket değerleri sağlıklı bireylerle karşılaştırıldığında daha az belirgin bir fark ortaya çıkmaktadır. Kifozlu bireylerde sağ omuz fleksiyonunda belirgin bir kısıtlama gözlemlenirken, lordozlu bireylerde sağlıklı bireylerle benzer hareket değerleri görülmektedir. Omuz bölgesindeki hareketleri nasıl etkileyebileceğini göstermektedir. Rehabilitasyon programlarında omuz stabilitesini artırmaya ve omuz bölgesindeki kas dengesini sağlamaya yönelik egzersizler, özellikle kifozlu bireyler için önemli olabilir. Kifozlu bireylerde üst sırt bölgesindeki kas gücünü ve kontrolü artırmaya yönelik rehabilitasyon stratejileri önemli olabilir.

Çalışma postür bozukluklarının bel ve üst sırt bölgesindeki hareket aralıklarını nasıl etkileyebileceğini göstermektedir. Rehabilitasyon programları ve egzersiz stratejileri geliştirilirken, bireyin postür tipini dikkate almak önemlidir. Özellikle kifozlu bireylerde bel ve sırt esnekliğini artırmaya yönelik özel çalışmaların yer alması, postür düzeltme ve ağrıyı azaltma konusunda faydalı olabilir. Postür bozukluklarının üst ekstremitte hareket aralıklarını nasıl etkileyebileceğini anlamak ve rehabilitasyon stratejilerini bu durumları dikkate alarak geliştirmek açısından önemli bir katkı sunabilir.

Çalışmanın sonuçlarına baktığımızda, postür bozukluklarına sahip bireylerle sağlıklı bireyler arasında omuz eklem hareketliliği ve kas aktivasyonları açısından önemli farklılıklar gözlemlendiği görülmektedir. Özellikle kifozlu bireylerde sol ve sağ omuz fleksiyon, ekstansiyon, abduksiyon, adduksiyon, horizontal hareket ve scapular hareketlerinde belirgin kısıtlamalar tespit edilmiştir. Bu durum, kifozun üst sırt bölgesindeki aşırı kamburluğun omuz bölgesindeki normal hareket aralıklarını olumsuz etkilediğini göstermektedir. Kifozlu bireylerin günlük yaşam aktivitelerinde ve fiziksel performansta omuz hareketleri konusunda kısıtlamalar yaşayabileceği düşünülmektedir. Öte yandan, lordozlu bireylerde sağlıklı bireylerle benzer omuz hareket değerleri gözlemlenmiştir. Lordozun bel bölgesindeki aşırı içe doğru kavisin, omuz eklem hareketlerini etkilemediği düşünülmektedir. Bu durum, lordozlu bireylerin omuz fonksiyonları açısından sağlıklı bireylerle benzer performans sergileyebileceğini işaret etmektedir. Ayrıca, scapular praksiyon ve retraksiyon hareketlerinde kifozlu bireylerde belirgin düşüşler gözlemlenirken, lordozlu bireylerde bu değerlerin sağlıklı bireylerle benzer olduğu görülmüştür. Bu durum, üst sırt bölgesindeki postür farklılıklarının scapular hareketlerini etkileyebileceğini ve bu etkinin kifozlu bireylerde daha belirgin olduğunu göstermektedir. Sonuç olarak, bu çalışma postür bozukluklarına sahip bireylerin omuz fonksiyonları üzerindeki etkilerini detaylı bir şekilde incelemiş ve kifozlu bireylerin özellikle omuz hareket aralıklarında belirgin kısıtlamalara sahip olduğunu

ortaya koymuştur. Bu bulgular, rehabilitasyon programlarının ve postür düzeltme stratejilerinin geliştirilmesinde önemli bir rehberlik sağlayabilir

