



T.C.

İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**BİLGİSAYAR DESTEKLİ TASARIM VE ÜRETİM  
(CAD/CAM) TEKNOLOJİSİ İLE ÜRETİLEN KORSELERİ  
KULLANAN ADOLESAN İDİOPATİK SKOLYOZLU  
BİREYLERDE POSTÜRAL DENGELER VE PLANTAR BASINÇIN  
İNCELENMESİ**

YAĞMUR ALTUN

ORTEZ PROTEZ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN

Dr. Öğr. Üyesi BURCU DİLEK

İSTANBUL – 2020

## TEŞEKKÜR

Lisans eğitimimden meslek hayatıma kadar olan tüm süreçlerde her zaman desteğini hissettiğim, sayın Prof. Dr. Z. Candan ALGUN'a,

Tez dönemim boyunca desteğini esirgemeyen sayın Dr. Öğr. Üyesi Esra ATILGAN'a,

Lisans ve yüksek lisans hayatım boyunca tüm bilgi ve birikimini aktaran, kendisi ile çalışma fırsatı bulmaktan mutluluk duyduğum çok değerli danışman hocam sayın Dr. Öğr. Üyesi Burcu DİLEK'e,

Süreç boyunca tüm bilgi birikimi ve tecrübesi ile beni skolyoz konusunda aydınlatan sayın Prof. Dr. Yavuz YAKUT'a

Tezim için bana klinik olarak destek sağlayan başta Osman SÖYLER olmak üzere tüm Bilim Ortez Protez Merkezi ekibine,

Tez dönemimde bana destek olan, iş yükümü hafifleten, çalışma arkadaşlarım ve hocalarım; Uzman Fizyoterapist Ali DEMİRCAN, Ortez Protez Teknikeri Onur AKBEN ve Ortotist Prostetist N. Hande YAZICI'ya,

Tüm süreç boyunca bana hem manevi hem bilimsel destek sağlayan çok değerli arkadaşım Ayşe SARIKAYA'ya,

Hayatım boyunca beni çok şanslı hissettiren sevgili babam Burhaneddin ALTUN, annem Birsen ALTUN ve kardeşim Ceyhun ALTUN'a,

Tezime Bilimsel Araştırma Projesi (BAP) kapsamında verdikleri destekten dolayı İstanbul Medipol Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi'ne,

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

## KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ

AİS	Adolesan İdiopatik Skolyoz
A-P	Anteroposterior
ART	Articularis
BT	Bilgisayarlı tomografi
CAD-CAM	Computer Aided Design – Computer Aided Manufacturing
CTLSO	Serviko-Torako-Lumbo-Sakral Ortez
FAI - C7	Frontal asimetri indeksi - C7
FAI - T	Frontal asimetri indeksi - gövde
FAI- A	Frontal asimetri indeksi - aksilla
HDI - A	Yükseklik fark indeksi - aksilla
HDI - S	Yükseklik fark indeksi - omuz
HDI - T	Yükseklik fark indeksi – gövde
L-L	Laterolateral
MR	Magnetik Rezonans
POTSI	Posterior Trunk Symmetry Index
PUMC	Peking Union Medical College
SİAS	Spina İliaca Anterior Superior
SOSORT	Society on Scoliosis Orthopaedic Rehabilitation Treatment
TLSO	Torako-Lumbo-Sakral Ortez
WRVAS	Walter Reed Visual Assessment Scale
VKİ	Vücut Kütle İndeksi

## TABLO LİSTESİ

<b>Tablo 4.2.1.</b> Denis'in 3 Kolon Teorisine Göre Kolonların İçerdiği Yapılar.....	9
<b>Tablo 6.1.1.</b> Bireylerin Demografik Verileri.....	38
<b>Tablo 6.1.2.</b> Bireylerin Skolyoza Ait Verileri .....	39
<b>Tablo 6.2.1.</b> Bireylerin Statik Analiz Verileri .....	41
<b>Tablo 6.2.2.</b> Bireylerin Stabilometrik Analiz Verileri.....	43
<b>Tablo 6.3.1.</b> Bireylerin Dinamik Yüklenme ve Basınç Sonuçları .....	44
<b>Tablo 6.3.2.</b> Bireylerin Yürüyüş Analiz Sonuçları.....	45
<b>Tablo 6.3.3.</b> Bireylerin Dinamik Ayak Açısı ve Ayak Açısı Ekseni Sonuçları.....	46

## RESİMLER LİSTESİ

<b>Resim 4.3.5.2.1.</b> Rigo System Chenaue (RSC) Korse.....	23
<b>Resim 5.3.3.</b> POTSI için AIS'li Bireyin Posterior Görüntüsü.....	33
<b>Resim 5.3.4.1.</b> Pedobarografi Cihazında Statik Analiz Kaydının Alınması.....	34
<b>Resim 5.3.4.2.</b> Pedobarografi Cihazında Stabilometrik Analiz Kaydının Alınması..	36

## ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 4.1.2. Ayak Kemiklerinin Üstten Görünüşü.....	6
Şekil 4.1.4. Statik Duruş Pozisyonunda Ayakta Ağırlık Taşınması.....	8
Şekil 4.3.3. King Sınıflaması.....	13
Şekil 4.3.4.1. Adam's Öne Eğilme Testi.....	15
Şekil 4.3.4.2. Cobb Açısının Ölçülmesi.....	17
Şekil 5.2.2. Walter Reed Görsel Değerlendirme Skalası.....	32
Şekil 5.3.4.1. Statik Analiz Sonuç Örneği.....	35
Şekil 5.3.4.2. Stabilometrik Analiz Sonuç Örneği.....	36
Şekil 5.3.4.3. Dinamik Analiz Ekran Görüntüsü.....	37

## İÇİNDEKİLER

TEZ ONAY FORMU.....	i
BEYAN.....	ii
TEŞEKKÜR.....	iii
KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ .....	iv
TABLO LİSTESİ .....	v
RESİMLER LİSTESİ.....	vi
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	vii
İÇİNDEKİLER.....	viii
1. ÖZET .....	1
2. ABSTRACT .....	2
3. GİRİŞ VE AMAÇ .....	3
4. GENEL BİLGİLER.....	5
4.1. Anatomi .....	5
4.1.1. Ayak ve Ayak Bileği Kompleksi.....	5
4.1.2. Ayak ve Ayak Bileği Kemikleri .....	5
4.1.3. Ayak ve Ayak Bileği Eklemleri .....	6
4.1.4. Ayakta Yük Aktarımı .....	7
4.2. Omurga Anatomisi .....	8
4.2.1. Vertebral Kolon ve Yapıları .....	8
4.3. Skolyoz.....	12
4.3.1. Tanım ve Sınıflandırılması .....	12
4.3.2. İdiopatik Skolyoz ve Adolesan İdiopatik Skolyoz .....	12
4.3.3. Adolesan İdiopatik Skolyozun Sınıflandırılması.....	13
4.3.4. Skolyozun Değerlendirilmesi .....	14
4.3.5. AIS'te Tedavi .....	19

4.3.5.1. Tedavi Yaklaşımlarının Tarihsel Süreci .....	19
4.3.5.2. Konservatif tedavi .....	19
4.3.5.2.1. AİS ve Korse Tedavisi .....	21
4.3.5.3. AİS'te Cerrahi Tedavi .....	24
4.4. Plantar Basınç Analizi .....	25
4.5. Denge ve Postüral Kontrol .....	26
5. MATERYAL VE METOT .....	28
5.1. Bireyler .....	28
5.2. Bireylerin Seçimi .....	28
5.3. Değerlendirme Yöntemleri .....	30
5.3.1. Hasta Bilgi ve Değerlendirme Formu .....	31
5.3.2. Walter Reed Görsel Değerlendirme Skalası (WRVAS) .....	31
5.3.3. Posterior Gövde Simetri İndeksi (POTSİ) .....	32
5.3.4. Pedobarografik Değerlendirme .....	34
5.3.4.1. Statik Analiz .....	34
5.3.4.2. Stabilometrik Analiz .....	35
5.3.4.3. Dinamik Analiz .....	37
6. BULGULAR .....	38
6.1. Demografik Özelliklerin Karşılaştırılması .....	38
6.2. Postür Değerlendirme Sonuçları .....	41
6.2.1. Statik Postür Değerlendirme Sonuçları .....	41
6.2.2. Stabilometrik Postür Değerlendirme Sonuçları .....	43
6.3. Dinamik Yüklenme ve Basınç Değerlendirme Verileri .....	44
7. TARTIŞMA .....	47
8. SONUÇ .....	57
9. KAYNAKLAR .....	58



10.	EKLER .....	74
11.	ETİK KURUL ONAYI .....	80
12.	ÖZGEÇMİŞ.....	83



## 1. ÖZET

### **BİLGİSAYAR DESTEKLİ TASARIM VE ÜRETİM (CAD/CAM) TEKNOLOJİSİ İLE ÜRETİLEN KORSELERİ KULLANAN ADOLESAN İDİOPATİK SKOLYOZLU BİREYLERDE POSTÜRAL DENGE VE PLANTAR BASINÇIN İNCELENMESİ**

Omurganın 3 boyutlu deformitesi olan skolyoz, gövdede asimetri oluşturması nedeniyle alt ekstremitelerde yüklenme değerlerini etkiler. Bu durum yüklenme asimetrileri ve postüral dengesizliğe neden olabilmektedir. Adolesan idiyopatik skolyozlu (AİS) bireylerde Bilgisayar Destekli Tasarım ve Bilgisayar Destekli Üretim (CAD-CAM) teknolojisi ile üretilen korse kullanımında oluşan plantar basınç ve denge parametreleri değişikliklerini incelemek amacıyla yaptığımız çalışmamıza; Bilim Ortez Protez Merkezi'ne korse uygulanan 10-19 yaş arasında 30 AİS'li birey dahil edildi. Bireylere; deformitelerini nasıl algıladıklarını tespit etmek üzere Walter Reed Görsel Değerlendirme Skalası (WRVAS) ve kozmetik defekti ölçmek amacıyla Posterior Gövde Simetri İndeksi (POTSİ) değerlendirmesi yapıldı. Bunlara ilave olarak korsesiz ve CAD-CAM yöntemi ile üretilen korseli pedobarografik analiz yapıldı. Pedobarografik analizlerde; statik basınç, stabilometrik-salınım ve dinamik basınç değerleri elde edildi. Verilerin analizinde veriler "Statistical Package for Social Sciences" IBM SPSS Version 22.0 kullanıldı. Elde edilen verilere göre; korse kullanımının statik analiz sonuçları incelendiğinde yüklenme değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmadı ( $p>0,05$ ). Dinamik analiz verilerinde ise korse kullanımının sol adım uzunluğu ve ivmeyi azalttığı belirlendi ( $p<0,05$ ). Denge ve salınımın değerlendirildiği stabilometrik analizde ise korse kullanımında ve korsesiz durum arasında anlamlı bir fark tespit edilmedi ( $p>0,05$ ).

Bu çalışma "2019-22" proje numarası ile İstanbul Medipol Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri (BAP) desteği ile gerçekleştirildi.

**Anahtar Kelimeler:** CAD/CAM, Korse, Plantar Basınç, Postür, Skolyoz

## 2. ABSTRACT

### **INVESTIGATION OF POSTURAL BALANCE AND PLANTAR PRESSURE IN ADOLESCENTS WITH IDIOPATHIC SCOLIOSIS USING TECHNOLOGY WITH COMPUTER AIDED DESIGN AND MANUFACTURING (CAD/CAM) BRACES**

Scoliosis is a 3-dimensional deformity of the spine, as it creates asymmetry in the trunk, it affects the loading values in the lower limbs. This may cause loading asymmetries and postural imbalance. In our study we aimed to examine the changes of plantar pressure and balance parameters in the use of brace produced by Computer Aided Design and Computer Aided Manufacturing (CAD-CAM) technology in patients with adolescent idiopathic scoliosis (AIS). The study included 30 participants with AIS between the ages 10-19 who were applied for a brace treatment at the Bilim Orthotics and Prosthetics Center. Walter Reed Visual Evaluation Scale (WRVAS) used to detect deformity perceptions, and posterior body symmetry index (POTSI) used to measure cosmetic defects in individuals with AIS. Additionally, Pedobarographic analysis was performed with braces produced by CAD-CAM method. Static pressure, dynamic pressure, and stabilometric-oscillation values were obtained in pedobarographic analysis. "Statistical Package for Social Sciences" IBM SPSS Version 22.0 was used to perform the analysis of the data. According to the data obtained; it was found that the using of braces did not change the loading values to be statistically significant in static analysis ( $p > 0.05$ ). According to dynamic analysis results, it was determined that the using of a brace significantly reduced length of steps and acceleration on the left side ( $p < 0.05$ ). In the stabilometric analysis in which balance and oscillation were evaluated, no significant difference was found between the using of braces and without brace condition ( $p > 0.05$ ).

This study was carried out with the support of Istanbul Medipol University Scientific Research Projects (SRP) with the project number "2019-22".

**Keywords:** Brace, CAD / CAM, Plantar Pressure, Posture, Scoliosis

### 3. GİRİŞ VE AMAÇ

Vertebralar bir araya gelerek yapı ve fonksiyon özelliği kazanır. Vertebral kolon olarak ifade edilen bu yapıda; 7 servikal, 12 torakal, 5 lomber, 5 sakral ve 4 koksigeal olmak üzere toplam 33 vertebra bulunmaktadır. Omurga; sagittal düzlemde fleksiyon ve ekstansiyon, frontal düzlemde lateral deviasyon, transvers düzlemde ise rotasyon hareketlerine sahiptir (1). Söz konusu kolonun normal spinal aksa göre 10° ve üzerindeki lateral deviasyonu ile birlikte rotasyonel bozukluğu skolyoz olarak tanımlanmaktadır (2,3).

Adolesan İdiopatik Skolyoz (AİS) ise Dünya Sağlık Örgütü'nün tanımına göre 10-19 yaşları arasında bireylerde görülen idiyopatik skolyozdur. Skolyozda prevalansın %0,13-13,6 arasında değişim gösterdiği bilinmektedir (4). Bununla birlikte eğriliğin açısı arttıkça kızlarda görülme oranı da artmaktadır (5). Skolyoz aynı zamanda adolesan dönemde omurganın en sık rastlanan deformitesidir (6). AİS'e neden olabilen durumların incelendiği çeşitli çalışmalar sonucunda; genetik etmenlerin, biyomekanik faktörlerin, kas ve konnektif doku problemlerinin, kemiksel ve nörolojik bozuklukların skolyozu neden olabileceği bildirilmiştir (7).

AİS'te tedaviye karar verilmesinde, sürecin planlanmasında; bireyin yaşı ve matürasyon seviyesi, progresyon riski, eğriliğin tespit edildiği süreçteki derecesi belirleyici faktörlerdendir (8).

Skolyozda tedavi; cerrahi yöntemler, konservatif yöntemler ve gözlem ile mümkündür. Konservatif tedavi; fizyoterapi uygulamaları ve korse uygulamaları gibi yöntemleri içermektedir (9). Korse uygulamalarının eğrilik üzerindeki düzeltici etkileri bilimsel olarak kanıtlanmıştır (10). Bir diğer konservatif tedavi uygulamalarından olan fizyoterapi yöntemleri ise günümüzde korse tedavisi ile birlikte eğrilik üzerinde düzeltme sağlamaktadır (11). Günümüzde deformitenin düzeltilmesini hedefleyen korse uygulamalarının yer aldığı bilimsel çalışmalar artış göstermektedir (12,13). Korseler uzun yıllardır alçı ile hasta üzerinden negatif ölçü alındıktan sonra pozitif modelde modelaj işlemi yapılarak üretilmekteydi. Son yıllarda klasik yöntemin yanısıra Bilgisayar Destekli Tasarım ve Bilgisayar Destekli Üretim (CAD-CAM) yöntemleri kullanılarak da korse üretimi yapılmaktadır (13, 14). Hasta

üzerinden tarayıcı ile alınan ölçü bilgisayar ortamında kişiye özel olarak tasarlanarak üretim aşamasına geçilmektedir.

Skolyozlu bireylerde alt ekstremitenin fonksiyonelliği ve denge parametleri pedobarografi cihazları ile plantar basınç analizi yapılarak değerlendirilebilmektedir. Skolyozun neden olduğu vertebral kolon problemleri tüm vücudu ilgilendirmektedir. Deformitenin omurganın vertikalizasyonunu bozması sebebi ile vücut kütle merkezi hattının pozisyonu değişmektedir. Bu nedenle skolyoz postural denge ve stabilizasyonu negatif yönde etkileyebilmektedir (15). Skolyozlu bireylerde yürüme sırasında tüketilen enerjinin sağlıklı bireylere göre daha fazla olduğu ve AİS'in yürüme sırasında asimetri yarattığı tespit edilmiştir (16,17).

Literatüre bakıldığında pedobarografi ve denge parametrelerinin incelendiği çalışmalar olduğu fakat CAD-CAM yöntemi ile üretilen korseler ile ilgili çalışma sayısının az olduğu görülmüştür. Çalışmamızda CAD-CAM yöntemi ile üretilen korseleri kullanan bireylerin korsersiz ve korseli durumda ayak plantar basınç dağılımları ve postüral dengelerinin incelenmesi planlanmıştır.

Çalışmamızın hipotezi;

H0: Bilgisayar destekli tasarım ve üretim (CAD/CAM) teknolojisi ile üretilen korseleri kullanan AİS'li bireylerde anlık postüral denge ve plantar basınç değerleri etkilenmez.

H1: Bilgisayar destekli tasarım ve üretim (CAD/CAM) teknolojisi ile üretilen korseleri kullanan AİS'li bireylerde anlık postüral denge ve plantar basınç değerleri etkilenir.

## 4. GENEL BİLGİLER

### 4.1. Anatomi

#### 4.1.1. Ayak ve Ayak Bileği Kompleksi

Ayak ve ayak bileği yapıları ayakta durma, koşma, yürüme gibi günlük yaşam aktivitelerinde zemin ile vücut arasındaki bağlantıyı sağlayan sistemdir (19). Dinamik bir sistem olan ayak ve ayak bileği, gerektiğinde rijit gerektiğinde ise esnektir (20). Koşma ve yürüme gibi aktivitelerde yer ile temas halinde yer reaksiyon kuvvetini karşılayıp şok emilimini gerçekleştirirken esnek olan bu yapı, yer ile bağlantının kesildiği durumlarda stabilitenin sağlanmasından sorumludur (21).

Ayak ve ayak bileği kompleksi statik ve dinamik yapılar içermektedir. Dinamik yapıları; kaslar ve eklemler; statik yapıyı; fasyalar, ligamentler ve kemikler oluşturur (22).

