

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

**ADÖLESAN İDİYOPATİK SKOLYOZLU BİREYLERDE
YÜRÜYÜŞÜN VE SAGİTAL PLAN KOL SALINIMININ
ARAŞTIRILMASI**

Uzm. Fzt. A. Şebnem TEKİN

**Protez - Ortez ve Biyomekani Programı
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**ANKARA
2021**

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

**ADÖLESAN İDİYOPATİK SKOLYOZLU BİREYLERDE
YÜRÜYÜŞÜN VE SAGİTAL PLAN KOL SALINIMININ
ARAŞTIRILMASI**

Uzm. Fzt. A. Şebnem TEKİN

**Protez - Ortez ve Biyomekani Programı
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**TEZ DANIŞMANI
Doç. Dr. Gözde Yağcı**

**ANKARA
2021**

ONAY SAYFASI

HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ADÖLESAN İDİYOPATİK SKOLYOZLU BİREYLERDE YÜRÜYÜŞÜN VE SAGİTAL PLAN
KOL SALINIMININ ARAŞTIRILMASI
Öğrenci: A. Şebnem TEKİN
Danışman: Doç. Dr. Gözde YAĞCI

Bu tez çalışması 03.02.2021 tarihinde jürimiz tarafından "Protez-Ortez ve Biyomekani . Programı" nda yüksek lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı: *Prof. Dr. Fatih ERBAHÇECİ*
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ

Tez Danışmanı: *Doç. Dr. Gözde YAĞCI*
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ

Üye: *Prof. Dr. Nilgün BEK*
LOKMAN HEKİM ÜNİVERSİTESİ

Üye: *Doç. Dr. Semra TOPUZ*
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ

Üye: *Prof. Dr. Gökhan DEMİRKIRAN*
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ

Bu tez Hacettepe Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri tarafından uygun bulunmuştur.

24 Şubat 2021

Prof. Dr. Diclehan Orhan
Enstitü Müdürü

YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI

Enstitü tarafından onaylanan lisansüstü tezimin/raporunun tamamını veya herhangi bir kısmını, basılı (kağıt) ve elektronik formatta arşivleme ve aşağıda verilen koşullarla kullanıma açma iznini Hacettepe Üniversitesine verdiğimi bildiririm. Bu izinle Üniversiteye verilen kullanım hakları dışındaki tüm fikri mülkiyet haklarım bende kalacak, tezimin tamamının ya da bir bölümünün gelecekteki çalışmalarda (makale, kitap, lisans ve patent vb.) kullanım hakları bana ait olacaktır.

Tezin kendi orijinal çalışmam olduğunu, başkalarının haklarını ihlal etmediğimi ve tezimin tek yetkili sahibi olduğumu beyan ve taahhüt ederim. Tezimde yer alan telif hakkı bulunan ve sahiplerinden yazılı izin alınarak kullanılması zorunlu metinlerin yazılı izin alınarak kullandığımı ve istenildiğinde suretlerini Üniversiteye teslim etmeyi taahhüt ederim.

Yükseköğretim Kurulu tarafından yayınlanan **“Lisansüstü Tezlerin Elektronik Ortamda Toplanması, Düzenlenmesi ve Erişime Açılmasına İlişkin Yönerge”** kapsamında tezim aşağıda belirtilen koşullar haricince YÖK Ulusal Tez Merkezi / H.Ü. Kütüphaneleri Açık Erişim Sisteminde erişime açılır.

- Enstitü / Fakülte yönetim kurulu kararı ile tezimin erişime açılması mezuniyet tarihimden itibaren 2 yıl ertelenmiştir. ⁽¹⁾
- ⊗ Enstitü / Fakülte yönetim kurulunun gerekçeli kararı ile tezimin erişime açılması mezuniyet tarihimden itibaren 6 ay ertelenmiştir. ⁽²⁾
- Tezimle ilgili gizlilik kararı verilmiştir. ⁽³⁾

24 /02/2021

(İmza)

Ayşe Şebnem TEKİN

i

¹“Lisansüstü Tezlerin Elektronik Ortamda Toplanması, Düzenlenmesi ve Erişime Açılmasına İlişkin Yönerge”

(1) Madde 6. 1. Lisansüstü teze ilgili patent başvurusu yapılması veya patent alma sürecinin devam etmesi durumunda, tez danışmanının önerisi ve enstitü anabilim dalının uygun görüşü üzerine enstitü veya fakülte yönetim kurulu iki yıl süre ile tezin erişime açılmasının ertelenmesine karar verebilir.

(2) Madde 6. 2. Yeni teknik, materyal ve metotların kullanıldığı, henüz makaleye dönüşmemiş veya patent gibi yöntemlerle korunmamış ve internetten paylaşılması durumunda 3. şahıslara veya kurumlara haksız kazanç imkanı oluşturabilecek bilgi ve bulguları içeren tezler hakkında tez danışmanının önerisi ve enstitü anabilim dalının uygun görüşü üzerine enstitü veya fakülte yönetim kurulunun gerekçeli kararı ile altı ayı aşmamak üzere tezin erişime açılması engellenebilir.

(3) Madde 7. 1. Ulusal çıkarları veya güvenliği ilgilendiren, emniyet, istihbarat, savunma ve güvenlik, sağlık vb. konulara ilişkin lisansüstü tezlerle ilgili gizlilik kararı, tezin yapıldığı kurum tarafından verilir *. Kurum ve kuruluşlarla yapılan işbirliği protokolü çerçevesinde hazırlanan lisansüstü tezlere ilişkin gizlilik kararı ise, ilgili kurum ve kuruluşun önerisi ile enstitü veya fakültenin uygun görüşü üzerine üniversite yönetim kurulu tarafından verilir. Gizlilik kararı verilen tezler Yükseköğretim Kuruluna bildirilir.

Madde 7.2. Gizlilik kararı verilen tezler gizlilik süresince enstitü veya fakülte tarafından gizlilik kuralları çerçevesinde muhafaza edilir, gizlilik kararının kaldırılması halinde Tez Otomasyon Sistemine yüklenir

* Tez danışmanının önerisi ve enstitü anabilim dalının uygun görüşü üzerine enstitü veya fakülte yönetim kurulu tarafından karar verilir.

ETİK BEYAN

Bu çalışmadaki bütün bilgi ve belgeleri akademik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi, görsel, işitsel ve yazılı tüm bilgi ve sonuçları bilimsel ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu, kullandığım verilerde herhangi bir tahrifat yapmadığımı, yararlandığım kaynaklara bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunduğumu, tezimin kaynak gösterilen durumlar dışında özgün olduğunu, Doç. Dr. Gözde YAĞCI danışmanlığında tarafımdan üretildiğini ve Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Yönergesine göre yazıldığımı beyan ederim.

(İmza)

Ayşe Şebnem TEKİN

TEŞEKKÜR

Yüksek lisans tez dönemim boyunca her zaman beni destekleyen, çalışmam süresince tez danışmanlığımı üstlenerek çalışmamın planlanmasında, gerçekleştirilmesinde ve sonuçlandırılmasında her türlü bilimsel katkı sağlayan değerli hocam Doç. Dr. Gözde YAĞCI'ya,

Yüksek lisans eğitimimin başında, ilk danışman hocam olarak tanıma şansı yakaladığım ve çok değerli bilgiler edinmemi sağlayan sevgili hocam Prof. Dr. Nilgün BEK'e,

Yüksek lisans eğitimimde, öğrendiğim değerli bilgilerden dolayı sevgili hocam, Prof. Dr. Fatih ERBAHÇECİ'ye,

Çalışmamda gerekli imkânı sağlayan, bilimsel katkı ve desteğini, tez süreci boyunca esirgemeyen değerli hocalarım, Doç. Dr. Semra TOPUZ'a ve Prof. Dr. Gökhan DEMİRKIRAN'a,

Tez çalışmamdaki yardımlarından ve desteklerinden dolayı sevgili hocalarım, Arş. Gör. Zilan BAZANCİR'e ve Arş. Gör. Ali İmran YALÇIN'a,

Yüksek lisans eğitimimin her aşamasında, gösterdikleri dostluk, sevgi ve destek için canım arkadaşlarım, Sinan SAĞLAM'a, Uğur OVACIK'a, Tuğçe BAYRAM ERKOYUNCU'ya ve Şahin AKIN'a,

Bu yola beraber başlayıp, beraber ilerlediğimiz ve tezimin her aşamasında destek olan, sevgili arkadaşlarım, Alev DOĞAN'a ve İzgi GÜVEN'e,

Hayatımın her döneminde beni hep destekleyen ve cesaretlendiren, annem Duygu TEKİN'e, babam Faruk TEKİN'e, kardeşim Gülce TEKİN'e ve anneannem Yücel BUĞDAYCI'ya en içten teşekkürlerimi sunarım.

ÖZET

Tekin A.Ş., Adölesan İdiyopatik Skolyozlu Bireylerde Yürüyüşün ve Sagital Plan Kol Salınımının Araştırılması, Hacettepe Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protez Ortez ve Biyomekani Programı, Yüksek Lisans Tezi, Ankara, 2021. Bu çalışmanın amacı, Adölesan idiyopatik skolyozu (AİS) olan bireylerde, yürüyüşün zaman-mesafe karakteristikleri, yürüyüş sırasındaki sagital plan kol salınım açıları ve enerji tüketimini araştırmaktır. Çalışmaya, AİS teşhisi almış 10-18 yaş aralığında 26 birey ($14,9 \pm 2,6$ yıl) ve bu grup ile yaş, cinsiyet, boy ve beden kütle indeksi açısından eşleşecek şekilde 21 sağlıklı birey dahil edildi. AİS’li bireylerin eğri tipleri, Scoliosis Research Society kriterlerine ve Lenke Sınıflandırmasına göre belirlenerek kaydedildi. Frontal plan omurga röntgenleri üzerinden, Cobb açıları ve pelvik asimetri değerleri ölçüldü. Gövde rotasyon açıları skolyometreyle, gövde asimetrisi Anterior ve Posterior Gövde Asimetri İndeksleri ile (ATSI ve POTSI), torasik kifoz ve lumbal lordoz açıları flexiruler ile, yürüyüşleri GAITRite cihazıyla, sagital plan kol salınım açıları yürüyüş esnasında yapılan video kamera kaydı üzerinden Kinovea yazılımı kullanılarak yapılan analiz ile, enerji tüketimleri Fizyolojik Harcama İndeksi ile değerlendirildi. Elde edilen bulgulara göre, gruplar arasında yürüyüş parametrelerinden; kadans, yürüyüş hızı, adım uzunlukları, çift adım uzunlukları, tek destek süreleri, sol çift destek süresi, destek yüzeyleri, ayak açıları, sağ adım süresi bakımından farklılık görülmedi. Buna karşın sol adım süresinin ($p<0,05$) ve sağ çift destek süresinin skolyoz grubunda daha fazla olduğu bulundu ($p<0,05$). Kol salınım açıları ve enerji tüketimi gruplar arasında karşılaştırıldığında; sol kol salınım açıları bakımından farklılık görülmezken ($p>0,05$), sağ maksimum fleksiyon ve ekstansiyon ile sağ toplam kol salınım açısı bakımından skolyoz grubunda, kontrol grubuna göre azalma ($p<0,05$), enerji tüketimi bakımından ise skolyoz grubunda, kontrol grubuna göre artış olduğu görüldü ($p<0,05$). Çalışmamız AİS’li bireylerde, kol salınımı azalırken, yürüyüşte enerji tüketiminin arttığını gösterdi. AİS’lilerde yürüyüşün zaman-mesafe karakteristiklerinden özellikle adım süresi ve çift destek süresinin etkilendiği bulundu. Çalışmamızın sonuçları, AİS’li bireylerin rehabilitasyon programları belirlenirken, yürüyüş parametrelerindeki, sagital plan kol salınımlarındaki ve enerji tüketimindeki değişimlerin dikkate alınması gerektiğini göstermektedir.

Anahtar Kelimeler: Adölesan idiyopatik skolyoz, yürüyüş analizi, kol salınımı, enerji tüketimi

ABSTRACT

Tekin A.Ş., Investigation of Gait and Sagittal Plane Arm Swing in Individuals with Adolescent Idiopathic Scoliosis, Hacettepe University, Graduate School of Health Sciences, Prosthetics Orthotics and Biomechanics Program, Master Thesis, Ankara, 2021. The aim of this study was to investigate time-distance characteristics of gait, sagittal plane arm swing angles and energy consumption during gait in individuals with adolescent idiopathic scoliosis (AIS). The study included 26 individuals ($14,9 \pm 2,6$ years) aged 10-18 who were diagnosed with AIS and 21 healthy individuals to match with this group in terms of age, gender, height and body mass index. Curve types of individuals with AIS were determined and recorded according to Scoliosis Research Society criteria and Lenke classification. Cobb angles and pelvic asymmetry values were measured using frontal spine X-ray graphs. Trunk rotation angles was measured with scoliometer, asymmetries of the body was measured with Anterior and Posterior Trunk Asymmetry indexes, thoracic kyphosis and lumbar lordosis angles measured with with flexiruler. Gait was examined with GAITRite device. Kinovea software was used for the analysis of arm swing angles in sagittal plane from video camera recordings taken during gait. A Physiological Cost Index was used to evaluate energy consumption during gait. Based on findings, cadence, velocity, step lengths, stride lengths, single support times, left side double support time, base of support, foot angles, right side step time were not different during gait. On the other hand, left side step time ($p < 0.05$) and right side double support time were found to be more in the scoliosis group ($p < 0.05$). When sagittal arm swing angles and energy consumption compared between groups; there was no difference in left-side arm swing angles ($p > 0.05$). But the right-side maximum flexion and extension and the right-side total arm swing angle were decreased in the scoliosis group compared to the control group ($p < 0.05$), and energy consumption were greater in the scoliosis group than in the control group ($p < 0.05$). Our study showed that, energy consumption increased while arm swing decreased in individuals with AIS, when compared to healthy controls. Step time and double support time was found to be affected by AIS. The results of our study show that changes in gait parameters, sagittal plane arm swing and energy consumption should be taken into account when determining rehabilitation programs for individuals with AIS.

Key Words: Adolescent idiopathic scoliosis, gait analysis, arm swing, energy consumption

İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI	iii
YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI	iv
ETİK BEYAN	v
TEŞEKKÜR	vi
ÖZET	vii
ABSTRACT	viii
İÇİNDEKİLER	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR	xii
ŞEKİLLER	xiii
TABLolar	xiv
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Skolyozun Tanımı ve Çeşitleri	3
2.1.1. Konjenital skolyoz	3
2.1.2. Nöromusküler skolyoz	4
2.1.3. Mezenkimal skolyoz	4
2.1.4. Postural Skolyoz	5
2.1.5. İdiyopatik skolyoz	5
2.1.6. İnfantil (Erken Başlangıçlı) İdiyopatik Skolyoz	5
2.1.7. Juvenil İdiyopatik Skolyoz	6
2.1.8. Adölesan (Geç Başlangıçlı) İdiyopatik Skolyoz	6
2.2. Adölesan İdiyopatik Skolyozun Epidemiyolojisi	7
2.3. Adölesan İdiyopatik Skolyozun Etiyopatogenezi	7
2.3.1. Genetik Faktörler	7
2.3.2. Merkezi Sinir Sistemi ve Nörofizyolojik Disfonksiyon	7
2.3.3. Postural Stabilite ve Denge Defektleri	8
2.3.4. Omurganın Gelişimi ve Kemik Metabolizması	8
2.3.5. Metabolik Faktörler	9
2.3.6. Biyomekanik Faktörler	10
2.4. Adölesan İdiyopatik Skolyozun Bulguları ve Fonksiyonel Etkileri	12
2.4.1. Gövde Asimetrisi ve Kozmetik Deformite	12

2.4.2. Mobilite-Stabilite İlişkisi	12
2.4.3. Yürüyüş	13
2.4.4. Yaşam Kalitesi	14
2.5. Adölesan İdiyopatik Skolyozda Klinik Değerlendirme	15
2.5.1. Adölesan İdiyopatik Skolyozun Sınıflandırılması	15
2.5.2. Radyolojik Değerlendirme	17
2.5.3. Vertebral/Aksiyal Rotasyonun Değerlendirilmesi	18
2.5.4. Gövde Asimetrisinin Değerlendirilmesi	19
2.6. Adölesan İdiyopatik Skolyozda Yürüyüşün Değerlendirilmesi	21
2.6.1. Yürüyüşün Biyomekaniği	21
2.6.2. Yürüyüşün Evreleri	22
2.6.3. Yürüyüşün Zaman-Mesafe Karakteristiklerinin Analizi	23
2.6.4. Adölesan İdiyopatik Skolyozda Yürüyüş Analizi	24
2.6.5. Kol Salınımının Biyomekaniği ve Yürüyüşe Olan Etkileri	25
2.6.6. Adölesan İdiyopatik Skolyozda Neden Yürüyüşte Değişiklik Bekliyoruz?	27
2.6.7. Adölesan İdiyopatik Skolyozda Kol Salınımının Önemi	27
2.6.8. Adölesan İdiyopatik Skolyozda Enerji Tüketimi	28
3. BİREYLER VE YÖNTEM	30
3.1. Bireyler	30
3.2. Yöntem	31
3.2.1. Demografik Bilgiler	31
3.2.2. Skolyozda Eğri Tipinin Sınıflandırılması	31
3.2.3. Radyolojik Değerlendirme	32
3.2.4. Aksiyal Rotasyonun Değerlendirilmesi	33
3.2.5. Gövde Asimetrisinin Değerlendirilmesi	34
3.2.6. Flexiruler ile Torasik Kifoza ve Lomber Lordoz Açılarının Ölçülmesi	37
3.2.7. Yürüyüşün Zaman-Mesafe Karakteristiklerinin ve Sagittal Plan Kol Salınımının Değerlendirilmesi	38
3.3. İstatistiksel Yöntem	40
4. BULGULAR	42
4.1. Bireylere Ait Bulgular	42

4.2. Gruplar Arası Karşılaştırmalar	46
4.2.1. Yürüyüşün Zaman-Mesafe Karakteristiklerinin Tanımlayıcı İstatistikleri ve Gruplar Arası Karşılaştırılması	47
4.2.2. Kol Salınım Açılarının ve Enerji Tüketiminin Tanımlayıcı İstatistikleri ve Gruplar Arası Karşılaştırılması	48
4.3. Skolyoz Grubuna Ait Değerlendirme Bulgularının Birbiri ile İlişkisinin İncelenmesi	48
4.3.1. Skolyoza Özgü Klinik ve Biyomekanik Değerlendirmelere Ait Parametreler ile Yürüyüş Parametreleri arasındaki İlişkinin İncelenmesi	49
4.3.2. Skolyoza Özgü Klinik ve Biyomekanik Değerlendirmelere Ait Parametreler ile Kol Salınımının ve Enerji Tüketiminin İlişkisinin İncelenmesi	52
4.3.3. Skolyoz Grubunda Yürüyüşün Zaman-Mesafe Karakteristikleri ile Kol Salınımının ve Enerji Tüketiminin Korelasyonu	54
5. TARTIŞMA	57
6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER	72
6.1 Önerilerimiz	73
7. KAYNAKLAR	74
8. EKLER	
EK-1. Etik Kurul Onay Formu	
EK-2. Hasta Değerlendirme Formu	
EK-3. Orjinallik Ekran Çıktısı	
EK-4. Dijital Makbuz	

SİMGELER VE KISALTMALAR

- °** : Derece
- AİS** : Adölesan İdiyopatik Skolyoz
- ATSI** : Anterior Gövde Asimetri İndeksi
- cm** : Santimetre
- FAI - C7**: Frontal asimetri indeksi - C7
- FAI – T** : Frontal asimetri indeksi - gövde
- FAI- A** : Frontal asimetri indeksi - aksilla
- FHİ** : Fizyolojik Harcama İndeksi
- HDI – A** : Yükseklik fark indeksi - aksilla
- HDI - S** : Yükseklik fark indeksi - omuz
- HDI - T** : Yükseklik fark indeksi - gövde
- KEA** : Kol Ekstansiyon Açısı
- KFA** : Kol Fleksiyon Açısı
- KSA** : Kol Salınım Açısı
- mm** : Milimetre
- n** : Birey Sayısı
- POTSI** : Posterior Gövde Asimetri İndeksi
- SRS** : Scoliosis Research Society
- SS** : Standart Sapma
- X** : Ortalama

ŞEKİLLER

Şekil		Sayfa
2.1.	Vicious Cycle (Kısır Döngü).	11
2.2.	King-Moe sınıflandırması.	16
2.3.	Lenke sınıflandırması.	17
2.4.	Eğri şiddetinin Cobb yöntemiyle ölçümü.	18
2.5.	Lazerli triangülasyon sistemi şeması.	20
2.6.	Fotoğraf üzerinden gövde asimetrisinin değerlendirilmesi.	21
2.7.	Yürüyüşün evreleri.	23
3.1.	Cobb açısının ölçümü.	32
3.2.	Pelvik asimetri değerinin ölçümü.	33
3.3.	Skolyometre ile aksiyal rotasyon derecesinin ölçümü.	34
3.4.	Gövde asimetri indekslerini hesaplamak için ön ve arkadan fotoğraf çekimi.	35
3.5.	Anterior gövde asimetri indeksi (ATSI).	36
3.6.	Posterior gövde asimetri indeksi (POTSI).	36
3.7.	Flexiruler ile torasik kifozun ve lumbar lordozun belirlenmesi.	38
3.8.	GAITRite ile yürüyüş analizi ve elde edilen parametreler.	39
3.9.	Omuz ekleminin maksimum fleksiyon ve maksimum ekstansiyon hareket konumlarının işaretlenmesi	40
4.1.	Hasta akış diyagramı	43

TABLolar

Tablo		Sayfa
4.1.	Skolyoz ve kontrol grubuna ait demografik bilgiler.	44
4.2.	Skolyoz grubunun cinsiyet ve eğri tiplerine göre dağılımı.	44
4.3.	Skolyoz grubunun Lenke Sınıflandırması'na göre dağılımı.	45
4.4.	Skolyoza özgü klinik değerlendirmelere ait tanımlayıcı istatistikler.	46
4.5.	Biyomekanik değerlendirmelere ait tanımlayıcı istatistikler.	46
4.6.	Yürüyüşün zaman-mesafe karakteristikleri ile ilgili gruplar arası karşılaştırma.	47
4.7.	Skolyoz ve kontrol grubunun kol salınım açıları ve enerji tüketimleri bakımından karşılaştırılması.	48
4.8.	Skolyoza özgü klinik değerlendirmeler ile yürüyüşün zaman-mesafe karakteristikleri korelasyonu.	50
4.9.	Skolyozda biyomekanik değerlendirmelere ait parametrelerin yürüyüşün zaman-mesafe karakteristikleri ile korelasyonu.	51
4.10.	Skolyoza özgü klinik ve biyomekanik değerlendirmelere ait parametreler ile kol salınımının ve enerji tüketiminin korelasyonu.	53
4.11.	Skolyoz grubunda yürüyüşün zaman-mesafe karakteristikleri ile kol salınımının ve enerji tüketiminin korelasyonu.	56

1. GİRİŞ

İdiyopatik skolyoz, omurganın 10°den fazla lateral eğriliğiyle birlikte aksiyal rotasyonu ve sagittal planda normalden sapsmış fizyolojik eğrileri ile karakterize üç boyutlu yapısal bir deformitesi olarak tanımlanmaktadır. Adölesan idiyopatik skolyoz (AİS), sıklığı %1 ile %4 arasında olan en yaygın yapısal omurga deformitesidir (1).

AİS etyolojisi tam olarak bilinmemesine rağmen, genetik yatkınlık, bağ dokusu anormallikleri ve büyüme sırasındaki iskelet, kas ve nörolojik rahatsızlıklar, temel nedenleri olarak görülmektedir (2).

Yürüyüş her birey gibi idiyopatik skolyozlu bireylerin de günlük yaşamda en çok yaptıkları aktivitelerdendir. Etkili bir yürüyüş, fizyolojik sistemlerin, santral ve periferik sinir sistemlerinin, hareket eden ve destekleyen kas-iskelet sisteminin ve kardiyopulmoner sistemin entegre olarak çalışmasını gerektirmektedir. AİS'te, her bir adım atma sırasında, spinal mobilite, gövde dengesi ve değişen hareket paternleri etkilenmektedir (3). Daha önceki çalışmalarda, AİS'in, yürüme hızını (4,5), kadansı (6), adım uzunluğunu (7,8), pelvis, kalça ve dizdeki hareket açıklığını (7,9), duruş ve sallanma fazları sırasında yer reaksiyon kuvveti simetrisini (10) ve enerji tüketimini (11) etkilediği görülmüştür.

Bir çalışmada herhangi bir tedavi almamış olan AİS'li bireylerin yürüyüşleri, üç boyutlu hareket sistemi ile analiz edilerek, skolyotik deformite düzeyi ve yürüyüş patolojisi arasındaki ilişki, sağlıklı kontrol grubuyla karşılaştırarak incelenmiştir. Çalışmanın sonucunda, sağlıklı kontrol grubuna göre omuz, pelvis ve kalça hareket açıklıklarında anlamlı farklılıklar görülmüştür ancak; AİS'li bireylerin konkav ve konveks tarafları arasında hareket açıklığı yönünden anlamlı farklılık görülmemiştir (12).

AİS'te yürüyüş ve enerji tüketimi ile ilgili derleme makalede; 33 çalışmanın çoğunda, skolyozlu bireyler ve sağlıklı katılımcılar arasında yürüme hızı, kadans ve adım genişliği yönünden anlamlı farklılıklar bulunmazken, skolyozlu bireylerin sağlıklı bireylere göre, kalça ve pelvis hareketlerinde azalma olduğu, yürürken enerji tüketimlerinde artış olduğu, adım atma paternlerinin ve yer reaksiyon kuvvetinin asimetrik olduğu görülmüştür (3).

Yürüyüş sırasında kollar, bacaklara göre daha fazla salınım halindedir. Bu salınımlar, vücudun vertikal eksenine etrafındaki açısal momentumu azaltarak enerji tüketimini de azaltmaktadır (13,14). Aynı zamanda kol salınımı, yürüyüş parametrelerini de etkilemektedir. Sağlıklı bireylerde, aşırı kol salınımının, yürüme hızına ve kadansa olan etkisini araştıran bir çalışmada; artmış kol salınım paterninin, yürüme hızının ve kadansın artmasına neden olduğu ve üst ekstremité pozisyon paterninin, alt ekstremité ve yürüyüşte, kompensasyonlar oluşturabileceği görülmüştür (15).

Literatürde, AİS'li bireylerde yürüyüş parametreleri, yürüyüş sırasındaki enerji tüketimleri ve eklem hareket açıklıkları üzerine çalışmalar bulunmaktadır. Ancak; AİS'li bireylerin, yürüyüş karakteristikleri, kol salınımı açılarındaki değişimler ve bu durumun enerji tüketimlerine olan etkisi daha önce araştırılmamıştır.

Bu çalışmanın amacı, AİS'li bireylerde yürüyüş parametrelerini, sagittal plandaki kol salınım açılarını ve enerji tüketimlerini incelemek ve sağlıklı yaşlıları ile karşılaştırmaktır.

H0: AİS'li bireyler ile sağlıklı kontrol grubu arasında, yürüyüş analizinden elde edilen parametreler ve kol salınım açıları bakımından farklılık yoktur.

H1: AİS'li bireyler ile sağlıklı kontrol grubu arasında, yürüyüş analizinden elde edilen parametreler bakımından farklılık vardır.

H2: AİS'li bireyler ile sağlıklı kontrol grubu arasında, kol salınım açıları bakımından farklılık vardır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Skolyozun Tanımı ve Çeşitleri

Skolyoz, omurganın 10°'den fazla lateral eğriliğine ek olarak, aksiyal rotasyonun ve sagittal planda normalden sapmış fizyolojik eğrilerin de beraberinde görüldüğü üç boyutlu yapısal bir deformitedir.

Skolyoz; deformitenin başlangıç yaşı, etyolojisi, şiddeti ve eğri tipine göre farklı sınıflandırmalara ayrılmaktadır. Her bir çeşidi, eğri progresyonu, derecesi ve üç boyutlu deformitenin paterni bakımından farklı özellikler taşımaktadır.

Etiyolojisine göre incelendiğinde; idiyoPATİK, konjenital, nöromusküler, mezenkimal, postural skolyoz olarak çeşitlere ayrılmaktadır (16,17).

2.1.1. Konjenital skolyoz

Konjenital skolyoz, doğuştan, çeşitli konjenital vertebral anomalilere bağlı ortaya çıkmaktadır. Konjenital skolyozda görülen vertebral anomaliler, sıklıkla genetikdir, ancak; izole anomaliler, nadiren görülmektedir.

Omurganın kemik yapısı, intrauterin hayatın ilk 6 haftasında, embriyonik gelişimin, mezenkimal evresinde oluşmaktadır. Kıkırdak ve kemik oluşumunun gerçekleşmesinde meydana gelen hatalı süreçler, omurga segmentlerinin tam olarak gelişmesinde eksikliklere veya bozukluklara neden olabilmektedir. Hemivertebra, kama vertebra, blok vertebra oluşumları, sık görülen konjenital vertebral anomalilerdendir.

Konjenital skolyozun prognozu ve progresyonu, kalan büyüme potansiyeline ve gelişimin dengeli olup olmamasına bağlıdır. Segmentleri tam olan hemivertebra ile kontralateral segmentleri olmayan bar oluşumlarının beraber görüldüğü durum, gelişim dengesinin en az olduğu ve en kötü prognoz görüldüğü çeşittir. Blok vertebra durumunda, nadiren 20° üzerinde eğri oluşumu görülmekte ve görece daha iyi bir prognoz sergilenmektedir.

Konjenital skolyoz, diğer konjenital malformasyonlar ile %61 oranına kadar ilişkili olabilmektedir. Bu tip deformiteler, hızla ilerleyerek, ilerleyen dönemde spinal kordda kompresyona neden olabilmektedir. Bu yüzden erken tanı ve tedavisi büyük önem taşımaktadır (16).

2.1.2. Nöromusküler skolyoz

Nöromusküler skolyoz, kassal veya sinirsel durumlara bağlı meydana gelmektedir. Bunun bir sonucu olarak, kas kuvvetindeki yetersizliğe bağlı omurganın desteklenememesiyle omurgada eğri oluşumu gözlenmektedir. Omurganın aktif stabilizatörleri olan kasların aktivitesindeki yetersizliğe bağlı oluşmaktadır.

Skolyoz Araştırma Cemiyeti-*Scoliosis Research Society* (SRS) nöromusküler skolyozu nörolojik olarak; alt motor veya üst motor nöron lezyonlarına bağlı olanlar ve kas hastalıklarına bağlı olanlar olmak üzere, nöromusküler lezyonun anatomik lokasyonuna göre sınıflandırma yapmıştır.

Üst motor nöron lezyonlarına bağlı olanlara; serebral palsi, Friedreich ataksisi, şiringomiyeli, tümör ve travmalara bağlı olanlar dahil edilmiştir. Alt motor nöron lezyonlarına bağlı olanlara ise; Duchenne Musküler Distrofi, artrogripozis ve konjenital hipotoni dahil edilmiştir.

Nöromusküler skolyozun en sık rastlandığı hastalık grubunun, serebral palsi olduğu belirtilmiştir. Serebral palsi hastalarında görülen skolyozun ilerleme riskinin de daha yüksek olduğu ifade edilmiştir (16).

2.1.3. Mezenkimal skolyoz

Omurganın pasif stabilizatörlerinin yetersizliğine bağlı olarak oluşmaktadır. Marfan Sendromu, Osteogenesis İmperfekta ve inflamatuvar hastalıklarda ya da torasik cerrahiler sonrasında görülmektedir.

Osteogenesis İmperfekta, tip 1 kolajen defektine bağlı oluşmuş, bağ dokusu bozukluğudur. Bu bozukluğun farklı tipleri ve genetik paternlerinin olduğu belirtilmektedir. Kırılgan kemik yapısı, dentinogenezis (dişlerin kemik ve dentin yapısında görülen kalıtsal hastalık), skolyoz, zayıf kas tonusu, kısa boy ve solunum problemleri, bu hastalıkta başlıca görülen durumlardır. Skolyozun görülme riskinin %39-80 aralığında olduğu ifade edilmektedir. Skolyoz progresyon riskinin fazla olması, düşük kemik mineral yoğunluğu ve bikonkav (vertebranın alt ve üst kısmında konkavite) vertebra varlığı ile ilişkili olduğu belirtilmiştir.