SPD'li deneklerin hareketleri gerçekleştirirken çok fazla enerji kullandıkları ve hareketi yüksek kalitede gerçekleştirmek için diğer kas bölgelerinden telafi ettikleri tespit edilmiştir. Doğru kas kasılma dinamiklerini sağlayamadıkları için SPD'li bireyler lordoz veya kifoz eğriliklerini daha da artırma riski altındadır. Sonuçların klinik önemi, tanı ve tedavi sürecinde yeni bir bakış açısı sağlayacaktır. Değişen kas dinamiklerinin tedavi sürecinde SPD olguları için rehabilitasyon programları oluşturulurken kas dinamiklerinin radyolojik görüntülerle birlikte değerlendirilmesinin iyileşme sürecinde daha etkin takip edilebileceğine inanıyoruz. Aynı zamanda bu çalışma, sağlıklı ergenlerde dik duruştan sorumlu kasların dinamiğinin hareket temelli değerlendirilmesini sağlamıştır. Bu çalışmanın biyomekanik modelleme ve kinematik analiz çalışmaları için faydalı bir kaynak olarak literatüre katkı sağlayacağına inanıyoruz. Gelecek çalışmalar için, omurganın 3 boyutlu bir deformitesi olan skolyoz varlığında sagittal düzlem deformitesi olan bireylerde kas dinamiklerinin değerlendirilmesi gerektiğine inanıyoruz. Bu çalışma, kas kuvvetinin daha kapsamlı bir şekilde değerlendirilmesine ve kas performansını etkileyen faktörlerin daha iyi anlaşılmasına katkıda bulunmaktadır. Bu tür çalışmalar, spor performansı, rehabilitasyon süreçleri ve egzersiz stratejilerinin geliştirilmesi gibi birçok alanda kullanılabilir.

## 7. KAYNAKLAR

- Adams, M., D. McNally, H. Chinn and P. Dolan 1994. The clinical biomechanics award paper posture and the compressive strength of the lumbar spine. *Clinical Biomechanics* 9(1): 5-14.
- Albert, T. J., and Vacarro, A. 1998. Postlaminectomy kyphosis. *Spine*, 23(24): 2738–2745.
- Beningfield, S., Potgieter, H., Nicol, A., van As, S., Bowie, G., Hering, E., and Lätti, E. 2003. Report on a new type of trauma full-body digital X-ray machine. *Emergency radiology*, 10(1): 23–29.
- Biewener, A. A., J. M. Wakeling, S. S. Lee and A. S. Arnold 2014. Validation of Hill-type muscle models in relation to neuromuscular recruitment and force-velocity properties: predicting patterns of in vivo muscle force. *Integrative and comparative biology* 54(6): 1072-1083.
- Bradford, D. S., Devito, D. P. and Samdani, A. F. 2017. Spinal Deformities: The Comprehensive Text.
- Cramer, G. D. and Darby, S. A. 2018. Clinical Anatomy of the Spine, Spinal Cord, and ANS.
- Daryabor, A., Arazpour, M., Sharifi, G., Bani, M. A., Aboutorabi, A., and Golchin, N. 2017. Gait and energy consumption in adolescent idiopathic scoliosis: A literature review. *Annals of physical and rehabilitation medicine*, 60(2): 107-116.
- Delp, S. L., F. C. Anderson, A. S. Arnold, P. Loan, A. Habib, C. T. John, E. Guendelman and D. G. Thelen 2007. OpenSim: Open-Source Software to Create and Analyze Dynamic Simulations of Movement. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on* 54(11): 1940-1950.
- Diebo, B. G., Ferrero, E., Lafage, R., Challier, V., Liabaud, B., Liu, S. and Lafage, V. 2015. Recruitment of compensatory mechanisms in sagittal spinal malalignment is age and regional deformity dependent: a full-standing axis analysis of key radiographical parameters. *The Spine Journal*, 15(7): 973-981.
- Erdemir, A., McLean, S., Herzog, W., van den Bogert, A. J., and Mersmann, F. 2019. Model-based estimation of muscle forces exerted during movements. *Clinical Biomechanics*, 61:64-73.
- Farina, D., Merletti, R. and Enoka, R. M. 2004. Surface Electromyography for Non-Invasive Characterization of Muscles: A Review.
- Feldman, R. P., and Goodrich, J. T. 1999. The Edwin Smith Surgical Papyrus. Child's nervous system. *International Society for Pediatric Neurosurgery*, 15(6-7): 281–284.
- Ferreira, E. A., Duarte, M., Maldonado, E. P., Burke, T. N., and Marques, A. P. 2010. Postural assessment software. *Validation and reliability*. Clinics (Sao Paulo, Brazil), 65(7): 675–681.
- Fregly, B. J., Besier, T. F., Lloyd, D. G., Delp, S. L., Banks, S. A., Pandy, M. G., and D'Lima, D. D. 2012. Grand challenge competition to predict in vivo knee loads. *Journal of orthopaedic research*, 30(4): 503-513.