#### 4.1.2. Ayak ve Ayak Bileği Kemikleri

İnsan iskeletinin birçok önemli fonksiyona sahip yapısı olan ayakta; 26 adet kemik bulunmaktadır (23) (Şekil 4.1.2). Bu yapıyı; 7 kemikten oluşan Ossa tarsi, 5 kemikten oluşan Ossa metatarsi ve 14 kemikten oluşan Ossa digitorum oluşturur. Fonksiyonel olarak arka ayak, orta ayak ve ön ayak olarak bölümlere ayrılır;

- Arka ayak; kalkaneus ve talus kemiklerinden,
- Orta ayak; küboid, navikula, medial kuneiform, orta kuneiform ve lateral kuneiform kemiklerinden,
- Ön ayak ise proksimal falanks, orta falanks ve distal falanks kemiklerinden oluşmaktadır.



**Şekil 4.1.2.** Ayak Kemiklerinin Üstten Görünüşü  
(23)

#### 4.1.3. Ayak ve Ayak Bileği Eklemleri

**Art. Talocruralis:** Talokrural eklem, fibula ve tibia distal uçlarının talusun troklear yüzeyi ile birleşmesiyle meydana gelir. Ginglymus tip bir eklem olması yapının stabilizasyonuna yardım eder (23). Talokrural eklem; sagittal düzlemde meydana gelen dorsifleksiyon ve plantar fleksiyon hareketlerinin yanısıra eklem talar rotasyon ve fibular kayma hareketlerini de sağlamaktadır (24).

**Art. Subtalaris:** Talusun alt eklem faseti ile kalkaneusun üst eklem faseti arasında oluşan eklemdir. Plana tip bir eklem olan subtalar ekleminde, supinasyon ve pronasyon hareketleri meydana gelmektedir. Bu hareketler birleşik hareketlerdir; pronasyon hareketi eversiyon-dorsifleksiyon-abduksiyon hareketleri ile birlikte gerçekleşirken; supinasyon hareketi inversiyon-plantar fleksiyon-adduksiyon hareketleri ile birlikte meydana gelir (25).

**Art. Tarsi Transversa:** Chopart eklemi olarak da bilinen bu eklem; arka ayak ve orta ayak arasında, talus, kalkaneus ve navikula, kuboid kemiklerinden oluşur. Eklem inversiyon ve eversiyon hareketlerini sağlarken, kayma ve rotasyona da izin vermektedir. Subtalar eklem ile birlikte bu eklemin temel fonksiyonu arka ayağın yerle bağlantısı kesildiğinde, ön ayağın yerle temasını sağlamaktır (27).

**Art. Tarsometatarsales:** Kuboid, 3 kuneiform ve metatarsal kemikler arasında oluşan bu eklem Lisfrank eklem olarak da bilinir. Eklemde fleksiyon, ekstansiyon, supinasyon ve pronasyon hareketleri kayma şeklinde meydana gelmekte ve ligamentlerde sınırlandırılmaktadır (28,29).

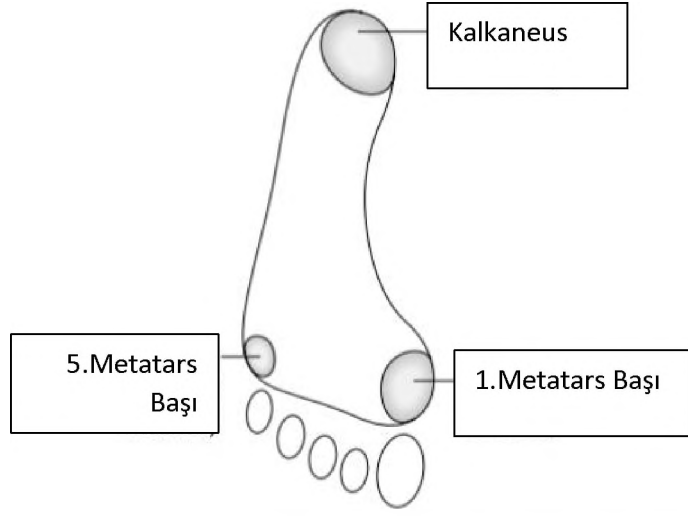
**Art. metatarsophalangeae:** Proksimal falanksalar ile metatarsalar arasında, fleksiyon ve ekstansiyon hareketlerine imkân sağlayan elipsoid tipte biaksial eklemidir. İtme fazında vücudun öne ilerletilmesi anında oluşan yüklenmeyi karşılar (29).

**Art. interphalangea pedis:** Proksimal ve distal falanksalar arasında meydana gelen, fleksiyon ve ekstansiyon hareketlerine izin veren ginglymus tip bir eklemidir. Proksimal interphalangeal eklemde hiperekstansiyon gözlenmezken yaklaşık 50° plantar fleksiyon yapar. Distal interphalangeal eklemde ise 10-30° dorsifleksiyon ve 40-50° plantar fleksiyon görülür (29).

#### 4.1.4. Ayakta Yük Aktarımı

Vücut ağırlığının yere dik bir şekilde oluşturduğu kuvvet; rotasyonel, horizontal ve vertikal kuvvetler olarak dağılım gösterir. Aynı zamanda yüklenme tibia aracılığı ile eklemler ve metatarslara iletilir (29,30). Statik duruş pozisyonunda vücut ağırlığı ayakta üç noktadan taşınır. Bu noktalar; ağırlığın %60'ını taşıyan kalkaneus ile geriye kalan %40 ağırlığı taşıyan birinci ve beşinci metatars başlarıdır (Şekil 4.1.4) (31). Pedobarografik değerlendirmelerde bu basınç noktaları sağlıklı bireylerde normal değerlere yakınken, basma bozukluğu olan bireylerde değerlerde sapma gözlenmektedir (19).





**Şekil 4.1.4.** Statik Duruş Pozisyonunda Ayakta Ağırlık Taşınması  
(31)

## **4.2. Omurga Anatomisi**

### **4.2.1. Vertebral Kolon ve Yapıları**

Aksiyal iskeletin ana bölümünü oluşturan kolumna vertebralis kraniumdan başlayarak koksiksin distaline kadar devam eder (32). Baş ve gövde ağırlığını alt ekstremitelere aktaran kolumna vertebralis fleksible yapıdan oluşur.

Bu yapı 5 bölüm ve 33 vertebradan oluşmaktadır;

- 7 adet servikal vertebra,
- 12 adet torakal vertebra
- 5 adet lumbal vertebra
- 5 adet sakral vertebra
- 4 adet koksigeal vertebra

Vertebral kolon, vertebraların aralarında intervertebral diskler ile birlikte üst üste dizilmesi ve ligamentler aracılığı ile birbirine bağlanması ile meydana gelir (31,32). İlk 24 vertebra birbirleri ile hareketli eklemler ile bağlı olduklarından dolayı

hareketli vertebra olarak isimlendirilirken, sakrum ve koksiksi oluşturan 9 vertebra tek birer vertebra gibi birleştiklerinden dolayı bu vertebralara sabit vertebra adı verilir (33,34).

Vertebral kolonda dört adet fizyolojik eğrilik görülür. Bu eğrilikler; servikal ve lumbal bölgede “lordoz”, torakal ve sakral bölgede “kifoz” olarak isimlendirilir. Embriyonik dönemde geliştiklerinden dolayı torakal ve sakral kifoz primer eğriliklerdir. Gelişim boyunca farklı pozisyonlara bağlı olarak servikal ve lumbal lordoz gelişir. Bu eğrilikler ise sekonder eğriliklerdir. Fizyolojik eğrilikler; aksiyel yüklenmeyi absorbe edebilme yetenekleri ile önemli biyomekaniksel avantaj yaratırlar (29,32,35,36). Sağlıklı bir bireyde omurgadaki fizyolojik eğrilikler; lordoz olarak servikal bölgede 30°- 50°, lomber bölgede 40°-80° olarak meydana gelirken, kifoz olarak torakal bölgede 20°-50° ve sakral bölgede 40°-60° şeklinde görülmektedir (33,34).

Denis’e göre vertebral kolon anterior, orta ve posterior olarak 3 kolondan oluşmaktadır (37,38). Her bir kolona ait elemanlar mevcuttur (Tablo 4.2.1).

**Tablo 4.2.1.** Denis’in 3 Kolon Teorisine Göre Kolonların İçerdiği Yapılar (38)

Anterior Kolon	Orta Kolon	Posterior Kolon
2/3 Vertebra Cismi Anterior Longitudinal Ligament İntervertebral Kolon	1/3 Vertebra Cismi Vertebra Pedikülleri Spinal Kanal Laminanın Ön Yüzü Posterior Longitudinal Ligament	Transvers Proses Spinöz Proses Laminanın Arka Yüzü Faset Eklem Supraspinöz Ligament İnterspinöz Ligament Ligamentum Flavum

Genel olarak tipik bir vertebra yapısında; korpus vertebra, arkus vertebra, foramen vertebrale, spinöz proses, transvers proses, lamina arkus vertebra, pedikülüs

arkus vertebra, processus artikularis superior, processus artikularis inferior, incisura vertebralis inferior, incisura vertebralis superior bulunmaktadır (39,40).

Korpus vertebra silindire benzer yapısıyla en geniş kısmı oluşturur ve kranialden kaudale doğru genişleyerek devam eder (29,41). Bu durum yük taşıma potansiyeli ile orantılıdır. Yükün büyük kısmı bu bölge tarafından taşınır (32,41). Korpus vertebraların alt ve üst pürüzlü yüzlerine intervertebral diskler tutunur (34,42).

Vertebralar aksiyal yüklenmeye en yüksek direnci gösterebilmek için dış kenarlarında kompakt kemik yapısına iç bölgelerinde süngerimsi kemik yapıya sahiplerdir (33,34). Vertebralar bu temel yapı özellikleri açısından bakıldığı zaman benzerlik gösterebilir de bulunduğu bölgelere göre farklı karakteristik özellikler sergilemektedirler (43).

**Servikal omurgalar;** hareket potansiyeli ve esnekliği diğer bölgelerden daha fazla fakat yapı olarak diğer vertebralardan küçük olan dörtgen biçiminde yedi vertebradan meydana gelir (32). Baş ile torakal bölge arasında konumlanan bu bölgede fleksiyon, ekstansiyon ve rotasyon hareketleri meydana gelmektedir. C1, C2 ve C7 vertebralar diğer servikal vertebralardan farklıdır (44). Atlas olarak adlandırılan C1 vertebra korpus ve spinöz çıkıntıya sahip olmadığından atipiktir. Atlas vertebra aynı zamanda C2 (Aksis) vertebranın dens aksis bölümü ile atlantoaksiyel eklemi oluşturur.

**Torakal omurgalar;** 12 vertebra ile en fazla vertebranın bulunduğu bölgedir. Servikal vertebralardan daha büyük olup lumbal vertebralardan küçüktür. Korpusların yan tarafında kaput kostalis ile eklem yapan iki eklem yüzeyi bulunur. Tipik bir torakal vertebrada 10 eklem yüzeyi bulunur. Torakal vertebralar; lateral fleksiyon hareketi, fleksiyon ve ekstansiyon hareketi sağlar. Sagittal düzlemde meydana gelen bu fleksiyon ve ekstansiyon hareketlerinde aşağıya doğru inildikçe artış görülürken, rotasyon hareketinde azalma görülür (32,45,46).

**Lomber omurgalar;** beş hareketli vertebradan oluşan lomber vertebralar, yük taşıma potansiyelleri ile orantılı olarak büyük ve güçlü korpuslara sahiptir. Lomber bölge vertebralarını diğer vertebralardan ayıran en önemli özellikler; korpuslarının yan taraflarında eklem yapacak yüzlerinin olmaması ve foramen transversariumlarının

bulunmamasıdır (32). Lomber bölgede sakruma doğru inildikçe mobilite artış göstermektedir (32,47). Lomber bölge; fleksiyon, ekstansiyon hareketini ve lateral fleksiyon hareketini sağlamaktadır (48).

**Sakral bölge;** beş adet gelişmemiş vertebra'nın kaynaşması sonucu oluşan üçgen biçimindeki kemiktir. Üst kısımda son lomber vertebra (L5) ile alt kısımda koksiks ile yan tarafalarda ise koksa (os coxa) ile eklem yapar. Sakrum her iki yanda iliak kemiklerle sakroiliak eklemleri oluşturur. Bu eklem ile pelvisin büyük kısmı meydana gelir ve yalnızca omurganın desteklenmesinde değil pelvis stabilitesi ve ağırlık aktarımında da önemli rol üstlenir (32).

**Koksigeal bölge;** koksiks rudimenter bir kemiktir. Sakruma tutunan bu kemik bazen üç ya da beş vertebra'nın birleşimiyle de oluşabilmektedir. Üçgen biçimindeki bu segment en kauadalde olup hareketsizdir (39).

**İntervertebral Disk:** İntervertebral diskler, vertebra korpuslarını birbirine bağlayan yapılardır. Bu yapılar; her iki vertebra korpusu arasında amfiartrodial tip eklemlenme sağlayan oluşumlardır. İntervertebral diskler yirmi üç adet olup, ikinci servikal vertebradan birinci sakral vertebraya kadar vertebral kolon boyunca devam ederler (42). Vertebral kolon uzunluğunun %25'lik kısmını oluşturan disklerin kalınlığı 5-12 mm arasında değişmektedir (49). Diskin ortasında nükleus pulposus bulunmaktadır. Nükleus pulposus yapısı ise annulus fibrozis tarafından çevrilir (50). Hareket sırasında oluşan kuvvetler ve basınç, visköz yapıda olan nükleus pulposusda dağıtılarak vertebral kolona aktarılır (49,51,52). Elastik deformasyon yeteneği sayesinde yükün bir kısmını absorbe eder. Bu nedenle kolonun en önemli elemanlarından biridir. Disk yapıları buldukları bölgeye göre farklılıklar göstermektedir. Tıpkı vertebralarda olduğu gibi intervertebral disklerin de yük taşıma kapasiteleri ile orantılıdır (29,39,51).

Vertebral kolon pelvis üzerinde vertikal pozisyonunu koruyarak denge ve stabilizasyonunu sağlayabilmektedir (24).

### **4.3. Skolyoz**

#### **4.3.1. Tanım ve Sınıflandırılması**

Bir dizi vertebranın normal spinal aksa göre 10° ve üzerindeki lateral deviasyonu ve rotasyonel bozukluğu olarak tanımlanan 3 boyutlu bir deformite olan skolyoz ilk defa Galen tarafından 2. yüzyılda kullanılmış, “eğri, çarpık” anlamına gelen Yunanca kökenli bir kelimedir (2,3,53). Günümüze kadar olan süreçte birçok görüş ve fikir beyan edilse de skolyoz etyolojisi ile ilgili araştırmalar hala devam etmektedir (6). Etiyoloji baz alınarak yapılan ve uluslararası geçerliliği olan sınıflandırmaya göre temelde yapısal (strüktürel) ve yapısal olmayan (non-strüktürel) olmak üzere iki başlıkta incelenmektedir (54,55).

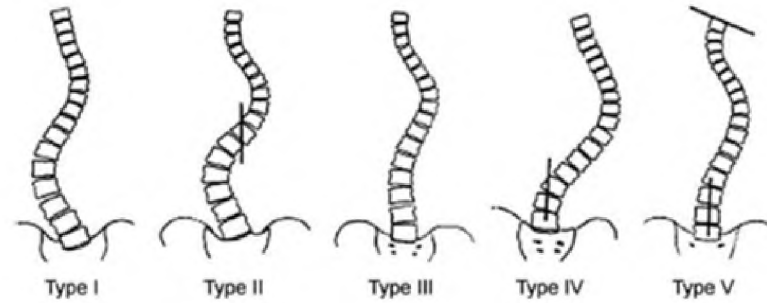
#### **4.3.2. İdiopatik Skolyoz ve Adolesan İdiopatik Skolyoz**

İdiopatik skolyoz, skolyoza neden olabilecek diğer etmenlerin dışlanması durumudur (56). İdiopatik skolyoz başlangıç yaşına göre 3'e ayrılmaktadır; 3 yaş ve öncesinde gelişen eğrilik infantil idiyopatik skolyoz olarak tanımlanırken, 4-9 yaş arası gelişen idiyopatik eğrilik juvenil idiyopatik skolyoz olarak tanımlanmıştır. İdiopatik gelişen skolyoz vakalarının %70-80'lik kısmını oluşturan AIS ise 10 yaştan kemik gelişimi tamamlanana kadar olan süreçte gelişen skolyoz olarak belirtilmiştir (57,58,59).

Skolyozun etyolojisinin incelendiği birçok çalışma mevcuttur. Bu çalışmalarda skolyozun; nöromusküler hastalıklar ile, nörolojik patolojiler ile, bağ dokusu hastalıkları ile ilişkili olduğu ve bazı genetik durumlardan kaynaklanabileceği teorileri üzerinde durulmuştur (60,61,62). Yapılan çalışmalarda skolyozlu bireylerin ailelerinde de %97 oranda skolyoz tespit edildiği bildirilmiştir (63). Ülkemizde skolyozda prevalansın incelendiği güncel çalışmada prevalans %2,3 olarak saptanmıştır (64)

#### 4.3.3. Adolesan İdiopatik Skolyozun Sınıflandırılması

Skolyozun tanımlanmasında; eğriliğin derecesi, deformitenin lokalizasyonu, yönü ve etiyojisi belirtilmelidir. İdiopatik skolyoz sınıflandırmasında; King, Lenke, Coonrad ve Peking Union Medical College (PUMC) Sınıflama sistemleri mevcuttur (65,66,67). Lenke ve PUMC Sınıflamaları ile ilgili olarak daha çok cerrahi tedavi protokollerinde uygulandığı bildirilmektedir (67). 1983 yılında King ve arkadaşları torakal skolyozu göz önüne alarak eğriliği; tipine ve lokalizasyonuna göre sınıflandırmıştır. Günümüzde sıklıkla ve en fazla kullanılan sınıflama yöntemidir (68). Bu sınıflama yönteminde Tip I, Tip II, Tip III, Tip IV ve Tip V olmak üzere beş grup bulunmaktadır (Şekil 4.3.3). Tip I eğrilikte, “S” şeklinde lumbar ve torakal olmak üzere çift eğrilik mevcuttur. Lumbar bölgedeki eğrilik daha fazla ve rijittir. Tip II eğrilikte; Tip I eğrilikte olduğu gibi “S” şeklinde çift eğrilik görülmektedir. Fakat torakal bölge eğriliği lumbal bölgeye göre daha rijit yapıda ve büyük dereceldedir. Tip III eğrilikte yalnızca torakal bölgede majör eğrilik mevcuttur. Tip IV eğrilikte ise uzun torakal eğrilik mevcuttur ve eğrilik “C” biçimindedir. Tip V eğrilikte ise çift majör torakal eğrilik bulunmaktadır (62,68).



Şekil 4.3.3. King Sınıflaması (68)

Skolyozun kategorize edilmesinde kullanılan metotlardan biri de Lenke Sınıflaması'dır. Lenke; 2001 yılında King Sınıflaması'nın bazı eksikliklerini gidererek bu sınıflandırmayı literatüre kazandırmıştır (69,70). Lenke Sınıflaması,

daha çok skolyozun cerrahi tedavisinin planlamasında King Sınıflamasına göre daha fazla kullanılan bir sınıflama sistemidir (55,66,67). Frontal ve sagittal plandaki deformitelerin saptanması ile füzyon seviyelerini belirlemek amacıyla geliştirilmiştir (69,71,72). Bu sınıflamanın dezavantajı olarak ise gövde dengesini ve bireyin maturasyonunu dikkate almaması gösterilmektedir (66). 2005 yılında ise Lenke Sınıflaması'na kıyasla kullanımı daha kolay ve etkinliği %85 olarak belirtilen PUMC Sınıflaması bildirilmiştir (73,74). Günümüzde bahsedilen bu sınıflama sistemleri klinisyenlerin tedavi ve uygulama planlarına yön vermektedir.