Marfan Sendromu, birçok organ sistemini de etkileyen, genetik geçişli bir bağ dokusu bozukluğudur. Bu bozukluğun görüldüğü bireyler genellikle uzun boyludur. Ayrıca, ayaklarda çekiç parmak, pes planus, ekstremitelerin uzun olması, ligamentöz

gevşeklik, skolyoz, göğüs duvarı anomalileri, bu sendromda görülen bazı belirtileridir. Bu bireylerde skolyoz hızla ilerleme eğiliminde olup, progresyon riskinin %60, kifoz progresyon riskinin ise %40 olduğu ifade edilmiştir (16).

2.1.4. Postural Skolyoz

Skolyoz, temel olarak postural (fonksiyonel) ve strüktürel (yapısal) başlıkları altında incelenmektedir. Postural skolyozda, strüktürel yapıdaki skolyozun aksine; kemiklerde herhangi bir yapısal değişikliğin ve kas zayıflığının bulunmadığı skolyoz çeşidini ifade etmektedir.

Postural refleks mekanizmasındaki birtakım bozuklukların veya yanlış postural alışkanlıkların, postural skolyozun oluşumuna sebep olabileceği belirtilmektedir (18).

2.1.5. İdiyopatik skolyoz

Kelime anlamı olarak etiyojisi tam olarak bilinmeyen skolyozu ifade etmektedir (16). İdiyopatik skolyoz, görüldüğü yaşlara göre, infantil 0-3 yaş, juvenil 4-10 yaş, adölesan 10-18 ve erişkin 18 yaş ve üzeri olmak üzere sınıflandırılmaktadır (16,17).

2.1.6. İnfantil (Erken Başlangıçlı) İdiyopatik Skolyoz

İnfantil skolyoz, bebeklik döneminde gelişen, 0-3 yaş aralığındaki idiyopatik skolyozu ifade eden, erken başlangıçlı skolyozdur. Prognoz açısından çeşitlilikler göstermektedir. Bu tip eğriler, erkeklerde daha sık görülmekte olup, sıklıkla sol torasik eğri paterni görülmektedir. Genellikle hızla artma eğilimindedir ve sıklıkla şiddetli eğriler gelişmektedir. Göğüs kafesi gelişiminin kısıtlı oluşu, akciğer kapasitesinin de azalmasına yol açabilmektedir.

Bu bireylerde, 6-8 yaşına kadarki süreç kritiktir. Erken dönemde teşhis edilmesi ile, göğüs ve omurga büyümesine izin verilerek, omurga şeklini düzeltici ve akciğer kapasitesini optimize edici yönde hedefler belirlenmektedir (16).

2.1.7. Juvenil İdiyopatik Skolyoz

Juvenil idiyopatik skolyoz, 4-10 yaş aralığında teşhis edilen idiyopatik skolyozu ifade etmektedir. Çocuklarda görülen idiyopatik skolyoz vakalarının % 10-15'ini oluşturmaktadır. Bazı araştırmalara göre, juvenil dönemde erkeklerde görülme oranının kızlara göre daha fazla olduğu belirtilirken, bazı araştırmalara göre, görülme oranının kızlarda ve erkeklerde eşit olduğu belirtilmektedir. Yapılan diğer araştırmalara göre ise, 4-6 yaş aralığında görülme oranının kızlarda ve erkeklerde eşit olduğu, 6-10 yaş aralığında kızlarda görülme oranının erkeklere göre 2:1 ile 4:1 arasında olduğu, 10 yaşına yaklaşıldığında bu oranın 8:1 olabileceği ve cinsiyet insidansı bakımından, adölesan idiyopatik skolyoza yakın oranda olduğu belirtilmektedir.

20° veya üzerindeki eğriye sahip bireylerin ilerleyici progresyonu olduğu, genellikle aile öyküsünde skolyoz görüldüğü ve gözlemlemek yerine tedavi edilmesi gerektiği belirtilmektedir. 30° ve üzerindeki juvenil eğrilerin ise, progresyon riskinin daha fazla olduğu ve çoğunlukla cerrahi olarak tedavi edildiği ifade edilmektedir. Bireylerin yaşı, deformite şiddeti, klinik bulguları ve progresyon riski gibi faktörlere göre, tedavi seçimine karar verildiği belirtilmektedir (19).

2.1.8. Adölesan (Geç Başlangıçlı) İdiyopatik Skolyoz

10-18 yaş aralığında görülen ve en sık rastlanan skolyoz çeşidini oluşturmaktadır. Prevalansının yaklaşık olarak %2 olduğu ifade edilmektedir. 30°'nin üzerindeki eğriliklerde, kızlarda görülme oranı erkeklere göre 10:1 olduğu belirtilmektedir (16).

Skolyozun progresyonu, iskelet gelişimi ile ilgilidir. AIS, “büyüme atağı” olarak da tanımlanan, büyümenin en hızlı olduğu dönemde gerçekleşmesi sebebiyle, eğri progresyonunu da doğru orantılı olarak arttırma eğilimindedir.

Bu sebeple, erken dönemde teşhis edilerek uygun tedavinin belirlenmesi büyük önem taşımaktadır (16).

2.2. Adölesan İdiyopatik Skolyozun Epidemiyolojisi

AİS, 10-18 yaş aralığında görülen skolyozu ifade etmekte olup, çocuklardaki skolyoz vakalarının en sık görülen çeşidini oluşturmaktadır (16,17).

AİS'in prevalansı ise, % 1-4 arasındadır (1).

2.3. Adölesan İdiyopatik Skolyozun Etiyopatogenezi

AİS'in etiyopatogenezi konusunda uzlaşılmış bir teori olmamasıyla birlikte, patogenezi konusunda farklı görüşler bulunmaktadır.

Bu kavramlar, anomalinin türüne göre farklı başlıklar altında toplanmaktadır. Bunlar; genetik faktörler, merkezi sinir sistemine bağlı faktörler, omurganın gelişimi ve kemik metabolizmasına bağlı faktörler, metabolik faktörler, biyomekanik faktörler olarak ayrılmaktadır (1,17).

2.3.1. Genetik Faktörler

AİS'in gelişiminde, genetik faktörlerin rolü tam olarak anlaşılamamış olsa da bu faktörlerin etkili olduğuna dair güçlü kanıtlar bulunmaktadır.

AİS'in kalıtsal olarak bulunması, birinci dereceden akrabalığın olduğu bireylerde, %6-11 prevalans ile AİS'in gelişme riskini arttırdığı ifade edilmektedir (1,20).

İkiz bireylerde yapılan çalışmalarda, tek yumurta ikizlerindeki AİS varlığı bakımından benzerliğin (%73), çift yumurta ikizlerinin benzerliğinden (%36) daha yüksek olduğu görülmüştür (1,21).

Aynı zamanda, TGF- β (Transforming Growth Factor-beta) genlerine bağlı faktörlerin de idiyopatik skolyozun gelişiminde rol oynadığı kabul edilmektedir (17,22).

2.3.2. Merkezi Sinir Sistemi ve Nörofizyolojik Disfonksiyon

Merkezi sinir sistemindeki çeşitli morfolojik ve fonksiyonel değişikliklerin AİS'in etiyopatogenezi ile potansiyel bağlantılarının olabileceği belirtilmektedir.

AİS'in, merkezi sinir sistemi ile olan bağlantısı; torasik bölgede anterior spinal büyümenin daha fazla olması, spinal kord ve sinir köklerinin ise görece daha

yavaş gelişmesi nedenleriyle, skolyotik deformiteyle birlikte, spinal eğrinin apeksinde maksimum torsiyonun da gelişebileceği şeklinde açıklanmaktadır (1,23).

Bunun yanısıra, AİS'li ve sağlıklı bireylerde yapılmış olan bir çalışmada, fonksiyonel beyin MR görüntüleri incelendiğinde, AİS'li bireylerde, hemisferler arası asimetri indeksinin, sağlıklı bireylere göre daha büyük olduğu görülmüştür.

Aynı zamanda, AİS'li bireylerin hareket ettikleri esnada, beyinlerinde birkaç kortikal bölge arasındaki etkileşimin arttığı ve beyin aktivasyonlarında anormal paternler sergiledikleri görülmüştür (1,24).

2.3.3. Postural Stabilite ve Denge Defektleri

Dik duruşta, postural kontrolü sağlayabilmek, çoklu duyuşal girdinin, kortikal, subkortikal ve medüller seviyelerdeki entegrasyonu ile gerçekleşmektedir.

AİS'li bireylerde postural kontrolde birtakım bozulmalar olduğu belirtilmektedir. Bu durumu, duyuşal girdilerdeki değişimlerinin, santral entegrasyonlarının, duyuşal mekanizmalarındaki değişimlerin ve motor tepkilerinin etkilediği ifade edilmektedir. Ayrıca, AİS'li bireylerin vestibüler girdideki değişimleri ve azalan propriyoseptif performanslarının, postural kontrolleri üzerine etkisi olabileceği belirtilmiştir (25).

Aynı zamanda, plantar basınç ve stabilometre de AİS'li bireylerin postural stabilitesi açısından bilgi sağlamaktadır. Çift eğri paternine sahip, orta şiddette eğri olan AİS'li kızlarda plantar basınç ve stabilometre parametrelerinin değerlendirildiği bir çalışmada, AİS'li kızların, sağlıklı kontrol grubuna göre, daha zayıf postural kontrole sahip olduğu ve ayak basınç merkezlerinde daha fazla sapma olduğu görülmüştür (25).

AİS'li bireylerde farklı eğri tiplerinin karşılaştırıldığı başka bir çalışmada, eğri şiddetinin lateral instabiliteyi etkilediği ve majör eğri apeksi, omurganın daha üst segmentlerinde olan bireylerdeki postural stabilitenin, lumbar majör eğri olan bireylere göre daha iyi olduğu bulunmuştur (26).

2.3.4. Omurganın Gelişimi ve Kemik Metabolizması

Anormal iskelet gelişiminin, skolyozun oluşumu ve ilerlemesi ile ilişkili olduğu yaygın olarak kabul edilen bir görüştür. Yapılan çalışmalarda, omurganın

anterior kolonunun, posterior kolonuna göre daha hızlı gelişmesinin, AIS'in oluşumuna neden olabileceği belirtilmektedir (17).

Anterior kolonun hızlı büyümesi, adölesanların büyüme fazı sırasında, endokondral ve membranöz kemikleşme arasındaki bağlantı eksiklikleri ile ilişkilendirilmektedir. Anterior kolonun daha hızlı büyümesi ile daha uzun vertebra korpusları meydana getirerek, longitudinal ve sirküferensiyel büyüme arasında orantısızlığa yol açmaktadır (17).

Kemik mineral yoğunluğu (osteopeni) da AIS'li bireylerde araştırılan konulardan biridir. Özellikle adölesan idiyopatik skolyozu olan kızlarda, kemik mineral yoğunluğunda azalma olduğu literatürde belirtilmekte olup, düşük kemik mineral yoğunluğunun mekanizması ve nedenleri net olarak belirlenmemiştir (17).

Ancak; geç başlangıçlı menarşa bağlı, daha fazla kemik gelişimi ve göreceli olarak düşük kalsiyum alımı, adölesan idiyopatik skolyozlu kızlarda, osteopeni görülmesinin, olası nedenleri olarak gösterilmiştir (27,28). Aynı zamanda osteopeninin, eğri progresyonunu arttırıcı bir faktör olduğu belirtilmektedir (17).

2.3.5. Metabolik Faktörler

AIS'in, kızlarda daha yüksek olan prevalansının, hormonal faktörlerle de ilişkili olabileceği belirtilmektedir (17).

Yapılan çalışmalara göre, AIS'li kızların, östrojen seviyelerinin normal veya daha düşük, testosteron seviyelerinin ise normalden daha yüksek veya daha düşük olduğu bulunmuştur (29,30). Ancak bu durumu oluşturan mekanizma, tam olarak anlaşılamamıştır.

AIS'li bireylerde leptin hormon seviyesi ile ilgili çalışmalar bulunmaktadır. 10 yaşındaki kızlarda, daha düşük vücut ağırlığı, kanda daha az seviyede leptin bulunması ve yüksek seviyede adinopektin bulunması durumunda, bu bireylerde, 15 yaşlarında skolyoz geliştiği görülmüştür. Aynı zamanda hem düşük hem yüksek BKİ durumlarında, AIS insidanslarının daha yüksek olduğu, ancak; düşük BKİ durumunda, AIS insidansının en yüksek olduğu belirtilmiştir (31,34).

Diğer hormon etkileri de AIS'li bireylerde araştırılmış ve bu bireylerde büyüme hormonunun daha yüksek seviyede olduğu, Folikül Uyarıcı Hormon (FSH)

ve Luteinleştirici Hormonun (LH) ise daha düşük seviyede olduğu görülmüştür (32,34).

Ayrıca, kasların kasılma mekanizmasında görev alan, kalmodulin ve melatonin kalsiyum bağlayıcı proteinlerinin de idiyopatik skolyozun gelişiminde önemli rolleri olduğu ve skolyozlu bireylerin paraspinal kaslarında, asimetrik kalmodulin dağılımının görüldüğü belirtilmektedir (33). Bu durumun, skolyozun etiolojisinde rolü olmadığı, ancak; lokal kalsiyum metabolizmasındaki değişimleri gösterdiği ifade edilmektedir.

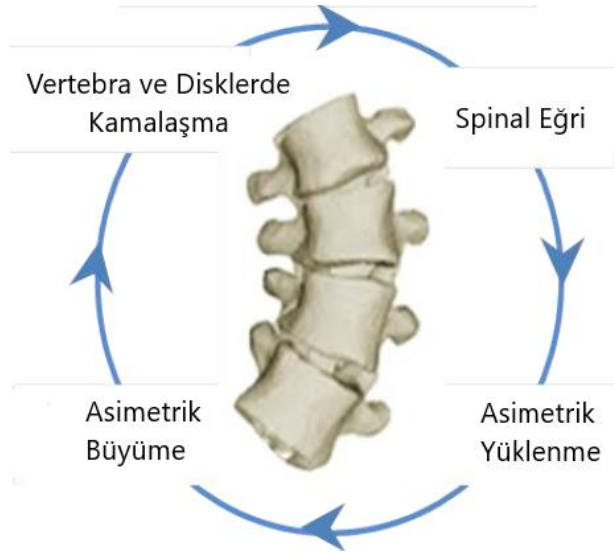
İdiyopatik skolyozlu ve konjenital skolyozlu çocuklarda yapılan bir çalışmada, idiyopatik skolyozlu çocukların kanlarındaki melatonin seviyesinin konjenital skolyozlu çocuklarınkine göre daha düşük olduğu bulunmuştur. Aynı zamanda, idiyopatik skolyozlu çocuklarda, paratiroid hormonu, D vitamini ve alkalik fosfataz seviyelerinin de daha düşük olduğu görülmüştür. Bu seviyelerdeki azalmanın, daha düşük kemik mineral yoğunluğuna ve negatif bir kalsiyum dengesine neden olduğu ifade edilmektedir (34).

2.3.6. Biyomekanik Faktörler

AİS'in başlangıcında, biyomekanik faktörlerin rolü belirsiz olmakla birlikte, progresyonunun artışında etkisi olduğu belirtilmektedir (1). AİS biyomekaniği ile ilgili farklı teoriler bulunmaktadır.

Biyomekanik anlamda, AİS'in progresyonu, büyüme plaklarının asimetrik olarak yüklenerek, baskı altında kalan tarafta vertebral gelişimin engellenmesine neden olduğunu öne süren, Hueter Volkmann prensibine dayanmaktadır (17).

“Vicious Cycle” (kısır döngü) teorisine göre, Hueter Volkmann prensibine dayalı olarak, eğrinin konveks tarafına kıyasla, konkav taraf büyüme plaklarının asimetrik yüklenmesi nedeniyle, yine konkav tarafta vertebral büyümeyi engelleyeceği ifade edilmektedir. Bu durum, frontal planda, vertebralarda kamalaşmayı meydana getirmektedir (Şekil 2.1) (1,17,35).



Şekil 2.1. Vicious Cycle (Kısrır Döngü) (35).

“Chaos” teorisine göre; kaotik skolyozun, omurganın 3 boyutlu deformitesi olarak, adölesanların yaklaşık %2,5’inde ve Cobb açısı 20° ’nin altında ortaya çıktığı belirtilmektedir. Bu dinamik skolyoz, çoğu çevresel faktörden etkilenmektedir. Bu teorinin, Newton’un yerçekimi yasasına göre, “Elma ağaçtan düştüğünde, düşeceği yeri tahmin edebiliriz, ancak; yaprak, ağaçtan düştüğünde düşeceği yeri tahmin edemeyiz, çünkü yaprak rüzgâra karşı hassastır,” fikriyle paralellik yansıttığı ifade edilmektedir. Bu tür bir öngörülemezliğin, büyüme ve gelişme sırasında, aynı şekilde skolyoz için de söz konusu olduğu belirtilmektedir. Omurga, büyüme ve gelişme döneminde, sinir sisteminin etkilerine karşı oldukça hassastır. Bu nedenle, sinir sistemindeki herhangi bir değişim, 20° ’nin altındaki skolyozun deterministik kaosunu oluşturmaktadır. Skolyozun progresyonunun, gerçekleşeceği ne kesindir ne de tahmin edilebilir, çünkü; skolyozun erken gelişimi sırasında, sinir sistemi sürekli olarak adapte olmaya ve asimetrik büyümeyi düzeltmeye çalışmaktadır (36).

“Tensegrity” teorisine göre, insan vücudu kasların, ligamentlerin, fasyaların gerilimi ve iskelet yapısı ile “tensegrity” gibi bir yapıya benzetilmektedir. “Tensegrity” kelimesi, tension (gerilim) ve integrity (bütünsellik) kelimelerinden oluşan ve mimariden gelen bir terimdir. Çocuklar geliştikçe, kemikler ve kartilaj, kasları, ligamentleri ve fasyaları uzatarak büyümeyi ve yeniden şekillenmelerini sağlamaktadır. Artan vücut kütlesi ve kaldıraç kollarına uyumu sağlamak için, kasların hem uzaması hem de kuvvetlenmesi gerekmektedir. AIS’li bireylerde,

iskelet gelişimi ve kas maturasyonu arasında bir dengesizlik görülmektedir. Literatüre göre AIS'in etiopatogenezi göz önüne alındığında şu şekilde özetlenmektedir: Büyüme atağı sırasında "tensegrity" azalmasından kaynaklanan kas maturasyonunda gecikme ve iskelet üzerinde azalmış ön gerilim olduğu belirtilmektedir. Hueter Volkmann prensibine göre, AIS'li bireylerde azalan aksiyal spinal kompresyon, kemiklerin büyümesini sağlamaktadır. Aynı zamanda, azalan spinal kompresyon, daha düşük vertebral kemik yoğunluğuyla ve artmış disk yüksekliğiyle sonuçlanmaktadır. Bu şartlarda ligamentler, daha fazla uzamamaktadır ve intervertebral disklerle beraber gelişmemektedir. Omurga gelişimi sırasındaki bu tür farklılıklar, omurgada eğilmelere ve rotasyonlara neden olmaktadır ve bu durum, AIS için tipik olarak, 3 boyutlu spinal deformitenin yavaş gelişimini, mekanik olarak açıklamaktadır (37).

2.4. Adölesan İdiyopatik Skolyozun Bulguları ve Fonksiyonel Etkileri

2.4.1. Gövde Asimetrisi ve Kozmetik Deformite

AIS'li bireylerde, üç boyutlu etkilenimlere bağlı postural farklılıklar görülmektedir. Bu farklılıklar, eğrinin bölgesine göre değişiklikler gösterebilmeye beraber; göğüs kafesi ve gövdede asimetrisi, omuz ve bel asimetrisi, gövde dengesizliği ve gövdenin aksiyal rotasyonuna bağlı sırtta veya belde oluşan tümseklerdir (38).

Bu postural asimetrisi ve kozmetik deformite, skolyozun progresyon riskiyle bağlantılı olmakla beraber; bireyin fonksiyonel aktivitelerini ve yaşam kalitesini de olumsuz yönde etkileyebilmektedir (39).

2.4.2. Mobilite-Stabilite İlişkisi

AIS'li bireylerde, postural asimetrisiye bağlı olarak, dinamik postür ve koordinasyonda birtakım bozulmaların meydana gelebileceği ifade edilmektedir.

Klinik olarak, skolyozlu bireylerin yürüyüş sırasında biyomekanik analizleri sonucunda, pelvisin üç düzlemde de hareket açıklığının azaldığı gözlemlenmiştir. Bu durumun genellikle, pelvisin strüktürel anomalilerden kaynaklanan mekanik değişimlerine bağlı olduğuna inanılmaktadır. Ayrıca, hareket açıklığındaki

kısıtlılığın, direkt olarak spinal deformitenin bir sonucu olduğu da belirtilmektedir (7,40).

Yürüyüş sırasında, kalça eklemının, üç düzlemdeki, hareket açıklığında da hafif miktarda azalma olduğu ifade edilmektedir. Ancak; bu durumun nedeni net olarak bilinmemekle birlikte, sınırlı pelvik harekete veya femur baş-boyun deformitelerine bağlı olabileceği belirtilmektedir. Yürüyüş sırasında alt ekstremitte hareket açıklığındaki kısıtlamanın, aynı zamanda, postural stabiliteyi sağlama stratejisi olduğuna dair de görüşler bulunmaktadır (7,40).

Distalde bulunan segmentlerin kinematiği, skolyozlu bireylerde daha değişkendir. Diz ve ayak bileği hareketlerinin normalden sapıp saptmadığı konusunda güçlü bir fikir birliği bulunmamaktadır. Dizin sagittal plandaki hareket açıklığının azaldığına dair kanıtlar bulunmasına rağmen, bu etkinin mekanizması net olarak bilinmemektedir (40).

Torakolumbar eğrili bireylerde yapılan yürüyüş analizinde, deformite şiddetinin artışıyla, dizdeki hareket açıklığının azaldığı bulunurken, ayağın yer ile ilk teması sırasındaki diz fleksiyon açısında artış olduğu görülmüştür. Ayrıca, pelvik hareket açıklığındaki azalmanın, eğri şiddeti daha fazla olan bireylerde, daha belirgin olduğu bulunmuştur (7,40).

Skolyozdaki kinetik ve kinematik değişkenliklerin, yürüyüş sırasındaki stabilitede etkileri olabileceği belirtilmektedir. Ayrıca, skolyozlu bireylerde, ayakta duruş ve dinamik denge değişikliklerinin, strüktürel deformiteden kaynaklanan vücut kütle merkezindeki değişimlerden ve eklem hareketlerindeki kısıtlılıklardan kaynaklandığı ifade edilmektedir (7).

2.4.3. Yürüyüş

Yürüyüşün fonksiyonel olabilmesi için, omurganın, pelvisin, kalçanın, dizin, ayak bileğinin ve üst ekstremitelerin koordineli bir şekilde çalışması gerekmektedir. AIS, bireylerin yürüyüşü sırasında, spinal mobilitede, gövde dengesinde ve hareket paternlerinde bir takım değişikliklere neden olmaktadır.

AIS'li bireylerde, deformiteye bağlı olarak vücut ağırlık merkezinde değişiklikler görülmektedir. Gövde, bu değişimleri kompanse edebilmek ve yürüyüş sırasındaki dengeyi devam ettirebilmek için, bu bireylerde, bazı yürüyüş

bozukluklarının görülmesine neden olmaktadır (3). Ayakta duruş ve yürüyüş sırasındaki postural değişiklikleri tanımlamak, AİS’li bireylerin yaşam kalitelerini iyileştirme açısından önem taşımaktadır.

Tek torasik eğrili (Lenke tip 1) AİS’li bireylerde, yürüyüş sırasındaki, postural deviasyonları ve eklem kinematiklerini, sağlıklı yaşlılarına göre karşılaştıran bir çalışmada, AİS’li bireylerden şiddetli torasik eğriye sahip olanlarda, gövde, pelvis ve alt ekstremitte deviasyonlarının daha fazla olduğu görülmüştür. Yürüyüş sırasındaki postural deviasyonların, eklemlerin yüklenmelerindeki 3 boyutlu değişimlere de neden olduğu belirtilmektedir. Bu tür deviasyonların belirlenmesi ve ilgili eklem kinetiklerindeki değişimlerin izlenmesinin, tedavi sonuçlarını geliştireceği ifade edilmektedir (70).

Ayrıca, AİS’li bireylerde, yürüyüş sırasındaki enerji tüketimi ve kas aktivasyonun sağlıklı yaşlılarına göre daha fazla olduğu belirtilmektedir.

AİS’li bireylerin yürüyüşlerindeki bozukluklar ve skolyotik eğrinin progresyonu altında yatan sebepler, henüz net olarak ortaya konulmamıştır. Ancak; nörolojik disfonksiyonlara bağlı olduğu görüşü hem spinal deformiteyi hem de yürüyüş deviasyonlarını açıklayıcı yönde olduğu belirtilmektedir. Yürüyüş sırasındaki, motor kontrol ve somatosensöriyel fonksiyonun araştırılmasının, skolyozlu bireylerde nörolojik etkilerin belirlenmesi açısından faydalı olacağı ifade edilmektedir (70).

2.4.4. Yaşam Kalitesi

Dünya Sağlık Örgütü’ne göre, bireylerin yaşam kalitesinin, hayatı algılama şekilleri, içinde buldukları kültürleri, hedefleri, yaşam standartları ve endişeleri ile bağlantılı olduğu belirtilmektedir. Dolayısıyla, bireylerin yaşam kalitesi, sağlık durumu, fiziksel fonksiyon kabiliyeti, psikolojik ve sosyal durumlar gibi alanların tümü ile bağlantılıdır.

AİS, kompleks ve çoğunlukla ilerleyici bir durum olması sebebiyle, bireylerin yaşam kalitesini etkilemektedir. AİS’in tedavisinde primer amaçlar; bireylerin deformite progresyonunu durdurmak, estetik olarak görünümünü iyileştirmek ve yaşam kalitesini arttırmaktır (41).

Ağrı, bireylerin yaşam kalitesini etkileyen bir faktördür. AIS’li bireylerin % 60-70’inde sırt ağrıları görülebildiği, ancak; bu ağrıların nadiren şiddetli ve bireylerin çoğunluğunda majör bir fonksiyon kaybı oluşturmadığı ifade edilmektedir (1).

AIS’li bireyler ile sağlıklı bireylerin yaşam kalitesinin karşılaştırıldığı çalışmada, AIS’li bireylerin “ağrı” ve “imaj” skorlarının olumsuz yönde etkilendiği sonucuna varılmaktadır (42,44). AIS’li bireylerde, eğri şiddeti ile yaşam kalitesi arasındaki ilişkinin araştırıldığı başka bir çalışmada ise, 50°’den fazla eğriliği olanlarda, 30°-50° arasında ve 30°’den daha az eğriliği olanlara göre, “ağrı”, “imaj” ve total yaşam kalitesi skorlarının olumsuz yönde etkilendiği görülmüştür (43,44). Aynı zamanda, özellikle uzun dönemli korse kullanımı olan AIS’li bireylerin, psikolojik streslerinde artış ve vücut imajlarıyla ilgili endişelerinin olduğu belirtilmektedir (1).

Özellikle eğri şiddeti daha fazla olan AIS’li bireylerde görülen postural değişimlerin, ayakta duruş postüründe instabiliteye ve yürüyüş bozukluklarına neden olarak, ağrı şikayetine ve yaşam kalitesinde azalmaya neden olabildiği ifade edilmektedir (3).

2.5. Adölesan İdiyopatik Skolyozda Klinik Değerlendirme

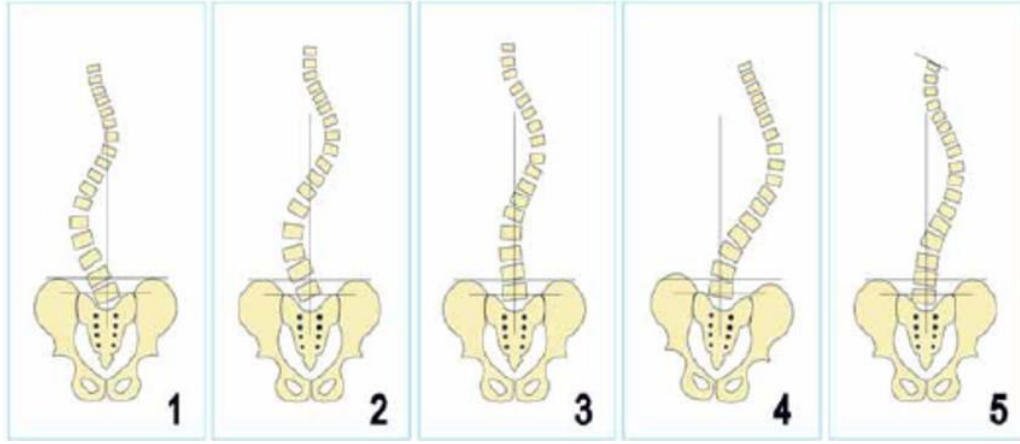
2.5.1. Adölesan İdiyopatik Skolyozun Sınıflandırılması

AIS’li bireyler farklı eğri paternleri sergilemektedir. Skolyozun sınıflandırma sistemleri, deformitelerin özelliklerinin belirlenmesinin yanısıra, konservatif ve cerrahi tedavilerin planlanması açısından da önem taşımaktadır.

AIS için sınıflandırma, ilk olarak Ponseti ve Friedman tarafından yapılmıştır. Bu sınıflandırmaya göre, eğri paternleri, eğri apekslerinin lokasyonuna göre adlandırılmıştır. Apeksi torasik 12 ve lumbar 1 arasında ise, torakolumbar, apeksi torasik 12 üzerinde ise torasik, apeksi lumbar 1’in altında ise lumbar olarak adlandırılmıştır. Ancak, bu sınıflandırma sistemi, eğri paternlerini, sadece eğrinin lokasyonuna göre adlandırdığı için, deformiteyi tanımlamada yetersiz kalmıştır (45).

King ve Moe tarafından, eğrinin paterni, şiddeti ve esnekliği göz önünde bulundurularak, 5 farklı eğri tipinden oluşan bir sınıflandırma tanımlanmıştır. Bu sınıflandırmanın dezavantajları ise; skolyotik eğriyi sagittal planda

değerlendirmemesi ve çift ya da üçlü majör eğrileri hesaba katmaması olmuştur (Şekil 2.2) (46,47,48).



Şekil 2.2. King-Moe sınıflandırması (47).

Lenke tarafından hem frontal hem sagittal planın göz önünde bulundurulduğu, eğri paterninin daha ayrıntılı tanımlanmasını sağlayan sınıflandırma oluşturulmuştur. AIS'li bireylerin antero-posterior ve sagittal röntgen grafigerine göre, 1'den 6'ya kadar eğri tipleri; A, B, C, olarak ifade edilen lumbar değişkenleri; -, +, N şeklinde ifade edilen torasik sagittal değişkenleri göz önünde bulundurulmuş yapıldığı bir sınıflandırma yöntemidir. Diğer sınıflandırma yöntemlerine göre daha kapsamlı ve geçerli olmasına rağmen, sistemin karmaşık olması ve deformiteyi üç boyutlu olarak ele almaması konusunda dezavantajlı bulunmuştur (Şekil 2.3) (46,47).

Curve type				
Type	Proximal thoracic	Main thoracic	Thoracolumbar/lumbar	Description
1	Nonstructural	Structural (major)	Nonstructural	Main thoracic (MT)
2	Structural	Structural (major)	Nonstructural	Double thoracic (MT)
3	Nonstructural	Structural (major)	Structural	Double major (DM)
4	Structural	Structural (major)	Structural (major)	Triple major (TM) [§]
5	Nonstructural	Nonstructural	Structural (major)	Thoracolumbar/lumbar (TL/L)
6	Nonstructural	Structural	Structural (major)	Thoracolumbar/lumbar-main thoracic (TL/L-MT)

Structural criteria
(Minor curves)

Proximal thoracic – Side bending Cobb $\geq 25^\circ$
– T2-T5 kyphosis $\geq +20^\circ$

Main thoracic – Side bending Cobb $\geq 25^\circ$
– T10-L2 kyphosis $\geq +20^\circ$

Thoracolumbar/lumbar – Side bending Cobb $\geq 25^\circ$
– T10-L2 kyphosis $\geq +20^\circ$

Location of apex
(SRS definition)

Curve	Apex
Thoracic	T2-T11/12 disk
Thoracolumbar	T12-L1
Thoracolumbar/lumbar	L1/2 disk-L4

Modifiers

Lumbar spine modifier	CSVL to lumbar apex	Thoracic sagittal profile T5-T12	
A	CSVL between pedicles	- (hypo)	$<10^\circ$
B	CSVL touches apical body(ies)	N (normal)	$10^\circ-40^\circ$
C	CSVL completely medial	+ (hyper)	$>10^\circ$

Curve type (1-6) + lumbar spine modifier (A, B, C) + thoracic sagittal modifier (-, N, +)
Classification (eg, 1B+): _____

Şekil 2.3. Lenke sınıflandırması (46).