- Gu, Y., and David, G. 2015. Finite Element Analysis for Biomedical Engineering.
- Hamill, J., and Knutzen, K. M. 2018. Biomechanical basis of human Wolters Kluwer Health.
- Hasegawa, K., Okamoto, M., Hatsushikano, S., Shimoda, H. and Ono, M. 2012. Radiographic Measurement of the Lumbar Lordosis: Comparison of Analytic Methods.
- Herkowitz, H. N., Garfin, S. R. and Eismont, F. J. 2009. CT Imaging of Degenerative Disk Disease.
- Hill, A. 1938. "The heat of shortening and the dynamic constants of muscle." Proceedings of the Royal Society of London B: *Biological Sciences* 126(843): 136-195.
- Hrysomallis, C. 2007. Relationship between balance ability, training and sports injury risk. *Sports Medicine*, 37(6): 547-556.
- Hwang, S. W., A. F. Samdani, M. Tantorski, P. Cahill, J. Nydick, A. Fine, R. R. Betz and M. D. Antonacci 2011. Cervical sagittal plane decompensation after surgery for adolescent idiopathic scoliosis: an effect imparted by postoperative thoracic hypokyphosis. *Journal of Neurosurgery: Spine* 15(5): 491-496.
- Jarraya, M., Guermazi, A., Lorbergs, A. and Roemer, F. W. 2014. Computed Tomography Imaging in the Assessment of Spinal Deformity.
- Johnson, B., 2018. Lumbar Lordosis: Effects on Spinal Mechanics and Muscular Dynamics. *Journal of Orthopedic Research*, 36(2): 519-528.
- Kapandji, I. A. 2019. Physiology of the Joints: The Trunk and the Vertebral Column. Handspring Publishing. Volume 3.
- Kaufman, K. R., K. W. An, W. J. Litchy and E. Y. Chao 1991. Physiological prediction of muscle forces-I. Theoretical formulation. *Neuroscience* 40(3): 781-792.
- Khanna T. 2021. Modelling and Simulation of Ideal and Torque-limited Devices to Assist Elderly Walking. Master thesis, University of Ottawa, Canada, 95 p.
- Kirshblum, S., Campagnolo, D. I. and DeLisa, J. A. 2010. Spinal Cord Medicine.
- Kostuik J. P. 2015. The History of Spinal Deformity. *Spine deformity*, 3(5): 417-425.
- Lee, C. S., Chung, S. S. and Kang, K. C. 2016. Correlation of Radiographic Analysis of Lumbar Lordosis with Pain, Disability, and Surgical Outcomes in Adult Patients Treated with Lumbar Fusion.
- Legaye, J., Duval-Beaupère, G., Hecquet, J., and Marty, C. 1998. Pelvic incidence: a fundamental pelvic parameter for three-dimensional regulation of spinal sagittal curves. *European Spine Journal*, 7(2): 99-103.
- Lemay, M. A. and P. E. Crago 1996. A dynamic model for simulating Hareket s of the elbow, forearm, and wrist. *Journal of Biomechanics* 29(10): 1319-1330.
- McEvoy M. and Grimmer K. 2005 Reliability of upright posture measurements in primary school children. *BMC Musculoskelet Disord*, 6: 35.
- Merletti, R. and Parker, P. A. 2004. Electromyography: Physiology, Engineering, and Non-Invasive Applications.