#### 4.3.4. Skolyozun Değerlendirilmesi

AİS'te deformite çoğunlukla aile tarafından çocuğun kişisel temizliği yapılırken omuz seviyelerindeki eşitsizlik ile fark edilmektedir (75). AİS'li bireyin değerlendirilmesinde hasta ve ailesinden alınan ayrıntılı anamnez son derece önemlidir. Genel sağlık durumu, yaşı, skolyozun ortaya çıktığı dönem, ailede skolyoz hikayesi, daha önce uygulanan tedaviler, tedaviye uyum gibi temel sorular üzerine değerlendirme yapılır. Değerlendirmede kemik maturasyonunun saptanması önemlidir (29). Bunun için ilk menarş tarihi ve aksillar-pubik kıllanma sorgulanabilir. Kız cinsiyet için progresyonun en fazla olduğu dönem, menarştan altı ay öncesi olmakla birlikte menarşı takip eden süreçte progresyon önemli ölçüde azalmaktadır (11,55). Aksiler kıllanma ve menarş matürasyonun belirtileri olup, görülmeleri büyüme hızının yavaşlaması anlamına gelmektedir (76). AİS'li bireylerde ağrı durumu çok sık görülmesine de mutlaka sorgulanmalıdır (66). Ağrı varlığı ilerlemiş idiopatik skolyozlu bireylerde kas zayıflığına bağlı gözlemlenebildiği gibi çeşitli patoloji ve kemik, spinal kord tümörleri durumlarında da oluşabilmektedir (66,77,79). Bu nedenle deformiteye eşlik etmekte olan farklı problemlerin varlığı mutlaka tespit edilmelidir (80). Değerlendirmelere göre uygulanacak tedavi planı ve yöntemleri belirlenir. Skolyoz değerlendirmeleri temelde postüral ve radyolojik değerlendirmeleri içerir;

**Postüral değerlendirmeler** lateralden, anteriordan ve posteriordan yapılmalıdır (81). Postüral değerlendirmelerde en sık rastlanan durum gövde asimetrisidir. Fiziksel değerlendirmede; gövdenin pozisyonu, skapulanın yerleşimi,

omuz seviyelerindeki asimetri değerlendirilir (66). Gövdenin belirli bir tarafa doğru belirgin biçimde yer değiştirmesi de dikkat çekebilmektedir. Asimetrinin tespiti için servikal vertebralar referans alınarak çekül ya da lazer cihazı kullanılabilir (82). Skolyozlu bireyin gövde şeklinin ve asimetrisinin değerlendirmesini sağlayan bir diğer yöntem de Posterior Gövde Simetri İndeksi (POTSI)'dir. Kozmetik defekt ve asimetrinin objektif olarak değerlendirilmesini sağlayan bu yöntemde kişinin posteriordan çekilmiş fotoğrafının üzerinde hesaplamalar yapılır (83).

Fiziksel değerlendirmede temel değerlendirmelerden birisi olan Adam's eğilme testi özellikle okul taramalarında basit tanı avantajıyla sıklıkla kullanılmaktadır. Kişiden öne doğru eğilmesi istendiğinde vertebral kolondaki rotasyonla birlikte asimetri saptanabilmektedir (84) (Şekil 4.3.4.1).



**Şekil 4.3.4.1. Adam's öne Eğilme Testi**  
(84)

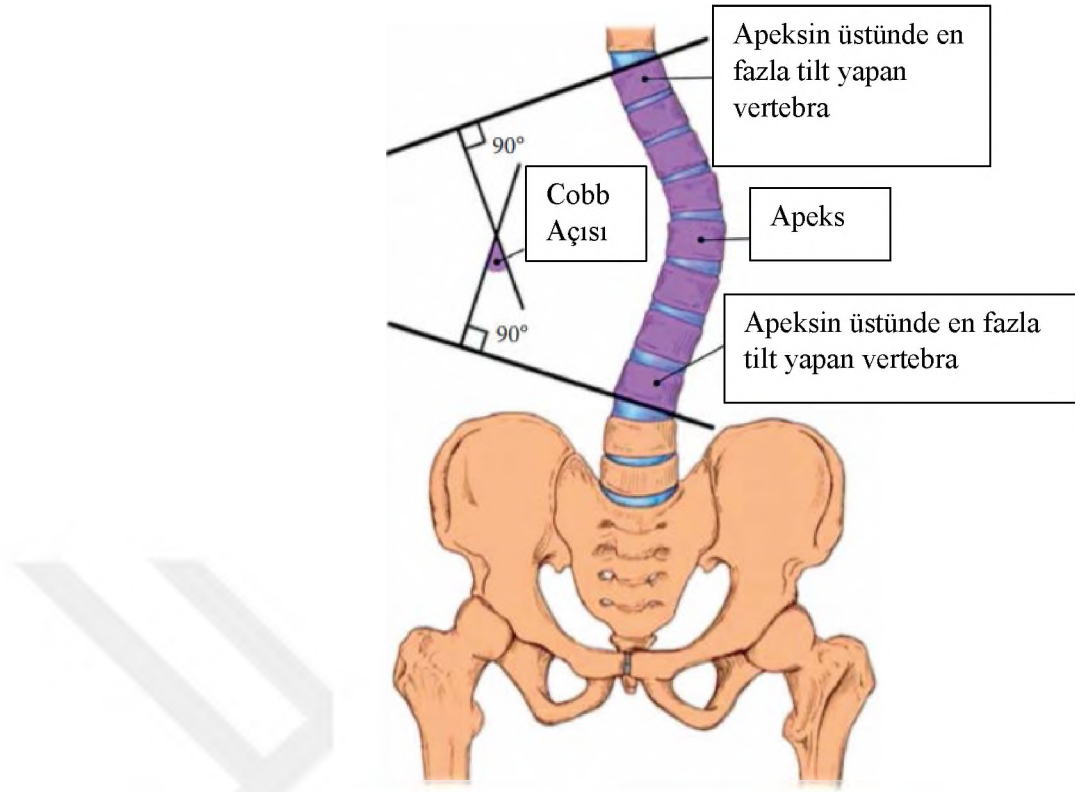
Fiziksel değerlendirmede bir diğer ana unsur da ekstremiteler uzunluklarının ölçülmesidir. Sağ ve sol taraf Spina İliaca Anterior Superior (SİAS) ve medial malleoller arasında yapılan ölçümler ekstremiteler boy eşitsizliği tespit edilebilmektedir (85). Aynı ölçüm göbek deliği (umblicus) ve medial malleoller arasında da yapılabilmektedir.



**Radyolojik değerlendirmeler,** hasta vertikal pozisyonda iken vertebral kolonun ön, arka ve yan grafileeri çekilmektedir. Ön-arka grafileerde eğrilik tipini, iskelet matüritesini ve alt ekstremitte uzunluk farkını tespit edebilmek mümkündür. Lateral radyografileerde ise torakal ve lomber omurganın kifoz ve lordozun tespiti mümkündür (73). Aynı zamanda grafileerde eğriliğin yönü (sağ-sol), lokalizasyonu belirlenebilmektedir. Bu nedenle radyolojik değerlendirmeler son derece önemlidir. Radyasyon etkisini minimuma indirebilmek için ön-arka grafileer yalnızca kontrolleri takiben çekilmektedir (58).

Eğriliğin derecesinin belirlenmesinde altın standart kabul edilen Cobb yöntemi bireyin röntgeni üzerinden tespit edilir (86,87) (Şekil 4.3.4.2). Eğriliğin üst ve alt son vertebraları ile apikal vertebraları belirlenir ve bu vertebraların plaklarına çizilen paralel çizgilere dik olarak indirilen çizgiler arasındaki açı; Cobb açısı ölçülür. Bu ölçüm için; yapılan çalışmalar sonucunda 5-7 derecelik hata payı olabileceği belirlenmiştir (86,88).

Literatüre bakıldığı zaman Cobb açısının  $10^{\circ}$ 'den büyük olması patoloji olarak kabul edilmekte ve skolyoz tanımı yapılmaktadır. Eğrilikteki  $5-10^{\circ}$ 'lik sapmalar ise postüral asimetri olarak değerlendirilmektedir (91). Skolyoz Araştırma Derneği (SRS), eğriliğin takibinde en az 5 derece ve üstündeki değişimleri tedavi başarısı olarak değerlendirmektedir (91,92). Cobb açısı aynı zamanda tedavinin planlamasında da en önemli parametrelerdendir.



**Şekil 4.3.4.2.** Cobb Açısının Ölçülmesi (87)

Skolyozun progresyonunda belirleyici ölçütlerden olan iskelet maturasyonunun tespiti de radyografler ile mümkün olmaktadır. İliak apofizde ossifikasyon lateralden mediale doğru ilerler. Bu ilerlemenin seviyesi maturasyon tespitinde, dolayısıyla tedavide önemli bir durumdur (66). Risser, 1958 yılında iliak apofizin lateral ve medial progresif ossifikasyonunu ve apofizin füzyonunun iskelet maturasyonu ile ilişkisini tarif etmiştir. Bu yöntemle göre kemik ossifikasyonunun durumu beş evreye ayrılır. Risser 0'da iliak kristada ossifikasyon gözlenmemektedir. Risser 1 evresinde ossifikasyon %0-25 arasında gözlenirken, Risser 2 evresinde %25-50, Risser 3 evresinde %50-75 ve Risser 4 evresinde %75-100 arasındadır. Risser 5 evresinde ise iliak kristada ossifikasyonunu tamamlamış ve tamamen mature durumda kabul edilir (93,94). Risser 1 evresinde olan bireyler, büyüme potansiyellerinden dolayı risk altındadırlar (95). Bu nedenle skolyozun erken tespiti ve müdahalesi progresyonun önlenmesi açısından avantaj yaratmaktadır (58). İdiopatik skolyozda eğriliğin ilerlemesi maturasyonun başlaması ile yavaşlar ve devamı ile durma noktasına gelebilir (96).

Diğer görüntüleme yöntemlerinden, bilgisayarlı tomografi (BT) ve magnetik rezonans (MR) ile de vertebralarda, spinal kanal içi ve spinal kord detaylıca incelenebilir. Böylece vertebralarda tümör, deformite ve benzeri durumların varlığı tespit edilebilmektedir (58,70,97).

AİS'te progresyon ve prognoz; Cobb açısı, yaş, menarş, pubertal gelişim ve Risser bulgusuna bağlıdır. Tanının koyulduğu yaşın küçük olması, eğrilik başlangıcının menarştan önce olması, çift majör eğrilik varlığı ve eğrilik derecesinin yüksek olması progresyon açısından risk oluşturmaktadır (55,66). Tüm bu klinik parametreler AİS'li bireyin progresyonu hakkında fikir oluşturup, klinisyenlerin hasta takibi ve uygulamalarını daha doğru ve düzenli şekilde yapmasına imkan tanır (58). Çalışmalar kız ve erkeklerde büyüme hamlesinin 2,5-3 yıl kadar sürdüğünü ve kız cinsiyette ortalama 12 yaş civarı iken erkek cinsiyette 14 yaş civarında olduğu göstermiştir (98).

#### **4.3.5. AIS'te Tedavi**

##### **4.3.5.1. Tedavi Yaklaşımlarının Tarihsel Süreci**

Tarihte ilk defa Hipokrat spinal deformitelere dikkat çekmiş ve deformitenin erken tespit edilmesinin öneminden bahsetmiştir. Hipokrat aynı zamanda kol ve bacaklardan traksiyon uygulaması yapılmasını önermiştir (99,100,101). 16. yüzyılın başlarında Ambroise Pare, zayıf postürün skolyoza neden olabileceğini vurgulamış ve Hipokrat'ın önerdiği traksiyon yöntemine ek olarak düzelmeyi kontrol edebileceği çelik korseler ile tedavi uygulamıştır (102). 18. yüzyılda Andre, skolyoz deformitesinin düzeltilmesinde korse ile egzersizin faydalı olabileceğini bildirmiştir (102). Skolyozun cerrahi tedavisinde ilk defa başarılı sonuçlar 20. Yüzyılda Hibbs tarafından, posterior füzyon yöntemi ile yaptığı tedaviler sonucu bildirilmiştir (78,103). 1940 yılından sonra Cobb ve Risser cerrahi tedavi üzerinde birçok çalışma yapmış ve Risser deformitenin önce alçıyla mümkün olduğu kadar düzeltilmesi, sonrasında cerrahi uygulama yapılmasını belirtmiştir (78,103).

1945 senesinde, Milwaukee korse, Walter Blount ve Al Schmidt tarafından kullanılan geliştirilmiş, kısa bir süre sonrasında da Boston grubu tarafından Boston korse geliştirilmiştir (104,105). Günümüzde farklı birçok korse uygulaması yapılmaktadır.

##### **4.3.5.2. Konservatif tedavi**

Konservatif tedavi yaklaşımlarının hedefi genel olarak eğriliğin ilerleyişini durdurmak, pulmoner ve kardiyak fonksiyonu geliştirmek ve spinal düzeltme ile estetik görünümü sağlamak olarak belirtilmektedir. AIS'in konservatif tedavisi; fizyoterapi ve korse uygulamalarını içermektedir. Korse uygulamaları; konservatif tedaviler arasında etkinliği belirlenmiş ve yaygın olarak uygulanan bir yöntemdir (87,106,107). Fizyoterapi uygulamaları ise solunum, ağrı ve gövde rotasyonu gibi problemlerin düzeltilmesinde etkilidir (108). Solunum fonksiyon ve kapasiteleri bakımından riskli grupta olan infantil idiopatik skolyozlu bireylerde korse tedavisinin

de eğriliğin progresyonunu önlediği ve doğal seyrini değiştirdiği bildirilmiştir (109). Uygulanacak tedavinin seçiminde ve sürecin planlanmasında;

- bireyin büyüme potansiyeli,
- tanının koyulduğu dönemdeki eğriliğin derecesi
- eğriliğin derecesi ve progresyonu,
- eğriliğin lokalizasyonu gibi parametreler belirleyicidir (110).

Bu nedenle AIS'in konservatif tedavisinde tedavi yaklaşımları farklılık gösterebilmektedir (111,112,113).

Genellikle, 25° ve altında progresyon potansiyeli az olan AIS'li bireylerde amaç eğriliğin kontrolünü gözlem yoluyla sağlamaktır. Bu aralıkta maturasyon tamamlanmamışsa egzersiz de uygulanabilmektedir (66). Orta dereceli (25°-45°) eğriliklerde progresyon potansiyeli var ve iskelet matürasyonunu tamamlamamış ise korse kullanılmaktadır (114). Böylelikle, bireyin kemik matürasyonunun tamamlamasına kadar geçen sürede eğriliğin progresyonunun önüne geçmek amaçlanmaktadır (115). Bununla birlikte henüz menarş görmüş ve Risser evresi 3 ve üzerinde olan AIS'li bireylere de korse tedavisinin uygulanabileceği bildirilmiştir (116).

#### 4.3.5.2.1. AIS ve Korse Tedavisi

Skolyozun konservatif tedavisinde korse uygulaması 15. yüzyıla uzansa da günümüz korse uygulamalarının temelini oluşturan Milwaukee korsenin 1945 yılında geliştirilmesi ile başlamıştır (117). Skolyozlu bireylerde korse tedavisinin amacı eğriliğin ilerlemesini durdurmak, kontrol altına almak ve sekonder olarak deformitenin düzeltilmesini sağlamaktır (118). Günümüzde bu amaçla, farklı tipte; Milwaukee, Boston, Cheneau, Rigo System Cheneau, Gensingen gibi korseler uygulanmaktadır (119). Yapılan çalışmalar eğriliğin düzeltilmesinde en etkili prensibin “3 Nokta Prensibi” olduğunu göstermiştir (120). Hastaya korse üzerinden uygulanan kuvvetlerle eğriliğin düzeltilmesi amaçlanır (121). Tek eğrilik paternine sahip olgularda 3 nokta prensibi ile düzeltme uygulanırken çift eğrili olgularda 4 nokta prensibi uygulanmaktadır (117,122). Skolyozda korse uygulaması; iskelet maturasyonu tamamlanıncaya kadar endike olup, maturasyonunu tamamlayan bireylerde kontraendikedir (122). Aynı şekilde 45° üzerindeki şiddetli eğriliklerde ve ilerleyici olmayan 25° altındaki eğriliklerde kontrendikedir (123).

Spinal deformitenin tedavisinde ilk modern korse uygulaması olan Milwaukee korse bir çeşit serviko-torako-lumbo-sakral (CTLS) ortez olup post-operatif dönemde kullanılmak amacıyla geliştirilmiştir (124). Korse; pelvis bölgesi desteği, vertikal bar, düzeltici kuvvetin uygulandığı ped ve anteriordan mandibulayı posteriordan oksiputu birleştiren yüzük olmak üzere dört bölümden oluşur (125). 1972 yılında geliştirilen Boston korse; torako-lumbo-sakral (TLS) ortez olup lumbar ve torakolumbar eğrilikler için kullanılmıştır (110,123). Genellikle apeksi T8 ve altında kullanılması uygun görülür (78). Ventilasyona izin verilen bu korsede kuvvetlerden biri eğriliğin apeksine diğer ikisi ise apekse zıt yönde uygulanır (126). Cheneau korse ise Bratislava’da geliştirilmiş olup, eğriliği hem aktif hem pasif olmak üzere kontrol etmeyi sağlayan iki mekanizmadan oluşur (127).

Literatürde skolyoza olan bakış ve tanımlamanın gelişmesiyle tedavide de farklı uygulamalar gelişmiştir. Günümüzde korselerde frontal planda, sagittal ve transvers planda da düzeltmenin amaçlanmaktadır. Rigo Sistem Cheneau korse Rigo Manuel tarafından geliştirilmiş ve orta derecedeki juvenil skolyozlu bireyler için oldukça sık uygulanan bir korsedir (128,129) (Resim 4.3.5.2.1).



**Resim 4.3.5.2.1. Rigo System Cheneau Korse (RSC)**

Korsenin kullanım süresi ve kullanım şekli uygulamanın başarısını büyük oranda etkilediği ve AIS’li bireylerin tedavisinde korse kullanım süreleri için en uygun 23 saat kullanımı olduğu bilinmektedir (130).

Skolyoz korseleri için geleneksel ölçü alma yöntemi vücut üzerinden alçı ile negatif ölçü olarak gerçekleştirilir (131).