SRS (Scoliosis Research Society) sınıflandırmasına göre ise, primer eğri apeksi, torasik 2 vertebra ile torasik 11-12 intervertebral disk aralığında ise “torasik”; torasik 12 vertebra ile lumbar 1 vertebra arasında ise “torakolumbar”; lumbar 1-2 aralığındaki intervertebral disk ile lumbar 4 vertebra arasında ise “lumbar”; birbirine yakın derecelerde iki yapısal eğrilik beraber bulunuyor ise, “çift majör eğri” olarak tanımlanmaktadır (46,47).

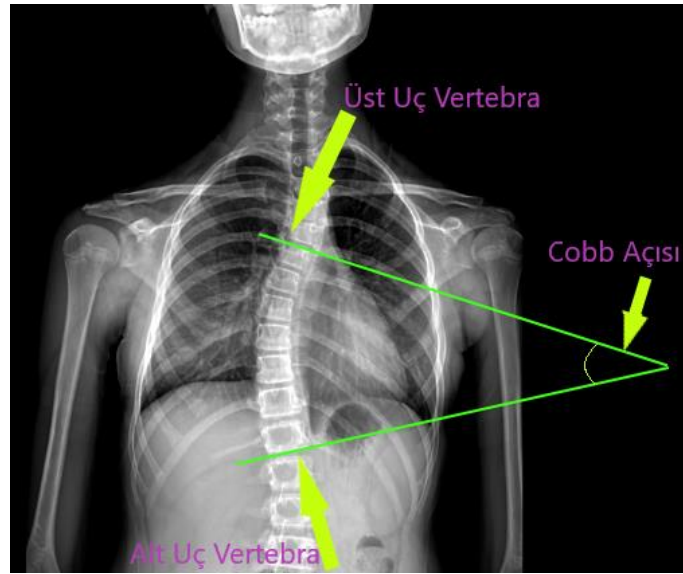
Bu sınıflandırma sistemlerinin bilinmesi, bireylerin eğri dizilimleri hakkında bilgi vererek tedavi planlamasının yapılmasında ve skolyozun tedavisinde rol alan diğer disiplinler ile ortak bir dil geliştirebilmede önem taşımaktadır.

2.5.2. Radyolojik Değerlendirme

Omurga deformitelerinin değerlendirilmesinde, ayakta, iki metre mesafeden ön-arka ve yan radyografiler çekilmektedir. Ön-arka grafiler üzerinden eğriliğin tipi, iskelet gelişimi ve alt ekstremitte uzunluk farkları araştırılabilmektedir.

Eğriliğin şiddeti, ön-arka radyografiler üzerinden ölçülmektedir. Bu ölçümde, altın standart olan Cobb yöntemi kullanılmaktadır. Bu yöntemde göre; eğriliğe katılan üst uç vertebranın üst kenarı ve alt uç vertebranın alt kenarına paralel olarak çizilen

çizgiler arasındaki açı, Cobb açısı olarak tanımlanmaktadır (47) (Şekil 2.4). Cobb açısı, 10° 'nin üzerindeki eğrilikler skolyoz olarak kabul edilmektedir.



Şekil 2.4. Eğri şiddetinin Cobb yöntemiyle ölçümü.

2.5.3. Vertebral/Aksiyal Rotasyonun Değerlendirilmesi

Skolyozun aksiyal rotasyonunun ölçümü, skolyoz takibinde önem taşıyan ve uygulanan tedavinin etkinliğini değerlendirmede kullanılan, kolay ve güvenilir bir değerlendirme yöntemidir.

Bu ölçüm, Adam'ın Öne Eğilme Testi sırasında, skolyometre kullanılarak yapılmaktadır. Hastanın ayakları 15 cm aralıklı, dizleri gergin, omuzları gevşek bir şekilde öne eğilmesi istenerek, skolyometre eğri apeksleri üzerine yerleştirilip ölçülen rotasyon dereceleri kaydedilmektedir (49).

Bunnell skolyometre, klinikte en sık tercih edilen skolyometredir. Skolyometre ile ölçümün, skolyozun takibinde geçerli ve güvenilir olduğu belirtilmektedir (50). Skolyometrede okunan, 4° 'nin üzerindeki değerler, spinal asimetrinin bulunduğu işaret etmektedir (51).

Vertebral rotasyonun ölçümünde, radyolojik olarak çeşitli ölçüm yöntemleri bulunmaktadır. Nash-Moe Methodu, vertebra korpusunun genişliği göz önünde bulundurularak, konveks pedikülün yer değiştirme yüzdesi, vertebral rotasyon açısını tahmin etmede kullanılmaktadır. Bu yöntemin avantajı; pediküllerin pozisyonu, intervertebral rotasyondan daha az etkilendiği için, rotasyon ölçümünde pediküllerin

referans noktası olarak alınması daha güvenilirdir. Dezavantajları ise; rotasyonun, mevcut olduğundan daha fazla tahminine neden olabilmektedir. Ayrıca, şiddetli bir rotasyon durumunda ya da omurgada cerrahi enstrümantasyon varlığında, pediküllerin görünürlüğü kötü olabilmektedir (52).

Perdriolle Methodu'na göre, vertebra korpusunun sağ ve sol olmak üzere iki kenar noktası işaretlenmektedir. Şeffaf torsiyon metre radyografi üzerine yerleştirilmektedir. Rotasyon açısı, konveks pediküle çizilen dik çizgi aracılığıyla belirlenmektedir. Avantajları; ekonomiktir, basittir ve genel olarak, $\pm 5^\circ$ doğru ölçümler sağlamaktadır. Dezavantajları; radyografi üzerinde işaretlemeye zorluklar olabilmektedir, 2 mm hata 5° rotasyona karşılık gelmektedir ve büyük rotasyon derecelerini ölçerken, ölçümün doğruluğu azalmaktadır (52).

Raimondi Methodu, Perdriolle Methodu ile benzerlik göstermektedir, ancak işaretleme gerektirmemektedir. Bu yönteme göre, vertebra korpusunun genişliği ve pediküler sapma miktarı milimetre cinsinden ölçülmektedir. Raimondi ölçüm cetveli ile ölçüme göre, derecelendirme şablonu üzerinden rotasyon derecesi belirlenmektedir. Raimondi methodunun kullanımının, Perdriolle methodu'na göre, biraz daha kolay ve güvenilir olduğu ifade edilmektedir (53).

2.5.4. Gövde Asimetrisinin Değerlendirilmesi

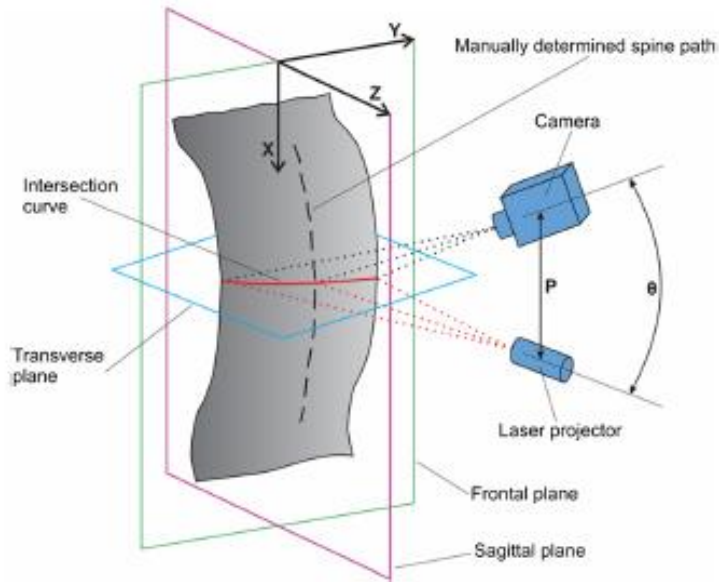
Vücut postürünün ve segmental diziliminin, bireyler için önemli bir sağlık göstergesi olduğu ifade edilmektedir. Postürün aynı zamanda, günlük aktivitelere eşlik eden motor alışkanlıklara bağlı olduğu da düşünülmektedir.

Normal vücut postürü, spinal dizilime bağlı olarak, bireyin baş ve pelvisinin aynı vertikal hatta olması, şeklinde tanımlanmaktadır. Bireylerin postürü, yaş, cinsiyet, vücut gelişimi, çevresel faktörlere bağlı olarak çeşitlilikler sergilemektedir. Postürün değerlendirilmesi, aynı zamanda bireylerin genel sağlığı açısından da önem taşımaktadır. Bazı postural asimetri, skolyoz gibi çeşitli deformitelerin varlığına işaret edebilmektedir (54).

AİS'li bireylerin, eğri bölgesine göre değişmekle beraber; baş ve gövde konumunda, omuz ve kalça seviyelerinde, bel oyunlarında asimetrilere rastlanmaktadır. Bu bireylerde, postürün düzenli olarak takibi, hem uygulanan tedavinin etkinliği hem de bireyin skolyoz progresyonu hakkında fikir vermesi

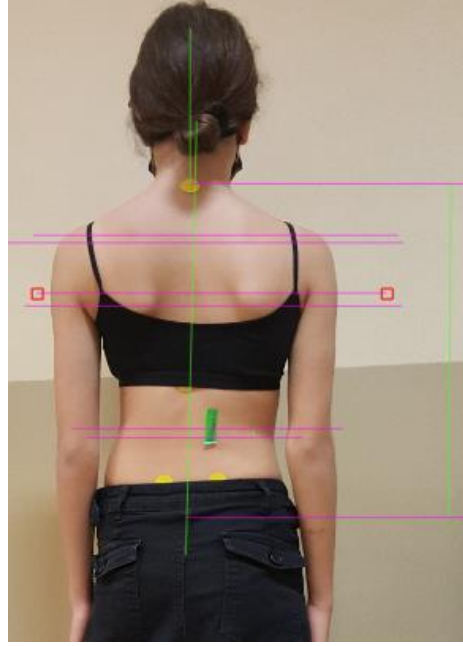
açısından önem taşımaktadır. Postür asimetrisinin değerlendirilmesinde, üç boyutlu ve iki boyutlu topografik değerlendirme yöntemleri bulunmaktadır.

Lazerli triangülasyon sistemi, omurgadaki eğriliğin üç boyutlu olarak değerlendirilmesinde kullanılmaktadır. Bu görüntüleme sistemi, kamera ve lazer projektörü olmak üzere, iki temel unsurdan oluşmaktadır (Şekil 2.5). Lazer projektör ile kamera arasındaki mesafe bilinmektedir. Omurgadaki ilgili bölge, palpasyonla belirlenen kemik çıkıntıları referans alınarak, işaretlenmektedir. Lazer projektör ışığı, kişinin sırtını aydınlatır, ilgili omurga bölgesi ile lazer çizgisinin kesişimi sağlanır ve kamera kullanılarak ölçümlenir. Üç düzlemin kesiştiği açı, triangüler method ile hesaplanır. Lazer triangülasyon yönteminin geçerli ve tekrarlanabilir bir yöntem olduğu belirtilmektedir (55).



Şekil 2.5. Lazerli triangülasyon sistemi şeması (55).

Postural değerlendirmede, iki boyutlu topografik değerlendirme yöntemlerinden ise, fotoğraf üzerinden ölçüm yönteminin, literatürde, uygulaması kolay, düşük maliyetli, bireylerin radyasyona maruz bırakılmadan ve objektif veriler üzerinden takibini sağladığı için kullanışlı olduğu ifade edilmektedir (Şekil 2.6).



Şekil 2.6. Fotoğraf üzerinden gövde asimetrisinin değerlendirilmesi.

Yapılan çalışmalara göre, fotoğraf üzerinden gövde asimetrisi ölçümlerinin, güvenilir, geçerli ve değerlendirenler arası güvenilirliğinin de “iyi” ile “mükemmel” arasında olduğu belirtilmektedir (54,56).

2.6. Adölesan İdiyopatik Skolyozda Yürüyüşün Değerlendirilmesi

2.6.1. Yürüyüşün Biyomekaniği

Yürüyüş, gravite merkezinin sagittal düzlemde öne doğru yer değiştirmesi ile birlikte gövdenin ve ekstremitelerin ritmik alternatif hareketleri olarak tanımlanmaktadır (58).

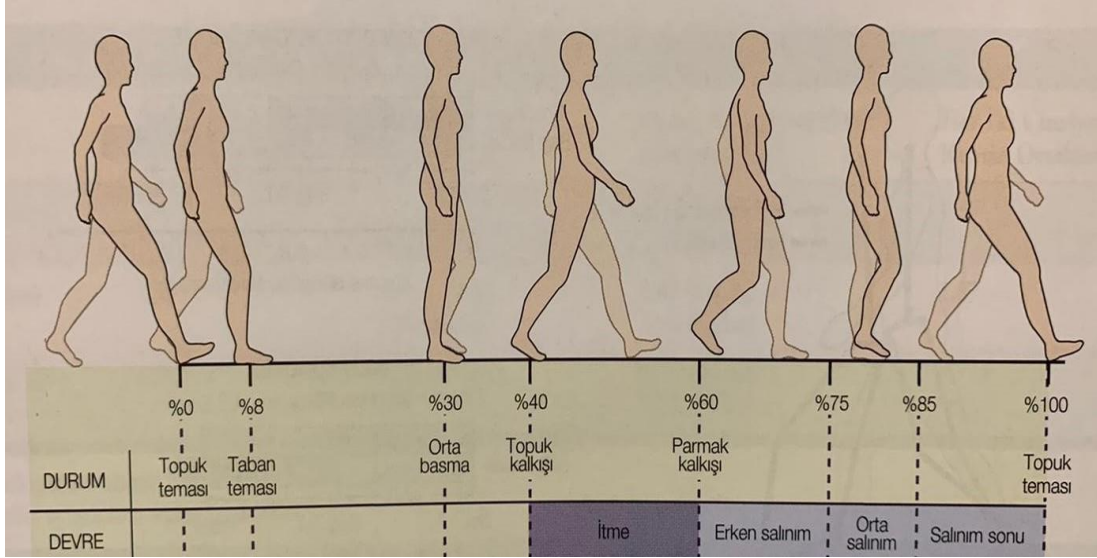
Bunu sağlayabilmek için, fizyolojik sistemlerin, santral ve periferel sinir sistemlerinin, hareket eden ve destekleyen kas-iskelet sisteminin ve kardiyopulmoner sistemin entegre olarak çalışması gerekmektedir (3).

Yürüyüş döngüsü, bir ayağın yerle ilk teması ile aynı ayağın ikinci kez yerle teması arasındaki periyod olarak ifade edilmektedir. Yürüyüş döngüsü, duruş fazı ve sallanma fazı başlıkları altında sınıflandırılmaktadır (59,60).

2.6.2. Yürüyüşün Evreleri

Duruş fazı, yürüyüş döngüsünün %60'ını oluşturmaktadır olup, ayağın yerle ilk teması ile başlayarak, parmakların itme fazı ile sonlanmaktadır ve bu fazda 5 olay gerçekleşmektedir. Bunlar; topuk teması, taban teması, duruş fazı ortası, topuk kalkışı ve parmak kalkışı olarak belirtilmektedir. Topuk teması, yürüyüş döngüsünün %0'ında, topuğun yere değmesi olarak tanımlanmaktadır. Taban teması, ayağın tüm plantar bölgesinin yer ile temas ettiği süreci ifade etmekte olup, yürüyüş döngüsünün %8'lik bölümünü oluşturmaktadır. Duruş fazı ortası, femur büyük trokanterinin, sagittal planda, vertikal olarak ayağın orta noktası üzerinde olduğu anı belirtmekte olup, yürüyüş döngüsünün %30'una veya duruş fazının %50'sine karşılık gelmektedir. Topuk kalkışı, topuğun yer ile temasının kesildiği anı ifade etmektedir ve genellikle yürüyüş döngüsünün %30'u ile %40'ı arasında meydana gelmektedir. Parmak kalkışı ise, parmakların yer ile temasının kesildiği anı belirtmekte olup, yürüyüş döngüsünün %40'lık kısmını oluşturmaktadır.

Sallanma fazı, yürüyüş döngüsünün %40'ını oluşturmaktadır olup, genel olarak erken, orta ve geç sallanma olmak üzere 3 alt başlıkta incelenmektedir. Erken sallanma, parmak kalkışından, orta sallanmaya kadar olan süreyi ifade etmekte olup, yürüyüş döngüsünün %60'ı ile %75'i arasındadır. Orta sallanma fazı, karşı ekstremitenin duruş fazı ortasından çok kısa bir süre sonrasında, salınan taraf ayağın, duruş fazındaki ayağın önüne geçtiği zamana karşılık gelmekte olup, yürüyüş döngüsünün %75'i ile %85'i arasındadır. Geç sallanma fazı ise, sallanma fazı ortasından, ayağın yer ile temasına kadar olan süreyi ifade etmekte olup, yürüyüş döngüsünün %75'i ile %100'ü arasındadır (Şekil 2.7) (61).



Şekil 2.7. Yürüyüşün evreleri (61).

2.6.3. Yürüyüşün Zaman-Mesafe Karakteristiklerinin Analizi

Yürüyüşün zaman-mesafe karakteristiklerinin ölçümü, yürüyüş deviasyonlarını tespit etme, uygun tedaviye karar verme ve bireylerin gelişimini monitörize etme açısından önemlidir. Yürüyüşün zaman-mesafe karakteristikleri; adım süresi, adım uzunluğu, çift adım uzunluğu, destek yüzeyi, ayak açısı, tek ve çift destek süresi, yürüyüş hızı ve kadanstan oluşmaktadır.

Gözlem ve ayak izi yöntemi ile yapılan yürüyüş değerlendirmeleri yaygın olarak kullanılmakla birlikte, zaman mesafe karakteristiklerinin belirlenmesinde güvenilirlik oranı düşüktür. Ayak izi yöntemi, mesafe karakteristikleri değerlendirilmesine izin verir, gözlem ile analiz açısından da ölçümlerin gözlem ve video kayıt yöntemi ile birlikte kullanıldığı durumlarda sınırlı ölçüm yapılabilmektedir (57).

Bu nedenle yürüyüşün zaman mesafe karakteristiklerinin objektif olarak değerlendirilmesi amacıyla altın standart olarak kabul edilen güvenilir ve geçerli yöntemlerin kullanılması önemlidir. Basınca duyarlı sensörlerin aktivasyonu ile ölçüm yapan GAITRite elektronik yürüme yolu değerlendirmede sıklıkla tercih edilmektedir (57).

Adım süresi (sn): Bir ayağın topuk teması ile karşı taraf ayağın topuk teması arasındaki süreyi ifade etmektedir.

Adım uzunluğu (cm): Bir ayağın topuğunun yere temas eden noktası ile diğer ayağın topuğunun yere temas eden noktası arasındaki uzaklığı ifade etmektedir.

Çift adım uzunluğu (cm): Bir ayağın topuğunun yere temas eden noktası ile aynı taraftaki topuğun yere temas eden noktası arasındaki uzaklığı ifade etmektedir.

Destek yüzeyi (cm): Her iki ayakta topukların yer ile temas ettiği noktalar arasında, ilerleme yönüne dik olarak ölçülen uzaklığı ifade etmektedir.

Ayak açısı (°): Topuk orta noktası ile 2. ayak parmağı arasında uzanan hat ile ayağın progresyon (ilerleme) hattı arasındaki açıyı ifade etmektedir. Ayak orta hat çizgisi, progresyon çizgisinin dışında ise pozitif (+), içinde ise negatif (-) derece olarak ifade edilir.

Tek destek süresi (sn): Yürüyüş döngüsünün %12'si ile %50'si arasındadır ve karşı taraf bacağın öne ilerlediği sırada, aynı taraf bacak ile vücut ağırlığı desteklenmektedir. Aynı zamanda, karşı taraftaki ayağın sallanma fazı süresine eşittir.

Çift destek süresi (sn): Yürüyüş döngüsünün, ilk %12'lik bölümü, vücut ağırlığı çift destek fazında, bir ayaktan diğerine aktarılırken, vücudun ağırlığının taşınması görevidir. Çift destek fazının ikinci defa görüldüğü, duruş fazının son %12'lik bölümü, tüm sallanma fazı boyunca, ekstremitenin yeni lokasyonuna taşınmasına yardımcı olmaktadır.

Yürüyüş hızı (cm/sn): Birim saniyede alınan yolu ifade etmektedir.

Kadans (adım/dk): Dakikadaki adım sayısını ifade etmektedir (58,61).

2.6.4. Adölesan İdiyopatik Skolyozda Yürüyüş Analizi

AİS, omurganın üç boyutlu olarak etkilendiği bir deformitedir. Bu sebeple, AİS'li bireylerde, postural yönelim değişiklikleri ve patolojik yürüyüş paternleri görülebileceği belirtilmektedir (62). Patolojik yürüyüş paternlerini anlayabilmek, AİS'li bireylerde, sorunun kaynağını tespit etmede ve rehabilitasyon programlarını geliştirmede önem taşımaktadır.

AİS'li bireylerin hem statik şartlarda hem de gövdenin asimetrik hareketleri esnasında, frontal, sagittal ve transvers planda, pelvislerinde ve omuzlarında asimetrik

postural yönelimlere sahip olduğu görülmüştür (63). Aynı zamanda, bu bireylerin, daha az pelvik ve spinal hareket açıklığına sahip olduğu (64), dinamik şartlarda spinal kaslarının daha fazla kısaldığı (7,8) ve daha uzun elektromyografik kas aktivitesine sahip olduğu belirtilmektedir (7,8).

AİS’li bireylerde yürüyüş esnasında yürüyüş kinematiklerinin araştırılmasının yanısıra, zaman-mesafe karakteristiklerinin incelendiği çalışmalar da bulunmaktadır. Sağlıklı bireylerle karşılaştırıldığında, AİS’li bireylerin yürüyüş hızlarında herhangi bir problem olmadığı, ancak; yürüyüş hızlarını kontrol etmede farklılıklar gösterdikleri ifade edilmiştir (65,66).

Farklı eğri tiplerinin dahil edilmiş olduğu AİS’li bireylerde yapılan çalışmalarda, bu bireylerin adım uzunluklarında, sağlıklı bireylere göre azalma olduğu belirtilmektedir. Ayrıca, normal bir yürüyüşte, adım uzunluğunun sağ ve sol tarafta simetrik olması beklenirken, AİS’li bireylerin bilateral farklılıklara sahip oldukları ve sağ adım uzunluğunun, sola göre bir miktar daha kısa olduğu belirtilmiştir (65,67).

AİS’li bireylerin, sağlıklı yaşlılarıyla kadans bakımından benzerlik gösterdiği görülmüştür. Ayrıca; kadans ve adım uzunluğunda farklılıklar olmasının, klinik anlamda hastalarda gözlemlenebilir etkiler oluşturmadığı ifade edilmiştir (7,64).

Literatürde, sağlıklı bireyler ile karşılaştırılan çalışmalara göre, AİS’li bireylerin, yürüyüş parametreleri bakımından bazı farklılıklar gösterdiği ifade edilmiştir, ancak; AİS’li bireylerde yürüyüş bozukluklarının kaynağının ve skolyotik eğrilerin progresyonundaki yerinin, henüz net olarak anlaşılmamış bir konu olduğu ve bu konuyla ilgili çalışmalara ihtiyaç duyulduğu belirtilmektedir (40).

2.6.5. Kol Salınımının Biyomekaniği ve Yürüyüşe Olan Etkileri

Normal bir yürüyüş, alt ekstremitelerin, üst ekstremitelerin ve gövdenin birbirleriyle harmonik etkileşimini gerektirmektedir.

Kol salınımları, yürüyüş sırasında, doğal bir şekilde, alt ekstremiteler ile zıt yönlerde, resiprokal olarak gerçekleşmektedir ve bireylerin yürüyüşünü etkilemektedir (68).

Kol salınımının, vücudun vertikal eksenini etrafındaki açısal momentumu azaltarak, enerji tüketimini de azalttığı yönünde etkisi olduğu ifade edilmektedir (13).

Bu mekanizma şöyle açıklanmaktadır; duruş fazını gerçekleştiren ayağın olduğu taraftaki pelvis de, aynı tarafa doğru rotasyona uğramaktadır, bu pelvik rotasyon, gövde ve üst ekstremitelere aktarılmaktadır. Üst ekstremiteler ise, yürüyüş sırasındaki bu rotasyonel hareketi kompanse edebilmek için, fleksiyon ve ekstansiyon hareketlerini gerçekleştirmektedir (15,71).

Yürüyüş sırasında meydana gelen kol salınımları, alt ekstremiteler üzerinde meydana getirdiği biyomekanik etkiler sebebiyle de önem taşımaktadır. Üst ekstremitelerin ritmik osilasyon etkilerinin, yürüyüş sırasında, kollar, bacaklar ve gövde arasında etkileşim meydana getirdiği üzerinde kanıtlar bulunmaktadır (72,73).

Bu kanıtlara göre, yürüyüş sırasında, yer reaksiyon kuvveti ve vücudun ağırlık merkezi komponentleri, kol salınım hareketleri ve yürüyüş hızı değiştirilerek, gövde hareketlerinin minimize edilmesi sağlanmaktadır. Böylece, vücudun ağırlık merkezindeki vertikal dalgalanmaların ve enerji tüketiminin azaldığı belirtilmektedir (74,75).

Üst ekstremitelerin salınımının etkisi, vertikal vücut ağırlık merkezi transferinin ve yer reaksiyon kuvveti momentumunun azalmasına neden olmaktadır (76,77). Bu şekilde de vücudun yürürken daha az enerji tüketmesini (78,79), yürüyüş dengesinin, postural kontrolün (76) ve vücudun rotasyonel stabilitesinin gelişmesini (80) sağlamaktadır. Aynı zamanda, vücut dengesini devam ettirmeye yardımcı olarak, vücudun nöromusküler eforunu da azaltmayı sağlamaktadır (81).

Ayrıca, yürüyüş sırasındaki üst ekstremiteler salınımının, alt ekstremiteleri, kinetik, kinematik ve zaman-mesafe karakteristikleri açısından da etkilediği yönünde çalışmalar bulunmaktadır. Kol salınımındaki değişimlerin; adım genişliği, adım uzunluğu, adım frekansı, yürüyüş hızı, alt ekstremiteler eklemine binen yük, maksimum oksijen tüketim hızı, kalp atım hızı ve oksijen tüketimi üzerine önemli etkilerinin olduğu belirtilmektedir (15).

2.6.6. Adölesan İdiyopatik Skolyozda Neden Yürüyüşte Değişiklik Bekliyoruz?

AİS’li bireylerde, üç boyutlu postural asimetrier görülmektedir (38). Bu postural asimetriyle ilgili olarak, dinamik postür ve koordinasyonda birtakım bozulmalar meydana gelebilmektedir (7,40). Bu bozulmaların sebebinin, AİS’li bireylerin vestibüler girdideki ve propriyoseptif performanslarındaki değişimlerin etkisi olabileceği belirtilmektedir (25).

Bireylerin yürüyüş sırasındaki eklem kinematiklerinin etkilendiği belirtilmektedir. Yürüyüş sırasında, AİS’li bireylerin, kalça ve pelvis kinematiklerinde azalma olduğu ve eğri şiddeti daha fazla olan bireylerde, pelvik kinematiğin de daha az olduğu ifade edilmektedir. Bu durumun, bazı çalışmalara göre postural stabiliteyi sağlayabilmek için bir strateji olabileceği de düşünülmektedir (7,40).

Aynı zamanda, AİS’li bireylerin vücut ağırlık merkezinde sapmalar meydana gelmektedir. Bu yüzden AİS’li bireyler, yürüyüş sırasındaki stabiliteyi devam ettirebilmek için, bir takım postural deviasyonlar sergileyebilmektedir. Bu durum, aynı zamanda, bireylerin enerji tüketimlerini de etkileyebilmektedir (3).

AİS’li bireylerin, yürüyüşleri sırasında, motor kontrolde, somatosensöriyel fonksiyonda, eklem mobilitesinde, postural stabilitede ve değişen vücut ağırlık merkezlerine bağlı gelişen durumlarda, birtakım farklılıklar göstermelerinin, yürüyüşlerini etkilediği görülmektedir. Bireylerin yürüyüş problemlerinin ve bu problemin kaynağının belirlenmesi daha etkin bir yürüyüşün sağlanması ve bireylerin yaşam kalitelerinin geliştirilebilmesi açısından önem taşımaktadır.

2.6.7. Adölesan İdiyopatik Skolyozda Kol Salınımının Önemi

AİS’li bireylerde yürüyüş sırasında sagittal plan kol salınımının araştırılması, kol salınımının, yürüyüş patolojileri üzerindeki etkisinin anlaşılmasında ve yürüyüş parametreleri ile enerji tüketimlerini etkileyip etkilemediğini saptamada önem taşımaktadır.

Böylelikle, sagittal plandaki kol salınımının, yürüyüş sırasındaki enerji tüketimi ve yürüyüş parametrelerini etkileyen bir faktör olduğu tespit edildiği

takdirde de bireylerin rehabilitasyon programları planlanırken göz önünde bulundurularak, yürüyüşlerinin geliştirilmesi açısından önemlidir.

AİS'li bireylerde yürüyüş sırasındaki kol salınımları bilateral olarak karşılaştırıldığında, bir tarafın diğer tarafa göre daha fazla kol salınımının olduğu gözlemlenmiştir. Bu durumun, eğrinin bulunduğu taraf ve şiddeti ile ilişkili olmadığı ileri sürülmüştür (40,69).

Kol salınımı asimetrisine ek olarak, AİS'li bireylerin frontal plandaki kol hareketlerinde de sağlıklı yaşlılarına göre azalma olduğu görülmüştür. Frontal plan kol salınım paternindeki bu farklılığın, minimal olduğu ve klinik olarak saptanabildiği ifade edilmiştir. Ancak; sağlıklı yaşlılarına kıyasla, sadece birkaç derece azalma olduğu ve bunun çıplak gözle farkedilememesinin de muhtemel olduğu belirtilmiştir (7,40).

2.6.8. Adölesan İdiyopatik Skolyozda Enerji Tüketimi

Yürüyüşün, uygun eklem hareketliliği ve yeterli kas kuvveti gerektiren önemli günlük bir aktivite olduğu bilinmektedir. Bu parametrelerin her ikisi de, mekanik iş ve enerji harcamasını en aza indirerek, yürüyüşü optimize etmede önem taşımaktadır (11).

Yürüyüş sırasında, her bir adımda, vücudun ağırlık merkezi, yukarı ve aşağı yönde hareket etmektedir. Frontal plandaki kalça ve pelvis hareketleri ile, vertikal yönde yer değiştirmeyi ve mekanik işi minimize etmeyi sağlayarak, enerji tüketiminin de azalması sağlanmaktadır (81,82,83). Yapılan çalışmaların çoğunluğu, AİS'li bireylerin, sağlıklı yaşlılarına göre, yürüyüşleri sırasında, enerji tüketimlerinin daha fazla olduğunu ifade etmektedir (3).

Kasların yaptıkları mekanik işin, normal limitten az veya fazla olması, lumbo-pelvik ve femoral kasların aktivasyon süresini uzattığı için, yürüyüş sırasındaki enerji tüketimini de arttırabileceği ifade edilmektedir (3,8,84). Ayrıca, AİS'li bireylerde kas kuvvetinin azalmış olması, dolayısıyla artan kalp hızlarının ve oksijen tüketim hızlarının, kısa mesafedeki performanslarının azalmasını da açıklayıcı olabileceği belirtilmektedir (85).