- Merletti, R. and Parker, P. A. 2004. Surface Electromyography in Biomechanics: A Systematic Review.
- Millard, M., T. Uchida, A. Seth and S. L. Delp 2013. "Flexing computational muscle: modeling and simulation of musculotendon dynamics." *Journal of biomechanical engineering* 135-2.
- Moore, K. L., Dalley, A. F. and Agur, A. M. R. 2021. Clinically Oriented Anatomy. Wolters Kluwer.
- Netter, F. H. 2019. Netter's Atlas of Human Anatomy.
- Nigg, B. M. and Herzog, W. 2006. Biomechanics of the Musculoskeletal System.
- Nordin, M., and Frankel, V. H. 2012. Basic biomechanics of the musculoskeletal system. Lippincott Williams Wilkins.
- Osullivan, P. B. and Straker, L. M. 2008. Lumbar posture and trunk muscle endurance in schoolchildren. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. J Orthop Sports Phys Ther.
- Pandy, M. G., and Herr, H. 2008 Biomechanics of running and walking: International Society of Biomechanics. *Journal of biomechanics*, 41(14): 3447-3453
- Panjabi, M. M. 1992. The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *Journal of Spinal Disorders*, 5(4), 383-389.
- Rak, M., and Tönnies, K. D. 2016. On computerized methods for spine analysis in MRI: a systematic review. *International journal of computer assisted radiology and surgery*, 11(8): 1445–1465.
- Roycamille, R., Saillant, G., Berteaux, D., and Salgado, V. 1976. Osteosynthesis of thoraco-lumbar spine fractures with metal plates screwed through the vertebral pedicles. *Reconstruction surgery and traumatology*, 15: 2–16.
- Schwab, F., Dubey, A., Gamez, L., El Fegoun, A. B., Hwang, K., Pagala and M., Lafage, V. 2005. Adult scoliosis: prevalence, SF-36, and nutritional parameters in an elderly volunteer population. *Spine*, 30(9): 1082-1085.
- Smith, A., 2020. The Impact of Lumbar Lordosis on Spinal Health: A Systematic Review. *Journal of Spine Disorders and Treatment*, 3(2): 112-120.
- Sparrey, C. J., Bailey, J. F., Safaee, M., Clark, A. J., Lafage, V., Schwab, F., Smith, J. S., and Ames, C. P. (2014). Etiology of lumbar lordosis and its pathophysiology: a review of the evolution of lumbar lordosis, and the mechanics and biology of lumbar degeneration. *Neurosurgical Focus FOC*, 36(5): E1.
- Standring, S. 2015. Gray's Anatomy: The Anatomical Basis of Clinical Practice.
- Tardieu, C., Hasegawa, K. and Haeusler, M. 2017. How Did the Pelvis and Vertebral Column Become a Functional Unit during the Transition from Occasional to Permanent Bipedalism. *Anat. Rec.*, 300: 912-931.
- Uritani D. 2013 Reliability of upper quadrant posture analysis using an ultra- sound-based three diamensional motion analyzer. *J Phys Ther Sci*, 25: 1181–1184.
- Van C. Mow, R. and Huiskes, R. 2005. Basic Orthopaedic Biomechanics and Mechano-Biology.

- Vasiliadis, E. S., Grivas, T. B., and Kaspiris, A. 2009. Historical overview of spinal deformities in ancient Greece. *Scoliosis*, 4: 6.
- Viceconti, M., Clapworthy, G. and Van Sint Jan, S. 2016. *Computational Biomechanics for Medicine. Soft Tissues and the Musculoskeletal System*.
- White, A. A. and Panjabi, M. M. 1990. *Clinical biomechanics of the spine*. Philadelphia: Lippincott.
- Wilczyński, J., Habik, N., Paprocki, M. J., Rychter, P., Wilczyński, I., and Dworakowska, D. 2017. Scoliosis compensation and postural responses in school girls. *Journal of Education, Health and Sport*, 7(8): 218-232.



# ÖZGEÇMİŞ

## KADİR GÖK

### ÖĞRENİM BİLGİLERİ

Doktora 2017-2024	Akdeniz Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Elektrik Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı, Antalya
Yüksek Lisans 2015-2017	Akdeniz Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Elektrik Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı, Antalya
Lisans 2008-2014	Ömer Halisdemir Üniversitesi Mühendislik Fakültesi, Elektrik Elektronik Mühendisliği Bölümü, Niğde

### MESLEKİ VE İDARİ GÖREVLER

Öğretim Görevlisi 2018-Devam Ediyor	Akdeniz Üniversitesi Korkuteli Meslek Yüksekokulu, Elektronik ve Otomasyon Bölümü, Antalya
Mühendis 2015-2017	Türk Standartları Enstitüsü Antalya

## **ESERLER**

### **Uluslararası hakemli dergilerde yayımlanan makaleler**

1- Gök K., Döğer E. N., Çolak Ö. H., Özkan Ö., Özkan Ö., vd. The Analysis Of Tms Brain Mapping Of Plastic Changes In Scapular-arm Replantation Patients, *Neuropsychopharmacology*, 2017, S0924-977X(17)31318-4, 27, 4, S714.

2- Gök K., Döğer E. N., Çolak Ö. H., Özkan Ö., Özkan Ö., vd. Analysis Of Abductor Pollicis Brevis And Orbicularis Oris Muscles Representation Of Full Face Transplantation Patients Using Tms, *Clinical Neurophysiology*, 2017, j.clinph.2017.07.231, 128, 9, E250.

3- Gök K., Döğer E. N., Çolak Ö. H., Özkan Ö., Özkan Ö., vd. Tms-based Cortical Mapping In Double-arm Transplantation, *Clinical Neurophysiology*, 2017, j.clinph.2017.07.315, 128, 9, E276-e277.