Günümüzde klasik yöntemin yanı sıra Bilgisayar Destekli Tasarım ve Bilgisayar Destekli Üretim (CAD-CAM) yöntemi ile de korse uygulaması yapılmaktadır. CAD-CAM yöntemi, 1970 yılından beri endüstride yaygın olarak kullanılmaktadır (13). Üç üniteden oluşan CAD-CAM sisteminin ilk birimi; uzvun ölçüsünü tarama yöntemi ile veri haline getirip dijitalleştiren kısımdır. İkinci birim ise; ölçü üzerinde ortotist tarafından modifikasyonların ve tasarımın yapıldığı bölümdür. Üçüncü birim ise (mill); tasarımı yapılmış verinin plastik ya da köpük kalıp biçiminde üretiminin yapılmasıdır (14). CAD-CAM sistemi ilk defa 1979 yılında James Foort ve arkadaşları tarafından British Columbia Üniversitesi Medikal Mühendisliği Birimi'nde ortez protez alanında kullanılmak üzere geliştirilmiştir. Bu yöntem ilk zamanlar sadece protez soketi üretimi için kullanılsa da ilerleyen dönemde spinal ortezler için de kullanım alanı oluşturmuştur (14). Sistemin ilk defa, 1983 yılında Londra'da gerçekleştirilen International Society for Prosthetics and Orthotics (ISPO) Kongresinde tanıtılması tüm dünyada bilinir hale gelmesine imkân sağlamıştır (14).

CAD-CAM yöntemi geleneksel yöntem ile karşılaştırıldığında;

- ölçü alım süresi,
- modelaj ve üretim süresi,
- üretim-imalat malzemesi (alçı vb.),
- üretimde standardizasyon
- veri depolama imkanı gibi yönlerden avantaj sağlamaktadır (14).

Yapılan çalışmalar hem geleneksel yöntem hem de CAD-CAM yönteminin eğriliği düzeltmede benzer sonuçlar meydana getirdiğini fakat yeni yöntem ile bireylerin daha konforlu hissettiklerini göstermektedir (132).



#### 4.3.5.3. AIS'te Cerrahi Tedavi

45 derecenin üzerindeki eğriliklerde konservatif tedavi kontraendike olmakla birlikte genellikle 50 derece üzerindeki Cobb açılarında cerrahi müdahale gerektirmektedir (58). Skolyozda cerrahinin temel amacı, deformiteyi düzeltmek, estetik görünüm ve eğriliğin progresyonunun önlenmesi için yeterli füzyonu sağlamaktır (58,133). Cerrahi tedavide de diğer yöntemlerde olduğu gibi klinik tablo, hastanın istekleri ve yaşam kalitesi üzerindeki etkiler değerlendirilmelidir (58).

Cerrahi tedavinin 10 yıllık uzun dönem sonuçlarının incelendiği bir çalışmada skolyozlu bireyler ve sağlıklı bireyler arasında fonksiyonellik ve ağrı parametreleri açısından benzer sonuçlar elde edildiği bildirilmiştir (134).

#### 4.4. Plantar Basınç Analizi

Ayak ve ayak bileği, yürüme ve koşma gibi fonksiyonel aktiviteler sırasında vücut ağırlığını taşır ve vücudu destekler. Vücutta kuvvetin büyük bir bölümü ayağın yere uyguladığı basınçla oluşur (135).

Pedobarografi; bireyin statik ve dinamik olarak ayak taban basınçlarının ölçüldüğü, aynı zamanda bireyin vücut postür, denge ve stabilizasyonunun değerlendirildiği; ayak postürüne ait sayısal verilerin elde edildiği elektronik bir sistemdir (136). Hastanın klinik değerlendirmesine ek olarak, yürüyüşün belirli fazlarında ve statik durumda ayağın durumu ve yüklenmesi hakkında bilgi sağlar. Bu sistem üst ekstremitte, gövde ve alt ekstremitte postürü arasındaki ilişkiyi belirler (136). Pedobarografik analiz yöntemi; ayak yapısının incelenmesi ve ayakta oluşan yüklenme paternlerinin belirlenebilmesi amacıyla klinisyen ve araştırmacılar tarafından yaygın şekilde kullanılmaktadır (137,138). Veriler, yürüyüşün gerçekleştiği platforma yerleştirilen elektronik sensörler ile elde edilir. Sensörler, platformlar ile ayak analizini gerçekleştirmek için programlanmış bilgisayar sistemine doğrudan bağlıdır (139). Pedobarografi cihazı ile hem statik hem de dinamik durumda ayaktaki basınç dağılım verilerine ulaşılmaktadır (135).

**Statik analizde;** kişi platform üzerinde belirlenen süre boyunca hareketsiz kalır. Değerlendirme tamamlandığında statik analiz sonucunda; destek yüzeyinde ve her iki ekstremitede oluşan; ön-arka ayak yüklenme (kg), total yüklenme (kg), ön-arka ayak ağırlık oranı (%), ön-arka ayak plantar temas yüzeyi (cm<sup>2</sup>), total plantar temas yüzeyi (cm<sup>2</sup>), maksimum basınç (kg/cm<sup>2</sup>), ortalama basınç (kg/cm<sup>2</sup>), ayak merkezi (CoF), ayak açısı (°) değerleri elde edilir. CoF, değeri patella ve pelvis rotasyonlarının alt ekstremitedeki acılaşmasını verir. Açı değer saat yönünün tersi ise pozitif, saat yönünde ise negatiftir. Referans değeri ise 2'dir. Verilerin yoğunluğu (maksimum ve minimum değerler) poligonda kahverengi ve kırmızı aralığında 10 farklı renk ile belirtilmektedir. Sonuç raporunda aşırı/azalmış yüklenmeler gözlemlenebilmektedir (135).

**Dinamik analizde;** bireyin yürüyüşü ile birlikte ayak basıncı değerlendirilir. Yürüyüş ile birlikte her iki ekstremitede basınç merkezlerinin ilerlemesiyle oluşan nicel ve nitel veriler olarak yüzeyle ve yüklenmeleri ölçülür. Bireyin; ön-arka ayak yüklenme (kg), total yüklenme (kg), ayak plantar temas yüzeyi (cm<sup>2</sup>), ortalama basınç (kg/cm<sup>2</sup>), maksimum basınç (kg/cm<sup>2</sup>), ivme (cm/s), adım uzunluğu (cm), kadans (adım/dk) ve adım genişliği verileri kayıt altına alınır. Dinamik koşullarda ön-arka ayak ilişkisi de değerlendirilir (135).

**Stabilometrik analiz;** bireylerin postürlerini değerlendirir. Postür ve denge arasındaki ilişkiyi açıklar. Stabilometrik analiz, gözler açık ve gözler kapalı olarak iki farklı durumda değerlendirilir (140). Bireyler her iki durumda 52'şer saniye analiz edilir. Stabilometrik analiz sonucunda bireylerin; elips yüzey değerleri (mm<sup>2</sup>), latero-lateral (L-L) ve antero-posterior (A-P) ortalama ivme değerleri, salınım uzunlukları (mm) değerleri kaydedilir (135).

Birçok yürüme paterninin objektif değerlerinin elde edilebildiği bu sistemde bireylerin tedavi öncesi-sonrası uygulanan ortezin etkinliği analiz edilebilir. Literatürde pedobarografik analiz ile ortez etkinliğinin değerlendirildiği farklı çalışmalar bulunmaktadır.

#### **4.5. Denge ve Postüral Kontrol**

Denge, insan vücudunda eksternal ve internal kuvvetlerin entegrasyonu ile pozisyonun korunabilmesi durumudur (21). Bu durum vücuda etkiyen kuvvetlerin bileşkelerinin sıfır olmasını ve gravite hattının destek yüzeyinde olmasını gerektirir (21,29). Postürün kontrol edilebilmesi durumu ise, çeşitli aktiviteler sırasında mevcut denge durumunun kazanılması ve sürdürülebilmesidir (29,141). Denge ve postür; statik ve dinamik olarak iki durumda incelenmektedir; statik postür, hareketsiz pozisyonda postüral salınımın kontrol edilebilmesidir. Dinamik postür ise hareket gerektiren durumlarda oluşan postüral değişikliklere uygun yanıtların verilebilmesidir (81).

Postür, statik pozisyon olarak nitelendirilen ayakta dik duruş pozisyonunda farklı planlardan değerlendirilmektedir. Bu pozisyonda omurganın statik halinin

devamı için minimum düzeyde kas aktivasyonu gerekmekte ve buna bağlı olarak da vücutta hareketlerin salınım dışında çok az hareket beklenmektedir (29,142).

Spinal deformiteler, mörömskuler patolojiler ve disfonksiyonlar gibi birçok neden denge ve postüral kontrolü etkileyebilmekte, alt ekstremitte biyomekaniğini değiştirebilmektedir (143). Örneğin; skolyoz deformitesinin omurganın vertikalizasyonunu bozması, vertebralarda şekil değişikliğine sebebiyet vermesi ile vücut ağırlık merkezinin pozisyonu değişir, yapılan çalışmalar da bu durumu destekler niteliktedir (29,144,145). Dolayısıyla skolyoz postural denge ve stabilizasyonu negatif yönde etkiler (146,147).

## 5. MATERİYAL VE METOT

### 5.1. Bireyler

Bu çalışmaya hekim tarafından AIS tanısı almış ve korse kullanımı uygun görülen 10-19 yaş arası 30 birey gönüllülük esasıyla dahil edildi. Çalışma Bilim Ortez Protez Üretim ve Uygulama Merkezi'nde gerçekleştirildi.

Çalışma, İstanbul Medipol Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu tarafından 30.09.2019 tarihinde 722 karar no, 10840098-604.01.01-E.53815 sayılı onay ile etik olarak uygun bulundu.

Çalışmaya katılan bireylere çalışmanın amacı, çalışmanın süresi ve çalışma esnasında uygulanacak değerlendirmeler hakkında ön bilgi verildi. Aynı zamanda bu bireylere Medipol Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu tarafından belirlenen standartlara uygun "bilgilendirilmiş gönüllü olur formu", ailelerine ise "Aile Bilgilendirme Formu" okutulup imzaları alınmak suretiyle onaylandı.

### 5.2. Bireylerin Seçimi

Çalışmaya İdiopatik Skolyoz tanısı alan adolesan 30 birey dahil edildi.

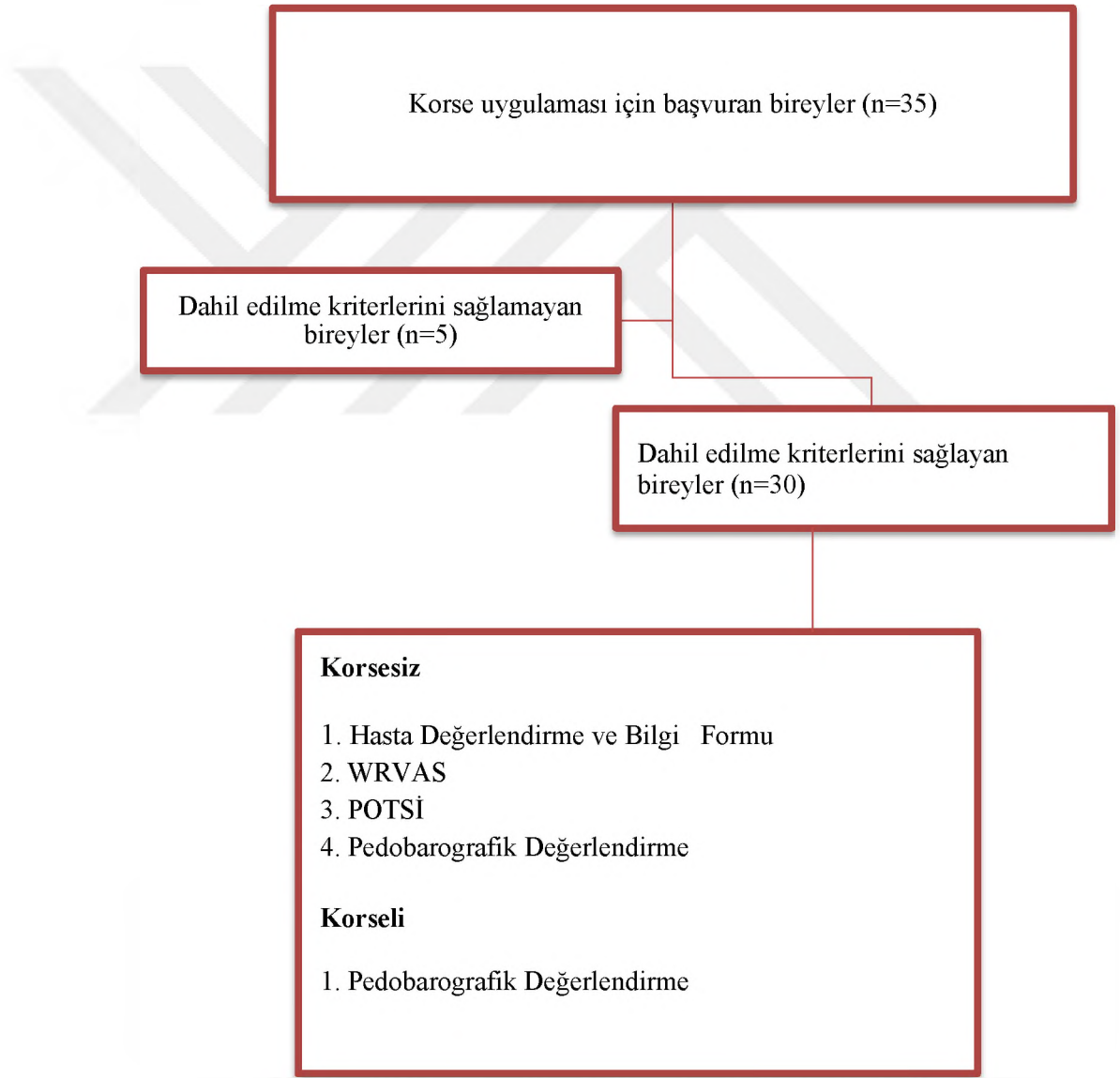
#### **Çalışmaya Dahil Edilme Kriterleri:**

- İdiopatik skolyoz tanısı alması,
- 10-19 yaş aralığında olması,
- Cobb açısının 20-45 arasında olması,
- Eşlik eden nörolojik rahatsızlığı olmaması.

### Çalışmadan çıkarılma veya Çalışmaya Dahil Edilme Kriterleri:

- 10-19 yaş aralığında olmaması,
- Cobb açısının <20 veya >45 olması,
- Nörolojik rahatsızlığı bulunması,
- Ailenin onam formunu imzalamamış olması.

### Çalışma Akış Diyagramı



### 5.3. Değerlendirme Yöntemleri

Bilim Ortez Protez Üretim ve Uygulama Merkezi'ne korse uygulaması talebiyle başvuran AIS'li bireylere çalışma kapsamında yapılacak olan temel değerlendirmelerden önce bireylerin demografik bilgileri ve skolyoza ait klinik bilgileri Hasta Bilgi ve Değerlendirme Formu'na detaylıca kaydedildi.

Demografik ve klinik bilgiler kaydedildikten sonra bireylere Walter Reed Görsel Değerlendirme Skalası (WRVAS) ile ilgili bilgi verildi ve bireylerin maddeleri anladıklarından emin olduktan sonra doldurmaları istendi. WRVAS'tan sonra bireyin Posterior Gövde Simetri İndeksi (POTSI)'nin belirlenebilmesi için bireylerin posteriordan görüntüsü alındı. Bireylerin pedobarografik değerlendirmesi DİASU (Diasu Company, Rome, Italy 4024 sensör, 300 MHz frekans); pedobarografi cihazı ve Milletrix yazılımı ile yapıldı. Pedobarografik değerlendirme; statik analiz, stabilometrik analiz ve dinamik analiz olmak üzere 3 durumda gerçekleştirildi.

Çalışmaya dahil edilen tüm bireylere pedobarografik değerlendirme korse uygulamasından önce ve korse uygulamasından sonra olmak üzere 2 defa yapıldı.

Korse uygulaması çalışmadan önce Bilim Ortez Protez Üretim ve Uygulama Merkezi ortopedik protez ortez teknikeri tarafından CAD-CAM yöntemi ile Rodin 4D (SAS, Pessac, France) kullanılarak gerçekleştirildi. Öncelikle bireyler tarayıcı (scanner) ile taranarak dijital ortama ölçüleri aktarıldı. Rodin 4D cihaz-yazılımı ile her bir bireyin kendi tedavi protokolüne özel tasarım yapıldıktan sonra mill ünitesinde üretim yapıldı.

### 5.3.1. Hasta Bilgi ve Değerlendirme Formu

**Demografik Bilgiler:** Bireylerin kişisel ve bilgileri; yaş, cinsiyeti, kilosu (kg), boyu (cm), vücut kitle indeksi kaydedildi.

**Klinik Bilgiler:** Skolyoza ait bilgiler, korse kullanım bilgileri, ölçümler ve sorular ile kaydedildi.

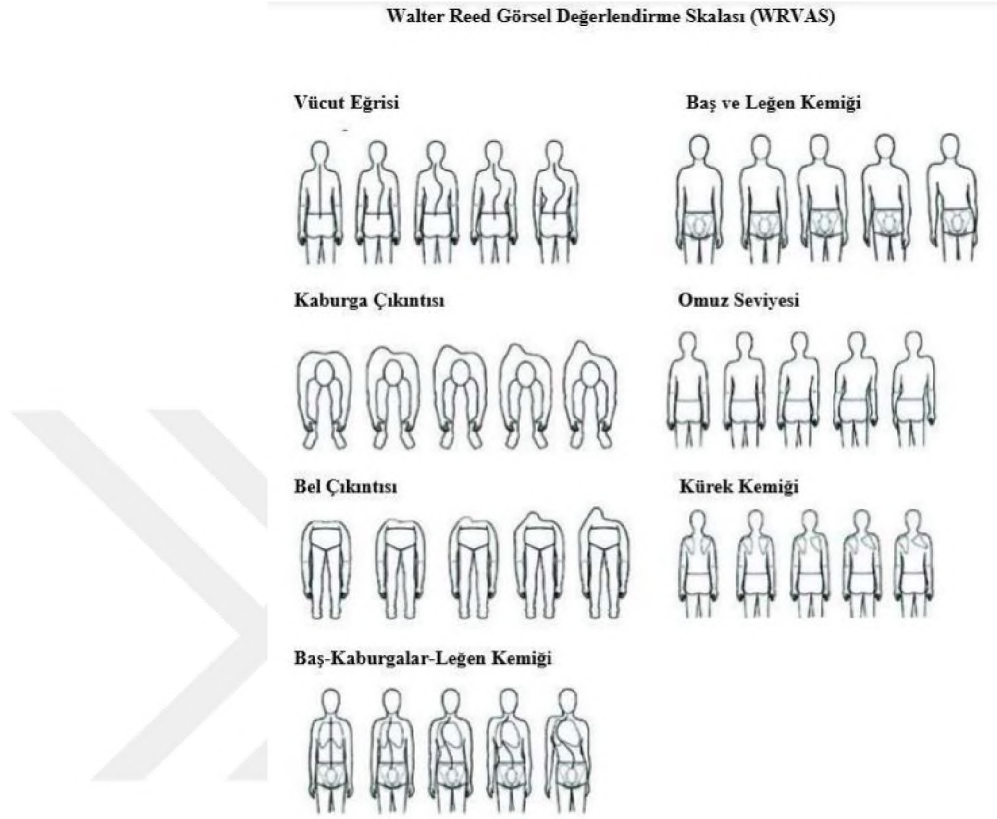
**Cobb Yöntemi ile Eğriliğin Açısal Değerinin Belirlenmesi:** Cobb yöntemi skolyoz açısının belirlenmesinde uzun yıllardır kullanılan ve altın standart kabul edilen bir yöntemdir (86,88). Bu yöntemde; bireyin ön-arka röntgeni üzerinde, eğriliği oluşturan ilk ve son vertebralardan doğrular çizilir ve bu doğrular arasındaki açı hesaplanır (86). Literatür, Cobb açısının  $10^\circ$  altında olduğu durumları gövde asimetrisi olarak değerlendirirken,  $10^\circ$ - $25^\circ$  aralığında olmasını ılımlı skolyoz,  $25^\circ$ - $40^\circ$  aralığında olmasını orta şiddetli skolyoz ve bu aralığın üzerindeki açıları yüksek-şiddetli olarak tanımlamaktadır (148). Tedavi takibinde korsenin eğrilik üzerindeki anlık etkisi de bu yöntem ile saptanabilmektedir. Çalışmamızda Cobb yöntemi, bireylerin röntgenleri üzerinde yapılan hesaplamalar ile kaydedildi.