Ancak; bunların tam tersine, kasların az mekanik iş yapmasının, vücudun ağırlık merkezinin vertikal yer değiştirmesini ve kalça-pelvis hareketlerini azaltarak,

enerji tüketimini azaltabileceği de ifade edilmektedir (3,11). Bazı çalışmalarda ise, AIS ve sağlıklı yaşlıları arasında enerji tüketimi açısından farklılığın olmadığı belirtilmektedir (86,87).

AIS'li bireylerin, yürüyüş sırasındaki enerji tüketimleri ile ilgili çelişkili sonuçların, spinal deformitelerin şiddetindeki ve enerji tüketimini ölçüm yöntemlerindeki farklılıklardan kaynaklanabileceği ifade edilmektedir (3,86,87).

Araştırmanın Gerekçesi ve Sonunda Varılacak Klinik Çıkarımlar

AIS, vücut dizilimini etkileyen progresif bir deformite olması sebebiyle, bireyin yaşam kalitesini etkilemektedir.

“Vicious Cycle” ve “Tensegrity” teorilerine göre; büyüme sırasında idiopatik skolyoza bağlı asimetric gelişim/yüklenme meydana gelmektedir. Bu durum, bireylerin dinamik ve statik yönden farklılıklar göstermelerine neden olmakta ve yürüyüşlerini etkileyebilmektedir.

Etkin bir yürüyüşün gerçekleşebilmesinde, minimum enerji tüketimi, simetrik postural dizilimle beraber stabilitenin sağlanması ve kol salınımının önemli olduğu ifade edilmektedir.

Bireylerin yürüyüşleri sırasında, olabilecek eksikliklerin tespit edilmesi, AIS'li bireylerde mevcut olan problemler hakkında fikir sağlayarak, rehabilitasyon programlarını ve yaşam kalitelerini geliştirebilmede katkı sağlayacaktır.

3. BİREYLER VE YÖNTEM

Bu tez çalışması, Hacettepe Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Başkanlığı tarafından 03.11.2020 tarihinde değerlendirilmiş olup, 16969557-1562 sayılı etik kurul kararı ve 2020/18-32 karar numarası ile onaylanmıştır.

3.1. Bireyler

Çalışmamıza, Kasım 2020- Ocak 2021 tarihleri arasında, Hacettepe Üniversitesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Fakültesi Ortez ve Biyomekanik Ünitesi'ne başvuran ve Adölesan İdiyopatik Skolyoz (AİS) teşhisi almış 10-18 yaş aralığında 26 birey ve bu grup ile yaş, cinsiyet, boy uzunluğu ve BKİ açısından eşleşecek şekilde 21 sağlıklı birey dahil edilmiştir. Gönüllülük esasına bağlı olarak çalışmaya katılmış olan bireylerle birlikte ailelerinin onamları da alınmıştır.

Skolyoz grubu için,

İdiyopatik skolyoz tanısı almış olmak

10-18 yaş arasında olmak

Tek eğri veya çift eğri paternine sahip olmak

Daha önce skolyozu ile ilgili herhangi bir egzersiz veya ortez tedavisi almamış olmak

Alt ve üst ekstremitelerde kas kuvveti zayıflığı bulunmamak

Kontrol grubu için,

Sağlıklı kontrol grubuna, skolyoz veya yandaş herhangi bir ortopedik, nörolojik ve sistemik hastalık tanısı olmayan bireyler dahil edildi. Bireylerin alt ve üst ekstremitelerde spesifik bir kas kuvveti zayıflığı bulunmamaktaydı.

Aynı zamanda, yaş, cinsiyet, BKİ açısından AİS grubuyla benzer özellikteki sağlıklı bireyler dahil edildi.

Çalışmaya dahil edilmeme kriterleri,

Nörolojik, nöromusküler, sistemik, romatolojik veya kas-iskelet sistemiyle ilgili hastalığa (skolyoz grubu için skolyoz durumu haricinde) sahip olmak

Yürüyüş performansını etkileyebilecek eklem hastalıklarına sahip olmak

Travma geçirmiş olmak

Önceden omurga cerrahisi geçirmiş olmak

Aktif olarak düzenli bir sportif aktivite ile uğraşmak veya geçmişi bulunmak

3.2. Yöntem

Çalışmamızda yürüyüş analizi; GAITRite cihazı ile, kol salınım açıları ise; yürüyüş esnasında telefon kameraları aracılığıyla kaydedilen görüntüler üzerinden Kinovea yazılımı ile yapıldı. Radyolojik değerlendirmeler, bireylerin mevcut olan röntgen grafileri üzerinden, Surgimap Version 2.3.2.1 programı kullanılarak ölçüldü. Gövde asimetrisini hesaplamada, ön ve arka asimetri indekslerini ölçerken kullanılmak üzere bireylerin ön ve arkadan fotoğraf çekimlerinin, gövde aksiyal rotasyonunu ölçmede skolyometrenin, torasik kifoz ve lomber lordoz ölçümlerinde flexiruler aletinin, enerji tüketiminin ölçümünde ise Fizyolojik Harcama İndeksi (FHI)' nin kullanıldığı çalışmada, yapılan tüm değerlendirmeler toplam 20 dakika sürdü.

3.2.1. Demografik Bilgiler

Çalışmaya katılan bireylerin yaşları (yıl), boy uzunlukları (cm), vücut ağırlıkları (kg) ölçüldü, BKİ'leri (kg/m²) hesaplandı ve cinsiyetleri de “kız” ve “erkek” olarak kaydedildi. Bireylerin el ve ayak dominantlığı, sözlü bir şekilde sorgulanarak “sağ” ve “sol” olarak kaydedildi.

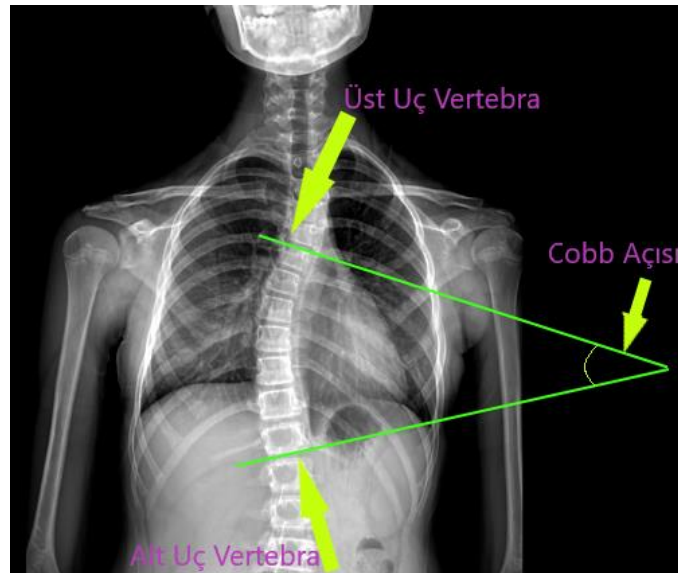
3.2.2. Skolyozda Eğri Tipinin Sınıflandırması

Çalışmamıza katılan bireylerin eğri tipi, Lenke Sınıflandırması kullanılarak sınıflandırıldı. Lenke sınıflandırması, bireylerin antero-posterior ve sagittal röntgen grafilerine göre, 1'den 6'ya kadar eğri tipleri; lomber apeksin konumuna göre A, B, C değişkenleri; -, +,N şeklinde ifade edilen torasik sagittal değişkenleri göz önünde

bulundurularak yapılan ve eğri tiplerini standardize etmede kullanılan bir sınıflandırma yöntemidir (46). Ayrıca bireyler, SRS tanımlamasına uygun olarak, antero-posterior röntgen grafileri üzerinden primer eğrinin apeksinin bulunduğu bölgeye göre de sınıflandırıldı. Bu sınıflandırmaya göre; primer eğri apeksi, torasik 2 vertebra ile torasik 11-12 intervertebral disk aralığında ise “torasik”; torasik 12 vertebra ile lumbar 1 vertebra arasında ise “torakolumbar”; lumbar 1-2 aralığındaki intervertebral disk ile lumbar 4 vertebra arasında ise “lumbar”, birbirine yakın derecelerde iki yapısal eğrilik beraber bulunuyor ise, “çift majör eğri” olarak adlandırıldı (46,47,88). Bu sınıflandırmalar, hastaları çalışma için yönlendiren ortopedist hekim tarafından gerçekleştirildi.

3.2.3. Radyolojik Değerlendirme

Bireylerin frontal plana ait antero-posterior röntgen grafileri üzerinden eğri şiddeti değerleri ölçülerek derece cinsinden kaydedildi. Bu ölçümde altın standart olan Cobb yöntemi kullanıldı. Bu yöntemde eğriye katılan üst uç vertebranın üst kenarı ve alt uç vertebranın alt kenarına paralel olarak çizilen çizgiler arasındaki açı, eğrinin lateral deviasyonunu ifade eden Cobb açısıydı (Şekil 3.1) (47).

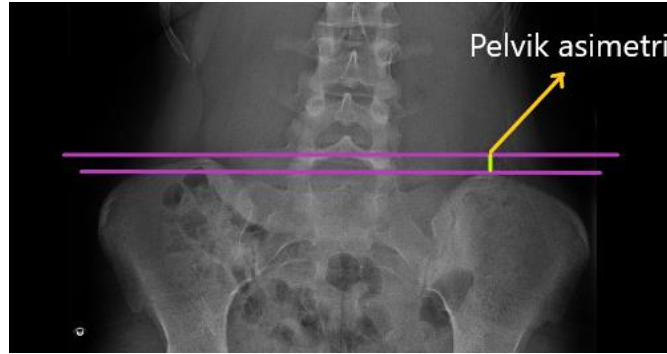


Şekil 3.1. Cobb açısının ölçümü.

Pelvik asimetri, bireylerin antero-posterior grafisi üzerinden ölçüldü. Bu ölçümde, her bir iliak kanattaki, spina iliaca anterior superior çıkıntıları referans

alınarak horizontal düzleme paralel birer çizgi çizildi. Bu iki çizgi arasındaki dik uzaklık ölçülerek, bu değer, pelvik asimetri değeri olarak kaydedildi (Şekil 3.2).

Radyolojik ölçümlerin tümü, Surgimap Version 2.3.2.1 programı ile yapıldı. Surgimap yazılımı, radyografik ölçümlerde ve dijital fotoğraflar üzerinden yapılan spinal postural ölçümlerde kullanılabilen, pratik ve güvenilir bir ölçüm yöntemi sağlamaktadır (90).

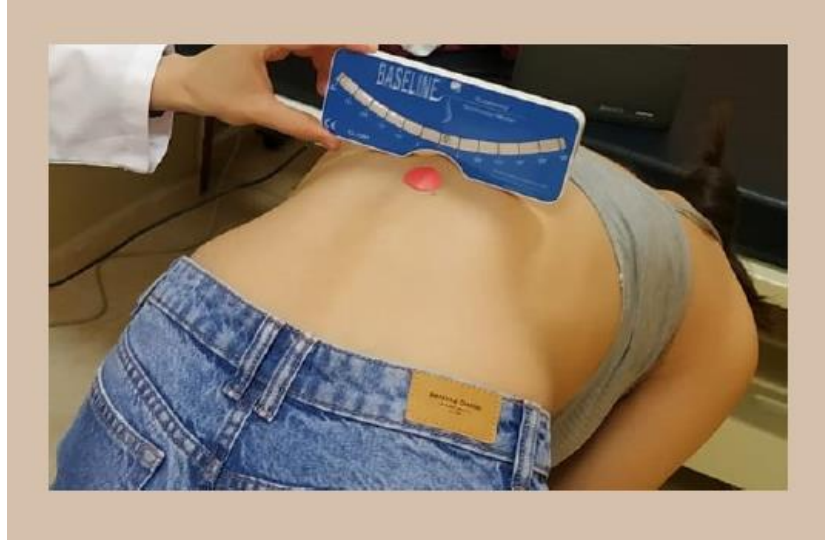


Şekil 3.2. Pelvik asimetri değerinin ölçümü.

3.2.4. Aksiyal Rotasyonun Değerlendirilmesi

Skolyozda, omurganın lateral eğriliğine ek olarak, vertebraların transvers planda aksiyal rotasyonu da meydana gelmektedir. Torasik bölgedeki rotasyonda, göğüs kafesi de rotasyona uğrayarak sırtta tümsekliğe, servikal ve lomber bölgedeki rotasyonda ise; vertebraların transvers çıkıntıları, bu bölgelerde tümsekliklere neden olmaktadır (17).

Bireylerin aksiyal rotasyon dereceleri, Adam'ın Öne Eğilme Testi sırasında, skolyozun rotasyonel komponentini değerlendirmeye yarayan skolyometre ile ölçüldü. Skolyometre ile ölçüm, skolyozun takibinde kullanılan, kolay ve güvenilir bir ölçüm yöntemidir. Adam'ın Öne Eğilme Testi yapılırken, terapist, hastanın arkası dönük olacak şekilde bir tabureye yerleşti. Bireyden, terapistin önünde ayakları 15 cm aralıklı, dizleri gergin, omuzları gevşek bir şekilde ellerini ve avuç içlerini birleştirerek dizlerinin arasına doğru öne eğilmesi istendi. Skolyometre, eğri apeksleri üzerine yerleştirildi ve ölçülen rotasyon dereceleri kaydedildi (Şekil 3.3) (49).



Şekil 3.3. Skolyometre ile aksiyal rotasyon derecesinin ölçümü.

3.2.5. Gövde Asimetrisinin Değerlendirilmesi

Gövde asimetrisinin değerlendirmesinde topografik yöntemler kullanılmaktadır. İki boyutlu topografik yöntemlerden olan Anterior Gövde Asimetri İndeksi (ATSI) ve Posterior Gövde Asimetri İndeksi (POTSI), vücut asimetrisinin sayısal olarak ifade edilmesini sağlayan, objektif veri sağlama amaçlı kullanılan, basit, güvenilir ve maliyet etkin yöntemlerdir (54).

Değerlendirme öncesinde bireylerden ayakkabılarını ve gövde üzerindeki kıyafetlerini çıkarması istendi. Gövdenin ön ve arkasında belli referans noktalar palpe edilerek işaretlendi. Önde; sternal çentiğe ve spina iliaca anterior superior çıkıntısına, arkada ise; servikal 7. vertebranın spinöz çıkıntısına ve spina iliaca posterior superior çıkıntısına, çıkartmalar yapıştırıldı. Ayrıca, fotoğraf üzerinden gerçek uzunlukları ölçme amaçlı, uzunluğu önceden bilinen ve 5 cm uzunluğundaki bantlar, bilgisayar programı üzerinden kalibre edebilmek için, gövdenin hem önüne hem arkasına yapıştırıldı. Fotoğrafları standardize edebilmek için, 133 cm mesafeden, 90 cm yüksekliğinde tripodda yerleştirilen telefon kamerası ile bir önden, bir de arkadan olmak üzere bireyin toplam 2 fotoğrafı çekildi. Fotoğraflar, dizler düz, ayakların orta pozisyonda olduğu (rotasyon olmadan) ayakta durma pozisyonunda çekildi (Şekil 3.4). Hasta ile birlikte yapılan değerlendirme bu kadardı. Sonrasında fotoğraf üzerinden belirtilen noktalar arası uzaklıklar, Surgimap Version 2.3.2.1 programı üzerinden ölçülerek aşağıdaki indeksler hesaplandı (90):

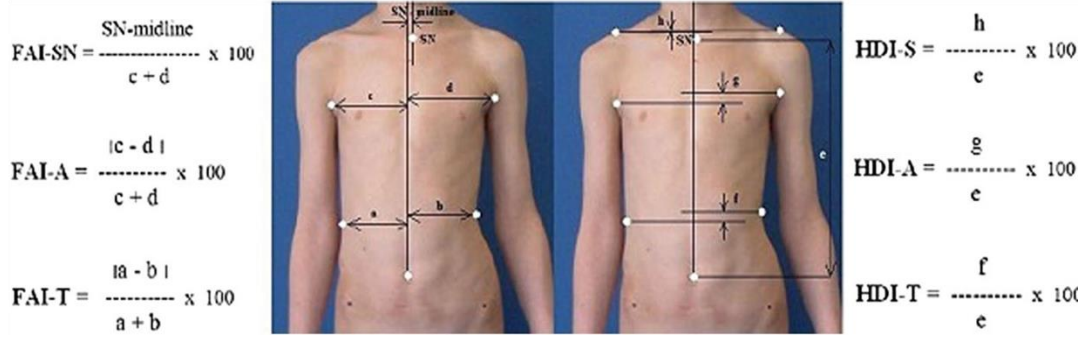


Şekil 3.4. Gövde asimetri indekslerini hesaplamak için ön ve arkadan fotoğraf çekimi.

(1) Anterior Gövde Asimetri İndeksi (Anterior Trunk Symmetry Index-ATSI):

Önden çekilen fotoğraf üzerinden hesaplanan ön gövde asimetrisinin 3 tane genişlik indeksi bulunmaktadır (FAI- frontal asimetri indeksi): (1) aksillar seviyede (FAI-A), (2) gövde bel seviyesinde (FAI-T) ve (3) sternal çentik seviyesinde (FAI-SN). FAI-A ve FAI-T her gövde kenarı ve orta hat arasındaki mesafe gövde genişliğine bölünerek hesaplanır. FAI-SN ise sternal çentik ile orta hat arasındaki mesafe gövde yüksekliğine bölünerek hesaplanır. Gövde yüksekliği ise göbük deliği ile sternal çentik arasındaki vertikal mesafedir.

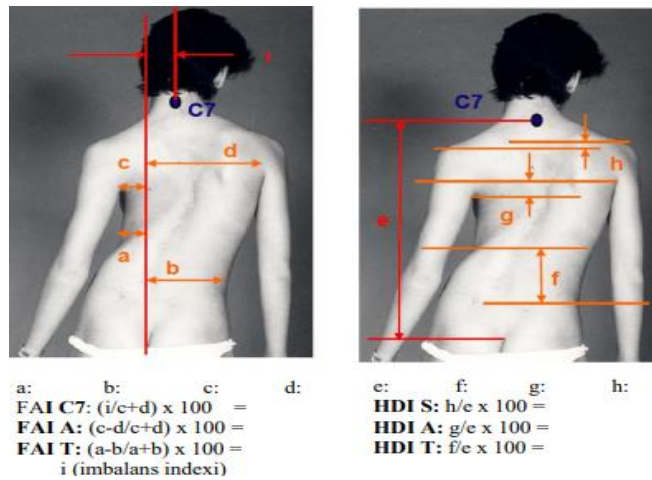
Gövde Asimetrisinin Yükseklik İndeksleri: Gövde asimetrisinin 3 tane yükseklik indeksi bulunmaktadır: HDI-S omuzlar için, HDI-A aksillalar için ve HDI-T gövde bel kısımları için gövde yüksekliğine bölünerek hesaplanır. Bu 6 indeksin toplamı ATSI puanı olarak belirtilir (Şekil 3.5) (91).



Şekil 3.5. Anterior gövde asimetri indeksi (ATSI) (91).

(2) Posterior Gövde Asimetri İndeksi (Posterior Gövde Simetri İndeksi - POTSI):

Arkadan çekilen fotoğraf üzerinden hesaplanan arka gövde asimetrisi de üçü X eksenı boyunca ve diğer üçü Y eksenı boyunca asimetriyi ölçen 6 alt indeksten oluşur. Kişinin sırttan çekilmiş fotoğrafının üzerinde yapılan belirli hesaplamalar esasına dayanır. Aksillar bölgede, vertebral prominens ve intergluteal çizgiyi oluşturan hatta göre mediolateral farklılık, Frontal asimetri indeksi (FAI) olarak tanımlanır. FAI, FAI-C7: Frontal asimetri indeksi-C7, FAI-A: Frontal asimetri indeksi-aksilla, FAI-T:Frontal asimetri indeksi- gövde olarak üç ayrı bölge için incelenmektedir. Omuz, aksilla, bel yükseklik farkları, Yükseklik Fark İndeksi (HDI-height differences index) olarak ölçülür. HDI ise, HDI-S: Yükseklik fark indeksi - omuz, HDI-A: Yükselik fark indeksi - aksilla ve HDI-T: Yükseklik fark indeksi - gövde olarak üç bölgede incelenmektedir. POTSI puanı da hesaplanan 6 indeksin toplamıdır (Şekil 3.6) (92).



Şekil 3.6. Posterior gövde asimetri indeksi (POTSI) (92).

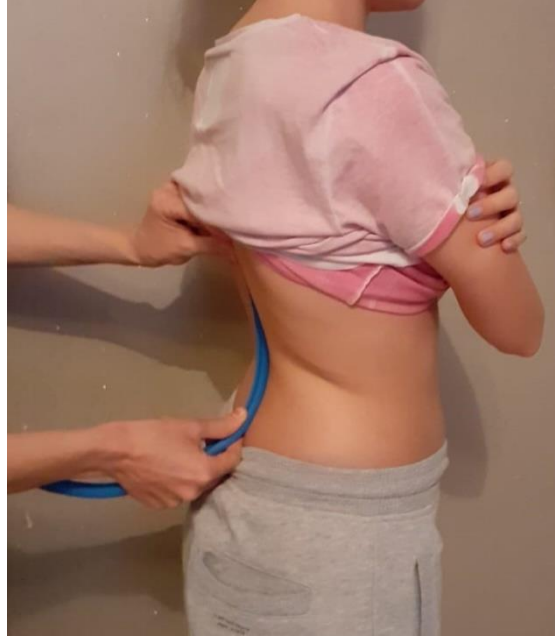
3.2.6. Flexiruler ile Torasik Kifoz ve Lumbar Lordoz Açılarının Ölçülmesi

Torasik kifoz ve lumbar lordoz açılarının belirlenmesinde altın standart olan yöntemin, sagittal plana ait röntgen grafileri üzerinden Cobb yöntemi kullanılarak ölçüldüğü belirtilmektedir (89). Ancak; ortopedistlerin gerekli görmedikleri takdirde, hastaların radyasyona maruziyetini engellemek adına sagittal plana ait röntgen grafisi çekilmesini istememesinden dolayı, bireylerin sagittal plan röntgen grafilerinin bulunmaması veya mevcut röntgen grafilerinin bazılarının ölçeklendirmesinin olmaması ve düzgün çıkmaması nedenleriyle, torasik kifoz ve lumbar lordoz açıları; klinikte uygulaması pratik, geçerli ve güvenilir bir yöntem olan flexiruler kullanılarak ölçülmüştür (93).

Flexiruler, plastik kaplamalı, bükülebilen bir cetveldir (Şekil 3.7) (93). Fizyoterapide, sagittal planda kifoz ve lordoz derecelerini ölçmede kullanılmaktadır (93,94). Bireyin ayakta durma pozisyonunda, karşıda sabit bir noktaya bakması istendi. Referans noktalarından; C7, T1, T12, L1, L5 ve S1 spinöz çıkıntıları bulundu. Flexiruler, bireyin sırt ve bel şeklini alacak şekilde büküldü. Sırtta işaretlenen referans noktaları cetvele de işaretlendi. Flexiruler, yan şekilde kâğıt üzerine yerleştirilerek, bireyin sagittal planda elde edilmiş olan omurga şekli çizildi. Cetvelde işaretlenmiş referans noktaları, kâğıt üzerinde çizilmiş olan omurga şekli üzerinde de belirtildi.

Torasik kifoz açısını ölçerken; işaretlenmiş olan T1 ve T12 noktaları arasına cetvelle düz bir çizgi çizildi (L). Düz çizginin orta noktası belirlenerek, bu noktadan kifotik eğriye doğru dik bir çizgi çizildi (H).

Benzer bir şekilde, lumbar lordoz açısını ölçerken de işaretlenmiş olan L1 ve L5 arasına cetvelle düz bir çizgi çizildi (L). Düz çizginin orta noktası belirlenerek, bu noktadan lordotik eğriye doğru dik bir çizgi çizildi (H). Cetvel ile elde edilen uzunluk ölçümleriyle hem kifoz hem lordoz açısı; $\text{açı} = 4\text{Arctang } 2H/L$ formülü kullanılarak belirlendi (93,95).



Şekil 3.7. Flexiruler ile torasik kifozun ve lumbar lordozun belirlenmesi.

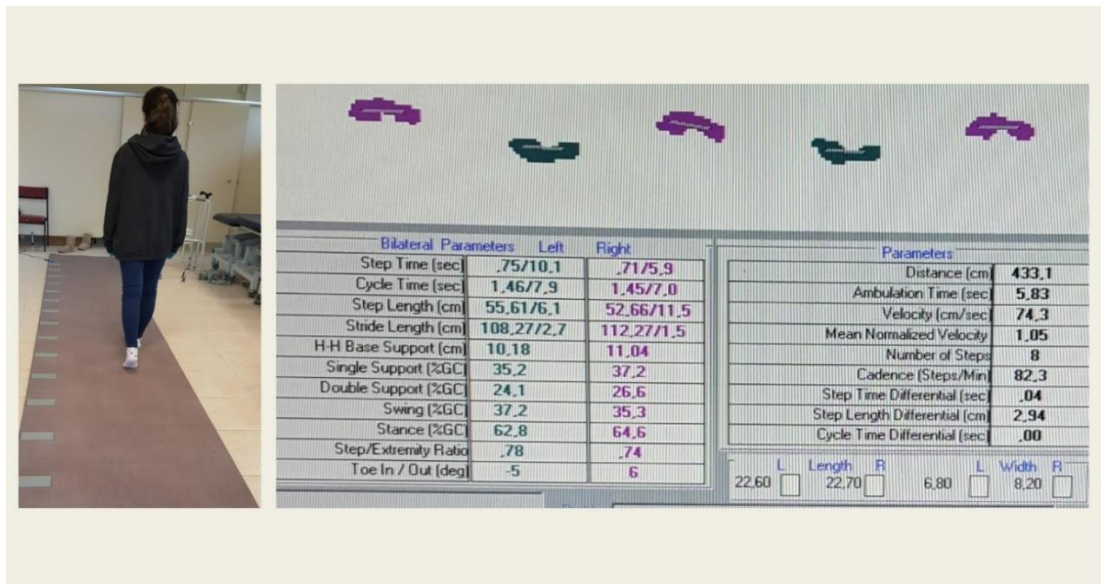
3.2.7. Yürüyüşün Zaman-Mesafe Karakteristiklerinin ve Sagital Plan Kol Salınımının Değerlendirilmesi

Yürüyüşün zaman-mesafe karakteristiklerinin analizinde, GAITRite (CIR System INC. Clifton, NJ 07012) yürüyüş analiz sistemi kullanıldı (Şekil 3.8). Bu yürüyüş yolu, 6 metre uzunluğunda, adım atıldığında aktive olan, 18,432 sensöre sahip ve 60-120 Hz frekansta verilerin elde edilmesini sağlayan elektronik bir yürüyüş analiz sistemidir. Kişi yürüdüğü sırada elde edilen yürüyüş parametreleri, cihazın bağlı bulunduğu ve GAITRite yazılımının yüklenmiş olduğu bilgisayara aktarılmaktadır. Yürüyüşe başlamadan önce, bireylerin adı-soyadı, cinsiyeti, doğum tarihi, kilosu (kg), boy uzunluğu (cm) ve mezura ile ölçülen bacak boyu uzunluk (cm) ölçümleri yazılım sistemine kaydedilmektedir. Bu yazılım, kişilerin boy uzunlukları ve bacak boyu uzunluklarına ait verilerini oranlayarak normalize etmeyi sağlamaktadır.

Ayrıca sagital plan kol salınımının değerlendirilebilmesi için, yürüyüş yolunun merkezinden 2 metre uzaklıkta olacak şekilde, yolun her iki yanına, cep telefonu yerleştirilen tripodlar, konumlandırıldı. Tripod yükseklikleri, bireylerin boylarına göre ayarlandı (73,96).

Yürüyüşün Zaman-Mesafe Karakteristiklerinin Analizi

Çalışmaya katılan bireylerden, 3 kez, normal yürüyüş hızlarında yürümeleri istendi ve ortalaması alınarak analiz için kaydedildi. Yürüyüş analizi ile; adım süresi (sn), adım uzunluğu (cm), çift adım uzunluğu (cm), destek yüzeyi (cm), ayak açısı ($^{\circ}$), tek destek süresi (sn) ve çift destek süresi (sn) gibi yürüyüşün bilateral parametreleri, sağ ve sol taraf için ayrı ayrı değerler olarak; yürüyüş hızı (cm/sn) ve kadans (adım/dk) parametreleri ise tek değer olarak kaydedildi (Şekil 3.8) (97,98).



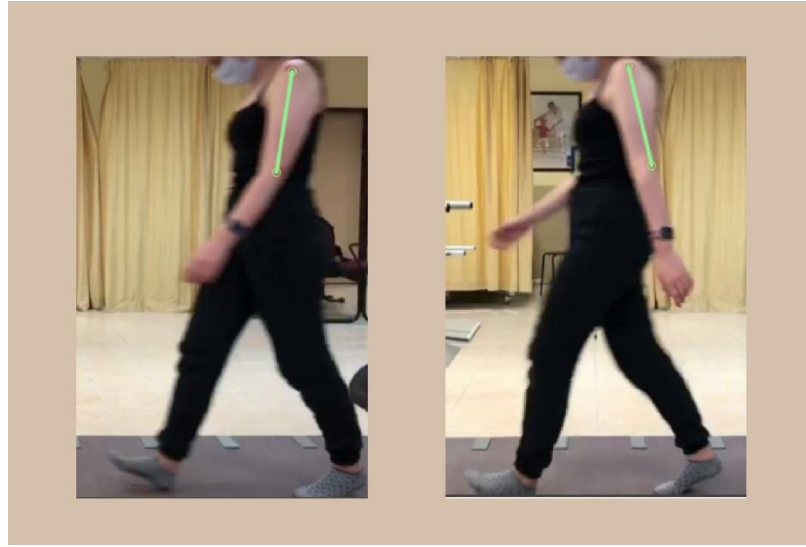
Şekil 3.8. GAITRite ile yürüyüş analizi ve elde edilen parametreler.

Sagittal Planda Kol Salınımının Değerlendirilmesi

Sagittal plandaki kol salınımı, GAITRite yürüyüş yolu üzerinde yürürken, yolun her iki yanında ve merkezinden 2 metre uzaklığına yerleştirilmiş olan kameralar aracılığıyla kaydedildi. Kol salınım açıları ölçümü için; kaydedilen videolar üzerinden, sağ ve sol omuz için ayrı ayrı olmak üzere, omuz ekleminin maksimum fleksiyon hareketi ve maksimum ekstansiyon hareketi öncelikle tespit edildi (Şekil 3.9) (73,99). Kol salınım açıları, Kinovea yazılımı kullanılarak ölçüldü (100,101).

Kinovea, hareket esnasında eklem hareket açıklığı ölçümü gibi kinematik parametrelerin ölçümünde kullanılan ve iki boyutlu hareket analizi yapabilmeyi

sağlayan bir yazılımdır. Bu yazılım, video görüntüsü üzerinden, geçerli ve güvenilir ölçüm yapabilmeyi sağlamaktadır (100,101).



Şekil 3.9. Omuz ekleminin maksimum fleksiyon ve maksimum ekstansiyon hareket konumlarının işaretlenmesi

Fizyolojik Harcama İndeksi

Bireylerin enerji tüketimleri, Fizyolojik Harcama İndeksi (FHİ) ile belirlendi (3,14). Kalp atım hızının ölçümü, az teknoloji gerektiren ve klinik pratikte enerji tüketimini değerlendirmede sıkça kullanılan bir yöntemdir. FHİ'nin teorik olarak temeli, bireylerin submaksimal iş yükündeki kalp hızı (atım/dk) ve oksijen tüketimi arasındaki ilişkinin varlığına dayanmaktadır. Bireylerden, 100 metrelik mesafede normal yürüyüş hızlarında yürümeleri istendi. Yürüme öncesinde ve sonrasında bilekten radial nabızlarına göre kalp hızları ölçülerek kaydedildi. Bireyler yürüyüşe başlarken, kronometre başlatılarak, 100 metre mesafeyi tamamlama süreleri “saniye” olarak kaydedildi. FHİ, yürüyüş sonrası kalp hızı ile istirahat kalp hızı arasındaki farkın, yürüyüş hızına bölünmesi ile hesaplandı. Birimi ise atım/metre olarak ifade edilmektedir (14,102).