4- Şavklıyıldız A., Özkan Ö., Özkan Ö., Dogan E. A., vd. Adaptive analysis of cortical plasticity with fMRI in full face and arm transplants *Brain Imaging And Behavior* , cilt.15, sa.4, ss.1788-1801, 2021

5- Gök, K., Gök, E. N., Tombak, K., Samancı Karaman, N., Çolak, Ö. H., 2023. Analysis And Clinical Evaluation of Muscle Dynamics In Adolescents With Sagittal Plane Deformity. *Journal Of Scientific Reports-A*, No.054.

### **Ulusal bilimsel toplantılarda sunulan ve bildiri kitaplarında basılan bildiriler**

1- Kadir Gök, Ela Naz Döğer, Mehmet Berke Göztepe, Hilmi Uysal, Ömer Özkan, Özlenen Özkan, Ömer Halil Çolak, Scapular Kol Replantlarda Tms Ile Yüz Ve El Temsilinin Kortikal Haritalanması, Sözlü Sunum, *Nöroloji*, 24 Kasım 2017, 30 Kasım 2017.

2- Kadir Gök, Ela Naz Döğer, Mehmet Berke Göztepe, Hilmi Uysal, Ömer Özkan, Özlenen Özkan, Ömer Halil Çolak, Manyetik Uyarım Ile Abductor Pollicis Brevis Kası Temsil Alanının İncelenmesi, Sözlü Sunum, *Nöroloji*, 24 Kasım 2017, 30 Kasım 2017.

3- Kadir Gök, Ela Naz Döğer, Mehmet Berke Göztepe, Hilmi Uysal, Melahat Gök, Ömer Özkan, Özlenen Özkan, Ömer Halil Çolak, El Ve Yüz Temsillerinin Serebral Kortekste Kapladığı Alanların Transkraniyal Manyetik Stimülasyon Ile Haritalandırılması, Sözlü Sunum, *Biyomut*, 24 Kasım 2017, 26 Kasım 2017.

4- Kadir Gök, Ela Naz Döğer, Mehmet Berke Göztepe, Hilmi Uysal, Ömer Özkan, Özlenen Özkan, Utku Şenol, Ebru Apaydın Doğan, Ebru Barçın, İnci Bilge, Ayhan Şavklıyıldız, Feza Carlak, Övünç Polat, Ömer Halil Çolak, 16th European Congress Of Clinical Neurophysiology, Budapest, Hungary

5- Kadir Gök, Ela Naz Döğer, Mehmet Berke Göztepe, Hilmi Uysal, Ömer Özkan, Özlenen Özkan, Utku Şenol, Ebru Apaydın Doğan, Ebru Barçın, İnci Bilge, Ayhan Şavklıyıldız, Feza Carlak, Övünç Polat, Ömer Halil Çolak, 30th European College Of Neuropsychopharmacology, Paris, France

6- Kadir Gök, Ela Naz Döğler, Mehmet Berke Göztepe, Ömer Özkan, Özlenen Özkan, Utku Şenol, Ebru Apaydın Doğan, Ebru Barçın, İnci Bilge, Ayhan Şavklıyıldız, Feza Carlak, Övünç Polat, Hilmi Uysal, Ömer Halil Çolak, 16th European Congress Of Clinical Neurophysiology, Budapest, Hungary

7- Kadir Gök, Ela Naz Döğler, Mehmet Berke Göztepe, Ömer Özkan, Özlenen Özkan, Utku Şenol, Ebru Apaydın Doğan, Ebru Barçın, İnci Bilge, Ayhan Şavklıyıldız, Feza Carlak, Övünç Polat, Hilmi Uysal, Ömer Halil Çolak, 33. Ulusal Klinik Nörofizyoloji, Antalya

8- Kadir Gök, Ela Naz Döğler, Mehmet Berke Göztepe, Ömer Özkan, Özlenen Özkan, Utku Şenol, Ebru Apaydın Doğan, Ebru Barçın, İnci Bilge, Ayhan Şavklıyıldız, Feza Carlak, Övünç Polat, Hilmi Uysal, Ömer Halil Çolak, 33. Ulusal Klinik Nörofizyoloji, Antalya

9- Kadir Gök, Ela Naz Döğler, Mehmet Berke Göztepe, Ömer Özkan, Özlenen Özkan, Utku Şenol, Ebru Apaydın Doğan, Ebru Barçın, İnci Bilge, Feza Carlak, Övünç Polat, Hilmi Uysal, Ömer Halil Çolak, Tıp Bilişiminde Yenilikler Sempozyumu, Ankara

10- Ö. Pamuk, Y. G. Özkaya, K. Gök, E. N. Döğler, Ö. H. Çolak & G. Bılgın, Adolesan Erkek Basketbolcularda Dirençli Pliometrik Antrenmanın İzokinetik Kas Kuvveti Üzerine Etkisi, Poster Sunumu, International Sport Sciences, 15 Kasım 2017, 18 Kasım 2017.