### 5.3.2. Walter Reed Görsel Değerlendirme Skalası (WRVAS)

Bireylerin deformitelerini kendilerine göre değerlendirmeleri için kullanılan testtir. Çalışmamızda, 2012 yılında yapılan Türkçe çevirisi ile kullanılmıştır (149). Birey kendi algısına göre, her biri deformitenin görünümü ile ilgili olan yedi ölçütü değerlendirir (150). Bu değerlendirmeler; “gövde eğriliği, kaburgaların belirginliği, bel çıkıntısının belirginliği, baş-kaburga-pelvis konumsal yerleşimi, baş-pelvis ilişkisi, omuz seviyesi ve skapula rotasyonu” olarak belirtilmiştir (149) (Şekil 5.2.2). Değerlendirilen tüm ölçütler, şiddeti 1’den 5’e doğru artan görseller ile temsil edilmiştir (72,150). Birey puanlamayı bu aralıkta yapar ve alınan toplam puanın düşük olması bireylerin deformiteyi olumlu algıladığını, yükseldikçe deformitenin daha olumsuz algılandığı kaydedilir (72,151). Çalışmamızda katılımcılara WRVAS



detaylıca anlatıldı ve kendilerinin doldurması sağlandı. Aynı zamanda skala, araştırmacı tarafından da değerlendirildi.



**Şekil 5.2.2. WRVAS**

(149)

### 5.3.3. Posterior Gövde Simetri İndeksi (POTSİ)

Skolyozlu bireyin gövdesinin hesaplamalar ile değerlendirildiği indekstir. Bu nedenle objektif olarak değerlendirme sağlar. Kişinin posteriordan çekilmiş fotoğrafının üzerinde yapılan hesaplamalar sonucunda tespit edilir (83) (Resim 5.3.3). İlk aşamada vertebral prominens ve intergluteal çizgiyi birleştiren hattın sağ ve sol tarafa göre olan (mediolateral) asimetrisi değerlendirilir. Bu asimetri; 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 incelenmektedir.

İkinci aşamada ise Omuz, aksilla, bel yükseklik farkları değerlendirilir. Yükseklik Fark İndeksi (HDI) olarak ölçülür. HDI ise, HDI-S: Yükseklik fark indeksi -omuz, HDI-A: Yükseklik fark indeksi- aksilla ve HDI-T: Yükseklik fark indeksi - gövde olarak incelenmektedir. POTSİ, hesaplanan 6 indeksin toplamıdır (83). İdeal POTSİ değerinin 0 olduğu bildirilmiştir ve bu değer posteriorda simetri varlığını işaret eder (83,152). Çalışmamızda da katılımcıların posteriordan çekilen fotoğrafları üzerinden hesaplamalar yapılarak POTSİ değerleri kaydedildi.



**Resim 5.3.3.** POTSİ için AIS'li Bireyin Posterior Görüntüsü

### 5.3.4. Pedobarografik Değerlendirme

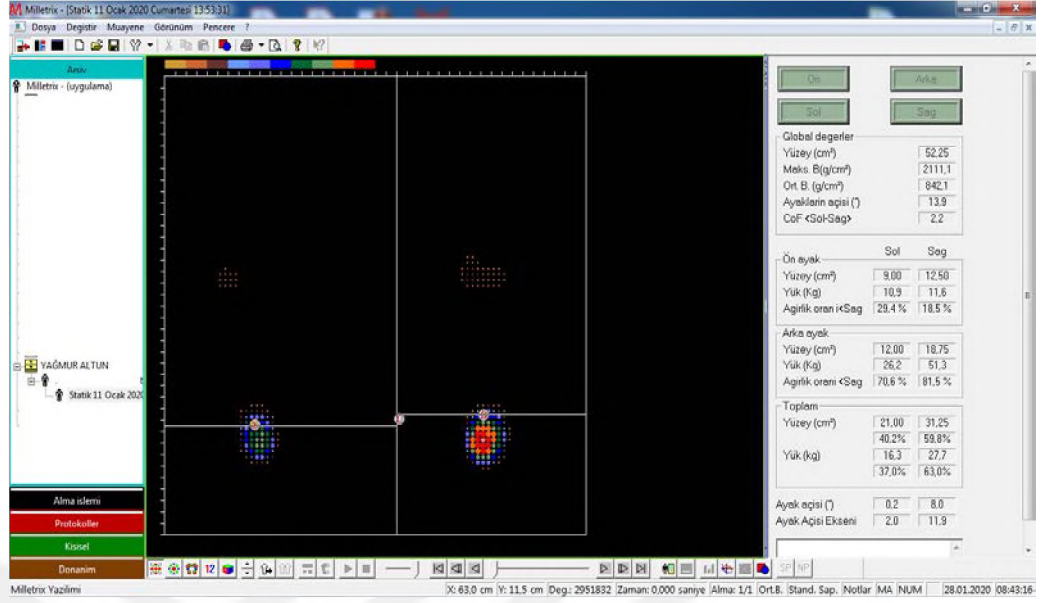
Pedobarografik değerlendirmeler, DIASU (Diasu Company, Rome, Italy) cihazı, Dijital Biometri Tarama Sistemi ve Milletrix yazılımı kullanılarak değerlendirildi. DIASU; 5 metre uzunluğunda, 40 cm genişliğinde, 4024 sensörden oluşan ve 300 MHz frekansta ölçüm yapan, pedobarografik platforma sahip olan optoelektronik sistemler ile entegre bir cihazdır. Statik, stabilometrik ve dinamik analiz imkânı sağlayan cihazda AIS'li bireylerin hem korseli hem de korsesiz ölçümleri alındı.

#### 5.3.4.1. Statik Analiz

Bireyler platforma çıplak ayak ile çıktı. Platformda doğru alanda durabilmeleri için daha önceden yerleştirilen aparat referans alındı. Analiz esnasında aparat çıkartıldı. Analiz 10 saniye boyunca gözler açık olacak şekilde hasta hareketsiz pozisyonda iken gerçekleştirildi (Resim 5.3.4.1). Bireylerin her iki taraf için ön-arka ayak yüklenme (kg), total yüklenme (kg), ön-arka ayak ağırlık oranı (%), ön-arka ayak plantar temas yüzeyi (cm<sup>2</sup>), total plantar temas yüzeyi (cm<sup>2</sup>), maksimum basınç (kg/cm<sup>2</sup>), ortalama basınç (kg/cm<sup>2</sup>), ayak merkezi (CoF), ayak açısı (°) değerleri kaydedildi (153,154) (Şekil 5.3.4.1).



**Resim 5.3.4.1.** Pedobarografi Cihazında Statik Analiz Kaydının Alınması



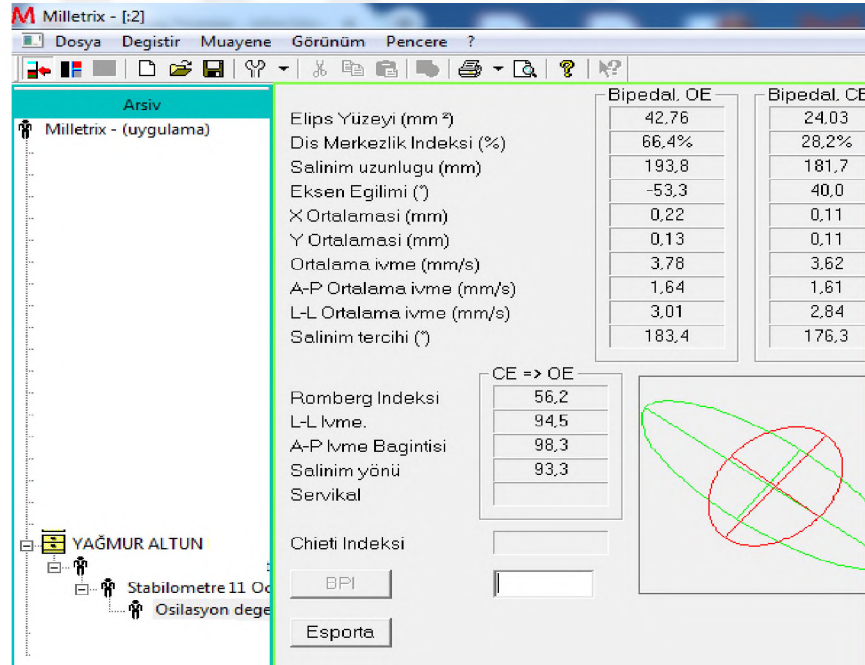
Şekil 5.3.4.1. Statik Analiz Sonuç Örneği

### 5.3.4.2. Stabilometrik Analiz

Bireyler belirli süre dinlendikten sonra statik analizde olduğu gibi çıplak ayak ile platforma çıktı (Resim 5.3.4.2). Platformda statik analiz bölgesinde, statik analizde olduğu gibi aparat yardımı ile konumlandırılma sağlandı. Stabilometrik analiz için önce gözler açık daha sonra gözler kapalı olarak değerlendirme yapıldı. Bireyler 52’şer saniye boyunca hareketsiz kalarak analize devam etti (Şekil 5.3.4.2).



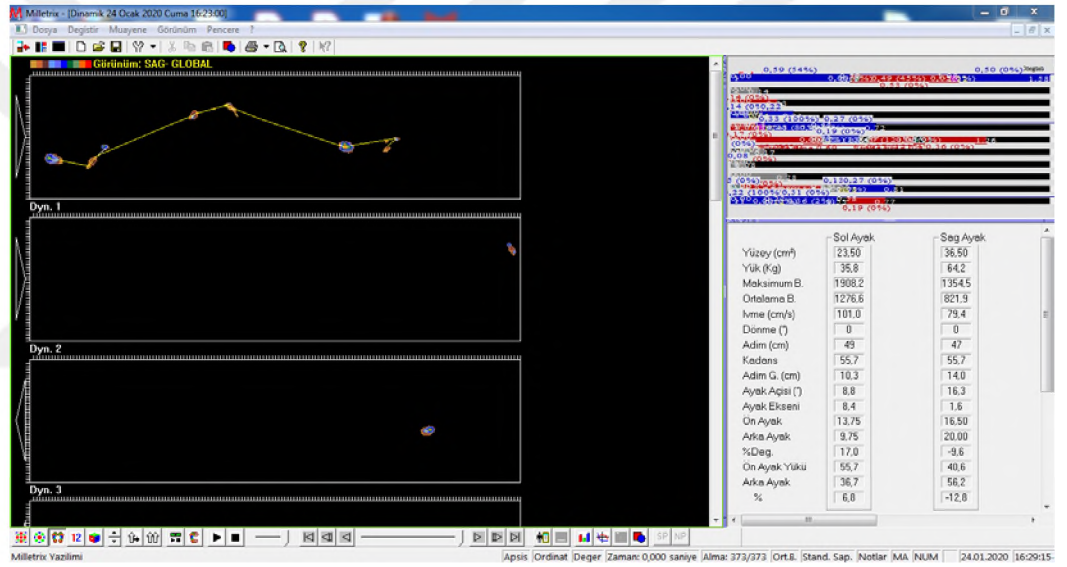
Resim 5.3.4.2. Pedobarografi Cihazı ile Stabilometrik Ölçüm Kaydının Alınması



Şekil 5.3.4.2. Stabilometrik Analiz Sonuç Örneği

### 5.3.4.3. Dinamik Analiz

Bireylerin platform üzerinde çıplak ayakla normal yürüme hızlarına ulaşınca kadar yürümesi sağlandı. Analiz başladığında objektif verilere ulaşabilmek için bireylerin 5 tur durmadan yürüyerek şekilde kayıt devam etti. Bireylerin platform üzerinde günlük yaşamlarındaki gibi yürümeleri yönünde uyarıda bulunuldu. Bireylerin; ortalama basınç (kg/cm<sup>2</sup>), maksimum basınç (kg/cm<sup>2</sup>), adım genişliği, ayak açısı (°), ivme (m/s<sup>2</sup>) kadans (adım/dakika) ve adım uzunluğu (cm) verileri kaydedildi (Şekil 5.3.4.3).



Şekil 5.3.4.3. Dinamik Analiz Sonuç Örneği

### İstatistiksel Değerlendirme

Çalışmanın veri analizinde “Statistical Package for Social Sciences” (SPSS) Version 22.0 (SPSS inc., IBM Corp., Armonk, NY, USA) istatistik programı kullanıldı. Veriler ortalama ve  $\pm$  standart sapma olarak kaydedildi. Tüm analizlerde  $p < 0,05$  değeri istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi. Olgu sayısı 30 ve altında olduğundan parametrik olmayan testler uygulandı. İncelenen verilerde iki bağımlı değişken arasındaki farkı ortaya koymak için Wilcoxon İşaretlenmiş Sıra Sayıları testi kullanıldı.

## 6. BULGULAR

### 6.1. Demografik Özelliklerin Karşılaştırılması

Çalışmaya katılan bireylerin demografik verilerinin dağılımı Tablo 6.1.'de yer almaktadır. Çalışmaya 30 gönüllü birey katılmıştır.

Çalışmaya dahil edilen bireylerin yaşları 11 ile 18 arasında ve ortalama 14,1 yıl olan 24 kız 6 erkek bireylerden oluşmaktaydı. Katılımcıların boyları ortalama en çok 181 cm, en az 147 cm ve ortalama 160 cm olarak kaydedildi. Bireylerin kiloları en az 44 kg, en çok 81 kg ve ortalama 47,8 kg olarak tespit edildi. Bireylerin vücut kütle indeksleri (VKİ) ise 17,64 kg/m<sup>2</sup> olarak kaydedildi.

**Tablo 6.1.1.** Bireylerin Demografik Verileri

<b>DEMOGRAFİK ÖZELLİKLER (n=30)</b>	<b>Ortalama±SS</b>
<b>Cinsiyet</b>	
Kız (n, %)	24 (%80)
Erkek (n, %)	6 (%20)
<b>Yaş (Yıl)</b>	14,1±1,66
<b>Boy (cm)</b>	160±7,83
<b>Kilo (kg)</b>	47,86±10,12
<b>VKİ (kg/m<sup>2</sup>)</b>	17,64±3,15

SS: Standart Sapma VKİ: Vücut Kütle İndeksi

Bireylerin skolyoza ait verileri Tablo 6.1.2.'de yer almaktadır. King Sınıflamasına göre; çalışmaya katılan 30 bireyden n=8 kişi King 1, n=6 kişi King 2 ve n=16 kişi King 3 sınıflamasındaydı.

Bireylerin deformitelerini kendi algılamalarına göre değerlendirdikleri WRVAS değerleri ortalama 14,86 iken araştırmacının bireylere yönelik yaptığı değerlendirmede ortalama 13,93'tü. Araştırmacı ile katılımcılar WRVAS değerleri karşılaştırıldığında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamadı ( $p>0,05$ ).

Bireylerin kozmetik defektlerinin objektif olarak değerlendirilmesini sağlayan POTSI değerleri ortalama 27,29 olarak tespit edildi.

**Tablo 6.1.2.** Bireylerin Skolyoza Ait Verileri

<b>SKOLYOZA AİT ÖZELLİKLER (n=30)</b>	<b>Ortalama±SS</b>	<b>z değeri</b>	<b>p değeri</b>
<b>Eğrilik Paterni (n)</b>			
KİNG 1	8		
KİNG 2	6		
KİNG 3	16		
<b>Cobb Açısı (°) (Torakal)</b>	36,5±6,66		
<b>Cobb Açısı (°) (Lomber)</b>	30,71±6,5		



<b>WRVAS (Katılımcı)</b>	14,86±3,59		
<b>WRVAS (Araştırmacı)</b>	13,93±3.75	-1,117	0,239
<b>POTSI</b>	27,29±11,40		

SS: Standart Sapma, WRVAS: Walter Reed Görsel Değerlendirme Skalası, POTSI: Posterior Gövde Simetri İndeksi

## 6.2. Postür Değerlendirme Sonuçları

### 6.2.1. Statik Postür Değerlendirme Sonuçları

Bireylerin statik analiz sonuçları Tablo 6.2.'de yer almaktadır. Statik pozisyonda değerlendirilen parametrelerden; plantar temas yüzeyi, maksimum basınç, ortalama basınç, ayak açısı, ayak merkezi, ön ayak plantar temas yüzeyi, arka ayak plantar temas yüzeyi, ön ayak yüklenme ve arka ayak yüklenme, ön ayak ortalama ağırlık oranı, arka ayak ortalama ağırlık oranı ve bu verilerin toplam değerleri incelendi.

Bireylerin korsesiz ve CAD-CAM korseli durumda statik analizleri karşılaştırıldığında veriler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı ( $p>0,05$ ).