3.3. İstatistiksel Yöntem

Çalışmanın istatistiksel analizinde SPSS 23.00 istatistik paket programı kullanılmıştır. Ölçülerek elde edilen sayısal değişkenlerin tanımlayıcı istatistikleri, ortalama \pm standart sapma ($X \pm SS$) değerleri ile ifade edilmiştir. Sayımla elde edilen

değişkenler ise sayısal değer veya yüzde olarak belirtilmiştir. Sayısal değişkenlerin normal dağılıma uygunluğu görsel (histogram ve olasılık grafikleri) ve analitik yöntemlerle (Kolmogorov-Smirnov/Shapiro Wilk testleri) incelenmiştir. Skolyoz ve kontrol grubuna ait sayısal değişkenlerin normal dağılmadıkları belirlendiği için, bu iki grubu karşılaştırmada, Mann Whitney U testi kullanılmıştır.

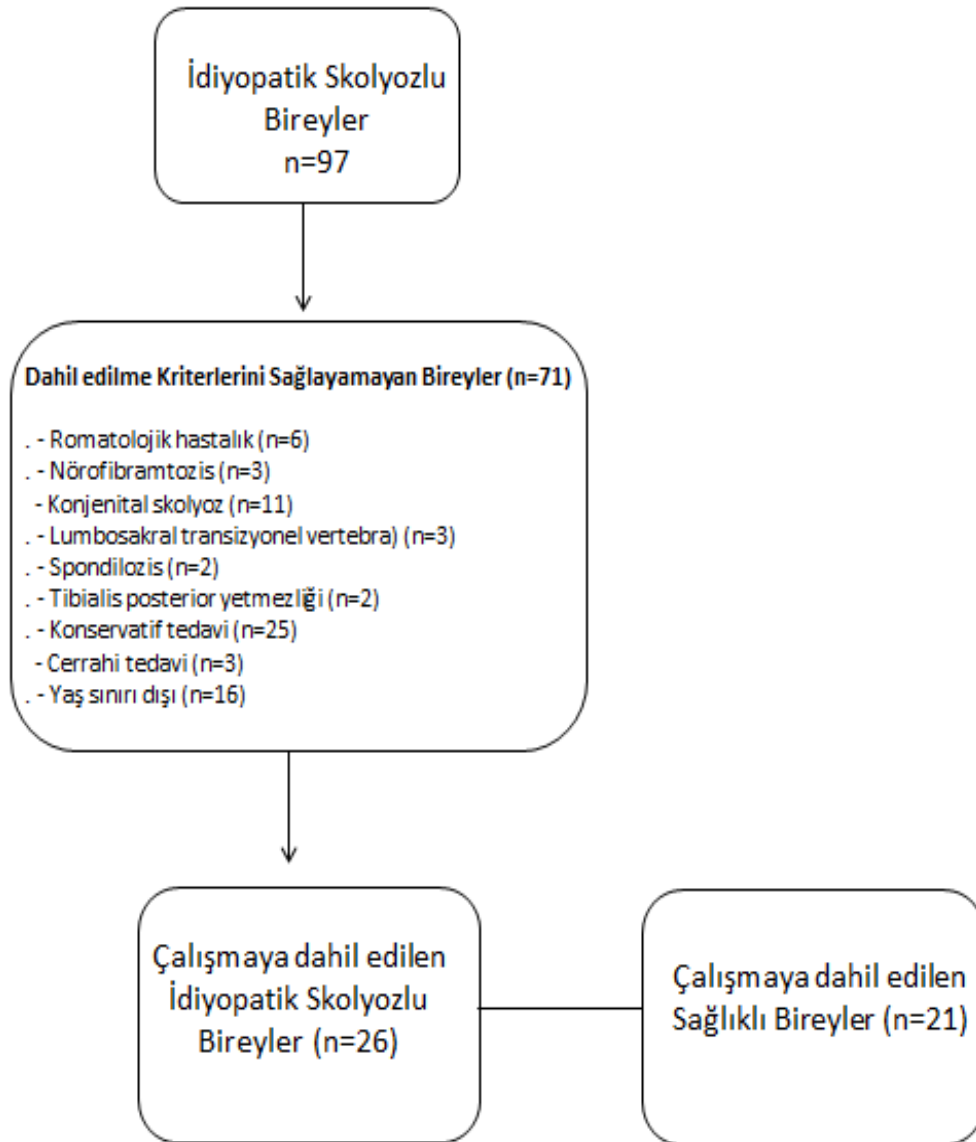
Skolyoz grubuna ait, sayısal değişkenlerin birbirleri ile korelasyonlarının incelenmesinde, sayısal değişkenlerin normal dağılım göstermemesi sebebiyle, Spearman Korelasyon analizi kullanılmıştır. Korelasyon katsayısı, 0,05-0,29 arasında ise “düşük veya önemsiz”, 0,30-0,39 arasında ise “düşük-orta derecede”, 0,40-0,59 arasında ise “orta derecede”, 0,60-0,69 arasında ise “iyi derecede”, 0,70-0,74 arasında ise “çok iyi derecede”, 0,75-1,00 arasında ise “mükemmel” korelasyon olarak ifade edilmiştir. Yapılan tüm istatistiksel analizlerde, anlamlılık değeri $p=0,05$ olarak kabul edilmiştir (103).

Örneklem büyüklüğünün hesaplanması, çalışmada toplanan verilerin ortalama ve standart sapma etki büyüklüğüne bakılarak, Observed power üzerinden yapılmıştır. Skolyoz grubuna 26 birey, kontrol grubuna 21 birey dahil edilmesi ile çalışmanın %99 güçte olduğu bulundu ve çalışma gücünün en az %80 olması ideal kabul edildiğinden (103) dolayı, dahil edilen birey sayısının yeterli olduğu görüldü ve veri toplama sonlandırıldı.

4. BULGULAR

4.1. Bireylere Ait Bulgular

Skolyozu nedeniyle başvuran 97 bireyden 71 tanesi dahil edilme kriterlerini sağlayamamıştır (romatolojik hastalığı olan 6 kişi, nörofibromatozisi olan 3 kişi, konjenital skolyozu olan 11 kişi, lumbosakral transizyonel vertebraı olan 3 kişi, spondilozisi olan 2 kişi, tibialis posterior yetmezliği olan 2 kişi, konservatif tedavi görmüş olan 25 kişi, cerrahi geçirmiş olan 3 kişi, 10 yaş altında 7 kişi, 18 yaş üzerinde 9 kişi). Sonuç olarak, skolyoz grubuna; ortopedist tarafından idiyopatik skolyoz tanısı almış, araştırmaya katılmak isteyen ve dahil edilme kriterlerine uygun olan, 10-18 yaş arası 26 AİS'li birey, kontrol grubuna ise; skolyoz grubu ile yaş, cinsiyet, BKİ açısından eşleşecek şekilde 21 sağlıklı birey, dahil edildi. Şekil 4.1'de hasta akış diyagramı yer almaktadır. Tablo 4.1'de, çalışmaya katılan bireylerin, demografik özelliklerine göre "Skolyoz" ve "Kontrol" gruplarına dağılımları görölmektedir. Yaş, boy uzunluğu, vücut ağırlığı ve BKİ bakımından, gruplar arasında farklılık yoktu ($p>0,05$). El dominantlığı, skolyoz grubunun %92,3'ünde, ayak dominantlığı ise skolyoz grubunun hepsinde sağ taraftaydı. Bireylerde sol dominantlığın oldukça az olmasından dolayı, sonuçlarımızın dominant tarafa göre etkilenmeyeceğini düşündük.



Şekil 4.1. Hasta akış diyagramı

Tablo 4.1. Skolyoz ve kontrol grubuna ait demografik bilgiler.

Özellikler	Skolyoz Grubu (n=26)			Kontrol Grubu (n=21)			p
	X±SS	Min	Maks	X±SS	Min	Maks	
Yaş (yıl)	14,9 ± 2,6	10	18	14,5 ± 3,2	10	18	0,625
Boy uzunluğu (cm)	163,6 ± 11,2	135	181	156,7 ± 19,7	119	188	0,173
Vücut ağırlığı (kg)	51,9 ± 11,4	33	78	50,7 ± 19,1	22	100	0,881
BKİ (kg/m ²)	19,2 ± 2,9	15,8	26,5	19,7 ± 3,6	14,5	28,2	0,585
Cinsiyet	Kız=19		Erkek=7	Kız=13		Erkek=8	-

X: Ortalama, SS: Standart sapma, BKİ (Beden Kütle İndeksi).

Skolyoz grubunun, cinsiyet ve eğri paternlerine göre dağılımı Tablo 4.2’de, Lenke Sınıflandırması’na göre dağılımı Tablo 4.3’te görülmektedir. Lenke Sınıflandırması, 10-16 yaş aralığındaki AİS’li bireyleri sınıflandırmada kullanılmaktadır, bu yaş aralığı dışındaki bireylerde değişiklik gösterebileceği belirtilmektedir. Ancak biz çalışmamızda, bütünlük olması açısından tüm bireylerin Lenke’ye göre eğri tiplerini gösterdik. Bu çalışmada, Lenke Sınıflandırması’na göre yaygınlık bakımından, ilk sırada Tip 1 eğri tipi, ikinci sırada Tip 5, üçüncü sırada ise Tip 3 ve Tip 6 görülmektedir (Tablo 4.3). Ayrıca, çalışmada kız bireyler çoğunlukta idi. Tek torasik eğriye sahip birey sayısı daha fazla iken bunu tek lomber, çift eğri (sağ torasik sol lomber) ile torakolumbar eğri izlemekteydi (Tablo 4.2).

Tablo 4.2. Skolyoz grubunun cinsiyet ve eğri tiplerine göre dağılımı.

Eğri Paterni	Cinsiyet	Frekans	Yüzde (%)
Torasik	Kız n=8 Erkek n=4	12	46,2
Lomber	Kız n=8 Erkek n=0	8	30,8
Çift Eğri	Kız n=2 Erkek n=1	3	11,5
Torakolumbar	Kız n=1 Erkek n=2	3	11,5
Toplam		26	100

Tablo 4.3. Skolyoz grubunun Lenke Sınıflandırması'na göre dağılımı.

	1-A	1+A	1A	1B	1N	1NA	3+	3B	3NA	5+A	5A	5NA	5NB	5NC	6N	6NA	Toplam
n	1	3	1	1	1	4	1	1	1	2	2	4	1	1	1	1	26
%	3,8	11,5	3,8	3,8	3,8	15,4	3,8	3,8	3,8	7,7	7,7	15,4	3,8	3,8	3,8	3,8	100

n: Kişi sayısı, Tip1: Majör Torasik, Tip3: Çift ana eğri, Tip5: Torakolumbal/Lumbal(TL/L), Tip6: Torakolumbal/Lumbal(TL/L-MT), (+,N,-): Sagittal Torasik Değişkenler, (A,B,C): Lomber Değişkenler.

Skolyoz grubunun, eğriye katılan vertebra sayısı, eğri şiddeti (Cobb açısı), aksiyal gövde rotasyonu gibi skolyoza özgü klinik değerlendirmelerine ait tanımlayıcı istatistikleri ise Tablo 4.4'te yer almaktadır.

Tablo 4.4. Skolyoza özgü klinik değerlendirmelere ait tanımlayıcı istatistikler.

Klinik Değerlendirmeler	Skolyoz Grubu (n=26)		
	X ± SS	Min	Maks
Eğriye katılan vertebra sayısı	9,2 ± 3,0	5	16
Torasik Cobb açısı (°)	25,3 ± 9,0	14	40
Lumbar Cobb açısı (°)	22 ± 9,5	10	46
Torasik aksiyal rotasyon (°)	7,1 ± 3,5	3	14
Lumbar aksiyal rotasyon (°)	6,0 ± 3,0	3	13

X: Ortalama, SS: Standart sapma.

4.2. Gruplar Arası Karşılaştırmalar

Skolyoz grubundaki, pelvik asimetri varlığının (var/yok) ve pelvik asimetri değerlerinin, gövdenin ön ve arka asimetri indeksleri ATSI ve POTSI' nin, hem skolyoz hem de kontrol grubunda flexiruler ile ölçülen torasik kifoz ve lumbar lordoz açılarının bulunduğu, biyomekanik değerlendirmelerine ait tanımlayıcı istatistikler ve grupların torasik kifoz ve lumbar lordoz bakımından karşılaştırılması, Tablo 4.5'te görülmektedir.

Tablo 4.5. Biyomekanik değerlendirmelere ait tanımlayıcı istatistikler.

Değerlendirmeler	Skolyoz Grubu (n=26)			Kontrol Grubu (n=21)			P
	X ± SS	Min	Maks	X ± SS	Min	Max	
Pelvik asimetri n (%)	13 (50)			-			n/a
Pelvik asimetri (cm)	0,8 ± 0,4	0,3	1,9	-			n/a
POTSI	21,8 ± 8,7	8,6	44,6	-			n/a
ATSI	23,6 ± 10,6	7,9	54,4	-			n/a
Torasik kifoz (°)	31,7 ± 9,4	13	47	36 ± 9,6	22	59	0,241
Lumbar lordoz (°)	41,6 ± 14,2	13	68	42 ± 13,1	27	73	0,864

X: Ortalama, SS: Standart sapma, POTSI: Posterior Gövde Asimetri İndeksi, ATSI: Anterior Gövde Asimetri İndeksi.

Torasik kifo ve lumbar lordoz aç değerleri bakımından, skolyoz grubu ile kontrol grubu arasında istatistiksel olarak bir fark bulunmadı ($p>0,05$) (Tablo 4.5).

4.2.1. Yürüyüşün Zaman-Mesafe Karakteristiklerinin Tanımlayıcı İstatistikleri ve Gruplar Arası Karşılaştırılması

Grupların, sağ taraftaki adım süresi bakımından aralarında istatistiksel olarak farklılık görülmezken ($p>0,05$), sol taraf adım süresinin skolyoz grubunda, kontrol grubundan daha fazla olduğu görüldü ($p=0,045$).

Gruplar, sağ ve sol taraftaki adım uzunluğu ve çift adım uzunluğu bakımından karşılaştırıldığında istatistiksel olarak fark olmadığı görüldü ($p>0,05$).

Tek destek süresi incelendiğinde, sağ ve sol her iki taraf için, iki grup arasında istatistiksel olarak fark yoktu ($p>0,05$).

Çift destek süresi için, her iki grup arasında, sol tarafta istatistiksel olarak fark bulunmadı ($p>0,05$). Sağ taraf çift destek süresinin ise, skolyoz grubunda, kontrol grubuna göre daha fazla olduğu bulundu ($p=0,038$).

Gruplar arasında, sağ ve sol destek yüzeyleri, sağ-sol ayak açıları, kadans ve yürüme hızları bakımından fark bulunmadı ($p>0,05$).

Sonuçlar, Tablo 4.6'da gösterilmektedir.

Tablo 4.6. Yürüyüşün zaman-mesafe karakteristikleri ile ilgili gruplar arası karşılaştırma.

Yürüyüşün Zaman-Mesafe Karakteristikleri	Skolyoz Grubu (n=26)			Kontrol Grubu (n=21)			P
	X±SS	Min	Maks	X±SS	Min	Maks	
Adım süresi-Sağ (sn)	0,6±0,1	0,54	0,91	0,6±0,1	0,42	0,74	0,095
Adım Süresi-Sol (sn)	0,6±0,1	0,52	0,9	0,6±0,1	0,42	0,78	0,045*
Adım uzunluğu-Sağ (sn)	59,2±6,3	48,86	75,67	56,9±8,0	38,49	73,51	0,358
Adım uzunluğu-Sol (sn)	58,7±6,7	47,68	73,6	56,7±6,8	43,93	70,84	0,521
Çift adım uzunluğu-Sağ (sn)	118,6±13,0	99,15	150,93	114,1±14,7	82,99	114,48	0,535
Çift adım uzunluğu-Sol (sn)	118,7±12,6	98,3	147,97	114,5±14,9	82,2	145,72	0,429
Tek destek süresi-Sağ (sn)	0,4±0,0	0,38	0,52	0,4±0,1	0,33	0,54	0,079
Tek destek süresi-Sol (sn)	0,4±0,0	0,39	0,52	0,4±0,1	0,33	0,54	0,054
Çift destek süresi-Sağ (sn)	0,3±0,1	0,19	0,67	0,3±0,1	0,16	0,43	0,038*
Çift destek süresi-Sol (sn)	0,3±0,1	0,2	0,64	0,3±0,1	0,16	0,47	0,095
Destek yüzeyi-Sağ (cm)	9,7±2,8	3,86	14,69	8,9±2,3	4,83	13,54	0,315
Destek yüzeyi-Sol (cm)	9,6±2,6	4,16	14,64	9,1±2,2	4,95	13,55	0,467
Ayak açısı-Sağ (°)	5,7±6,3	-3,67	17,5	3,5±7,1	-7,13	23,07	0,223
Ayak açısı-Sol (°)	2,1±5,9	-9,5	12,77	0,4±6,3	-10,63	10,6	0,454
Kadans (adım/dk)	100,2±7,9	83,83	117,6	105,7±14,4	80,07	144,13	0,185
Yürüme hızı (cm/sn)	98,7±15,5	73,93	138,93	99,5±14,7	73,8	123,27	0,454

X: Ortalama, SS: Standart sapma, *= $p<0,05$.

4.2.2. Kol Salınım Açılarının ve Enerji Tüketiminin Tanımlayıcı İstatistikleri ve Gruplar Arası Karşılaştırılması

Gruplar yürüyüş sırasındaki kol salınımları açısından karşılaştırıldığında, sağ kol maksimum fleksiyon, maksimum ekstansiyon ve toplam kol salınım açılarında, skolyoz grubunda, kontrol grubuna göre istatistiksel olarak azalma olduğu bulundu (sırasıyla $p=0,001$, $p=0,049$ ve $p=0,001$). Sol kolun kol salınım açıları, gruplar arasında istatistiksel bir fark göstermedi ($p>0,05$).

Grupların FHI'ye göre enerji tüketimleri karşılaştırıldığında, skolyoz grubunun enerji tüketiminin, kontrol grubuna göre istatistiksel olarak daha yüksek olduğu görüldü ($p=0,041$).

Sonuçlar, Tablo 4.7'de yer almaktadır.

Tablo 4.7. Skolyoz ve kontrol grubunun kol salınım açıları ve enerji tüketimleri bakımından karşılaştırılması.

Kol Salınım Açısı ve FHI Değerleri	Skolyoz Grubu (n=26)			Kontrol Grubu (n=21)			p
	X±SS	Min	Maks	X±SS	Min	Maks	
Maksimum Kol Fleksiyon Açısı-Sağ (°)	9,5±4,0	2,67	22,33	13,8±4,3	6,67	21	0,001*
Maksimum Kol Fleksiyon Açısı-Sol (°)	10,9±3,3	6,33	17,67	11,9±4,4	2	17,67	0,23
Maksimum Kol Ekstansiyon Açısı-Sağ (°)	5,0±2,9	0	11,67	7,4±4,4	0	17,33	0,049*
Maksimum Kol Ekstansiyon Açısı-Sol (°)	7,9±5,2	0,67	19,67	10,1±3,8	1,33	17	0,128
Toplam Kol Salınım Açısı-Sağ (°)	14,5±5,3	7,67	29	21,1±7,1	9	38,33	0,001*
Toplam Kol Salınım Açısı-Sol (°)	18,8±7,6	8,33	36,33	22,0±7,2	3,33	34,33	0,106
Fizyolojik Harcama İndeksi (atım/metre)	0,2±0,1	0,03	0,51	0,1±0,1	0	0,24	0,041*

X: Ortalama, SS: Standart sapma, FHI: Fizyolojik Harcama İndeksi, *= $p<0,05$.

4.3. Skolyoz Grubuna Ait Değerlendirme Bulgularının Birbiri ile İlişkisinin İncelenmesi

Çalışmamızın hipotezleri, skolyoz ve kontrol grubunun yürüyüşün zaman-mesafe karakteristikleri ve sagittal plandaki kol salınımı bakımından karşılaştırılması üzerineydi, ancak; çalışmamızın sonuçlarını daha iyi yorumlayabilmek için, AİS'li bireylerin değişen biyomekanik özelliklerinin, yürüyüşlerinin, sagittal plandaki kol

salınımlarının ve enerji tüketimlerinin birbirleriyle olan ilişkilerini de incelemek istedik.

4.3.1. Skolyoza Özgü Klinik ve Biyomekanik Değerlendirmelere Ait Parametreler ile Yürüyüş Parametreleri arasındaki İlişkinin İncelenmesi

Skolyozlu bireylerde, skolyoza özgü klinik değerlendirmelerden; eğriye katılan vertebra sayısı, torasik ve lumbar bölge Cobb açıları ve aksiyal rotasyon açıları ile yürüyüş parametrelerinden, sağ-sol adım süresi, adım uzunluğu, çift adım uzunluğu, tek destek süresi, çift destek süresi, destek yüzeyi gibi parametreleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmadı ($p>0,05$).

Sağ ayak açısı ile torasik Cobb açısı arasında, negatif yönde, orta düzeyde ve istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulundu ($r=-0,55$, $p=0,041$). Sol taraf ayak açısı ile torasik Cobb açısı arasında, negatif yönde, iyi derecede ve istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulundu ($r=-0,60$, $p=0,021$). Sol taraf ayak açısı ile lumbar Cobb açısı arasında, negatif yönde, orta derecede ve istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulundu ($r=-0,47$, $p=0,037$).

Kadans ve yürüme hızı ile, skolyoza özgü klinik değerlendirme bulguları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki olmadığı görüldü ($p>0,05$).

Skolyoza özgü klinik değerlendirmelere ait parametreler ile yürüyüş parametrelerinin korelasyonunu içeren sonuçlar Tablo 4.8'de yer almaktadır.

Tablo 4.8. Skolyoza özgü klinik değerlendirmeler ile yürüyüşün zaman-mesafe karakteristikleri korelasyonu.

Yürüyüşün Zaman-Mesafe Karakteristikleri		Eğriye katılan vertebra sayısı	Torasik Cobb (°)	Lumbar Cobb (°)	Torasik aksiyal rotasyon (°)	Lumbar aksiyal rotasyon (°)
Adım süresi-Sağ (sn)	<i>r</i>	0,058	-0,071	-0,104	0,05	-0,075
	<i>p</i>	0,781	0,81	0,663	0,858	0,735
Adım süresi-Sol (sn)	<i>r</i>	0,11	-0,201	-0,03	0,061	-0,085
	<i>p</i>	0,6	0,49	0,899	0,828	0,701
Adım uzunluğu-Sağ(cm)	<i>r</i>	0,273	-0,144	0,003	-0,504	-0,192
	<i>p</i>	0,187	0,624	0,99	0,055	0,381
Adım uzunluğu-Sol (cm)	<i>r</i>	0,266	-0,113	0,027	-0,466	-0,185
	<i>p</i>	0,198	0,701	0,909	0,08	0,398
Çift adım uzunluğu-Sağ (cm)	<i>r</i>	0,247	-0,159	-0,027	-0,5	-0,225
	<i>p</i>	0,235	0,586	0,909	0,057	0,303
Çift adım uzunluğu-Sol (cm)	<i>r</i>	0,277	-0,159	0,037	-0,5	-0,147
	<i>p</i>	0,18	0,586	0,877	0,057	0,502
Tek destek süresi-Sağ (sn)	<i>r</i>	-0,108	-0,467	-0,244	0,076	-0,049
	<i>p</i>	0,609	0,092	0,299	0,789	0,825
Tek destek süresi-Sol (sn)	<i>r</i>	0,172	-0,372	-0,042	-0,007	-0,125
	<i>p</i>	0,41	0,191	0,859	0,98	0,569
Çift destek süresi-Sağ (sn)	<i>r</i>	-0,023	0,033	0,18	0,31	0,085
	<i>p</i>	0,912	0,91	0,447	0,261	0,701
Çift destek süresi-Sol (sn)	<i>r</i>	0,02	-0,071	0,139	0,002	0,106
	<i>p</i>	0,923	0,81	0,558	0,995	0,631
Destek yüzeyi-Sağ (cm)	<i>r</i>	0,23	-0,179	0,336	-0,095	0,114
	<i>p</i>	0,269	0,54	0,147	0,735	0,603
Destek yüzeyi- Sol(cm)	<i>r</i>	0,223	-0,015	0,443	0,014	0,203
	<i>p</i>	0,284	0,958	0,05	0,959	0,352
Ayak açısı-Sağ (°)	<i>r</i>	0,098	-0,551	-0,417	-0,245	-0,261
	<i>p</i>	0,642	0,041*	0,067	0,379	0,228
Ayak açısı-Sol (°)	<i>r</i>	-0,017	-0,608	-0,470	-0,329	-0,261
	<i>p</i>	0,937	0,021*	0,037*	0,23	0,229
Kadans (adım/dk)	<i>r</i>	-0,074	0,126	-0,087	-0,243	0,042
	<i>p</i>	0,725	0,667	0,715	0,383	0,85
Yürüme hızı (cm/sn)	<i>r</i>	0,17	0,009	0,016	-0,342	-0,188
	<i>p</i>	0,416	0,976	0,947	0,212	0,39

r: Spearman'ın korelasyon katsayısı, p: istatistiksel anlamlılık değeri, *=p<0,05.

Skolyozlu bireylerde, pelvik asimetri, POTSI, ATSI, torasik kifoz ve lumbar lordoz gibi biyomekanik değerlendirme bulguları ile, yürüyüş parametrelerinden, sağ ve sol taraf adım süresi, adım uzunluğu, çift adım uzunluğu, tek destek süresi, çift destek süresi, destek yüzeyi ve sağ taraf ayak açısı arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmadı ($p>0,05$).

Sol taraf ayak açısı ile pelvik asimetri değeri arasında, pozitif yönde, iyi derecede ve istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulundu ($r=0,62$, $p=0,022$). Aynı

zamanda, sol taraf ayak açısı ile POTSI değeri arasında, negatif yönde, orta derecede ve istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulundu ($r=-0,53$, $p=0,005$). Skolyoza özgü biyomekanik değerlendirmelere ait parametreler ile yürüyüş parametrelerinin korelasyonunu içeren sonuçlar Tablo 4.9'da gösterilmektedir.

Tablo 4.9. Skolyozda biyomekanik değerlendirmelere ait parametrelerin yürüyüşün zaman-mesafe karakteristikleri ile korelasyonu.

Yürüyüşün Zaman-Mesafe Karakteristikleri		Pelvik asimetri (cm)	POTSI	ATSI	Torasik kifoz (°)	Lumbar lordoz (°)
Adım süresi-Sağ (sn)	<i>r</i>	0,055	0,041	0,134	0,117	-0,239
	<i>p</i>	0,859	0,842	0,515	0,605	0,284
Adım Süresi-Sol (sn)	<i>r</i>	0,044	0,077	0,247	0,137	-0,236
	<i>p</i>	0,887	0,709	0,223	0,544	0,289
Adım uzunluğu-Sağ(cm)	<i>r</i>	0,148	-0,225	-0,215	-0,004	-0,119
	<i>p</i>	0,629	0,27	0,29	0,986	0,598
Adım uzunluğu-Sol (cm)	<i>r</i>	0,203	-0,283	-0,254	-0,089	-0,064
	<i>p</i>	0,505	0,162	0,211	0,694	0,777
Çift adım uzunluğu-Sağ (cm)	<i>r</i>	0,126	-0,263	-0,221	-0,029	-0,086
	<i>p</i>	0,681	0,194	0,278	0,898	0,705
Çift adım uzunluğu-Sol (cm)	<i>r</i>	0,143	-0,224	-0,236	-0,037	-0,113
	<i>p</i>	0,642	0,271	0,245	0,87	0,617
Tek destek süresi-Sağ (sn)	<i>r</i>	0,319	-0,187	0,125	0,258	-0,033
	<i>p</i>	0,289	0,361	0,543	0,247	0,882
Tek destek süresi-Sol (sn)	<i>r</i>	0,104	-0,105	0,08	0,299	-0,208
	<i>p</i>	0,734	0,61	0,699	0,176	0,353
Çift destek süresi-Sağ (sn)	<i>r</i>	0,28	0,071	0,263	0,272	-0,069
	<i>p</i>	0,354	0,729	0,195	0,22	0,76
Çift destek süresi-Sol (sn)	<i>r</i>	-0,11	0,114	0,249	0,058	-0,226
	<i>p</i>	0,721	0,58	0,22	0,797	0,311
Destek yüzeyi- Sağ (cm)	<i>r</i>	-0,379	-0,091	-0,106	0,06	-0,232
	<i>p</i>	0,201	0,66	0,607	0,79	0,298
Destek yüzeyi-Sol (cm)	<i>r</i>	-0,368	0,035	-0,003	0,153	-0,334
	<i>p</i>	0,216	0,864	0,987	0,498	0,129
Ayak açısı-Sağ (°)	<i>r</i>	0,275	-0,371	-0,177	0,124	0,088
	<i>p</i>	0,364	0,062	0,388	0,582	0,695
Ayak açısı- Sol (°)	<i>r</i>	0,627	-0,532	-0,22	-0,214	0,098
	<i>p</i>	0,022*	0,005*	0,279	0,339	0,666
Kadans (adım/dk)	<i>r</i>	-0,36	0,054	-0,123	-0,308	0,222
	<i>p</i>	0,226	0,793	0,55	0,163	0,321
Yürüme hızı (cm/sn)	<i>r</i>	-0,126	-0,162	-0,233	-0,235	-0,049
	<i>p</i>	0,681	0,43	0,253	0,293	0,827

POTSI: Posterior Gövde Asimetri İndeksi, ATSI: Anterior Gövde Asimetri İndeksi, *r*: Spearman'ın korelasyon katsayısı, *p*: istatistiksel anlamlılık değeri, *= $p<0,05$.

4.3.2. Skolyoza Özgü Klinik ve Biyomekanik Değerlendirmelere Ait Parametreler ile Kol Salınımının ve Enerji Tüketiminin İlişkisinin İncelenmesi

Eğriye katılan vertebra sayısı ile kol salınım açıları ve FHİ arasında istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmadı ($p>0,05$).

Torasik Cobb açısı değeri ile sağ taraf maksimum kol ekstansiyon açısı arasında, negatif yönde, iyi derecede ve istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulundu ($r=-0,67$, $p=0,008$). Torasik Cobb açısı değeri ile, sağ ve sol taraf maksimum kol fleksiyon açısı, sol taraf kol ekstansiyon açısı, sağ ve sol taraf toplam kol salınım açısı ve FHİ arasında istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmadı ($p>0,05$).

Lumbar Cobb açısının, sağ taraf maksimum kol ekstansiyon açısı ile arasında, negatif yönde, orta derecede ve istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulundu ($r=-0,52$, $p=0,017$). Lumbar Cobb açısının, sağ ve sol taraf maksimum kol fleksiyon açısı, sol taraf kol ekstansiyon açısı, sağ ve sol taraf toplam kol salınım açısı ve FHİ değeri ile arasında istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmadı ($p>0,05$).

Torasik bölgedeki aksiyal gövde rotasyonu değerinin, sağ taraf maksimum kol ekstansiyon açısı ile negatif yönde, mükemmel derecede ve ($r=-0,75$, $p=0,001$) istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmasının yanısıra, sol taraf toplam kol salınım açısı ile de negatif yönde, orta derecede ve istatistiksel olarak anlamlı bir ilişkisi olduğu ($r=-0,52$, $p=0,045$), sol maksimum kol ekstansiyon açısı ile ise negatif yönde, orta derecede ve istatistiksel olarak anlamlı bir ilişkisinin olduğu bulundu ($r=-0,551$, $p=0,033$). Torasik bölgedeki aksiyal gövde rotasyonunun, sağ ve sol taraf maksimum kol fleksiyon açısı, sağ taraf toplam kol salınım açısı ve FHİ ile arasında istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmadı ($p>0,05$).

Lumbar bölgedeki aksiyal gövde rotasyonu ile sağ taraf maksimum kol ekstansiyon açısı arasında negatif yönde, orta derecede ve istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulundu ($r=-0,42$, $p=0,041$). Lumbar bölgedeki aksiyal gövde rotasyonu ile sağ ve sol taraf maksimum kol fleksiyon açısı, sol taraf maksimum kol ekstansiyon açısı, sağ ve sol taraf toplam kol salınım açısı ve FHİ değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmadı ($p>0,05$).