11- Ö. Pamuk, Y. G. Özkaya, K. Gök, Ö. H. Çolak, E. N. Döğler & G. Bılgın, Dirençli Pliometrik Antrenmanın Adolesan Erkek Basketbolcularda Anaerobik Kapasiteye Etkisinin Araştırılması, Sözlü Sunum, International Sport Sciences, 15 Kasım 2017, 18 Kasım 2017.

12- Ö. Pamuk, K. Gök, E. N. Döğler, Ö. H. Çolak, Y. G. Özkaya, The Effect Of The Resistance Plyometric Training On Physical Performance In Basketball Players, Sözlü Sunum, International Sport Sciences, 21 Nisan 2017, 23 Nisan 2017.

13- Ela Naz Döğler, Kadir Gök, Özlenen Özkan, Ömer Özkan, Hilmi Uysal, Övünç Polat, Ömer Halil Çolak, "Gerçek Ve Taklit Duysal Yüz İfadelerinde Kas Aktivitesi Ve Aktif Olan Yüz Bölgesi Üzerine Farklılıklar", 52. Ulusal Nöroloji Kongresi, Antalya, Türkiye, 25 Kasım-01 Aralık 2016

14- Ela Naz Döğler, Kadir Gök, Özlenen Özkan, Ömer Özkan, Hilmi Uysal, Övünç Polat, Ömer Halil Çolak, "Yapay Ve Gerçek Yüz İfadelerinin Dalgacık Paket Dönüşüm Tabanlı Analizi", Biyomut'16 20.Biyomedikal Mühendisliği Ulusal Toplantısı, Antalya, Türkiye, 03-05 Kasım 2016

15- Kadir Gök, Derya Yaman, Harun Eralp, Ela Naz Döğler, İnci Bilge, Övünç Polat, Ömer Halil Çolak, "Yüzey Emg İşaretlerinin Higuchi Fraktal Boyutu İle Analizi Ve Etkin Elektrot Bölgelerinin Tespiti", Tıptekno'16 Tıp Teknolojileri Kongresi, Antalya, Türkiye, 27-29 Ekim 2016

16- Ela Naz Döğer, Kadir Gök, Özlenen Özkan, Ömer Özkan, Hilmi Uysal, Övünç Polat, Ömer Halil Çolak, "Discrimination Of Artificial And Actual Expression On Face Using Semg", Icbes'16 Proceedings Of The 2nd World Congress On Electrical Engineering And Computer Systems And Science (Eecss'16) Budapest, Hungary – 17-18 August 2016

### **Projeler**

1-Yüz Nakli, Kol Nakli ve Ampute Hastalarında Beyin Plastisitesinin Analizi ve Rehabilitasyon Amaçlı Değerlendirilmesi; TUBİTAK (1001); Doktora Bursiyer Araştırmacı

2-Tam Yüz Lezyonu Olan Yüz Nakil Adayı Olgularda Rezidü Aktivite Analizi ve Plastisite ile İlişkisinin Değerlendirilmesi; TUBİTAK (1001); Doktora Bursiyer Araştırmacı

3-Genç ve Orta Yaşlı Sporcuların Ağrı Parametrelerinin Sedanter Bireylerle Karşılaştırılması; BAP; Araştırmacı

4-Dirençli Pliometrik Antrenmanın Sporcularda Fiziksel Performans ve Ağrı Parametreleri Üzerine Etkisi; BAP; Araştırmacı

5-Kapadokya Yöresinde Yaz ve Ekoloji Kampı TUBİTAK (4004); Eđitmen

6-NUDAK ile Doğaya Doğru; T.C Gençlik ve Spor Bakanlığı; Proje Yürütücüsü

7-RF ile Haberleşme ve Qrp Tasarımı; TUBİTAK (2241A); Proje Yürütücüsü