**Tablo 6.2.1.** Bireylerin Statik Analiz Verileri

STATİK VERİLER	KORSESİZ	CAD-CAM	z	p
	Ortalama±SS	KORSELİ		
<b>Ön Ayak Yüklenme (kg)</b>				
Sağ	15,41±6,60	13,63±6,42	-1,43	0,15
Sol	13,79±6,25	13,15±6,91	-0,73	0,46
<b>Arka Ayak Yüklenme (kg)</b>				
Sağ	39,96±10,67	41,17±11,09	-0,97	0,33
Sol	31,16±8,83	31,90±8,83	-0,36	0,72
<b>Total Yüklenme (kg)</b>				
Sağ	55,37±9,96	54,93±12,46	-0,29	0,77
Sol	44,62±9,96	45,07±12,46	-0,29	0,77
<b>Ön Ayak Ağırlık Oranı (%)</b>				
Sağ	28,32±11,4	25,75±9,49	-1,08	0,28
Sol	32,57±10,43	25,75±12,55	-1,15	0,25

<b>Arka Ayak Ağırlık Oranı (%)</b>					
	Sağ	75,00±11,4	75±10,12	-1,43	0,15
	Sol	69,73±13,07	75±13,99	-0,58	0,56
<b>Ön Ayak Plantar Temas Yüzeyi (cm<sup>2</sup>)</b>					
	Sağ	15,37±7,54	14,70±6,40	-0,51	0,61
	Sol	14,63±6,76	13,55±6,38	-0,65	0,52
<b>Arka Ayak Temas Yüzeyi (cm<sup>2</sup>)</b>					
	Sağ	20,05±5,82	21,02±5,90	-1,08	0,28
	Sol	17,71±5,97	17,9±6,60	-0,31	0,98
<b>Plantar Temas Yüzeyi (cm<sup>2</sup>)</b>					
	Sağ	53,44±5,97	53,79±6,94	-0,94	0,35
	Sol	46,55±5,97	46,20±6,94	-0,94	0,35
<b>Maksimum Basınç (g/cm<sup>2</sup>)</b>					
		1663,92±401,76	1659,06±393,17	-0,26	0,8
<b>Ortalama Basınç (g/cm<sup>2</sup>)</b>					
		760,27±148,37	750,62±146,93	-0,32	0,75
<b>Ayak Merkezi Ayak Açısı (°)</b>					
	Sağ	0,77±4,56	2,05±4,74	-0,87	0,39
	Sağ	5,46±4,07	6,28±4,24	-0,4	0,69
	Sol	5,58±4,94	7,41±5,15	-1,88	0,06
<b>Ayak Açısı Eksen</b>					
	Sağ	8,33±5,81	7,61±5,48	-1,17	0,86
	Sol	6,16±5,37	8,04±6,08	-1,81	0,07

SS: Standart Sapma

### 6.2.2. Stabilometrik Postür Değerlendirme Sonuçları

Bireylerin stabilometrik analiz verileri Tablo 6.2.2.'de yer almaktadır. Gözler açık ve kapalı olarak stabilometrik verilerden elde edilen parametrelerde; elips yüzeyi, laterolateral ortalama ivme, anteroposterior ortalama ivme ve salınım uzunluğu verileri incelendi.

Bireylerin elips yüzeyi, eksen eğilimi, latero-lateral ortalama ivme, anteroposterior ortalama ivme ve salınım uzunluğu verileri korsesiz ve korseli olarak karşılaştırıldığında, her iki durumda da veriler benzer bulundu ( $p>0,05$ ) (Tablo 6.2.2).

**Tablo 6.2.2.** Bireylerin Stabilometrik Analiz Verileri

	<b>STABİLOMETRİK VERİLER</b>	<b>Korsesiz</b>	<b>CAD-CAM Korseli</b>	<b>Ortalama Fark (%)</b>	<b>P Değeri</b>
<b>Gözler Açık</b>	<b>Elips Yüzeyi (mm<sup>2</sup>)</b>	101,01	104,25	3,21	0,99
	<b>Laterolateral Ortalama İvme (mm/s)</b>	2,93	2,9	0,76	0,66
	<b>Anteroposterior Ortalama İvme (mm/s)</b>	1,74	1,83	4,48	0,58
	<b>Salınım Uzunluğu (mm)</b>	194,48	183,1	5,85	0,67
<b>Gözler Kapalı</b>	<b>Elips Yüzeyi (mm<sup>2</sup>)</b>	101,01	98,21	16,54	0,85
	<b>Laterolateral Ortalama İvme (mm/s)</b>	2,93	2,88	5,86	0,89
	<b>Anteroposterior Ortalama İvme (mm/s)</b>	1,75	2,06	13,61	0,54
	<b>Salınım Uzunluğu (mm)</b>	194,48	191,72	1,27	0,77

### 6.3. Dinamik Yükleme ve Basınç Değerlendirme Verileri

Bireylerin dinamik analiz verileri Tablo 6.3.1.'de yer almaktadır. Dinamik verilerden elde edilen parametrelerden; plantar yüzey maksimum ve ortalama basınçları, ön, orta ve total ayak yüklenme değerleri, ivme, adım uzunluğu, kadans, adım genişliği, ayak açısı, ayak açısı eksenini değerleri incelendi.

Bireylerin korsesiz ve korseli durumlarında, ayak yüklenme değerleri incelendiğinde korsesiz ve korseli durumlar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmadı ( $p>0,05$ ) (Tablo 6.3.1).

Bireylerin plantar temas yüzeyleri karşılaştırıldığında korsesiz ve korse kullanımında ortaya çıkan veriler benzer bulundu ( $p>0,05$ ) (Tablo 6.3.1).

Bireylerin ortalama-maksimum basınç değerleri korsesiz ve korseli olarak analiz edildiğinde her iki durum arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmedi ( $p>0,05$ ) (Tablo 6.3.1).

**Tablo 6.3.1.** Bireylerin Dinamik Yükleme ve Basınç Sonuçları

DİNAMİK VERİLER	KORSESİZ	CAD-CAM KORSELİ	z Değeri	p Değeri
	Ortalama±SS	Ortalama±SS		
<b>Ön Ayak Yüklenme (kg)</b>				
Sağ	24,27±8,96	23,62±8,12	-0,09	0,92
Sol	21,83±10,10	23,02±8,13	-0,60	0,54
<b>Arka Ayak Yüklenme (kg)</b>				
Sağ	20,95±6,70	20,1±8,51	-0,93	0,34
Sol	18,65±6,45	19,24±7,42	-0,51	0,95
<b>Total Yüklenme (kg)</b>				
Sağ	54,22±11,05	51,85±6,89	-0,13	0,18
Sol	45,77±11,05	48,13±6,89	-0,13	0,18
<b>Plantar Temas Yüzeyi (cm<sup>2</sup>)</b>				
Sağ	45,23±14,31	44,25 ±13,22	-0,58	0,55
Sol	40,48±15,95	42,87±14,25	-0,99	0,31

<b>Ortalama Basınç (kg/cm<sup>2</sup>)</b>				
Sağ	1168,37±506,28	1166,41±384,82	-0,48	0,62
Sol	1363,53±683,81	1200,55±285,17	-0,66	0,50
<b>Maksimum Basınç (kg/cm<sup>2</sup>)</b>				
Sağ	1968,69±889,43	1912,85±618,25	-0,51	0,95
Sol	2094,99±832,04	2003,31±520,61	-0,48	0,62

SS: Standart Sapma

Bireylerin dinamik analiz değerleri incelendiğinde; korse kullanımında sol ayak ivmesinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu ( $p<0,05$ ) (Tablo 6.3.2.).

Bireylerin korsersiz ve korseli dinamik değerleri analiz edilidğinde; korseli ve korsersiz sol ayak adım uzunlukları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulundu ( $p<0,05$ ) (Tablo 6.3.2.).

**Tablo 6.3.2.** Bireylerin Yürüyüş Analiz Sonuçları

<b>YÜRÜYÜŞE AİT VERİLER</b>	<b>KORSESİZ</b> Ortalama±SS	<b>CAD-CAM KORSELİ</b> Ortalama±SS	<b>z Değeri</b>	<b>P Değeri</b>
<b>İvme (cm/s)</b>				
Sağ	113,36±153,15	78,5±18,29	-1,78	0,74
Sol*	88,57±38,33	72,98±19,44	-3,11	0,002*
<b>Adım Uzunluğu (cm)</b>				
Sağ	50,16±4,77	48,6±6,94	-1,40	0,15
Sol*	50,6±9,17	46,9±8,66	-2,87	0,004*
<b>Kadans (adım/dk)</b>				
Sağ	74,95±106,30	51,57±17,03	-1,40	0,16
Sol	57,47±32,15	51,89±16,91	-1,09	0,27
<b>Adım Genişliği</b>				
Sağ	10,6±4,49	11,146±5,71	-0,17	0,86
Sol	9,29±5,01	10,53±5,49	-1,02	0,30

SS: Standart Sapma \*:  $p<0,05$

Bireylerin ayak açısı ve ayak açısı eksenî değerleri incelendiğinde korsesiz ve korseli durumları benzer sonuçlar verdi ( $p>0,05$ ) (Tablo 6.3.3).

**Tablo 6.3.3.** Bireylerin Dinamik Ayak Açısı ve Ayak Açısı Eksenî Sonuçları

<b>DİNAMİK VERİLER</b>	<b>KORSESİZ</b>	<b>CAD-CAM KORSELİ</b>	<b>z Değeri</b>	<b>p Değeri</b>
	Ortalama±SS	Ortalama±SS		
<b>Ayak Açısı (°)</b>				
Sağ	9,86±5,07	8,6±4,78	-1,25	0,21
Sol	8,11±4,18	7,84±4,99	-0,23	0,81
<b>Ayak Açısı Eksenî</b>				
Sağ	9,57±7,47	11,1±8,95	-0,53	0,59
Sol	9,24±6,87	9,91±6,62	-0,30	0,75

SS: Standart Sapma

## 7. TARTIŞMA

Skolyoz, etyolojisi henüz tam olarak bilinmeyen ve adolesan dönemde omurganın en sık görülen üç boyutlu deformitesidir (66). Skolyozda, konservatif tedavinin AIS tanılı bireylerin kemik ve yumuşak doku gelişimine uygun bir şekilde takibini sağladığından tercih edildiği bilinmektedir. Tekniker kaynaklı hataları en aza indirmesi ve bireylerin vücut yapılarına yüksek derecede uyum sağlama yönünden avantajları sebebiyle üç boyutlu yazıcılardan faydalanma söz konusudur. AIS konservatif tedavisinde CAD-CAM korseleme teknolojinin sunduğu yeniliklerdendir. Ülkemizde henüz yeni kullanılmaya başlanan bu teknolojinin dijital ortamlarda verilerinin incelenmesi ve literatüre kazandırılması gerekmektedir. Bu doğrultuda çalışma metodunu oluşturduğumuz çalışmaya 30 katılımcı gönüllülük esasıyla dahil edildi. Çalışmaya alınan bireylerin demografik ve skolyoza ait bilgileri kaydedildi. Bireylere WRVAS uygulanarak bireyin kendi deformitesini nasıl algıladığı analiz edildi. Görsel değerlendirmeden sonra bireylere POTSI uygulandı. Son olarak katılımcılara temel değerlendirme ölçütü olarak pedobarografi cihazı ile plantar basınç analizi yapıldı. Bu analizde; statik değerlendirme, stabilometrik değerlendirme ve dinamik değerlendirme verileri saptandı. Değerlendirmeler aynı bireylerin korsersiz durumda ve CAD-CAM yöntemi ile üretilen korseler ile kayıt altına alındı.

AIS'te prevalansın incelendiği birçok çalışma mevcuttur. Ülkemizde Yılmaz ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada prevalans %2,3 olarak tespit edilmiştir (64). Ayrıca Sivas bölgesinde yapılan bir başka çalışmada prevalans %0,47 olarak saptanmıştır (155). Bununla birlikte; yapılan çalışmalar sonucunda, eğriliğin progresyonunun kızlarda erkeklere göre daha fazla olduğu ve buna bağlı olarak müdahale ihtiyacının da fazla olduğu bilinmektedir (5,6,156). AIS'te başlangıç olarak kabul edilen eğriliklerde kız erkek oranının yakın olduğu fakat 30° üzerinde kız cinsiyet için 10 kat daha fazla olduğu belirtilmiştir (157,158,159). Yaptığımız çalışmada da literatüre benzer olacak şekilde katılımcı bireylerin %80'i (n=24) kız, %20'si (n=6) erkek bireylerden oluşmaktaydı.

İdiopatik skolyoz büyüme periyodu boyunca tüm evrelerde ortaya çıkabilmektedir. Adolesan dönem ise 10 yaştan maturiteye kadar olan süreçte ortaya



çıkan idiopatik skolyozu tanımlar. Çalışmamız Dünya Sağlık Örgütü'nün adolesan olarak tanımladığı yaş grubu ile paralel; 11-18 yaş aralığında olan bireylerden oluşmaktaydı.

Çalışmamıza katılan bireylerin boyları ortalama 160 cm ve kiloları ortalama 47,86 kg olarak tespit edildi. Buna bağlı olarak; VKİ değerleri ortalama 17,64 ile “zayıf” olarak nitelendirilmektedir. Bu yönleri ile katılımcıların fiziksel özellikleri benzerlik gösterse de Grivas ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada AIS'li bireyler ile sağlıklı bireyler arasında boy ve kilo açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmadığı bildirilmiştir (160). 2008 yılında Qui ve arkadaşları tarafından yapılan başka bir çalışmada ise 12-16 yaş aralığında olan 613 AIS'li kız birey ve 449 sağlıklı kız bireyin VKİ değerleri incelenmiş ve AIS'li bireylerin VKİ değerlerinin kontrol grubuna göre daha düşük olduğu bildirilmiştir (161).

Skolyozda, uygulanacak tedavi yöntemi ve planlamasında Cobb açısı ve Risser bulgusu önemli yere sahiptir. Progresyonun belirlenmesinde iliak kanat ossifikasyonuna göre belirlenen Risser evrelendirilmesi kullanılmaktadır (98). Yaman ve Dalbayrak yaptıkları çalışmada, Risser 1 evresindeki bireylerin büyüme potansiyelleri mevcut olduğundan bu bireylerin risk altında olduklarını ifade etmişlerdir (6). Bununla birlikte; 2020 yılında yapılmış bir çalışmada; henüz menarş görmüş ve Risser evresi 3 ve üzerinde olan AIS'li bireylere de korse uygulaması yapılabileceği vurgulanmıştır (116). Cobb açısı 25-45° aralığında ve progresyon riski %40 ve üzerinde olduğunda korse uygulamasının endike olduğu bildirilmektedir (113). Çalışmamızda literatüre Cobb açılarına göre endikasyon aralığında olan bireyler dahil edildi. Katılımcıların Cobb açıları torakal bölge için ortalama 36,5° ve lomber bölge için 30,71° olarak kaydedildi. Çalışmamız, retrospektif olarak ele alınan bireylerin katılımı ile gerçekleşmiş olup, veri kayıt sisteminde Risser evrelerine dair veri eksikliği nedeniyle çalışmamızda Risser evrelerine yer verilemedi.

Skolyozda eğriliğin düzeltilmesi ve kontrol altına alınması amacıyla uygulanmakta olan farklı tedavi yöntemleri mevcuttur. Konservatif tedavi bu yöntemlerden biridir. Fizyoterapi uygulamaları ile korse uygulamalarının bu yöntemin temelini oluşturduğunu belirten çalışmalar mevcuttur (162). Tedavi etkinliğini değerlendiren çalışmalara bakıldığında Cobb açısının değerlendirildiği gözlenmiştir.

Yılmaz ve Kuru'nun 2012 yılında, AIS'li bireylerde üç boyutlu korse ve egzersiz tedavisinin etkinliğini incelediği çalışmada; Cobb açısı ortalamasının 34,38° derece olduğu grupta 3 ay süren egzersiz ve korse kombine tedavisi sonrası Cobb açısı ortalamasının 29,37°'ye gerilediği görülmüştür. Aynı çalışmada tek başına korse uygulaması yapılan grupta Cobb açısı ortalaması 34°'den, 28,60°'ye gerilemiştir (163). Çalışmanın sonuçları incelendiğinde, kombine korse ve fizyoterapi yaklaşımlarının tedavide etkin olduğunu söylemek mümkündür. Literatür örneklerinde de olduğu gibi klinikte de tedavinin etkinliği Cobb açısı takibi ile mümkün olmaktadır. Çalışmamızda da skolyozun deformite şiddeti hakkında fikir vermesi ve literatüde yer alan örneklerle karşılaştırmak amacıyla Cobb açısı kaydedildi.

Skolyozda eğriliğin sınıflandırılmasında farklı sınıflama tipleri mevcuttur. King ve arkadaşları 1963 yılında, torakal eğrilikleri göz önüne alınarak, eğriliğin lokalizasyonuna göre beş alt grup oluşturmuştur (66). 2001 yılında Lenke; King Sınıflamasındaki eksiklikleri gidererek oluşturduğu Lenke Sınıflamasını yayınlamıştır (164). Lenke Sınıflamasının, daha çok cerrahi tedaviye yönelik bir sınıflama sistemi olduğu bildirilmektedir (55,69). Retrospektif olarak katılımcıları değerlendirdiğimiz çalışmamızda, katılımcıların çoğunluğunda primer torakal eğrilik mevcut olduğundan King sınıflamasının kullanılması uygun bulundu. Bireyler, King Sınıflamasına göre; King 1 kabul edilen primer lomber ve sekonder torakal eğriliğe sahip 8 birey, King 2 kabul edilen primer torakal ve sekonder lomber eğriliğe sahip 6 birey ve King 3 kabul edilen sadece torakal eğriliğe sahip 16 birey olarak kaydedildi.

Skolyoz deformitesi fiziksel etkilerin yanısıra psikolojik olarak da bireyleri etkilemekte ve bireylerde kozmetik kaygı yaratmaktadır (150,165). Tedavide amaçlardan birisi de eğriliği ve neden olduğu kaygıyı azaltmaktır. Buna bağlı olarak WRVAS ile bireylerin, ailelerin ve uygulayıcı kişilerin tedavi öncesi ve sonra deformiteyi algılamaları değerlendirilmektedir (166). Çalışmamızda CAD-CAM korsenin anlık etkisi değerlendirildiğinden bireylerin ve araştırmacının yalnızca tedavi öncesi WRVAS değerleri incelendi. Araştırmacının deformiteyi algılaması ile AIS'li bireyin deformiteyi algılaması arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamadı. Çalışmamızda araştırmacının değerlendirmesi ile bireylerin ortalama değerleri karşılaştırıldığında; bireylerin deformitelerini daha olumsuz algıladıkları söylenebilir. Çalışmamızda aileler ile değerlendirme yapılmasa da literatür incelendiğinde;

WRVAS değerlendirmesinin AIS'li birey ve aileler açısından karşılaştırıldığı çalışmalar görülmektedir. Sanders ve arkadaşları; 182 AIS'li birey ile yaptığı çalışmada; göğüs kafesi ve omuzlar ile ilgili parametrelerde AIS'li bireylerin ailelerine göre deformitelerini daha olumlu algıladığı bildirmiştir (72,167). Aynı çalışmada Sanders ve arkadaşları, eğriliğin derecesi ile WRVAS değerleri arasında korelasyon olduğunu ve cerrahi önerilen bireylerin diğerlerine göre daha yüksek skorlara sahip olduğunu bildirmişlerdir (72). Skolyozun objektif yöntemlerle değerlendirilmesinin yanısıra bireylerin kendi vücutlarını nasıl algıladıklarını değerlendirerek, tedavide bu konu üzerinde geri bildirimlerde bulunmasının önemli olacağını düşünmekteyiz.