Pelvik asimetri değeri, POTSI, ATSI, flexiruler ile ölçülen torasik kifoz ve lumbar lordoz açılarının, kol salınım açıları ve FHİ değeri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmadı ($p>0,05$)

Skolyoza özgü klinik ve biyomekanik değerlendirmelere ait parametreler ile kol salınımının ve enerji tüketiminin korelasyonunu içeren sonuçlar Tablo 4.10'da yer almaktadır.

Tablo 4.10. Skolyoza özgü klinik ve biyomekanik değerlendirmelere ait parametreler ile kol salınımının ve enerji tüketiminin korelasyonu.

Değerlendirmeler		Max KFA-Sağ	Max KFA-Sol	Max KEA-Sağ	Max KEA-Sol	Toplam KSA-Sağ	Toplam KSA-Sol	FHİ
Eğriye Katılan	r	-0,015	0,212	0,141	0,324	0,067	0,275	-0,105
Vertebra Sayısı	p	0,945	0,308	0,502	0,114	0,751	0,183	0,616
Torasik Cobb (°)	r	0,113	0,052	-0,674	-0,308	-0,306	-0,3	-0,237
	p	0,701	0,859	0,008*	0,284	0,288	0,297	0,414
Lumbar Cobb (°)	r	0,018	0,008	-0,526	0,204	-0,345	0,07	-0,087
	p	0,941	0,972	0,017*	0,388	0,137	0,77	0,715
Torasik gövde rotasyonu (°)	r	0,142	-0,205	-0,750	-0,551	-0,344	-0,524	0,092
	p	0,612	0,465	0,001*	0,033*	0,209	0,045*	0,744
Lumbar gövde rotasyonu (°)	r	0,397	-0,204	-0,429	-0,273	-0,03	-0,299	0,056
	p	0,061	0,35	0,041*	0,208	0,892	0,166	0,8
Pelvik asimetri (cm)	r	-0,033	0,366	0,315	-0,302	0,105	-0,028	0,326
	p	0,915	0,219	0,66	0,316	0,734	0,929	0,277
POTSI	r	0,376	-0,051	-0,207	-0,073	0,151	-0,028	-0,162
	p	0,058	0,804	0,311	0,723	0,463	0,891	0,43
ATSI	r	0,068	-0,377	-0,166	-0,209	-0,016	-0,325	-0,071
	p	0,74	0,057	0,418	0,305	0,94	0,105	0,732
Torasik kifoz (°)	r	-0,233	0,222	-0,231	-0,113	-0,224	0,05	-0,235
	p	0,297	0,321	0,3	0,615	0,316	0,825	0,292
Lumbar lordoz (°)	r	0,039	0,189	0,258	-0,045	0,112	0,099	0,214
	p	0,862	0,401	0,247	0,841	0,619	0,66	0,338

KFA: Kol Fleksiyon Açısı, KEA: Kol Ekstansiyon Açısı, KSA: Kol Salınım Açısı, FHİ: Fizyolojik Harcama İndeksi, POTSI: Posterior Gövde Asimetri İndeksi, ATSI: Anterior Gövde Asimetri İndeksi, r: Spearman'ın korelasyon katsayısı, p: istatistiksel anlamlılık değeri, *= $p<0,05$.

4.3.3. Skolyoz Grubunda Yürüyüşün Zaman-Mesafe Karakteristikleri ile Kol Salınımının ve Enerji Tüketiminin Korelasyonu

Sağ ve sol taraf adım süresi ile kol salınım açıları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmadı ($p>0,05$).

Sağ taraf adım uzunluğunun; sağ taraf maksimum kol ekstansiyon açısı ile arasında, pozitif yönde, düşük-orta derece arasında ve istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki ($r=0,39$, $p=0,044$), sol taraf maksimum kol ekstansiyon açısı ile arasında pozitif yönde, orta derecede ve istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulundu ($r=0,51$, $p=0,007$). Ayrıca, sağ taraf adım uzunluğu ile sol taraf toplam kol salınım açısı arasında pozitif yönde, orta derecede ve istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulundu ($r=0,49$, $p=0,011$). Sağ taraf adım uzunluğunun; sağ ve sol taraf maksimum kol fleksiyon açısı, sağ taraf toplam kol salınım açısı ve FHİ değeri ile arasında anlamlı ilişki bulunmadı ($p>0,05$).

Sol taraf adım uzunluğunun, sağ taraf maksimum kol ekstansiyon açısı ile arasında pozitif yönde, orta derecede ve istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki ($r=0,45$, $p=0,018$), sol taraf maksimum kol ekstansiyon açısı ile arasında pozitif yönde, orta derecede ve istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulundu ($r=0,49$, $p=0,01$). Aynı zamanda, sol taraf adım uzunluğunun, sol taraf toplam kol salınım açısı ile arasında pozitif yönde, orta derecede ve istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulundu ($r=0,48$, $p=0,012$), ancak; sağ ve sol taraf maksimum kol fleksiyon açıları, sağ taraf toplam kol salınım açısı ve FHİ değeri ile arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmadı ($p>0,05$).

Sağ taraf çift adım uzunluğunun, sağ taraf maksimum kol ekstansiyon açısı ile arasında pozitif yönde, orta derecede ve istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki ($r=0,46$, $p=0,018$), sol taraf maksimum kol ekstansiyon açısı ile arasında pozitif yönde, orta derecede ve istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki ($r=0,50$, $p=0,008$), sol taraf toplam kol salınım açısı ile arasında pozitif yönde, orta derecede ve istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulundu ($r=0,47$, $p=0,014$). Sağ taraf çift adım uzunluğunun, sağ ve sol taraf maksimum fleksiyon kol salınım açıları, sağ taraf toplam kol salınım açısı ve FHİ değeri ile arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmadı ($p>0,05$).

Sol taraf çift adım uzunluğunun, sağ taraf maksimum kol ekstansiyon açısı ile arasında pozitif yönde, orta derecede ve istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki ($r=0,40$, $p=0,039$), sol taraf maksimum kol ekstansiyon açısı ile arasında pozitif yönde, orta derecede ve istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki ($r=0,50$, $p=0,008$), sol taraf toplam kol salınım açısı ile arasında pozitif yönde, orta derecede ve istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulundu ($r=0,48$, $p=0,012$). Sol taraf çift adım uzunluğunun, sağ ve sol taraf maksimum kol fleksiyon açıları, sağ taraf toplam kol salınım açısı ve FHİ değeri ile arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmadı ($p>0,05$).

Sağ ve sol taraf tek destek sürelerinin, kol salınım açıları ve FHİ değeri ile arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmadı ($p>0,05$).

Sağ taraf çift destek süresinin, sağ taraf maksimum kol ekstansiyon açısı ile negatif yönde, orta derecede ve istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulundu ($r=-0,45$, $p=0,021$). Sağ taraf çift destek süresi ile diğer kol salınım açısı parametreleri ve FHİ değeri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmadı ($p>0,05$).

Sol taraf çift destek süresinin, sağ-sol taraf destek yüzeylerinin ve ayak açılarının, kadansın, kol salınım açıları ve FHİ değeri ile arasında istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmadı ($p>0,05$).

Yürüme hızının, sağ taraf maksimum kol ekstansiyon açısı ile arasında pozitif yönde, orta derecede ve istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki ($r=0,47$, $p=0,013$), sol taraf maksimum kol ekstansiyon açısı ile arasında pozitif yönde, orta derecede ve istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki ($r=0,54$, $p=0,004$), sol taraf toplam kol salınım açısı ile arasında pozitif yönde, orta derecede ve istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulundu ($r=0,49$, $p=0,011$). Yürüme hızının, sağ ve sol taraf maksimum kol fleksiyon açıları, sağ taraf toplam kol salınım açısı ve FHİ değeri ile arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmadı ($p>0,05$).

Sonuçlar, Tablo 4.11’de yer almaktadır.

Tablo 4.11. Skolyoz grubunda yürüyüşün zaman-mesafe karakteristikleri ile kol salınımının ve enerji tüketiminin korelasyonu.

Yürüyüşün Zaman-Mesafe Karakteristikleri		Max KFA-Sağ	Max KFA-Sol	Max KEA-Sağ	Max KEA-Sol	Top KSA-Sağ	Top KSA-Sol	FHİ
Adım süresi-Sağ (sn)	r	0,123	-0,255	-0,097	-0,097	0,145	-0,151	-0,152
	p	0,55	0,208	0,636	0,637	0,48	0,462	0,458
Adım Süresi-Sol (sn)	r	-0,044	-0,302	-0,159	-0,106	-0,005	-0,179	-0,144
	p	0,83	0,134	0,438	0,607	0,979	0,383	0,484
Adım uzunluğu-Sağ (cm)	r	0,038	0,334	0,398	0,513	0,203	0,491	-0,195
	p	0,854	0,096	0,044*	0,007*	0,319	0,011*	0,339
Adım uzunluğu-Sol (cm)	r	0,068	0,319	0,459	0,498	0,261	0,483	-0,084
	p	0,742	0,112	0,018*	0,01*	0,197	0,012*	0,684
Çift adım uzunluğu-Sağ (cm)	r	0,024	0,299	0,461	0,506	0,235	0,474	-0,123
	p	0,907	0,138	0,018*	0,008*	0,248	0,014*	0,548
Çift adım uzunluğu-Sol (cm)	r	0,06	0,3	0,408	0,508	0,217	0,483	-0,114
	p	0,77	0,136	0,039*	0,008*	0,286	0,012*	0,58
Tek destek süresi-Sağ (sn)	r	-0,173	-0,273	0,026	-0,368	-0,073	-0,362	0,189
	p	0,398	0,177	0,9	0,065	0,723	0,069	0,356
Tek destek süresi-Sol (sn)	r	-0,244	-0,251	-0,141	-0,296	-0,196	-0,29	-0,168
	p	0,229	0,215	0,492	0,142	0,338	0,151	0,411
Çift destek süresi-Sağ (sn)	r	-0,26	-0,019	-0,451	-0,293	-0,367	-0,245	0,067
	p	0,2	0,926	0,021*	0,147	0,065	0,227	0,744
Çift destek süresi-Sol (sn)	r	0,02	-0,183	-0,193	0,022	0,019	-0,054	0,022
	p	0,922	0,372	0,345	0,917	0,927	0,793	0,917
Destek yüzeyi- Sağ (cm)	r	-0,01	0,258	0,198	0,236	0,179	0,213	0,019
	p	0,96	0,204	0,333	0,246	0,381	0,296	0,927
Destek yüzeyi-Sol (cm)	r	0	0,087	0,099	0,091	0,16	0,047	0,035
	p	0,999	0,671	0,629	0,658	0,434	0,819	0,867
Ayak açısı-Sağ (°)	r	-0,335	0,06	0,157	0,244	-0,173	0,202	0,09
	p	0,094	0,771	0,445	0,23	0,399	0,323	0,661
Ayak açısı- Sol (°)	r	-0,18	0,085	0,206	0,199	-0,024	0,208	0,313
	p	0,379	0,68	0,312	0,331	0,906	0,308	0,119
Kadans (adım/dk)	r	0,272	0,158	0,379	0,37	0,321	0,312	-0,022
	p	0,178	0,44	0,056	0,063	0,11	0,12	0,916
Yürüme hızı (cm/sn)	r	0,181	0,283	0,479	0,546	0,319	0,490	-0,036
	p	0,376	0,161	0,013*	0,004*	0,112	0,011*	0,861

KFA: Kol Fleksiyon Açısı, KEA: Kol Ekstansiyon Açısı, KSA: Kol Salınım Açısı, FHİ: Fizyolojik Harcama İndeksi, r: Spearman'ın korelasyon katsayısı, p: istatistiksel anlamlılık değeri, *=p<0,05.

5. TARTIŞMA

Çalışmamızın amacı, AİS'li bireyler ile kontrol grubu arasında, yürüyüş analizinden elde edilen zaman-mesafe karakteristikleri, kol salınım açıları ve enerji tüketimi bakımından farklılık olup olmadığını araştırmaktır. Bu çalışma, AİS'li bireylerde yürüyüş sırasında sağ taraf kol salınımının azaldığı ve enerji tüketiminin arttığını gösterdi. Yürüyüşün zaman-mesafe karakteristikleri açısından ise AİS'li bireylerde sol taraf adım süresinin ve sağ taraf çift destek süresinin arttığı tespit edilirken, kadans, yürüyüş hızı, adım uzunlukları, çift adım uzunlukları, tek destek süreleri, sol taraf çift destek süresi, destek yüzeyleri, ayak açıları ve sağ taraf adım süresi bakımından gruplar arasında farklılık görülmedi. Araştırmamızın sonucunda; AİS'li bireyler ile kontrol grubu arasında, yürüyüşün zaman-mesafe karakteristikleri ile kol salınım açıları bakımından farklılık olduğuna dair hipotezlerimizin; sagittal plan kol salınımı, adım süresi ve çift destek süresi bakımından farklılık bulunarak doğrulandığı görüldü.

Demografik Bilgiler

Skolyoz ve kontrol grubu, yaş, kilo ve BKİ bakımından karşılaştırıldığında aralarında farklılık yoktu. Mekhaela ve diğerlerinin yaptığı çalışmaya göre, yürüyüş sırasındaki dengeyi devam ettirmede, vücut kompozisyonunun, vücudun ağırlık merkezi ve basınç merkezi ile ilişkisinin önemli olduğu belirtilmektedir. Demografik, iskeletal ve postural parametrelerin yürüyüşü etkileyen faktörler olması sebebiyle, çalışmamıza dahil ettiğimiz bireyler, boy uzunluğu, vücut ağırlığı ve BKİ bakımından eşleşecek şekilde seçildi (104). Demografiklerdeki söz konusu benzerlik, çalışmamızda araştırılan yürüyüş, kol salınımı ve enerji tüketimi parametrelerinin skolyoz ve sağlıklı kontrol grubu arasında direkt karşılaştırma imkânı sağlaması açısından önemlidir.

AİS'in hormonal sebeplere bağlı olarak prevalansının, kızlarda erkeklerden daha fazla olduğu ifade edilmektedir (17). Bu yüzden çalışmamızda da, kız bireyler çoğunluktaydı.

Eğri Paterni

Bireylerin eğri tipleri, SRS ve Lenke Sınıflandırması'na göre sınıflandırıldı. Eğri tipi prevalansı bakımından yapılan bir çalışmaya göre, tek eğri paternine sahip bireylerin, çift eğri paterninden daha fazla görüldüğü ve tek eğri paterninde ise lomber eğri tipinin daha fazla görüldüğü belirtilmektedir (105). Diğer bir çalışmaya göre ise, en sık görülen eğri tipinin, çift eğri tipi olduğu ve bunu torasik ile lomber eğrinin izlediği ifade edilmektedir (106). Literatüre göre, eğri tipi prevalansları bakımından farklı ifadeler yer almaktadır. Çalışmamıza bakarak direkt bir eğri prevalansı değeri vermek doğru olmamaktadır. Zira dahil edilme kriterlerine göre çalışmanın başlangıcında elediğimiz hastalar bulunmaktadır. Ancak tanımlayıcı bir bilgi vermek gerekirse çalışmamızda, SRS sınıflandırmasına göre tek torasik eğriye sahip birey sayısı daha fazla iken, bunu tek lomber, torakolumbar ve çift eğri (sağ torasik sol lomber) izlemektedir.

Lenke Sınıflandırması ise, standart klinik değerlendirme sağlayarak, yapılan değerlendirmelere göre bireyleri kategorize etmede ve tedavi planlaması yönünde önemli olduğu için çalışmamızda, bu sınıflandırmaya da yer vermek istedik. Çalışmamızda, Lenke Sınıflandırması'na göre yaygınlık bakımından, ilk sırada Tip 1, ikinci sırada Tip 5 ve bu eğri tiplerini Tip 3 ve Tip 6 eğri tipleri izlemektedir. Lenke tip 1 AIS'li bireylerde yapılan ve yürüyüş sırasındaki denge kontrolünü araştıran çalışmada, AIS'li bireylerin, sağlıklı kontrol grubuna göre, ağırlık ve basınç merkezlerinde ani değişiklikler sergiledikleri bulunmuştur (109). Lenke 1 ve 5 eğri tipindeki AIS'li bireylerin, yürüyüş sırasındaki gövde kinematiklerini değerlendiren bir çalışmada, Lenke tip 5 eğri tipine sahip bireylerin, Lenke tip 1'e göre, yürüyüş sırasındaki gövde kinematikleri bakımından simetriyi daha iyi sağlayabildiği görülmüştür. Bunun sebebi olarak; Lenke tip 5, lomber bölgedeki tek eğriliğe sahip bireylerin, torasik bölge üzerine etkiyen lateral distorsiyonu kompanse edebilmesi sebebiyle, Lenke tip 1(majör torasik) eğri tipine sahip bireylere göre, gövde simetrisini daha iyi sağlayabildiği belirtilmektedir (110). Lenke tip 1 ve 5 eğri tiplerine sahip bireyleri, yürüyüş yönünden karşılaştıran başka bir çalışmada ise, her iki eğri tipinde de yürüyüşün koronal ve sagittal dengeden etkilendiği, ancak; eğri lokasyonuna bakılmaksızın, gövdenin transvers plandaki değişimler bakımından, eğri tiplerinin benzer olduğu ifade edilmektedir (111).

Eğri Şiddeti

SOSORT (2016 Guidelines) kriterlerine göre, Cobb açısı, 20°'ye kadar “hafif”, 21°-35° arası “orta”, 36°- 40° arası “orta-şiddetli”, 41°- 50° arası ise “şiddetli” olarak ifade edilmektedir (116). Eğri şiddeti bakımından, çalışmamıza katılan bireylerin Cobb açıları, torasik bölge için $25,3^{\circ} \pm 9,0$, lomber bölge için $22,0^{\circ} \pm 9,5$ 'tir (10° ile 46° arası). Bu yüzden, çalışmamızın sonuçlarının, eğri şiddeti bakımından, hafif, orta ve şiddetli eğrilere sahip bireylerden oluştuğunu söyleyebiliriz. Çalışmamız farklı eğri şiddetlerine ait bireyleri içermesiyle, hafiften şiddetliye değişen derecelerde eğrisi olan bireylerin yürüyüş parametrelerini içermesi açısından avantaj sağlamaktadır. Literatürde eğri şiddetinde değişimin yürüyüş patolojileri ile bağlantılı olduğu belirtilmektedir (67,120,121,125).

Biyomekanik Parametreler

Bu çalışmada, skolyozlu bireyler ile sağlıklı bireyler arasında omurganın fizyolojik sagittal eğrileri (torasik kifoz ve lomber lordoz) açısından farklılık bulunmadı. Sagittal dizilim ve spinopelvik parametrelerin, spinal deformite varlığında, özellikle yaşla beraber değişime uğradığı belirtilmektedir. Daha önceki çalışmalarda, sagittal plandaki dizilim bozukluklarının, yürüyüş kinematikleri üzerine önemli etkileri olduğu bilinmektedir (107,108). Literatüre göre sagittal eğrilerin optimal değer aralıkları, torasik kifoz için; 20°-40° aralığında, lomber lordoz için; 40°-60° aralığında olduğu ifade edilmektedir (112). Bu verilere göre çalışmamıza katılan bireylerin torasik kifoz ve lomber lordoz açılarının, belirtilen optimal değer aralıklarında olduğunu söyleyebiliriz.

Ayrıca, çalışmamızda, torasik kifoz ve lomber lordoz açılarınımın, enerji tüketimini ve kol salınımını etkilemediği görüldü. Bunun sebebinin, çalışmaya dahil edilen bireylerin sagittal plan açı değerlerinin optimal aralıkta bulunması olabilir. Aynı zamanda çalışmaya dahil ettiğimiz gruplar arasında, sagittal plan ölçümleri bakımından fark olmaması, bize izole olarak omurganın frontal plandaki eğriliğinin, yürüyüş parametreleri üzerinde etkilerini gözleme imkânı sağlamıştır.

Vücut Asimetrisi: ATSI ve POTSI

Literatürde vücut asimetrisi ile ilgili yapılan bir çalışmada, yaş ortalaması 13 olan idiyopatik skolyozlu bireylerde, POTSI değerinin ortalama değerinin 21 bulunduğu belirtilmektedir (113). Yapılan başka bir çalışmada, 27,5'tan küçük olan POTSI değerlerinin patolojik olmadığı ifade edilmektedir (114). 7-10 yaş aralığındaki sağlıklı bireylerde yapılan bir çalışmada, ATSI ve POTSI ortalama değerlerinin 21 olduğu belirtilmektedir (91). Yaş ortalaması 7 olan sağlıklı çocuklarda yapılan çalışmaya göre ise, ortalama POTSI değerinin 28 bulunduğu ve 27'den küçük değerlerin normal kabul edildiği belirtilirken, ATSI değeri için belirlenmiş normal bir aralığın bulunmadığı ifade edilmektedir (115). Çalışmamızda, AİS'li bireylere ait ortalama POTSI değeri; $21,8 \pm 8,7$ bulunurken, ortalama ATSI değeri; $23,6 \pm 10,6$ olarak bulundu. Bulduğumuz ATSI ve POTSI değerlerine göre, bireylerde gövdenin önden görüntüsünün arkadan görüntüsüne göre daha asimetrik olduğu görüldü. Ayrıca skolyozu olan bireylerin gövde asimetrilerinin değişen derecelerde olduğu tespit edildi.

Yürüyüşün Zaman-Mesafe Karakteristikleri

Yürüyüş Hızı ve Kadans

Literatüre göre, sağlıklı bireyler ile AİS'li bireyleri zaman-mesafe karakteristikleri yönünden karşılaştıran çalışmalarda, yürüyüş hızı (8,9,62,65) ve kadans (7,8,62) bakımından genellikle, farklılık bulunmadığı ifade edilmektedir. Ancak; AİS'li bireylerin yürüme hızı ve kadans bakımından kontrol grubuna kıyasla, azalmış olduğunu gösteren çalışmalar da bulunmaktadır. Bortone ve diğerlerinin yaptığı, Lenke tip 1-5, Lenke tip 2-4 AİS grupları ve kontrol grubunun karşılaştırıldığı çalışmada, AİS'li bireylerde yürüyüş hızı ve kadans bakımından Lenke tipleri arasında farklılık görülmezken, her iki AİS grubunun kontrol grubuna göre yürüyüş hızında ve kadansında azalma olduğu ifade edilmektedir (12). Farklı eğri tiplerinde ve şiddetlerinde AİS'li bireyler ile kontrol grubunun karşılaştırıldığı başka bir çalışmada, çift eğrili bireylerin, pelvik deformite ve eğri şiddeti ile bağlantılı olarak yürüyüş patolojileri sergiledikleri ve eğri şiddeti arttıkça, yürüme hızının ve kadansın kontrol grubuna göre azalmış olduğu belirtilmektedir (67). Hafif-

orta-şiddetli eğri tipine sahip bireyleri dahil ettiğimiz çalışmamızda, yürüyüş hızı ve kadans bakımından, AİS'li bireyler ile kontrol grubu arasında farklılık bulunmadı. Bu durum, çalışmaya dahil edilen bireylerin eğri şiddeti ve eğri tipleri ile bağlantılı olabilir.

Adım Süresi

Literatüre bakıldığında, AİS'li bireyler, çift adım süresi bakımından değerlendirilmektedir. AİS'li bireylerin, yürüyüş sırasındaki lokomotor becerilerini ve denge stratejilerini, zaman-mesafe karakteristiklerine göre inceleyen bir çalışmada, AİS'li bireylerde kontrol grubuna göre, çift adım süresinin arttığı, yürüyüş hızının azaldığı ve bu durumun yürüyüş sırasında dengeyi sağlayabilmede adaptif bir strateji olduğu ifade edilmektedir (4). Alt ekstremitte eşitsizliği (2 cm'den az fark) olan, 10-30 yaş arası skolyozlu bireyler ile sağlıklı bireyleri, çift adım süresi yönünden karşılaştıran çalışmada, skolyoz grubunda çift adım süresinin daha fazla ve asimetric olduğu, ayrıca, skolyoz grubunda, konveks tarafta bulunan alt ekstremitenin daha hızlı adım atma eğiliminde olduğu görülmüştür (5). Çalışmamızda, adım süresi bakımından, grupları karşılaştırdığımızda, bireylerin sağ ve sol tarafa ait değerleri birbirlerine çok yakındı. Sol taraf adım süresi bakımından skolyoz grubunun, kontrol grubuna göre daha fazla olduğu bulundu. Bu farklılığın sebebi, skolyozlu bireylerde, genellikle, ağırlık merkezinde, konveksitenin olduğu tarafa doğru bir sapma olduğu için, adım atarken, dengeyi korumak adına, konveks taraf alt ekstremitte üzerinde daha uzun süre durmalarından kaynaklanıyor olabilir. Ancak çalışmamızın verilerine göre direkt bir çıkarım yapmak mümkün olmayacaktır. Bu konuda yapılacak ileri çalışmalara ihtiyaç vardır.

Adım Uzunluğu ve Çift Adım Uzunluğu

Yapılan çalışmalara göre, adım uzunluğu ve çift adım uzunluğu bakımından, AİS ve kontrol grubu arasında, farklılık bulunmayan (62,64,65) çalışmalar olduğu gibi, eğri tipine bakılmaksızın, AİS'li bireylerin adım uzunluğunda azalma olduğunu gösteren çalışmalar da bulunmaktadır (11,67,69). Sağ torasik eğri, sağa rotasyona uğramış pelvis veya sol lumbar eğriye sahip bireylerde, adım uzunluğunun, deformitenin strüktüreliliği ile ilişkili olduğu yönünde bir teori bulunmaktadır, ancak;

bu konuda yeterli kanıt yoktur (40). Çalışmamızda, AİS'li bireyler ile kontrol grubu arasında, adım uzunluğu ve çift adım uzunluğu yönünden farklılık bulunmadı. Gruplar arasında bir farklılık ortaya koyulamamasının nedeni, çalışmamıza katılan bireylerin eğri şiddetlerinin çoğunlukla 10°-40° aralığında olması ve şiddetli olarak tanımlanabilecek olan, 40° üzeri eğri şiddetinde yalnızca iki kişi bulunması olabilir.

Tek ve Çift Destek Süresi

Literatürdeki, AİS'li bireylerin tek destek süresini inceleyen çalışmalara göre, genellikle sağlıklı bireylere göre azalma olduğu görülmüştür (8,9,11,62,65). Yang ve diğerlerinin yapmış olduğu çalışmaya göre, AİS'li bireylerin, sağ taraf tek destek sürelerinin, sol tarafa göre daha fazla olduğu görülmüştür (65). Bortone ve diğerlerinin yapmış olduğu çalışmaya göre, AİS grubunun konveks ve konkav tarafı arasında tek destek süresi bakımından fark bulunmadığı, AİS'li bireylerin konveks taraf tek destek süresi ile kontrol grubu arasında fark bulunmadığı, ancak; AİS'li bireylerin konveks taraf, konkav taraf ve kontrol grubuna ait tek destek süreleri karşılaştırıldığında, istatistiksel olarak farklılık olduğu görülmüştür (12), bu yüzden, bu durum, bize, farkın oluşmasına neden olabilecek faktörün konkav tarafta azalan tek destek süresi olduğunu düşündürmektedir. Çalışmamıza katılan bireylerde, sağ ve sol taraf tek destek süresi bakımından farklılık bulunmadı.

AİS'li bireylerin çift destek süresini, kontrol grubuna göre inceleyen çalışmada, AİS'li bireylerin konveks ve konkav taraf çift destek süreleri bakımından aralarında fark olmadığı, AİS'li bireylerin konveks taraf, konkav taraf ve kontrol grubuna ait çift destek süreleri karşılaştırıldığında fark olmadığı, ancak; AİS'li bireylerin konveks tarafı ile kontrol grubuna ait çift destek süreleri karşılaştırıldığında, kontrol grubundaki çift destek süresinin daha fazla olduğu bulunmuştur (12). Lenke tip 1 (majör torasik) eğri tipine sahip AİS'li bireyler ile kontrol grubunu karşılaştıran çalışmada, AİS'li bireylerin konveks ve konkav tarafa ait çift destek sürelerinin, kontrol grubuna göre daha fazla olduğu belirtilmektedir (109). Çalışmamızda gruplar arasında, sol taraf çift destek süresi bakımından farklılık görülmedi. Sağ taraf çift destek süresi bakımından ise AİS grubunun, kontrol grubuna göre daha fazla olduğu bulundu. Bulduğumuz sonuçların, AİS'li bireylerde ağırlık merkezinde sapsmalara bağlı olarak, yürüyüş esnasında stabilizeyi

sağlamak için bireylerin çift destek sürelerini arttırmış olmalarıyla ilişkili olduğu düşünülebilir. Bu konuda bir çıkarım yapabilmek için ileri çalışmalara ihtiyaç olmakla birlikte, tek ve çift destek sürelerinin değerlendirilmesinin, bireylerin yürüyüş sırasındaki stabilitesi hakkında fikir sahibi olarak, rehabilitasyon programlarını geliştirmede faydalı olabileceğini düşünmekteyiz.

Destek Yüzeyi

Yürüyüş sırasında, sürekli hareket halinde olan ve değişen, vücudun ağırlık merkezi ve basınç merkezi hattına karşılık, denge kaybı olmadan postural stabiliteyi devam ettirebilmede, ayakların destek yüzeyinin rolü olduğu belirtilmektedir (109). AİS'li bireylerde farklı eğri tiplerinin karşılaştırıldığı bir çalışmada, eğri şiddetinin lateral instabiliteyi etkilediği ve majör eğri apeksi, omurganın daha üst segmentlerinde olan bireylerdeki postural stabilitenin, lomber majör eğrisi olan bireylere göre daha iyi olduğu bulunmuştur (26). Çift eğri paternine sahip, orta şiddette eğrisi olan AİS'li kızlarda plantar basınç ve stabilometre parametrelerinin değerlendirildiği başka bir çalışmada, AİS'li kızların, sağlıklı kontrol grubuna göre, daha zayıf postural kontrole sahip olduğu ve ayak basınç merkezlerinde daha fazla sapma olduğu görülmüştür (25). Bortone ve diğerlerinin yapmış olduğu çalışmaya göre, AİS'li bireylerin destek yüzeyinin, kontrol grubuna göre artmış olduğu belirtilmektedir (12). Çalışmamızda AİS'li bireyler ile kontrol grubu arasında, sağ ve sol taraf destek yüzeyi bakımından farklılık bulunmadı. Aslında, skolyoz grubunda, frontal stabiliteyi sağlamak için, destek yüzeylerini arttırmaları beklenebilir, ancak; bizim bulduğumuz sonuçlara göre destek yüzeyi bakımından farklılık olmamasının nedeni, çalışmaya katılan bireylerin eğri şiddetinin hafif-orta-şiddetli gibi değişen eğri derecelerinde olması ile ilişkilendirilebilir. Hafif ve/veya orta şiddetli eğrilerin varlığında bu fark ortaya konmamış olabilir. Konu ile ilgili, spesifik eğri şiddetlerine göre inceleme yapan ileri çalışmalara ihtiyaç doğmaktadır. Destek yüzeyi, bireylerin stabiliteyi sağlamasında önemli bir etken olduğu için, rehabilitasyon programları belirlenirken, bu parametrenin de göz önünde bulundurulması gerektiğini düşünmekteyiz.

Ayak Açısı

Topuk orta noktası ile 2. ayak parmağı arasında uzanan hat ile ayağın progresyon (ilerleme) hattı arasındaki açı, ayak açısı olarak ifade edilmektedir. “In-toeing”, negatif (-) ve “out-toeing”, pozitif (+) olarak ifade edilmektedir. “In-toeing” durumunda; kalçada internal rotasyon ve internal tibial torsiyonun gözlemlenebildiği, “out-toeing” durumunda ise; ayağın medialinde belirgin yüklenme ve ark düşüklüğü gözlemlenebildiği belirtilmektedir. Bireylerin ayak progresyon çizgisinin içinde veya dışında kalmasına göre ayağın yüklenme bölgelerinde de değişiklikler görülmektedir. Ayak açısının, negatif olması durumunda, ayağın lateral kısmındaki yüklenmenin arttığı, pozitif olması durumunda ise, ayağın medial kısmındaki yüklenmenin arttığı ifade edilmektedir (119). AİS’li bireylerin ayak basınç merkezlerinde sağlıklı bireylere göre birtakım sapmalar olduğu bilinmektedir (25). Tüm katılımcıların çift eğrili olduğu, majör eğrinin torasik ya da lomber farketmeksizin konveksite yönünün sağ taraf olduğu belirtilen ve eğri şiddetine göre üç gruba (hafif-orta-şiddetli) ayrılarak, ayak basınç merkezlerinin karşılaştırıldığı bir çalışmada, Cobb açısı şiddetinin ayak basınç merkezi progresyonunu etkilediği, omurga diziliminin topuk, parmaklar ve ayak-ayak bileği kompleksini etkilediği ve Cobb açısı şiddetinin etkilerinin çoğunlukla sağ ayağın plantar basınç merkezinde değişimlere neden olduğu ve AİS’li bireylerde, yürüyüş sırasında bilateral alt ekstremite koordinasyonu üzerine asimetrik etkileri olduğu belirtilmektedir (120). Bizim çalışmamızda, sağ-sol ayak açısı bakımından, skolyoz ve kontrol grupları arasında farklılık yoktu. Bundan, skolyozun medial ve lateral olarak ayak yüklenmesinde farklılık yaratmadığı sonucunu çıkarabiliriz. Çalışmaya katılan bireylerin eğri şiddetleri çoğunlukla 10°-40° aralığındaydı, 40° üzeri ise yalnızca iki kişi bulunmaktaydı. Gruplar arasında farklılık olmamasının sebebi, bireylerin hafif-orta-şiddetli gibi değişen eğri derecelerinde olması ile ilişkilendirilebilir. Konu ile ilgili, spesifik eğri şiddetlerine göre inceleme yapan çalışmalara ihtiyaç doğmaktadır.

Sagittal Plan Kol Salınım Açıları

Kol salınımları, yürüyüş sırasında, doğal bir şekilde, alt ekstremite ile zıt yönlerde, resiprokal olarak gerçekleşmektedir ve bireylerin yürüyüşünü

etkilemektedir (68). Kolların ve bacakların salınım hareketleri arasında nörolojik bir bağlantı olduğu belirtilmektedir (117).

Yürüyüş sırasındaki kol salınımının hem aktif hem de pasif komponentlere sahip olduğu ifade edilmektedir, ancak; bu bileşenlerin etkileşimi kesin olarak bilinmemektedir (117). Üst ekstremitelerin salınımının etkisi, vertikal vücut ağırlık merkezi transferinin ve yer reaksiyon kuvveti momentumunun azalmasına neden olduğu belirtilmektedir (76,77). Bu şekilde de vücudun yürürken daha az enerji tüketmesini (78,79), yürüyüş dengesinin, postural kontrolün (76) ve vücudun rotasyonel stabilitesinin gelişmesini (80) sağladığı, aynı zamanda, vücut dengesini devam ettirmeye yardımcı olarak, vücudun nöromusküler eforunu da azaltmaya katkıda bulunduğu ifade edilmektedir (81).

AİS’li bireylerde kol salınımını inceleyen bir çalışmaya göre, herhangi sistematik bir patern olmaksızın, yürüyüş sırasında, sagittal planda asimetrik kol ve dirsek salınım açısının olduğu, ayrıca, asimetrinin olduğu taraf ve kol salınımı büyüklüğünün, eğri şiddetiyle ilişkili olmadığı belirtilmektedir. Aynı zamanda, 10 kişinin katıldığı çalışmada, deformite ile ilişkili olmaksızın, 5 kişinin sağ taraf, 5 kişinin de sol taraf kol salınım açısının, diğer tarafa göre daha fazla olduğu ifade edilmektedir (69). Yapılan başka bir çalışmaya göre, frontal plandaki kol salınımının da, AİS’li bireylerde, kontrol grubuna göre minimal de olsa azalma gösterdiği belirtilmektedir (11). Bortone ve diğerlerinin çalışmasına göre, AİS’li bireylerin, sagittal plan omuz hareket açıklığında, kontrol grubuna göre artış olduğu, transvers plandaki omuz hareket açıklığında ise azalma olduğu belirtilmektedir. Ayrıca, AİS’li bireylerin eğri tipleri arasındaki karşılaştırmalarında, tek eğrili (Lenke tip 1,5) bireylerin, çok eğrili (Lenke tip 2,4) bireylere göre, sagittal ve frontal plandaki kol salınım açılarının daha fazla olduğu görülmektedir (12). Pesenti ve diğerlerinin yapmış olduğu çalışmada, tek torasik eğrili AİS’li bireylerin, transvers planda asimetrik gövde hareketlerinin olduğu, tek lumbar eğrili bireylerin ise frontal planda asimetrik gövde hareketlerinin olduğu belirtilmektedir. Aynı zamanda, sağ torasik eğrili AİS’li bireylerin yürüyüş bozuklukları ile birlikte gövdenin anterior tiltinde azalma ve transvers plan değişimleri görüldüğü belirtilmektedir (118). Çalışmamızın sonuçlarına göre, sagittal planda ölçülen, sağ taraf maksimum kol fleksiyon, ekstansiyon ve toplam kol salınım açısı bakımından, AİS’li bireylerde kontrol

grubuna göre azalma olduğu görüldü. Literatürde konuyla ilgili yeterli çalışma bulunmamakla birlikte, bulduğumuz sonuçlar ile paralellik gösteren çalışma da mevcuttur. AİS'in asimetrik bir deformite olmasına bağlı olarak, adım atma paterni ve yer reaksiyon kuvvetlerinin asimetrik olması ve bu bireylerin yürüyüş sırasında, gövdelerindeki üç boyutlu salınımlarını kompanse edebilmek için kol salınım açılarında da asimetrik paternler sergiledikleri düşünülebilir. Sağ tarafta olmasının sebebi ise, çalışmaya katılan bireylerin eğri paternine göre konveksite konumlarından kaynaklanıyor olabileceğini düşünmekteyiz.

Enerji Tüketimi

Yürüyüş sırasında, yer reaksiyon kuvveti ve vücudun ağırlık merkezi komponentleri, kol salınım hareketleri ve yürüyüş hızı değiştirilerek, gövde hareketlerinin minimize edilmesi sağlanmaktadır. Böylece, vücudun ağırlık merkezindeki vertikal dalgalanmaların ve enerji tüketiminin azaldığı belirtilmektedir (74,75). Enerji tüketimi bakımından yapılan çalışmaların çoğunluğuna göre, AİS'li bireylerin, sağlıklı yaşlılarına göre, yürüyüşleri sırasında, enerji tüketimlerinin daha fazla olduğu ve bu durumun femoral kas aktivasyon süresinin artışından kaynaklanabileceği ifade edilmektedir (3,8,84). Santos ve diğerlerinin yapmış olduğu çalışmaya göre, AİS'li bireylerde kas kuvvetinin azalmış olması, dolayısıyla artan kalp hızlarının ve oksijen tüketim hızlarının olması, kısa mesafedeki performanslarının azalmasını açıklayıcı olabileceği ifade edilmektedir (85). Mahaudens ve diğerlerinin yapmış olduğu çalışmaya göre ise, tam tersi bir görüş olarak; AİS'li bireylerde, kasların yaptığı mekanik işteki azalmanın, vücudun ağırlık merkezinin vertikal yer değiştirmesini ve kalça-pelvis hareketlerini azaltarak, enerji tüketimini azalttığı ifade edilmektedir (3,11). Yapılan bazı çalışmalara göre ise, AİS ve sağlıklı yaşlıları arasında enerji tüketimi açısından farklılığın olmadığı belirtilmektedir (86,87). Çalışmamızın sonuçlarına göre, AİS'li bireylerdeki enerji tüketiminin, sağlıklı bireylere göre daha fazla olduğu, ancak; bu durumun AİS'li bireylerin azalan kol salınım açısı ile ilişkisi olmadığı görüldü. Literatüre göre, enerji tüketimi açısından bulunan farklı sonuçların, deformite şiddetleri ve enerji tüketimini değerlendirme yöntemlerindeki farklılıklardan kaynaklandığı belirtilmektedir. Çalışmamızda, gövde rotasyon açılarının, POTSI-ATSI değerlerinin, sagittal eğrilerin

ve eğri şiddetinin enerji tüketimi ile ilişkisi bulunmadı. Enerji tüketimi ile deformite şiddeti arasında ilişki bulunmaması, bireylerin hafif-orta-şiddetli gibi değişen eğri şiddetlerine sahip olmalarıyla ilişkilendirilebilir.

Skolyozlu Bireylerdeki Değerlendirmelerin Birbiri ile İlişkilerinin İncelenmesi

Ayak açısının, ayağın basınç dağılım merkezleri ile ilişkili olduğu belirtilmektedir (119). AİS'li bireyler ile sağlıklı bireylerin, yürüyüş sırasındaki ayak basınç dağılımlarını araştıran bir çalışmada, AİS'li bireylerde ayağın yer ile temasında inversiyonun ve ayağın lateralindeki basıncın daha fazla olduğu ve bu durumun eğri şiddetiyle bağlantılı olduğu ifade edilmektedir (121). Literatürde belirtilene göre, "in-toeing" durumunda ayak açısının azaldığı ve ayak lateralindeki basıncın arttığı belirtilmektedir (119). Bizim çalışmamızda, AİS'li bireylerin torasik Cobb açısı arttıkça, sağ ve sol ayak açılarının azaldığı, lomber Cobb açısı arttıkça, sol ayak açısının azaldığı görüldü. Bu sonuç bize eğri şiddeti arttıkça, ayak medio-lateral yüklenmesinde meydana gelen değişimi ifade etmektedir. Cobb'a göre deformite şiddetinin artmasının, "in-toeing" yürüyüşünü artırdığını söyleyebiliriz. Bu durum, ayak lateralinde artan basınçtan kaynaklanıyor olabilir. Ancak çalışmamızda basınç analizi ölçümü yapmadığımız için kesin bir çıkarım yapamayız. Bu farklılık, kalça anterversiyonunun artması, kalçanın internal-eksternal rotasyon hareket açıklığı ve kalça rotatörlerinin esnekliği arasındaki dengesizlikler gibi kalçaya ait biyomekanik değişikliklerden de kaynaklanıyor olabilir. AİS'li kızlar ile sağlıklı bireylerin karşılaştırıldığı bir çalışmada, AİS'li bireylerdeki, sağ-sol taraf kalça eklemine rotasyonel eklem hareket açıklığı simetrisinin, sağlıklı bireylere göre azalmış olduğu ve bu durumun eğri şiddeti ile bağlantılı olduğu belirtilmektedir (122). Çalışmamızın bu bulgusu, AİS'li bireylerin ayak açısında eğri şiddeti ile ilgili bu ilişkiyi açıklayacak, yürüyüşte kalça ve diz biyomekaniklerini de değerlendiren, spesifik eğri tiplerine ve şiddetlerine göre inceleme yapan ileri çalışmalara ihtiyacı doğurmaktadır.

POTSI, bireylerin gövdelerindeki asimetriyi objektif olarak değerlendirebilmeyi sağlayan, iki boyutlu topografik yöntemlerdendir (92). Skolyotik eğrinin, vücut dizilimini etkileyerek, postural kontrol ve yürüyüş paternlerinde

değişimlere yol açtığı belirtilmektedir. Gövde, vücudun en büyük segmenti ve vücut kütle indeksinin yarısından fazlasını oluşturmaktadır (123). Spinal eğriye bağlı olarak gövdenin değişen şeklinin ve kütle dağılımının, vücudun diğer segmentlerini, özellikle de pelvisin hareket paternlerini etkilediği ifade edilmektedir (67). Nishida ve diğerlerinin yapmış olduğu çalışmada, AİS'li bireylerin yürüyüş sırasında, majör eğri pozisyonunun, asimetrik gövde kinematikleri üzerine etkisi araştırılarak; tek torasik eğrili bireylerin transvers planda, tek lumbar eğrili bireylerin frontal planda asimetrik gövde hareketlerinin görüldüğü ve eğri paternine göre, global postural kontrol stratejilerinin etkilendiği belirtilmektedir (124). Yang ve diğerlerinin yaptığı çalışmada, AİS'li bireylerde meydana gelen gövde rotasyonunun, sağ ayağın topuk temasında minimum torsiyona, sol ayağın topuk temasında ise maksimum torsiyona neden olduğu ve bu durumun asimetrik yer reaksiyon kuvvetinden kaynaklandığı ifade edilmektedir (65). Çalışmamızda, POTSI değeri arttıkça, sol taraf ayak açısının azaldığı görüldü. Aslında gövde asimetrisi arttıkça, frontal stabiliteyi korumak adına, destek yüzeyini arttırmak için, bireylerin ayak açılarını arttırmaları beklenebilir, ancak; AİS'li bireylerin frontal plandaki stabilitesini, oluşturdukları kompensatuar eğriler aracılığı ile sağladığı düşünülebilir. Ayak açısının, AİS'li bireylerde spesifik eğri tipleriyle ilişkili olarak incelendiği çalışmalara ihtiyaç bulunmaktadır.

Pelvik asimetri, omurga ile beraber pelvisin de üç boyutlu değişimlere uğraması sebebiyle, AİS'li bireylerde sık görülen klinik bir bulgudur. Syczewska ve diğerlerinin yapmış olduğu çalışmada, AİS'li bireylerde, Cobb açısı arttıkça, pelvik oblikliğin de arttığı, yürüyüş sırasındaki adım uzunluğunun ise buna bağlı azaldığı bulunmuştur (125). AİS'li bireylerde, pelvik asimetri ile ilgili yapılan diğer çalışmalara göre, vücudun sağ ve sol tarafındaki asimetrinin ve buna bağlı olarak asimetrik yük dağılımı olmasının, alt ekstremiteler arasında da asimetrik yer reaksiyon kuvvetlerine neden olarak, yürüyüş asimetrilerinin görüldüğü belirtilmektedir. Aynı zamanda, pelvisin yukarıda olan tarafındaki alt ekstremitede, temas süresinin, uzamış olduğu görülmüştür (126). Skolyozda meydana gelen pelvik asimetriye bağlı olarak, Kaufman ve diğerlerinin yapmış olduğu çalışmaya göre, pelvisin yukarıda olduğu taraf alt ekstremitte ile aşağıda olduğu taraf alt ekstremitte arasında, duruş fazı süresi bakımından %12 farklılık olduğu bulunmuştur (127).

Perttunen ve diğerlerinin yapmış olduğu çalışmaya göre ise, pelvisin aşağıda kalan taraf alt ekstremitede, topuk kalkışı ve itme fazının, çok erken meydana gelerek, yürüyüş asimetrisine neden olduğu gösterilmiştir (128). Çalışmamıza katılan AİS'li bireylerin yarısında pelvik asimetri olup (n=13), bu bireylerin çoğunluğunda, pelvis sağ tarafta yukarıdaydı. Çalışmamızda, pelvik asimetri arttıkça, sol taraf ayak açısında da artış olduğu görüldü. Bunun sebebinin, pelvisin daha aşağıda kalan taraf alt ekstremitede (sol taraf) ayak açısını arttırarak, yer reaksiyon kuvvetini orta hatta almaya ve dolayısıyla yürüyüş stabilitesini sağlamaya çalıştığı şeklinde bir adaptasyon olduğu düşünülebilir. Ancak; konu ile ilgili çalışmalara ihtiyaç bulunmaktadır.

Üst ekstremitelerin salınımının etkisi, vertikal vücut ağırlık merkezi transferinin ve yer reaksiyon kuvveti momentumunun azalmasına neden olarak (76,77), vücudun yürürken daha az enerji tüketmesini (78,79), yürüyüş dengesinin, postural kontrolün (76) ve vücudun rotasyonel stabilitesinin gelişmesini (80) sağladığı bilinmektedir. Ancak; yürüyüş sırasında kol salınımı olmamasının, gövde eylemsizliğini artırarak dinamik denge kontrolünü sağladığını gösteren çalışmalar da bulunmaktadır (129,130). AİS'li bireylerde, skolyozun üç boyutlu bir deformite olması dolayısıyla, gövdede rotasyonel değişimler meydana geldiği ve gövdenin, yürüyüş esnasındaki postural kontrolü etkilediği bilinmektedir (70). Kol salınımının özellikle ekstansiyon açısının azalması, sallanma fazı başlangıcındaki gövde rotasyonunu minimize ederek, yürüyüş stabilizasyonunu sağladığı belirtilmektedir (131). Çalışmamızda, torasik bölgedeki aksiyal rotasyon değeri arttıkça, sağ maksimum ekstansiyon, sol toplam ve maksimum ekstansiyon açılarında azalma olduğu görüldü. Literatüre göre, kolun ekstansiyon ve toplam açılarının azalmasıyla, gövde eylemsizliğinin sağlandığı ve yürüyüş sırasında postural kontrolün bu şekilde gerçekleştiği belirtilmektedir (129,130,131). Çalışmamızda da gövdenin postural kontrolünün sağlanabilmesi için kol salınımının azaldığı düşünülebilir.

Aynı zamanda çalışmamızda bulduğumuz sonuçlara göre, torasik/lumbar Cobb ve rotasyon açı değerleri arttıkça, sağ taraf maksimum kol ekstansiyon açısının azaldığı görülmüştür. Bu sonuçlara göre, skolyoza bağlı gövdedeki üç boyutlu asimetric değişimlerin, kol salınımında da asimetriclere yol açtığını ve özellikle sağ taraftaki kolun ekstansiyon açısının azalmasının, çalışmaya katılan bireylerin eğri

konveksitelerinin ve rotasyonlarının sağ tarafta olması ile ilişkili olduğu düşünülebilir.

Yürüyüş sırasındaki üst ekstremitelerinin, alt ekstremiteleri, kinetik, kinematik ve zaman-mesafe karakteristikleri açısından da etkilediği yönünde çalışmalar bulunmaktadır. Kol salınımındaki değişimlerin; adım genişliği (132), adım uzunluğu, adım frekansı, yürüyüş hızı (133,134), alt ekstremitelerine binen yük, maksimum oksijen tüketim hızı, kalp atım hızı ve oksijen tüketimi (72) üzerine önemli etkilerinin olduğu belirtilmektedir (15). Bizim çalışmamıza göre, kol salınım parametrelerinin, enerji tüketimi ile ilişkisi bulunmadı. Ancak; yürüyüşün birkaç zaman-mesafe karakteristiği ile ilişkiliydi. Çalışmamızda, sağ/sol taraf adım uzunluğu, çift adım uzunluğu ve yürüyüş hızı arttıkça, sağ-sol maksimum kol ekstansiyon ve sol toplam kol salınım açısında artış olduğu görüldü. Ayrıca, sağ taraf çift destek süresi arttıkça, sağ kol ekstansiyon açısının azaldığı bulundu. AIS’li bireylerde yürüyüş parametrelerinin, sağ-sol taraf kol ekstansiyon açısı ile sol taraf toplam kol salınım açısını etkilediği görüldü. Çalışmanın sonuçlarına göre, etkin bir yürüyüş sağlayabilmede kol salınımının önemli etkileri olduğu düşünöldüğünde, bireylerin eğri tipleri de göz önünde bulundurularak adım uzunluğu, çift adım uzunluğu ve yürüme hızlarının arttırılmasının, kol salınımlarını arttırarak, yürüyüşleri açısından faydalı olacağını düşünmekteyiz.

Limitasyonlar

Çalışmamızda, ayak açısının, ayak basınç merkezleriyle olan ilişkisinin incelenmesinin, yürüyüş mekaniklerini nasıl etkilediğinin daha iyi anlaşılmasını sağlayacağı için, ayak basınç analizinin yapılmamış olması ve kalça eklemine biyomekanik özelliklerinin de göz önünde bulundurulmaması, çalışmanın limitasyonları arasında yer alabilir.

Yürüyüş analizinin, bireylerin günlük yaşantıları sırasında yapılmamış olması, yürüyüşün zaman-mesafe karakteristiklerini ve sagittal plandaki kol salınımlarını etkilemiş olabilir.

Kol salınımının sadece sagittal planda değil, frontal ve horizontal planda da değerlendirilerek, yürüyüş ve enerji tüketimi üzerindeki etkileri araştırılabilir.

AİS'li bireylerin eğri tipi bakımından homojen gruplar oluşturularak, konveks ve konkav taraflarına ait, yürüyüş ve üç plandaki kol salınımlarının da karşılaştırılması, konveks ve konkav tarafa ait özelliklerin daha iyi ortaya konulmasını sağlayacaktır.

Bu konuda daha geniş kanıt oluşturabilmesi için, çalışmanın daha büyük örneklem gruplarında, AİS'li bireylerin eğri tipine ve şiddetine göre kategorize edilerek karşılaştırılması gereklidir.

6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Çalışmamızdaki veriler, uygun istatistiksel yöntemlerle analiz edilmiş olup, aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir.

1. Sol taraf adım süresinin ve sağ taraf çift destek süresinin, AİS’li bireylerde arttığı görüldü.
2. Yürüyüşün zaman-mesafe karakteristiklerinden; sol çift destek süresi, sağ adım süresi, sağ-sol adım uzunluğu, çift adım uzunluğu, tek destek süresi, destek yüzeyi, ayak açısı, kadans ve yürüyüş hızı bakımından gruplar arasında farklılık yoktu.
3. Sol kolun salınım açılarında gruplar arasında farklılık görülmezken, sağ taraf maksimum fleksiyon, ekstansiyon ve toplam kol salınımının, AİS’li bireylerde, sağlıklılara göre azaldığı görüldü.
4. AİS’li bireylerde, yürüyüş sırasındaki enerji tüketiminin, sağlıklılara göre arttığı bulundu.
5. AİS’li bireylerin, torasik ve lomber Cobb açısı arttıkça, sağ ve sol ayak açılarının azaldığı görüldü.
6. AİS’li bireylerde, eğri şiddetinin, sağ ve sol ayak açısı dışındaki yürüyüş parametreleri ile arasında anlamlı ilişki bulunmadı.
7. POTSI arttıkça, AİS’li bireylerde, sol ayak açısında azalma olduğu, pelvik asimetri arttıkça sol ayak açısında artış olduğu görüldü.
8. Torasik-lomber Cobb ve gövde rotasyon açılarının artmasının, AİS’li bireylerin sağ kol maksimum ekstansiyon açısında azalmaya neden olduğu bulundu.
9. AİS’li bireylerdeki kol salınımının, yürüyüşün zaman-mesafe karakteristiklerinden; adım uzunluğu, çift adım uzunluğu, çift destek süresi ve yürüyüş hızını etkilediği görüldü.
10. AİS’li bireylerin, sağ-sol adım uzunluğu, çift adım uzunluğu ve yürüyüş hızı arttıkça, sağ-sol maksimum kol ekstansiyon ve sol toplam kol salınım açısında artış olduğu, ancak; sağ çift destek süresi arttıkça sağ kol maksimum ekstansiyon açısında azalma olduğu görüldü.
11. Pelvik asimetrinin, sagittal eğrilerin, POTSI ve ATSI değerlerinin; kol salınım açısı ve enerji tüketimiyle ilişkisinin olmadığı bulundu.

6.1 Önerilerimiz

1. Skolyoz rehabilitasyon programlarını planlarken, çalışmamızda skolyozlu bireylerde tespit ettiğimiz yürüyüş sırasındaki azalmış kol salınımının dikkate alınmasını önermekteyiz.
2. Etkin bir yürüyüş sağlayabilmede kol salınımının önemli etkileri olduğu düşünüldüğünde, AIS'li bireylerin eğri tipleri de göz önünde bulundurularak, rehabilitasyon programlarına yürüyüş ve sagittal plan kol salınımı eğitiminin de eklenmesi faydalı olacaktır.
3. AIS'li bireylerin enerji tüketiminin sağlıklı bireylere göre daha fazla olması sebebiyle, bireylerin egzersiz kapasitelerini geliştirebilmek için, rehabilitasyon programlarına aerobik egzersizlerin de eklenmesi önerilebilir.
4. Skolyozlu bireylerde eğri şiddetinin ayak açısını etkilediği düşünüldüğünde, skolyozlu bireylerin klinik değerlendirmelerine, ayakla ilgili değerlendirmelerin de eklenmesi gerektiği görüşündeyiz.
5. Çalışmanın daha iyi kanıt oluşturabilmesi için, daha büyük örneklem gruplarında, AIS'li bireylerde, farklı eğri tiplerinin hem yürüyüş hem de sagittal, horizontal ve frontal plandaki kol salınımı bakımından da karşılaştıran ileri çalışmalar planlanmalıdır.

7. KAYNAKLAR

1. Cheng JC, Castelein RM, Chu WC, Danielsson AJ, Dobbs MB, Grivas TB, et al. Adolescent idiopathic scoliosis. *Nat Rev Dis Primers*. 2015;1:15030.
2. Weinstein SL, Dolan LA, Cheng JC, Danielsson A, Morcuende JA. Adolescent idiopathic scoliosis. *Lancet*. 2008;371(9623):1527–1537.
3. Daryabor A, Arazpour M, Sharifi G, Bani M A, Aboutorabi A, Golchin N, et al. Gait and energy consumption in adolescent idiopathic scoliosis: A literature review. *Ann Phys Rehabil Med*. 2017;60 (2):107–116.
4. Mallau S, Bollini G, Jouve JL, Assaiante C. Locomotor skills and balance strategies in adolescents idiopathic scoliosis. *Spine*. 2007;32(1):14–22.
5. Haber CK, Sacco M. Scoliosis: lower limb asymmetries during the gait cycle. *Arch Physiother*. 2015;5(1):4.
6. Giakas G, Baltzopoulos V, Dangerfield PH, Dorgan JC, Dalmira S. Comparison of gait patterns between healthy and scoliotic patients using time and frequency domain analysis of ground reaction forces. *Spine*. 1996;21 (199):2235–2242.
7. Mahaudens P, Banse X, Mousny M, Detrembleur C. Gait in adolescent idiopathic scoliosis: kinematics and electromyographic analysis. *Eur Spine J*. 2009;18(4):512–521.
8. Mahaudens P, Thonnard JL, Detrembleur C. Influence of structural pelvic disorders during standing and walking in adolescents with idiopathic scoliosis. *Spine J*. 2005;5(4):427–433.
9. Park HJ, Sim T, Suh SW, Yang JH, Koo H, Mun JH, et al. Analysis of coordination between thoracic and pelvic kinematic movements during gait in adolescents with idiopathic scoliosis. *Eur Spine J*. 2016;25(2):385–393.
10. Chockalingam N, Dangerfield PH, Rahmatalla A, Ahmed EN, Cochrane T. Assessment of ground reaction force during scoliotic gait. *Eur Spine J*. 2004;13(8):750–754.
11. Mahaudens P, Detrembleur C, Mousny M, Banse X. Gait in adolescent idiopathic scoliosis: energy cost analysis. *Eur Spine J*. 2009;18(8):1160–1168.
12. Bortone I, Piazzolla A, Buongiorno D, Bizzoca D, Fiore P, Bevilacqua V, et al. Influence of clinical features of the spine on gait analysis in adolescent with idiopathic scoliosis. 10 July 2020;Online Published
13. Goudriaan M, Jonkers I, van Dieen JH, Bruijn SM. Arm swing in human walking: what is their drive?. *Gait Posture*. 2014;40(2):321–326.
14. Mehta JN, Gupta AV, Raval NG, Raval N, Hasnani N. Physiological cost index of different body mass index and age of an individual. *Natl J Physiol Pharm Pharmacol*. 2017;7(12):1.
15. YousefianMolla R, Sadeghi H, Farahmand F, Azarbayjani MA. Effect of excessive arm swing on speed and cadence of walking. *Mens Health J*. 2020;4(1):5.

16. Karpe P, Killen MC, Fender D. Scoliosis in childhood. *Orthopaedics-v: Paediatrics*. 2020;38(9):509-516.
17. Bethany EK, Adam CJ. Medical imaging and biomechanical analysis of scoliosis progression in the growing adolescent spine. 2015;Doctorate Thesis
18. Shakil H., Iqbal ZA, Al-Ghadir AH. Scoliosis: review of types of curves, etiological theories and conservative treatment. *J Back Musculoskelet Rehabil*. 2014;27(2):111–115.
19. Coillar C, Circo AB, Rivard C.H. SpineCor treatment for juvenile idiopathic scoliosis: SOSORT award 2010 winner. *Scoliosis*. 2010;5:25.
20. Davies W, R. Familial idiopathic scoliosis. A family survey. *J Bone Joint Surg. Br*. 1968;50:24–30.
21. Kesling KL, Reinker KA. Scoliosis in twins. A meta-analysis of the literature and report of six cases. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1997;22(17):2009-2015.
22. Nowak R, Kwiczen M, Tkacz M, Mazurek U. Transforming growth factor-beta (TGF- beta) signaling in paravertebral muscles in juvenile and adolescent idiopathic scoliosis. *Biomed Res Int*. 2014;2014:594287.
23. Kong Y, Shi L, Hui SC, Wang D, Deng M, Chu WC, et al. Variation in anisotropy and diffusivity along the medulla oblongata and the whole spinal cord in adolescent idiopathic scoliosis: a pilot study using diffusion tensor imaging. *AJNR Am J Neuroradiol*. 2014;35(8):1621-1627.
24. Domenech J, García-Martí G, Martí-Bonmatí L, Barrios C, Tormos JM, Pascual-Leone A, et al. Abnormal activation of the motor cortical network in idiopathic scoliosis demonstrated by functional MRI. *Eur Spine J*. 2011;20(7):1069-1078.
25. Cațan L, Cerbu S, Amaricaei E, Suciuc O, Horhat DI, Popoiu CM, et al. Assessment of static plantar pressure, stabilometry, vitamin D and bone mineral density in female adolescents with moderate idiopathic scoliosis. *Int J Environ Res Public Health*. 2020;17(6):2167.
26. Gauchard GC, Lascombes P, Kuhnast M, Perrin PP. Influence of different types of progressive idiopathic scoliosis on static and dynamic postural control. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2001;26(9):1052-1058.
27. Hung VW, Qin L, Cheung CS, Lam TP, NG, BK, Tse YK, et al. Osteopenia: a new prognostic factor of curve progression in adolescent idiopathic scoliosis. *J Bone Joint Surg Am*. 2005;87(12):2709-2716.
28. Cheng JC, Tang SP, Guo X, Chan CW, Qin L. Osteopenia in adolescent idiopathic scoliosis: a histomorphometric study. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2001;26(3):19-23.
29. Raczkowski JW. The concentrations of testosterone and estradiol in girls with adolescent idiopathic scoliosis. *Neuro Endocrinol Lett*. 2007;28(3):302-304.
30. Wu J, Qiu Y, Zhang L, Sun Q, Qiu X, He, Y, et al. Association of estrogen receptor gene polymorphisms with susceptibility to adolescent idiopathic scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2006;31(10):1131-1136.

31. Burwell RG, Ranjit KA, Michael PG, Dangerfield PH, Moulton A, Randell TL, et al. Pathogenesis of adolescent idiopathic scoliosis in girls - a double neuro-osseous theory involving disharmony between two nervous systems, somatic and autonomic expressed in the spine and trunk: possible dependency on sympathetic nervous system and hormones with implications for medical therapy. *Scoliosis*. 2009;4:24.
32. Fadzan M, Saltikov JB. Etiological theories of adolescent idiopathic scoliosis: past and present. *Open Orthop J*. 2017;11:1466-1489.
33. Lowe T, Lawellin D, Smith D, Price C, Haheer T, Merola A, et al. Platelet calmodulin levels in adolescent idiopathic scoliosis: do the levels correlate with curve progression and severity?. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2003;28(17):2036-2038.
34. Zweedijk R, Tylleman C, Schwind P. Scoliosis and osteopathy. *Acta Scientific Orthopaedics*. 2020;3(9):30-43.
35. Stokes I, Burwell RG, Dangerfield P. Biomechanical spinal growth modulation and progressive adolescent scoliosis - a test of the 'vicious cycle' pathogenetic hypothesis: Summary of an electronic focus group debate of the IBSE. *Scoliosis*. 2006;1:16.
36. Berdishevsky H, Lebel VA, Saltikov JB, Rigo M, Lebel A, Hennes A, et al. Physiotherapy scoliosis-specific exercises - a comprehensive review of seven major schools. *Scoliosis Spinal Disord*. 2016;11:20.
37. Theodoor HS. Adolescent idiopathic scoliosis: The mechanobiology of differential growth. *JOR Spine*. 2020;3:e1115.
38. Hresko MT. Clinical practice. Idiopathic scoliosis in adolescents. *N Engl J Med*. 2013;368:834-841.
39. Fortin C, Feldman DE, Cheriet F, Labelle H. Validity of a quantitative clinical measurement tool of trunk posture in idiopathic scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2010;35(19):988-994.
40. Rapp EA, Gabos PG. Impact of scoliosis on gait. *Handbook of human motion*. 2018;1-18.
41. Aulisa AG, Guzzanti V, Perisano C, Marzetti E, Specchia A, Galli M, et al. Determination of quality of life in adolescents with idiopathic scoliosis subjected to conservative treatment. *Scoliosis*. 2010;5:21.
42. Watanabe K, Hasegawa K, Hirano T. Use of the scoliosis research society outcomes instrument to evaluate patient outcome in untreated idiopathic scoliosis patients in Japan: part I: comparison with nonscoliosis group: preliminary/limited review in a Japanese population. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2005;30(10):1197-1201.
43. Parent EC, Hill D, Mahood J. Discriminative and predictive validity of the scoliosis research society-22 questionnaire in management and curve-severity subgroups of adolescents with idiopathic scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2009;34(22):2450-2457.