Çalışmamızda, AIS'li bireylerin deformitelerinin objektif olarak puanlandığı POTSİ değerlendirmesinde bireylerin posteriordan çekilmiş fotoğrafları üzerinde hesaplamalar yapıldı. Buna göre katılımcıların asimetri indeksleri ortalama 27,29 olarak saptandı. Literatürde genellikle tedavi öncesi ve sonrası olarak uygulanan indeks, çalışmamızda anlık etkinin değerlendirilmesinden dolayı CAD-CAM korse uygulaması yapılmadan önce uygulandı. Yapılan bir çalışmada cerrahi tedavinin uygulandığı AIS'li bireylere tedavi öncesi uygulanan POTSİ değeri  $46,9 \pm 21,1$  iken, tedaviden sonra 24,3 değerine düştüğü bildirilmektedir (83). İnami ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada, 55 sağlıklı çocuk ile 195 skolyozlu çocuk çalışmaya dahil edilmiş ve POTSİ değerleri karşılaştırılmıştır. Sağlıklı çocukların POTSİ değerleri ortalama 16,5 olarak, skolyozlu çocukların POTSİ değeri ortalama 28,1 olarak tespit edilmiştir (83). İndekste referans değer 0 olduğu ve değer büyüklüğünün asimetrinin büyüklüğünü işaret ettiği bildirilmiştir (83). Çalışmamızda da katılımcıların ortalama POTSİ değerleri 27,29 olduğundan, İnami ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmadaki skolyozlu çocukların ortalama POTSİ değerleri ile benzerlik göstermekte fakat sağlıklı kabul edilen bireylere göre bu değer yüksek olduğu görüldü.

Skolyozun konservatif tedavisinde korse uygulamaları geçmişten günümüze artarak devam etmiştir. Literatür incelendiğinde, klasik yöntem korse olan Milwaukee ve 3 boyutlu Cheneau korse uygulamaları karşılaştırıldığında Cheneau korse uygulamasının Milwaukee korse uygulamasına göre daha etkili olduğu belirlenmiştir (168). Korse uygulaması sonrası düzelmenin tespiti korseli olarak çekilen röntgen sonucunda yapılmaktadır. Dört AIS'li bireyin katılımı ile yapılan bir çalışmada ise bireylere hem klasik yöntemle üretilmiş TLSO korse hem de CAD-CAM yöntemi ile

üretmiş korse uygulanmıştır. Her bir bireyin deformitesine göre özel olarak tasarlanan korselerin etkinliği radyografiler ile değerlendirildikten sonra klasik yöntem korselerin torakal ve lomber bölge eğrilikleri sırasıyla; %51 ve %45 oranında düzelttiği; CAD-CAM yöntemi ile üretilen korselerin ise eğrilikleri sırasıyla %41 ve %48 oranında düzelttiği belirlenmiştir (169). Benzer sonuçların elde edildiği çalışma sonucunda bireyler CAD-CAM yöntemi ile üretilen korselerde daha konforlu hissettiklerini bildirmişlerdir (169). CAD-CAM yönteminin üstünlüğünü belirten diğer bir çalışmada alçı ile ölçü alınarak üretilen TLSO korse ile CAD-CAM yöntemi kullanılarak üretilen TLSO korsenin Cobb açısı üzerindeki etkinliği ve bireylerin korse tercihleri değerlendirilmiştir. Bireyler korseleri 3 hafta günde 23 saat olacak şekilde kullandıktan sonra A-P röntgenleri çekilerek Cobb açıları incelenmiştir. Çalışma sonucunda CAD-CAM yöntemi ile üretilen korselerin Cobb açısında %51 oranında düzeltme sağladığı, klasik yöntem ile üretilen korselerin ise %44 oranında düzeltme sağladığı saptanmıştır. Çalışmada CAD-CAM yöntemi ile üretilen korselerin eğriliği düzeltmede klasik yöntemle göre daha başarılı olduğu ve bireylerin %78 oranında CAD-CAM korseyi tercih ettiği bildirilmiştir (170). Çalışmamızda CAD-CAM yönteminin hem uygulama yönünden avantajlı olması hem de bireyler tarafından tercih edilme özellikleri göz önüne alınarak CAD-CAM yöntemi ile üretilen korse kullanıcıları incelendi. Bunlara ilave olarak ülkemizde yeni kullanılan bu teknoloji ile üretilen korseler ile ilgili çalışmalar az olması göz önüne alınarak bu çalışma planlandı.

Skolyozun gövde ve vertebral kolonda meydana getirdiği asimetri alt ekstremitte yük ve basınç dağılımını nasıl ve ne ölçüde etkilediği literatürde önemli bir konu olarak yer almaktadır (171). Literatürde bahsi geçen kavramların detaylı incelenmesi amacıyla önce ve sonra değerlerin karşılaştırıldığı, asimetriye neden olabilecek kasların aktivasyon paternlerinde gözlenen değişiklikler ve tedavinin etkinliğini değerlendirmek amacıyla plantar basınç analizi sıklıkla kullanılmaktadır. Skolyozun neden olduğu etkileri ve alt ekstremitte meydana gelen değişiklikleri objektif bir şekilde kaydetmek amacıyla farklı marka isimleri ile pedobarografi cihazı tercih edildiği görülmüştür. Bu doğrultuda yapılan bir çalışmada, statik duruş analizleri incelendiğinde, idiopatik skolyoz tanısı olan bireylerin kontrol grubuna göre postüral stabilitede bozulmaların olduğu ortaya koyulmuştur. Buna ilave olarak aynı bireylerin denge parametreleri incelendiğinde kontrol grubuna göre daha geniş salınım

alanına sahip oldukları tespit edilmiştir (172,173). Diğer bir çalışmada ise skolyoz deformitesi sonucunda etkilenen kaslar belirlenerek bu kasların bireylerin denge ve lokomotor parametrelerini ne ölçüde etkilediği araştırılmıştır. Çalışmada yürümede meydana gelen hız değişikliklerinin etkilenen dengeye adaptif olarak meydana geldiği bildirilmiştir (174). Benzer şekilde, Mahaudens ve arkadaşlarının 2009 yılında yaptıkları çalışmada yaşları 12-17 aralığında olan 54 AIS’li kız bireylerde Cobb açısı ile ilişkili olarak kas aktivasyonu ve buna bağlı daha fazla enerji harcama durumu meydana geldiğini belirtmişlerdir (175). Çalışmaya bağlı olarak, alt ekstremitede meydana gelen bu değişikliklerin dinamik, statik postür ve yürüyüşü etkilediği belirtilmiştir. Literatürde skolyozun kalça-pelvis bölgesinde asimetri yaratabileceği ve buna bağlı olarak alt ekstremitte plantar basınç dağılımının değiştiği bilinmektedir. Sonuç olarak, mevcut çalışmalara göre skolyozun neden olduğu asimetrinin, statik ve dinamik olarak hareket paternlerini etkilediği ortaya koyulmuştur. Çalışmamızda da literatürdeki bu çalışmalar referans alınarak, AIS’li bireylere uygulanan CAD-CAM korsenin statik, stabilometrik ve dinamik olmak üzere plantar basınç parametreleri üzerindeki etkileri incelendi.

Çalışmamızda pedobarografi cihazı ile elde edilen veriler temel olarak üç başlık altında kaydedildi. Bunlardan biri olan “Statik Postür” başlığı altında temas yüzeyi, maksimum basınç, ortalama basınç, ayak açısı, ayak merkezi, ön ayak yüzeyi, arka ayak yüzeyi, ön ayak yüklenme ve arka ayak yüklenme, ön ayak ortalama ağırlık oranı, arka ayak ortalama ağırlık oranı parametreleri kaydedildi. Çalışma sonucumuza göre ön ayak, arka ayak ve toplam yüklenme değerleri incelendiğinde, korse kullanımının sağ ayakta toplam yüklenmeyi azalttığı, sol ayakta ise toplam yüklenmeyi artırdığı gözlemlendi fakat bu değerler açısından korse kullanımı ve kullanılmaması arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı. Çalışmamızda yer alan statik analiz parametrelerinden ayak merkezi ortalama değerlerinin korse kullanımı ile birlikte arttığı gözlemlendi fakat istatistiksel olarak anlamlı bir sonuç saptanmadı. Ayak açısı eksenli verileri incelendiğinde ise sağ ayak açısı eksenli değerleri CAD-CAM korsesi ile azalırken sol ayak açısı eksenli değerleri artış gösterdi fakat anlamlı bir sonuca rastlanmadı. Ayak açısı eksenli parametresinin ayak rotasyonu hakkında bilgi verdiği ve referans değerinin 12-16 aralığında olduğu bilinmektedir. Çalışmamızda bireylerin ortalama ayak açısı eksenli değerlerinin hem korsersiz hem de

korseli durumda referans değerinin yaklaşık 6 birim altında olduğu saptandı. Bu durum bireylerin hareketsiz kalmaları gereken statik analiz boyunca statik duruşlarını koruyamadıklarına işaret etmektedir.

Sağlıklı ve AIS'li bireylerin statik postür plantar basınç verileri karşılaştırıldığı bir çalışmada sağ ve sol tarafta total basınç değerlerinin AIS'li bireylerde önemli ölçüde yüksek olduğu bildirilmiştir (176). Çalışmamızda her iki ekstremitenin için ön ayak ve arka ayak değerlendirildiğinde korse kullanımının ağırlık taşıma oranını etkilemediği belirlendi. Benzer şekilde korse kullanımında toplam plantar temas yüzeyinde, ön ayak plantar temas yüzeyi ve arka ayak plantar temas yüzeyi değerlerinde anlamlı bir farka rastlanmadı. Çalışmamızda, maksimum basınç verisi korsesiz durumda ortalama 1663,92 değerinde iken, CAD-CAM korse uygulamasında 1659,06 olarak kaydedilmiş olup CAD-CAM korse uygulamasının maksimum ve ortalama basınç verilerini azalttığı fakat istatistiksel olarak anlamlı fark yaratmadığı görülmektedir. Yapmış olduğumuz çalışma metoduna benzer olacak şekilde spinal ortezin etkilerini aynı marka pedobarografi cihazı kullanarak değerlendiren çalışmanın sonuçlarının çalışmamız sonuçları ile benzer olduğu görüldü. Gür ve Yakut'un 2018 yılında yapmış olduğu bu çalışmada çift eğri paternine sahip 21 kız adolesanin dahil edilmiştir. Elde edilen bulgulara göre spinal ortezlemenin statik duruşta plantar basınç dağılımında istatistiksel olarak anlamlı fark oluşturmadığı belirtilmiştir (177). Yazarlar plantar basınç dağılımlarında yer alan asimetriyi değerlendirmenin ve tespit etmenin önemli olduğunu vurgulamışlardır. Bu değerlendirme sürecinde ayak stabilitesinin kontrolünde yetersizlik olması durumunda kemik, eklem ve kaslarda stresin meydana gelmesinin özellikle uzun dönemde farklı klinik tablolara zemin hazırladığı düşünölmektedir. Literatürle benzer olacak şekilde çalışmamızda ortalamalar arasında meydana gelen farklılığın omurgadaki mevcut eğriliğe bağlı gelişen asimetriden kaynaklanabileceğini düşünmekteyiz. Fakat istatistiksel olarak herhangi bir farklılığa rastlanılmaması AIS'e ait birçok durumdan kaynaklanabilir. AIS'te postüral ve denge reaksiyonlarını etkileyen bireye ait birçok özelliğin bulunduğu savunulmaktadır (178). Skolyozun etyopatogenezinde yer alan genetik faktörler, sinir sisteminde yer alan değişiklikler, kas ve iskelet sisteminde anormal büyüme, hormon ve metabolik disfonksiyon gibi başlıkların postüral ve denge reaksiyonlarını olumsuz etkilediği belirtilmiştir. Diğer bir yorum olarak Negrini ve

arkadaşlarının belirttiği gibi katılımcıların korseye uyumunun gerçekleşmesi için yeterince zaman geçmemiş olabileceği yapılabilir (179). Başka bir ifadeyle katılımcıların uzun dönemde takiplerinin yapılması ve bireylerin statik duruştaki ağırlık dağılımlarının incelenmesi daha doğru bir yaklaşım olabilir.

Pedobarografi cihazı ile postüral denge ve stabilitenin değerlendirildiği ikinci başlık “Stabilometrik Analiz” idi. Bu kapsamda elips yüzeyi, eksen eğilimi, latero-lateral ortalama ivme, antero-posterior ortalama ivme ve salınım uzunluğu verileri incelendi. Çalışmamızda stabilometrik analiz gözler açık ve gözler kapalı olarak gerçekleştirildi. Yapılan analizde; gözler açık elips yüzeyi değerlendirildiğinde, korse kullanımında, korsersiz duruma göre elips yüzeyinin %3,21 değerinde arttığı saptandı. Gözler kapalı analiz edildiğinde ise korse kullanımının %16,54 değerinde elips yüzeyini azalttığı belirlendi. Fakat ortalamalar arasındaki farklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı. Çalışmamızda bu başlık altında yer alan L-L ortalama ivme değerine bakıldığında, korse kullanımında gözler açık durumda %0,76 azalma gösterirken, gözler kapalı durumda %5,86 azalma gösterdi. Fakat istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı. A-P ortalama ivme değeri CAD-CAM korse kullanımında gözler açık durumda %4,48 artarken, gözler kapalı durumda %13,61 artmıştır. Diğer bulgularla benzer olacak şekilde, farklar korseli ve korsersiz durumda istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı.

CAD-CAM korse kullanımı salınım uzunluğunu gözler açık durumda %5,85 değerinde azaltırken, gözler kapalı durumda %1,27 değerinde azalttı. Her iki durumda da ortaya çıkan farklar istatistiksel olarak anlamlı değildi. Çalışmamıza benzer koşullarda gerçekleştirilen başka bir çalışmada bireylerin stabilometrik değerleri incelenmiş olup, korse kullanımının latero-lateral ortalama ivme, antero-posterior ortalama ivme ve instabileyi azalttığı, dengeyi ise artırdığı; fakat bu artışın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı ifade edilmektedir (178). Yapılan bir başka çalışmada ise çalışmamızın sonuçlarına paralel olarak stabilometrik verilerde korse kullanımı ile anlamlı bir fark elde edilememiştir (177). Sadeghi ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada AIS’li bireylere korse uygulanmış ve stabilometrik değerleri incelenmiştir (180). Çalışma sonuçlarımız ile farklılık göstererek, bireylerin medio-lateral yönde salınım değerleri artarken, antero-posterior salınım değerlerinin azaldığı ve elips yüzeylerinin artış gösterdiği tespit edilmiştir.

Son olarak pedobarografi cihazı ile “Dinamik Analiz” başlığı altında ön ayak ve arka ayak yüklenmeleri, total yüklenme, yüzey basınçları, maksimum ve ortalama basınçlar, ivme, adım uzunluğu, kadans, adım genişliği, ayak açısı ve ayak açısı eksen verileri incelendi. Çalışmamızdan elde edilen bulgulara göre ön ayak, arka ayak ve toplam yüklenmeler açısından her iki ekstremitede korse kullanımı ile benzer sonuçlar gösterdi. Plantar temas yüzey değeri sağ ayakta korse kullanımına bağlı azalırken, sol ayakta artış göstermekte fakat bu artış istatistiksel olarak anlamlı bulunamadı. Ayrıca bireylerin korsersiz ve korse kullanımının dinamik maksimum ve ortalama basınç değerlerini etkilemediği görüldü. Çalışmamızla benzer şekilde korsenin anlık etkisini değerlendiren çalışmalara bakıldığında dinamik analiz verilerinin korse kullanımının alt ekstremiteler üzerinden yeniden denge sağlamayı geliştirerek kompensatuar stratejileri geliştirdiği üzerinde durulduğu görülmüştür.

Dinamik analizde yürüyüşe ait verilerde; sol ayak ivme değerleri incelendiğinde korsersiz durumda ortalama 88,57 olan sol ayak ivme değeri CAD-CAM korse kullanımı ile 72,98 değerine düşmüştür. Analiz sonucunda CAD-CAM korse kullanımının ivmeyi azalttığı saptandı. Çalışmamıza benzer şekilde 2009 yılında yapılan bir çalışmada AIS’li bireyler ve sağlıklı bireyler karşılaştırılmış ve adım uzunluğunun, salınım hareketlerinin deformiteye sahip bireylerde daha az değerlerde olduğu tespit edilmiştir (175). Yaptığımız çalışmada ise korsersiz ortalama 50,6 olan sol ayak adım uzunluğu değeri CAD-CAM korse kullanımında ortalama 46,9 değerine inmiştir. Buna bağlı olarak CAD-CAM korse kullanımının sol ayak adım uzunluğunu anlamlı bir şekilde azalttığı saptandı. Çalışmamızda kadans ve adım genişliği değerlerinde meydana gelen değişiklik korsersiz ve CAD-CAM korseli durumda istatistiksel olarak anlamlı değildir. Fakat çalışmaya katılan bireylerin korsersiz durumda kadans değerleri sağ ayak için ortalama 74,95 iken, CAD-CAM korse kullanımında kadans değeri ortalama 51,57 değerine düşmüştür. Kadans parametresinde referans değer 60 (adım/dk) olduğu bilinmektedir. Bu durumda CAD-CAM korse kullanımının kadans değerini normal değerlere yaklaştırdığı söylenebilir. Benzer şekilde Gür ve Yakut’un yapmış olduğu çalışmada da korselleme ile kadansın azaldığı bildirilmiştir. Aynı çalışmada korse kullanımının yürüyüş boyunca dinamik olarak yürüyüşü daha simetrik hale getirdiği saptanmıştır (177). Gür ve arkadaşları korse kullanımı ile birlikte kadansın azalmasını yürüyüşte korsenin



gövdede sertliği artırma yoluyla gerçekleştirdiği sonucuna dayandırmıştır. Korselemenin bu yönde etkisini araştıran bir çalışmaya göre korseleme ile birlikte horizontal düzlemdede toraks ve pelvis rotasyonlarının sınırlandığı ve gövde sertliğinin arttığı belirtilmiştir (181). Literatürdeki çalışmalar bu yöndeki bulguları korselemenin aşırı düzeltme etkisi ile birlikte yürüyüşte simetriyi sağlama ve bu yönde yürüyüş hızını ve kadans gibi parametreleri etkilemesine bağlamıştır.

Çalışmamızın sonucunda bazı limitasyonlar tespit edildi. Birinci olarak retrospektif olarak elde edilen demografik verilerden bazılarının eksik olması sebebiyle veri analizine dahil edilememiş olması; ikinci olarak bireylerin eğrilik tiplerine göre benzer olanların dahil edilememiş olması; son olarak katılımcıların sadece anlık postür ve denge parametrelerinin değerlendirilmesi, uzun dönem etkilerine yer verilememiş olmasıdır.

## 8. SONUÇ

CAD-CAM korse kullanımının AIS'li bireylerde anlık postüral denge ve plantar basınç değişimlerini ortaya koymayı amaçladığımız çalışmada aşağıdaki sonuçlar elde edildi:

Çalışmamızda yaşları 11-18 arasında olan 24 kız 6 erkek olmak üzere 30 AIS'li birey değerlendirildi. Bireyler eğrilik tipi açısından King Sınıflamasına göre King 1 sınıfında 8 kişi, King 2 sınıfında 6 ve King 3 sınıfında 16 kişi olarak tespit edildi. Cobb açıları torakal bölgede ortalama  $36,5^{\circ}$  ve lomber bölgede ortalama  $30,71^{\circ}$  olarak saptandı. Bireylere korsesiz ve CAD-CAM korseli değerlendirmeler yapıldı.