44. Lonner B, Yoo A, Terran JS, Sponseller P, Samdani A, Betz R, et al. Effect of spinal deformity on adolescent quality of life: comparison of operative scheuermann kyphosis, adolescent idiopathic scoliosis, and normal controls. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2013;38(12):1049-1055.
45. Ponseti IV, Friedman B. Prognosis in idiopathic scoliosis. *J Bone Joint Surg Am*. 1950;32A(2):381-395.
46. Miyanji F. Adolescent idiopathic scoliosis: current perspectives. *Orthop Res Rev*. 2014;6:17-26.
47. Oğuz E, Ekinci Ş, Erşen Ö. Ergen idiopatik skolyozda radyolojik değerlendirme ve sınıflama sistemlerinin incelenmesi. *TOTBİD*. 2013;12(1):73-82.
48. King HA, Moe JH, Bradford DS, Winter RB. The selection of fusion levels in thoracic idiopathic scoliosis. *J Bone Joint Surg Am*. 1983;65(9):1302-1313.
49. Patias P, Grivas TB, Kaspiris A, Aggouris C, Drakoutos, E. A review of the trunk surface metrics used as scoliosis and other deformities evaluation indices. *Scoliosis*. 2010;5:12.
50. Amendt LE, Ause-Ellias KL, Eybers JL, Wadsworth CT, Nielsen DH, Weinstein SL, et al. Validity and reliability testing of the scoliometer. *Phys Ther*. 1990;70(2):108–117.
51. Navarro IJRL, Candotti CT, do Amaral MA, Dutra VH, Gelain GM, Loss JF, et al. Validation of the measurement of the angle of trunk rotation in photogrammetry. *J Manipulative Physiol Ther*. 2020;43(1):50-56.
52. Lam GC, Hill DL, Le LH, Raso JV, Lou EH. Vertebral rotation measurement: a summary and comparison of common radiographic and CT methods. *Scoliosis*. 2008;3:16.
53. Weiss HR. Measurement of vertebral rotation: Perdriolle versus Raimondi. *Eur Spine J*. 1995;4:34–38.
54. Stolinski L, Kozinoga M, Czaprowski D, Tyrakowski M, Cerny P, Suzuki N, et al. Two-dimensional digital photography for child body posture evaluation: standardized technique, reliable parameters and normative data for age 7-10 years. *Scoliosis Spinal Disord*. 2017;12:38.
55. Poredos P, Celan D, Mozina J, Jezersek M. Determination of the human spine curve based on laser triangulation. *BMC Med Imaging*. 2015;15(1):2.
56. Kandasamy G, Saltikov JB, Schaik PV. Posture and back shape measurement tools: A narrative literature review. 8 April 2020;Online Published
57. Bilney B, Morris M, Webster K. Concurrent related validity of the GAITRite walkway system for quantification of the spatial and temporal parameters of gait. *Gait Posture*. 2003;17(1):68–74.
58. Alsancak S. Yürüyüş terminolojisi. *Ankara Sağlık Hizmetleri Dergisi*. 2015;14(2):1-6.
59. Levine D, Richard J, Whittle MW. Whittle's gait analysis, Churchill Livingstone, Edinburgh, 2012;32-39.

60. Whittle MW. *Gait Analysis: An Introduction*: Elsevier Science; 2014.
61. Yakut Y. *Kas-iskelet sistemi kinezyolojisi*. Ankara: Hipokrat Kitabevi; 2018.
62. Kim DS, Park SH, Goh TS, Son SM, Lee JS. A meta-analysis of gait in adolescent idiopathic scoliosis. *J Clin Neurosci*. 2020;81:196-200.
63. Nault ML, Allard P, Hinse S, Le Blanc R, Caron O, Labelle H, et al. Relations between standing stability and body posture parameters in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2002;27(17):1911-1917.
64. Chen PQ, Wang JL, Tsuang YH, Liao TL, Huang P, Hang YS, et al. The postural stability control and gait pattern of idiopathic scoliosis adolescents. *Clin Biomech*. 1998;13(1):52–58.
65. Yang JH, Suh SW. Asymmetrical gait in adolescents with idiopathic scoliosis. *Eur Spine J*. 2013;22(11):2407–2413
66. Prince F, Charbonneau M, Lemire G, Rivard CH. Comparison of locomotor pattern between idiopathic scoliosis patients and control subjects. *Scoliosis*. 2010;5(Suppl 1):O34.
67. Syczewska M, Graff K, Kalinowska M, Szczerbik E, Domaniecki J. Influence of the structural deformity of the spine on the gait pathology in scoliotic patients. *Gait Posture*. 2012;35(2):209–213.
68. Koo HM, Lee S.Y. Gait analysis on the condition of arm swing in healthy young adults. *Phys Ther Rehabil Sci*. 2016;5:149-54.
69. Kramers-de Quervain IA, Müller R, Stacoff A, Grob D, Stüssi E. Gait analysis in patients with idiopathic scoliosis. *Eur Spine J*. 2004;13(5):449-456.
70. Wu KW, Wang TM, Hu CC, Hong SW, Lee PA, Lu TW, et al. Postural adjustments in adolescent idiopathic thoracic scoliosis during walking. *Gait Posture*. 2019;68:423-429.
71. Ballesteros MLF, Buchthal F, Rosenfalck P. The pattern of muscular activity during the arm swing of natural walking. *Acta Physiol Scand*. 1965;63:296-310.
72. Yizhar Z, Boulos S, Inbar O, Carmeli E. The effect of restricted arm swing on energy expenditure in healthy men. *Int J Rehabil Res*. 2009;32(2):115-123.
73. Topuz S, Kırdı E, Yalçın A, Ülger Ö, Keklice H, Şener G. Effects of arm swing on spatiotemporal characteristics of gait in unilateral transhumeral amputees. *Gait Posture*. 2019;68:95-100.
74. Jurcevic LT, Susic A, Kodvanj J. Biomechanical analysis of walking: Effects of gait velocity and arm swing amplitude. *Periodicum Biologorum*. 2010;112(1):13-17.
75. Lewek MD, Poole R, Johnson J, Halawa O, Huang, X. Arm swing magnitude and asymmetry during gait in the early stages of Parkinson's disease. *Gait Posture*. 2010;31(2):256-60.
76. Bernstein N. A review of the co-ordination and regulation of movements. *Ergonomics*. 1967;11(1):95-97.

77. Meyns P, Bruijn SM, Duysens J. The how and why of arm swing during human walking. *Gait Posture*. 2013;38(4):555-62.
78. Umberger BR. Effects of suppressing arm swing on kinematics, kinetics, and energetics of human walking. *J Biomech*. 2008;41(11):2575-80.
79. Collins SH, Adamczyk PG, Kuo AD. Dynamic arm swinging in human walking. *Proc Biol Sci*. 2009;276(1673):3679-3688.
80. Ferris DP, Huang HJ, Kao PC. Moving the arms to activate the legs. *Exerc Sport Sci Rev*. 2006;34(3):113-120.
81. Wu Y, Li Y, Liu AM, Xiao F, Wang YZ, Hu F, et al. Effect of active arm swing to local dynamic stability during walking. *Hum Mov Sci*. 2016;45:102-109.
82. Della CU, Riley PO, Lelas JL, Kerrigan DC. A refined view of the determinants of gait. *Gait Posture*. 2001;14(2):79-84.
83. Stoquart GG, Detrembleur C, Palumbo S, Deltombe T, Lejeune TM. Effect of botulinum toxin injection in the rectus femoris on stiff-knee gait in people with stroke: a prospective observational study. *Arch Phys Med Rehabil*. 2008;89:56-61.
84. Inman VT, Ralston HJ, Todd F. *Human walking*. Williams and Wilkin; 1981.
85. Santos AVL, Avanzi O. Objective assessment of the cardiorespiratory function of adolescents with idiopathic scoliosis through the six-minute walk test. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2009;34(25):926-929.
86. Kaviani BM, Karimi M, Etemadifar M. Evaluation of the energy expenditure during walking in adolescent idiopathic scoliosis patients. *Journal of Paramedical Science and Rehabilitation*. 2015;4:59-65.
87. Wallace J, King J, White H, Augsburger S, Milbrandt T, Iwinski, H, et al. A cross-sectional study of chest kinematics and VO₂ in children with adolescent idiopathic scoliosis during steady state walking. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2016;41(9):778-784.
88. O'Brien MF, Kuklo TR, Blanke K, Lenke LG. *Spinal deformity study group: radiographic measurement manual*. Medtronic Sofamor Danek USA, Inc:2008.
89. Porto AB, Okazaki V. Procedures of assessment on the quantification of thoracic kyphosis and lumbar lordosis by radiography and photogrammetry: A literature review. *J Bodyw Mov Ther*. 2017;21(4):986-994.
90. Helmya NA, El-Sayyadb MM, Kattabeib OM. Intra-rater and inter-rater reliability of Surgimap spine software for measuring spinal postural angles from digital photographs. *Bull Fac Phys Ther*. 2015;20:193-199.
91. Stolinski L, Kotwicki T, Czaprowski D, Chowanska J. Analysis of anterior trunk symmetry index (ATSI). Preliminary report. *Scoliosis*. 2013;8(Suppl 1):O25.
92. Suzuki N, Inami K, Ono T, Kohno K, Asher MA. Analysis of posterior trunk symmetry index (POTSI) in scoliosis. Part 1. *Spinal Deformities* 2. 1999;59:81-84.

93. Oliveira TS, Candotti CT, La Torre M, Pelinson PP, Furlanetto TS, Kutchak FM, et al. Validity and reproducibility of the measurements obtained using the flexicurve instrument to evaluate the angles of thoracic and lumbar curvatures of the spine in the sagittal plane. *Rehabil Res Pract*. 2012;186156.
94. Mandal A, Ganguly S. Non-invasive measurement of thoracic kyphosis and lumbar lordosis among agricultural workers and corporate professionals using flexicurve ruler. *International Journal of Occupational Safety and Health*. 2019;9:36–45.
95. Hecimovich MD, Stomski NJ. Lumbar sagittal plane spinal curvature and junior-level cricket players. *International Journal of Athletic Therapy and Training*. 2016;21(2):47-52.
96. Finkbiner MJ, Gaina KM, McRandall MC, Wolf MM, Pardo VM, Reid K, et al. Video movement analysis using smartphones (ViMAS): A pilot study. *J Vis Exp*. 2017;121:54659.
97. Ha SY, Sung YH. Attentional concentration during physiotherapeutic intervention improves gait and trunk control in patients with stroke. *Neuroscience Lett*. 2020;736:135291.
98. Steinert A, Sattler I, Otte K, Röhling H, Mansow-Model S, Müller-Werdan U, et al. Using new camera-based technologies for gait analysis in older adults in comparison to the established GAITRite System. *Sensors*. 2020;20:125.
99. Yoon J, Park J, Park K, Jo G, Kim H, Jang W, et al. The effects of additional arm weights on arm-swing magnitude and gait patterns in Parkinson's disease. *Clin Neurophysiol*. 2016;127(1):693-697.
100. Reham M, Elrahima A, Embabya EA, Alib MF, Kamel, R.M. Inter-rater and intra- rater reliability of Kinovea software for measurement of shoulder range of motion. *Bull Fac Phys Ther*. 2016;21(2):80,87.
101. Puig-Divi A, Escalona-Marfil C, Padulles-Riu JM, Busquets A, Padulles-Chando X, Marcos-Ruiz D, et al. Validity and reliability of the Kinovea program in obtaining angles and distances using coordinates in 4 perspectives. *Plos One*. 2019;14(6):e0216448.
102. Erel S, Uygur F. Yetişkin inmeli hastalarda dinamik ayak-ayak bileği ortezi'nin fonksiyonel ambulasyon aktiviteleri ve denge üzerine etkisi. 2009; Doktora Tezi
103. Hayran, M., Hayran, M. Sağlık araştırmaları için temel istatistik. Ankara: Omega Araştırma; 2018.
104. Mekhaela M, Labakia C, Bizdikiana AJ, Bakounya Z, Otayeka J, Yareda F, et al. How do skeletal and postural parameters contribute to maintain balance during walking?. *Hum Mov Sci*. 2020:102658.
105. Yılmaz H, Zateri C, Kusvuran Ozkan A, Kayalar G, Berk H. Clinical Study Prevalence of adolescent idiopathic scoliosis in Turkey:an epidemiological study. *Spine J*. 2020;20(6):947–955.

106. Lee JY, Moon SH, Kim HJ, Park MS, Suh BK, Nam JH, et al. The prevalence of idiopathic scoliosis in eleven year-old Korean adolescents: A 3 year epidemiological study. *Yonsei Med J.* 2014;55(3):773-778.
107. Otayeka J, Bizdikiana AJ, Yareda F, Saada E, Bakounya Z, Massaada A, et al. Influence of spino-pelvic and postural alignment parameters on gait kinematics. *Gait Posture.* 2020;76:318–326.
108. Paul JC, Patel A, Bianco K, Godwin E, Naziri Q, Maier S, et al. Gait stability improvement after fusion surgery for adolescent idiopathic scoliosis is influenced by corrective measures in coronal and sagittal planes. *Gait Posture.* 2014;40:510–515.
109. Wu KW, Lu TW, Lee WC, Ho YT, Wang JH, KuoI KN, et al. Whole body balance control in Lenke 1 thoracic adolescent idiopathic scoliosis during level walking. *Plos One.* 2020;15(3):e0229775.
110. Nishida M, Kiriyama Y, Watanabe K, Matsumoto M, Toyama Y, Nagura T, et al. Evaluation of trunk kinematics asymmetry between convex side and concave side in adolescent idiopathic scoliosis patients during gait. *ORS Annual Meeting; 2014; Poster No:1570.*
111. Pesenti S, Pomerio V, Prost S, Severyns M, Authier G, Roscigni L, et al. Curve location influences spinal balance in coronal and sagittal planes but not transversal trunk motion in adolescents with idiopathic scoliosis: a prospective observational study. *Eur Spine J.* 2020;29:1972–1980.
112. Propst-Proctor SL, Bleck EE. Radiographic determination of lordosis and kyphosis in normal and scoliotic children. *J Pediatr Orthop.* 1983;3(3):344-346.
113. Pino-Almero L, Mínguez-Rey MF, Sentamans-Segarra S, Salvador-Palmer MR, Anda RM, La O JL, et al. Quantification of topographic changes in the surface of back of young patients monitored for idiopathic scoliosis: correlation with radiographic variables. *J Biomed Opt.* 2016; 21(11),116001.
114. Mínguez MF, Buendía M, Cibría RM, Salvador R, Laguía M, Martín A, et al. Quantifier variables of the back surface deformity obtained with a noninvasive structured light method: evaluation of their usefulness in idiopathic scoliosis diagnosis. *Eur Spine J.* 2007;16:73–82.
115. Matłęga A, Stębowska J, Wiśniewski A, Gajewski J. Assessment of the coronal plane trunk symmetry in children. *Physiother Theory Pract.* 2020;36(12):1502-1508.
116. Negrini S, Donzelli S, Aulisa AG, Czaprowski D, Schreiber S, de Mauroy J C, et al. 2016 SOSORT guidelines: orthopaedic and rehabilitation treatment of idiopathic scoliosis during growth. *Scoliosis Spinal Disord.* 2018;13:3.
117. Hill A, Nantel J. The effects of arm swing amplitude and lower-limb asymmetry on gait stability. *Plos One.* 2019;14(12): e0218644.
118. Pesenti S, Prost S, Pomerio V, Authier G, Severyns M, Viehweger E, et al. Characterization of trunk motion in adolescents with right thoracic idiopathic scoliosis. *Eur Spine J.* 2019;28:2025–2033.

119. Rosenbaum D. Foot loading patterns can be changed by deliberately walking with intoeing or out-toeing gait modifications. *Gait Posture*. 2013;38:1067–1069.
120. Chern JS, Kao CC, Lai PL, Lung CW, Chen WJ. Severity of spine malalignment on center of pressure progression during level walking in subjects with adolescent idiopathic scoliosis. *Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc*. 2014;2014:5888-5891.
121. Gao CC, Chern JS, Chang CJ, Lai PL, Lung CW. Center of pressure progression patterns during level walking in adolescents with idiopathic scoliosis. *Plos One*. 2019;14(4):e0212161.
122. Kotwicki T, Walczak A, Szulc A. Trunk rotation and hip joint range of rotation in adolescent girls with idiopathic scoliosis: does the "dinner plate" turn asymmetrically?. *Scoliosis*. 2008;3:1.
123. Winter DA. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait Posture*. 1995;3:193-214.
124. Nishida M, Nagura T, Fujita N, Hosogane N, Tsuji T, Nakamura M, et al. Position of the major curve influences asymmetrical trunk kinematics during gait in adolescent idiopathic scoliosis. *Gait Posture*. 2017;51:142–148.
125. Syczewska M, Graff K, Kalinowska M, Szczerbik E, Domaniecki J. Does the gait pathology in scoliotic patients depend on the severity of spine deformity? Preliminary results. *Acta Bioeng Biomech*. 2010;12(1):25-28.
126. Park YS, Lim YT, Koh K, Kimd JM, Kwon HJ, Yang JS, et al. Association of spinal deformity and pelvic tilt with gait asymmetry in adolescent idiopathic scoliosis patients: Investigation of ground reaction force. *Clin Biomech*. 2016;36:52-57.
127. Kaufman KR, Miller LS, Sutherland DH. Gait asymmetry in patients with limb length inequality. *J Pediatr Orthop*. 1996;16(2):144–150.
128. Perttunen JR, Anttila E, Sodergard J, Merikanto J, Komi PV. Gait asymmetry in patients with limb length discrepancy. *Scand. J Med Sci Sports*. 2004;14(1):49–56.
129. Bruijn SM, Meijer OG, Beek PJ, van Dieën JH. The effects of arm swing on human gait stability. *J Exp Biol*. 2010;213(23):3945–3952.
130. Pijnappels M, Kingma I, Wezenberg D, Reurink G, van Dieën JH. Armed against falls: the contribution of arm movements to balance recovery after tripping. *Exp Brain Res*. 2010;201(4):689–699.
131. Roggendorf J, Chen S, Baudrexel S, van de Loo S, Seifried C, Hilker R, et al. Arm swing asymmetry in Parkinson's disease measured with ultrasound based motion analysis during treadmill gait. *Gait Posture*. 2012;35:116–20.
132. Burnett CN, Johnson EW. Development of gait in childhood. Part I: Method. *Dev Med Child Neurol*. 1971;13(2):196-206.

133. Eke-Okoro ST, Gregoric M, Larsson LE. Alterations in gait resulting from deliberate changes of arm-swing amplitude and phase. *Clinical Biomech.* 1997;12(7-8):516-21.
134. Siragy T, Mezher C, Hill A, Nantel J. Active arm swing and asymmetric walking leads to increased variability in trunk kinematics in young adults. *J Biomech.* 2020;99:109529.

8. EKLER

EK-1. Etik Kurul Onay Formu



T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu

Sayı : 16969557-1962

Konu :

ARAŞTIRMA PROJESİ DEĞERLENDİRME RAPORU

Toplantı Tarihi : 03 KASIM 2020 SALI
Toplantı No : 2020/18
Proje No : GO 20/1039(Değerlendirme Tarihi: 03.11.2020)
Karar No : 2020/18-32

Üniversitemiz Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Fakültesi öğretim üyelerinden Doç. Dr. Gözde YAĞCI'nın sorumlu araştırmacı olduğu, Doç. Dr. Gökhan DEMİRKIRAN, Doç. Dr. Semra TOPUZ ile birlikte çalışacakları ve Fzt. A. Şebnem TEKİN'in yüksek lisans tezi olan, GO 20/1039 kayıt numaralı, "*Adölesan İdiyopatik Skolyozlu Bireylerde Yürüyüşün ve Sagittal Plan Kol Salınımının Araştırılması*" başlıklı proje önerisi araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş olup, 04 Kasım 2020-04 Kasım 2021 tarihleri arasında geçerli olmak üzere etik açıdan **uygun bulunmuştur**. Çalışma tamamlandığında sonuçlarını içeren bir rapor örneğinin Etik Kurulumuza gönderilmesi gerekmektedir.

1. Prof. Dr. Ayşe Lale DOĞAN	(Başkan)	7. Doç. Dr. Nüket Paksoy ERBAYDAR	(Üye)
2. Prof. Dr. G. Burça AYDIN	(Üye)	8. Doç. Dr. Betül Çelebi SALTIK	(Üye)
3. Prof. Dr. M. Özgür UYANIK	(Üye)	9. Doç. Dr. Hande Güney DENİZ	(Üye)
4. Prof. Dr. Ayşe Kin İŞLER	(Üye)	10. Dr. Öğr. Üyesi Müge DEMİR	(Üye)
5. Doç. Dr. H. Tuna Çalkıç	(Üye)	11. Av. Serap MORALIOĞLU	(Üye)
İZİNLİ			
6. Doç. Dr. Can Ebru KURT	(Üye)		

EK-2. Hasta Değerlendirme Formu

DEĞERLENDİRME FORMU

Kişisel Bilgiler

Tarih:.....

Doğum Tarihi:.....

Cinsiyet: K E

Boy/Kilo:.....

Dominant Taraf: El:..... Ayak:.....

1- Klinik Değerlendirme


a-Eğri Paterni (Lenke Sınıflandırması):

The Lenke classification system for AIS				
Curve type	Proximal Thoracic	Main Thoracic	Thoracolumbar/Lumbar	Description
1	Nonstructural	Structural*	Nonstructural	Main Thoracic
2	Structural*	Structural*	Nonstructural	Double Thoracic
3	Nonstructural	Structural*	Structural*	Double Major
4	Structural*	Structural [§]	Structural [§]	Triple Major
5	Nonstructural	Nonstructural	Structural*	Thoracolumbar/Lumbar (TL/L)
6	Nonstructural	Structural*	Structural*	Thoracolumbar/Lumbar-Main Thoracic (TL/L-MT)

*Major curve: largest Cobb measurement, always structural; *Minor curve: remaining structural curves; §Type4 – MT or TL/L can be the major curve

Structural Criteria (Minor curves)		Location of Apex (SRS Definition)	
Proximal Thoracic	• Side Bending Cobb $\geq 25^\circ$ • T2-T5 Kyphosis $\geq +20^\circ$	Curve	Apex
Main Thoracic	• Side Bending Cobb $\geq 25^\circ$ • T10-L2 Kyphosis $\geq +20^\circ$	Thoracic	T2 to T11-12 Disc
Thoracolumbar/Lumbar	• Side Bending Cobb $\geq 25^\circ$ • T10-L2 Kyphosis $\geq +20^\circ$	Thoracolumbar	T12-L1
		Lumbar	L1-2 Disc to L4

Modifiers		
Lumbar Spine Modifier	Center Sacral Vertical Line to Lumbar Apex	Thoracic Sagittal Profile T5-T12
A	Between pedicles	Modifier
B	Touche apical body(ies)	Cobb Angle
C	Completely medial	- (Hypo) $< 10^\circ$
		N (Normal) $10^\circ - 40^\circ$
		+ (Hyper) $> 40^\circ$

Curve Type (1-6) + Lumbar Spine Modifier (A, B, C) + Thoracic Sagittal Modifier (-, N, +) = Curve Classification (e.g. 1B+): 

Primer Eğri: Torasik Lumbar Çift Ana Eğri -Tek eğri: Çift eğri: - Sağ Torasik Sol Torasik Sağ Lumbar Sol Lumbar Sağ T sol L Sol T sağ L -Sağ Torakolumbar Sol Torakolumbar

b- Primer eğri tepe noktası: T..... L.....

c- Eğriye Katılan Vertebra Sayısı:(Primer)(Sekonder)

d- Cobb Açısı: (derece)

Torasik:, Lumbar:

e- Rotasyon derecesi:

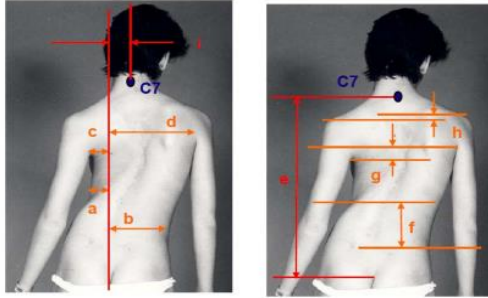
Torasik: Lumbar:

2- Pelvik Asimetri Değerlendirmesi:

Sağ:.....(mm) Sol:.....(mm)

3- Gövde Asimetrisinin Değerlendirilmesi:

a- POTSI-Posterior Gövde Simetri İndeksi



a: b: c: d: e: f: g: h:
 FAI C7: $(i/c+d) \times 100 =$ HDI S: $h/e \times 100 =$
 FAI A: $(c-d/c+d) \times 100 =$ HDI A: $g/e \times 100 =$
 FAI T: $(a-b/a+b) \times 100 =$ HDI T: $f/e \times 100 =$
 i (imbalsans indexi)

a: 1-.....(mm), 2-....., 3-....., Ort:..... , b: 1-.....(mm), 2-....., 3-....., Ort:.....

c: 1-.....(mm), 2-....., 3-....., Ort:..... , d: 1-.....(mm), 2-....., 3-....., Ort:.....

i: 1-.....(mm), 2-....., 3-....., Ort:.....

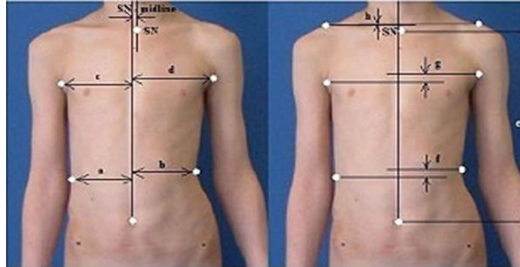
e: 1-.....(mm), 2-....., 3-....., Ort:..... , f: 1-.....(mm), 2-....., 3-....., Ort:.....

g: 1-.....(mm), 2-....., 3-....., Ort:..... , h: 1-.....(mm), 2-....., 3-....., Ort:.....

-Toplam POTSI Değeri:.....

Toplam POTSI = (FAI C7 + FAI A + FAI T) + (HDI S + HDI A + HDI T)

b- ATSI-Anterior Gövde Simetri İndeksi



FAI-SN = $(SN\text{-orta hat/ } c+d) \times 100 =$	HDI-S = $(h/e) \times 100 =$
FAI-A = $(c-d/ c+d) \times 100 =$	HDI-A = $(g/e) \times 100 =$
FAI-T = $(a-b/a+b) \times 100 =$	HDI-T = $(f/e) \times 100 =$

a: 1-.....(mm), 2-....., 3-....., Ort:..... , b: 1-.....(mm), 2-....., 3-....., Ort:.....

c: 1-.....(mm), 2-....., 3-....., Ort:..... , d: 1-.....(mm), 2-....., 3-....., Ort:.....

SN-orta hat:1-.....(mm), 2-....., 3-....., Ort:.....

e: 1-.....(mm), 2-....., 3-....., Ort:..... , f: 1-.....(mm), 2-....., 3-....., Ort:.....

g: 1-.....(mm), 2-....., 3-....., Ort:..... , h: 1-.....(mm), 2-....., 3-....., Ort:.....

-Toplam ATSI Değeri:.....

Toplam ATSI = (FAI SN + FAI A + FAI T) + (HDI S + HDI A + HDI T)

4- Torasik Kifoz ve Lumbal Lordoz Açıları: (Flexiruler Açısı=4Arctang 2H/L)

- a- Torasik Kifoz Açısı (flexiruler):(derece)
- b- Lumbal Lordoz Açısı (flexiruler):(derece)

5- Yürüyüş Analizi ve Sagital Plan Kol Salınımının Değerlendirmesi:

- a- Yürüyüş Analizi:

1.Yürüyüş

	SAG	SOL
Adım süresi (sn):		
Adım uzunluğu (cm):		
Çift adım uzunluğu(cm):		
Tek destek süresi (sn):		
Çift destek süresi (sn):		
Ayak açısı (derece):		
Destek Yüzeyi(cm):		
Kadans (adım/dk):		
Yürüme hızı (cm/sn):		

2. Yürüyüş

	SAG	SOL
Adım süresi (sn):		
Adım uzunluğu (cm):		
Çift adım uzunluğu(cm):		
Tek destek süresi (sn):		
Çift destek süresi (sn):		
Ayak açısı (derece):		
Destek Yüzeyi(cm):		
Kadans (adım/dk):		
Yürüme hızı (cm/sn):		

3. Yürüyüş

	SAG	SOL
Adım süresi (sn):		
Adım uzunluğu (cm):		
Çift adım uzunluğu(cm):		
Tek destek süresi (sn):		
Çift destek süresi (sn):		
Ayak açısı (derece):		
Destek Yüzeyi(cm):		
Kadans (adım/dk):		
Yürüme hızı (cm/sn):		

➤ **3 Yürüyüşün Ortalaması**

	SAG	SOL
Adım süresi (sn):		
Adım uzunluğu (cm):		
Çift adım uzunluğu(cm):		
Tek destek süresi (sn):		
Çift destek süresi (sn):		
Ayak açısı (derece):		
Destek Yüzeyi(cm):		
Kadans (adım/dk):		
Yürüme hızı (cm/sn):		

b- Kol Salınımının Değerlendirilmesi:

Kol Salınım Açısı:

1. Yürüyüşteki Kol Salınım Açıları

Sağ:.....(derece) Sol:.....(derece)

2. Yürüyüşteki Kol Salınım Açıları

Sağ:.....(derece) Sol:.....(derece)

3. Yürüyüşteki Kol Salınım Açıları

Sağ:.....(derece) Sol:.....(derece)

➤ **3 Yürüyüşteki Kol Salınımının Ortalaması**

Sağ:.....(derece) Sol:.....(derece)

c- Fizyolojik Harcama İndeksi:

(Yürümedeki Kalp Hızı-Dinlenmedeki Kalp Hızı)/(Yürüme Hızı)=.....(atım/metre)

EK-3. Orjinallik Ekran Çıktısı

ADÖLESAN İDİYOPATİK SKOLYOZLU BİREYLERDE
YÜRÜYÜŞÜN VE SAGİTAL PLAN KOL SALINIMININ
ARAŞTIRILMASI

ORJİNALLİK RAPORU

% 13	% 12	% 4	% 6
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	www.openaccess.hacettepe.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	% 6
2	Submitted to Hacettepe University Öğrenci Ödevi	% 1
3	openaccess.hacettepe.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	% 1
4	acikerisim.baskent.edu.tr İnternet Kaynağı	<% 1
5	www.jshsr.org İnternet Kaynağı	<% 1
6	katalog.marmara.edu.tr İnternet Kaynağı	<% 1
7	www.ajcionline.org İnternet Kaynağı	<% 1
8	acikerisim.pau.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	<% 1

EK-4. Dijital Makbuz**Dijital Makbuz**

Bu makbuz ödevinizin Turnitin'e ulaştığını bildirmektedir. Gönderiminize dair bilgiler şöyledir:

Gönderinizin ilk sayfası aşağıda gönderilmektedir.

Gönderen:	Şebnem Tekin
Ödev başlığı:	YL TEZ
Gönderi Başlığı:	ADÖLESAN İDİYOPATİK SKOLYOZ..
Dosya adı:	ebnem_Tekin_YL.docx
Dosya boyutu:	4.25M
Sayfa sayısı:	97
Kelime sayısı:	19,286
Karakter sayısı:	133,510
Gönderim Tarihi:	23-Şub-2021 01:04AM (UTC+0300)
Gönderim Numarası:	1515588316