Yapılan WRVAS değerlendirmesinde sonuçların yakın olması ile birlikte katılımcıların kendi deformitelerini araştırmacıya göre daha olumsuz gördükleri tespit edildi. Fakat AIS'li bireylerin deformitelerini algılaması ile araştırmacının deformiteleri algılaması arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamadı.

Bireylerin posteriordan fotoğrafları çekilerek ve çekilen fotoğraflar üzerinde 6 farklı hesaplama yapılarak kozmetik defekt (POTSİ) belirlendi. Literatürde yapılmış çalışmalarda sağlıklı bireylere uygulanan POTSİ değeri referans kabul edilerek, çalışmamıza katılan bireylerin POTSİ değerlerinin normal değerinden yüksek olduğu görüldü.

Bireylere pedobarografi cihazı ile korsesiz ve CAD-CAM korseli durumda plantar basınç analizi yapıldı. Statik, stabilometrik ve dinamik değerler analiz edildi. Analiz sonuçlarında statik postürde CAD-CAM korse kullanımında istatistiksel olarak anlamlı fark saptanamadı.

Denge ve stabilizasyonun değerlendirildiği stabilometrik değerlendirmede ise CAD-CAM korse kullanımı ile L-L ortalama ivme azalırken A-P ortalama ivme değerinin artış olduğu görüldü; fakat bu değerler istatistiksel olarak anlamlı değildi. Dinamik postürde yürüyüş değerlendirildiğinde ise; CAD-CAM korse kullanımının bireylerin sol adım uzunluğunda ve ivmelerinde azalma olduğu tespit edildi.

## 9. KAYNAKLAR

1. DeLisa JA, Gans BM, Bockenek WL, Frontera WR, Gerber LH, Geiringer SR et al. Physical medicine and rehabilitation: Principles and Practice. Lippincott, Williams & Wilkins, 2004.
2. Terminology Committee of the Scoliosis Research Society. A glossary of terms. Spine, 1:57-8, 1976.
3. Asher MA, Burton DC. Adolescent idiopathic scoliosis: natural history and longterm treatment effects. Scoliosis, 1(1): 2, 2006.
4. Weinstein SL, Dolan LA, Cheng JC, Danielsson A, Morcuende JA. Adolescent idiopathic scoliosis. Lancet, 371:1527-37, 2008.
5. Weinstein SL. Natural History. Spine, 24(24) 2592-2600, 1999.
6. Yaman O, Dalbayrak S. Idiopathic scoliosis. Turk Neurosurg. 24(5):646-657, 2014.
7. Lowe TG, Edgar M, Margulies JY, Miller NH. Etiology of idiopathic scoliosis. J Bone Joint Surg Am; 82:1157-68, 2000.
8. Dimeglio A, Canavese F. Progression or not progression? How to deal with adolescent idiopathic scoliosis during puberty. Journal of children's orthopaedics. 7(1):43-9, 2013.
9. Kaelin AJ. Adolescent idiopathic scoliosis: indications for bracing and conservative treatments. Ann Transl Med. 8(2):28-28, 2020.
10. Schlenzka D, Yrjönen T. Bracing in adolescent idiopathic scoliosis. Journal of Children's Orthopaedics, 7(1): 51-55, 2013.
11. Negrini S, Aulisa AG, Aulisa L, Circo AB, De Mauroy JC, Durmala J, et al. SOSORT guidelines: Orthopaedic and Rehabilitation treatment of idiopathic scoliosis during growth. Scoliosis. 7(1): 3, 2012.
12. Maruyama T, Nakao Y, Yamada H. Early results of Rigo-Cheneau type brace treatment. Scoliosis 7 Suppl 1: O33, 2012.
13. Zeid I. CAD/CAM theory and practice. McGraw-Hill International Editions. Computer Science Series, 1991.

14. Wong MS, Cheng JCY, Lo KH. A comparison of treatment effectiveness between the CAD/CAM method and the manual method for managing adolescent idiopathic scoliosis. *Prosthet Orthot Int.* 29(1):105-111, 2005.
15. Kubat O, Ovadia D. Frontal and sagittal imbalance in patients with adolescent idiopathic deformity. *Ann Transl Med.* 8(2):29-29, 2020.
16. Karski T. Biomechanical Etiology of the So-Called Idiopathic Scoliosis, Connection with “Syndrome of Contractures and Deformities”, Role of Gait and Standing ‘At Ease’ On the Right Leg in the Development of Spine Deformity, New Treatment, Causal Prophylactics, 2(1):2-6, 2019.
17. Mahaudens P, Thonnard JL, Detrembleur C. Influence of structural pelvic disorders during standing and walking in adolescents with idiopathic scoliosis. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering.* 8(S1): 185-186, 2005.
18. Riddle HFV, Roaf R. Muscle imbalance in the causation of scoliosis. *Lancet* 268:1245–1247, 1955.
19. Rodgers MM. Dynamic Biomechanics of the Normal Foot and Ankle During Walking and Running. 1822–1830, 1988.
20. Dawe EJC, Davis J. Anatomy and biomechanics of the foot and ankle. *Orthop Trauma.* 25:279–286, 2011.
21. Akman MN, Karataş M. Temel ve Uygulanan Kinezyoloji s:107-120, Haberal Eğitim Vakfı, Ankara, 2003.
22. Hillstrom HJ, Song J, Kraszewski AP, Hafer JF, Mootanah R, Dufour AB, et al. Foot type biomechanics part 1: Structure and function of the asymptomatic foot. *Gait Posture.* 37:445–451, 2013.
23. Putz R, Pabst R. Sobotta, Atlas of Human Anatomy. Volume 2. Urban & Schwarzenberg, 20th Ed. Munich, 1-47, 1994.
24. Schünke M, Ross LM, Schulte E, Schumacher U, Lamperti ED. Atlas of Anatomy: General Anatomy and Musculoskeletal System, Thieme, 2006.
25. Oatis CA. Kinesiology: The Mechanics and Pathomechanics of Human Movement: Lippincott Williams & Wilkins Philadelphia, 250-256, 2004.
26. Uygur SF. Ayak Deformite ve Ortezleri Kitabı. Hacettepe Üniversitesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksekokulu, Ankara, 1992.

27. Walter WR, Hirschmann A, Alaia EF, Tafur M, Rosenberg ZS. Normal anatomy and traumatic injury of the midtarsal (Chopart) joint complex: An imaging primer. *Radiographics*. 39(1):136-152, 2019.
28. Elhan A. *Eklemler*. S:110-130, Ankara Üniversitesi Basımevi, Ankara, 1985.
29. Şener G, Erbahçeci F. *Kinezyoloji ve Biyomekanik*. s:287-531. Hipokrat Kitapevi, Ankara, 2016.
30. Oatis CA. Biomechanics of the foot and ankle under static conditions. *Phys Ther*. 68(12):1815-21, 1988.
31. Singh V. *Textbook of Anatomy Abdomen and Lower Limb*. Vol.2, p. 290-292, 2014.
32. Yıldırım M. *Hareket Sistemi Anatomisi 7. Baskı*. Nobel Tıp Kitapevleri, İstanbul, 2014.
33. Dere F. *Klinik Anatomi*, s. 276-320. Adana, 1992.
34. Moore KL. *Clinically Oriented Anatomy*, 3rd Edition, Williams & Wilkins, Baltimore, 323-372, 1992.
35. Alıcı E. *Omurga Hastalıkları ve Deformiteleri*. s. 271-384, Dokuz Eylül Üniversitesi Yayınları. İzmir, 1991.
36. Benzel EC. *Omurga Stabilizasyonunun Biyomekaniği, Prensipler ve Klinik Uygulama*, s. 3-17. Marmara Üniversitesi Nörolojik Bilimler Vakfı Yayınları, İstanbul, 1998.
37. Korkmaz M, Sevimli R, Selcuk E, Cigremis Y. Three-dimensional Spinal Deformity: Scoliosis. *Med Sci | Int Med J*. 4(1):1796, 2015.
38. Denis F. The three column spine and its significance in the classification of acute thoracolumbar spinal injuries. *Spine*. 8: 817- 831, 1983.
39. Gray H. *Anatomy of the human body*, 2000.
40. Snell RS. *Clinical anatomy for medical students*. p.941-54. 4th ed. Boston: Little, Brown and Company, 1992.
41. Lonstein JE, Carlson JM. The prediction of curve progression in untreated idiopathic scoliosis during growth. *J Bone Joint Surg Am*. 66(7):1061-71, 1984.

42. Özcan E, Ketenci A. Bel Ağrısı Tanı ve Tedavi, 1. baskı. s: 9-14. İstanbul, Nobel Kitabevi, 2002.
43. Saluja S, Patil S, Vasudeva N. Morphometric Analysis of Sub-axial Cervical Vertebrae and Its Surgical Implications. J Clin Diagn Res. 9(11):1-4, 2015.
44. Herkowitz HN, Garfin SR, Eismont FJ, Bell GR, Balderston RA: Rothman-Simeone the Spine: Elsevier Science Health Science Division, 2011.
45. Panjabi MM, Takata K, Goel V, Federico D, Oxland T, Duranceau J, Krag M: Thoracic human vertebrae. Quantitative three-dimensional anatomy. Spine 16(8):888- 901, 1991.
46. Lustrin ES, Karakas SP, Ortiz AO, Cinnamon J, Castillo M, Vaheesan K, et al. Pediatric Cervical Spine: Normal Anatomy, Variants, and Trauma. RadioGraphics 23:3, 539-560, 2003.
47. Netter F. The Ciba Collection of Medical Illustrations, Vol. 8, Musculoskeletal System, Part I, 2009.
48. Bogduk N. Clinical anatomy of the lumbar spine and sacrum, Churchill Livingstone, 2005.
49. Muscolina JE, Kinezyoloji İskelet Sistemi ve Kas Fonksiyonu. Çeviren: Sürel B, Nobel Tıp Kitabevleri, 2018.
50. Graham JJ. Medical management of scoliosis. In: Goodgold J, ed, Rehabilitation Medicine. Missouri: Mosby Company. 476-94, 1988.
51. Yaszemski MJ, Augustua AW, Panjabl MM. Biomechanics of the spine. p.15-23. In: Fardon DF, Garfin SR (Eds.). Orthopaedic knowledge update: spine 2. 2nd ed. Rosemont: American Academy of Orthopaedic Surgeons, 2002.
52. Nachemson AL. Peterson LE. Effectiveness of treatment with a brace in girls who have adolescent idiopathic scoliosis. A prospective, controlled study based on data from the Brace Study of the Scoliosis Research Society. J Bone Joint Surg Am.77(6):815-22, 1995.

53. Somoskeöy SM, Tunyogi-Csapó, Bogyó C, Illés T. Clinical validation of coronal and sagittal spinal curve measurements based on three-dimensional vertebra vector parameters. *The Spine Journal*, 2012.
54. Winter RB. *Moe's Textbook: Scoliosis and Other Spinal Deformities*. Eds: Lonstein JE. WB Saunders, Michigan, 1994.
55. Yılmaz HG. İdiyopatik Skolyozda Egzersiz Reçeteleme. *Türk Fiz Tıp Rehab Derg.*, 60(2):31-35, 2014.
56. Hoashi JS, Cahill PJ, Bennett JT, Samdani AF. Adolescent scoliosis classification and treatment. *Neurosurg Clin N Am*. 24:173–183, 2013.
57. Grivas TB. *The conservative scoliosis treatment: 1st SOSORT instructional course lectures book*: Ios Press; 2008.
58. Altaf F, Gibson A, Dannawi Z, Noordeen H. Adolescent idiopathic scoliosis. *BMJ*. (346):1-7, 2013.
59. James J. Idiopathic scoliosis. *Bone & Joint Journal*. 36(1):36-49, 1954.
60. Kesling KL, Reinker KA. Scoliosis in Twins: A Meta-analysis of the Literature and Report of Six Cases. *Spine*. 22(17):2009-14, 1997.
61. Kou I, Takahashi Y, Johnson TA, Takahashi A, Guo L, Dai J, et al. Genetic variants in GPR126 are associated with adolescent idiopathic scoliosis. *Nature genetics*. 45(6):676-9, 2013.
62. Slattery C, Verma K. Classifications in brief: The lenke classification for adolescent idiopathic scoliosis. *Clin Orthop Relat Res*. 476(11):2271-2276, 2018.
63. Ogilvie J. Adolescent idiopathic scoliosis and genetic testing. *Curr Opin Pediatr*; 22(1): 67-70, 2010.
64. Yılmaz H, Zateri C, Ozkan AK, Kayalar G, Berk H. Prevalence of adolescent idiopathic scoliosis in Turkey: an epidemiological study. *The Spine Journal*, 2020.
65. Rigo MD, Villagrasa M, Gallo D. A specific scoliosis classification correlating with brace treatment: description and reliability. *Scoliosis Journal*. 5:1, 2010.
66. Yaman O, Dalbayrak S. Idiopathic Scoliosis. *Türk Nöroşirürji Dergisi*. 23(2):37-51, 2013.

67. Chen J, Liao B. Description and Reliability of Rigo Classification of Adolescent Idiopathic Scoliosis Associated with Brace Therapy. *Int J Clin Exp Med Sci.* 5(4):53, 2019.
68. King HA, Moe JH, Bradford DS, Winter RB. The selection of fusion levels in thoracic idiopathic scoliosis. *J Bone Joint Surg Am.* 65(9): 1302-1313, 1983.
69. Lenke LG, Breakwell LM, Gilden JJ. The Lenke Classification of adolescent idiopathic scoliosis. *Coluna/Columna.* 5(1):52-63, 2006.
70. Lenke LG, Betz RR, Bridwell KH, Clements DH, Harms J, Lowe TG, Shufflebarger HL. Intraobserver and interobserver reliability of the classification of thoracic adolescent idiopathic scoliosis. *J Bone Joint Surg Am.* 80:1097–1106, 1998.
71. Bess S, Lafage V, Schwab F, Shaffrey CI, Ames CP. Classifications for Adult Spinal Deformity and Use of the Scoliosis Research Society–Schwab Adult Spinal Deformity Classification. *Neurosurg Clin N Am.* 24:185–193, 2013.
72. Sanders JO, Polly DW, Cats-Baril W, Jones J, Lenke LG, O'Brien F, et al. Analysis of patient and parent assessment of deformity in idiopathic scoliosis using the Walter Reed Visual Assessment Scale. *Spine.* 28 (18), 2158-2163, 2003.
73. Oğuz E, Ekinci Ş, Erşen Ö. Ergen İdiyopatik Skolyozda Radyolojik Değerlendirme ve Sınıflama. Sistemlerinin İncelenmesi. *TOTBİD Dergisi.* 12(1):73-82, 2013.
74. Qiu G, Zhang J, Wang Y, Xu H, Zhang J, Weng X, et al. A new operative classification of idiopathic scoliosis: a peking union medical college method. *Spine (Phila Pa 1976)* 30:1419-26, 2005.
75. Erdal A. Skolyoz ve Rehabilitasyonu. S. 283-292. Editör: Göksoy T, Şenel K. *Ortopedik Rehabilitasyon*, 2. Baskı, Bilimsel Medikal Yayıncılık, İstanbul, 2016.
76. Weinstein SL, Ponseti IV. Curve progression in idiopathic scoliosis. *J Bone Joint Surg Am* 65:447–455, 1983.



77. Herring JA. Tachdjian's Pediatric Orthopaedics. p. 213-299. 3rd Edition, New York: W.B. Saunders Company, 2002.
78. Lonstein JE. Patient Evaluation. Moe's Textbook of Scoliosis and Other Spinal Deformities. p. 45-85. Winter RB, Bredford DS, Lonstein JE, Ogilvie JW. 3rd Ed, Philadelphia: W.B Saunders Company, 1995.
79. Freeman BL. Scoliosis and Kyphosis. Canale ST. Campbell's Operative Orthopaedics, 10th Edition. Mosby, Philadelphia. Volume 2, 1751-1837, 2003.
80. Den Boer WA, Anderson PG, Limbeek J, Kooijman MA. Treatment of idiopathic scoliosis with side-shift therapy: an initial comparison with a brace treatment historical cohort. *Eur Spine J.* 8(5):406-10, 1999.
81. Otman A, Demirel H, Sade A. Tedavi Hareketlerinde Temel Değerlendirme Prensipleri. Ankara: Hacettepe Üniversitesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksekokulu Yayınları, 2006.
82. Mummaneni PV, Ondra SL, Sasso RC. Nonoperative Treatment of Thoracolumbar Deformity, Thoracolumbar Deformity Advances. p: 213-224. In: Advances in Spinal Stabilization. Eds: Haid RW Jr, Subach BR, Rodts GE Jr, 2003.
83. Suzuki N, Inami K, Ono T, Kohno K, Asher MA. Analysis of Posterior Trunk Symmetry Index (POTSI) in scoliosis. Part 1. Research into Spinal Deformities. 2(59): 81-84, 1999.
84. Fairbank MJ. Historical perspective: William Adams, the forward bending test, and the spine of Gideon Algernon. *Spine.* 29:1953-1955, 2004.
85. Austin WM. Functional leg length discrepancy: Chiropractic response. *J Bodyw Mov Ther.* 4:68-71, 2000.
86. Cobb JR. Outline for the study of scoliosis. p. 261-75. In: AAOS, Instructional Course Lectures, Volume 5. Edited by: Edwards JW Ann Arbor, 1948.
87. Greiner KA. Adolescent idiopathic scoliosis: radiologic decision-making. *American Family Physician.* 9(65):1817-1822, 2002.

88. Anitha H, Prabhu GK. Automatic quantification of spinal curvature in scoliotic radiograph using image processing. *J Med Syst.* 36(3):1943-1951, 2012.
89. Pruijs JE, Hageman MA, Keessen W, van der Meer R, van Wieringen JC. Variation in Cobb angle measurements in scoliosis. *Skeletal Radiol*; 23: 517-520, 1994.
90. Newton PO, O'Brien MF. Idiopathic scoliosis: The Harms Study Group treatment guide, Thieme, 2011.
91. Grivas T, ed. Recent advances in scoliosis. BoD–Books on Demand, 2012.
92. Richards BS, Bernstein RM, D'amato CR, Thompson GH. Standardization of criteria for adolescent idiopathic scoliosis brace studies: SRS Committee on Bracing and Nonoperative Management. *Spine.* 30:2068-2075, 2005.
93. Heary RF, Albert TJ. *Spinal deformities: the Essentials.* Thieme, 2007.
94. Little DG, Sussman MD. The Risser sign: a critical analysis. *J Pediatr Orthop*; 14: 569-575, 1994.
95. Dimeglio A, Canavese F. Progression or not progression? How to deal with adolescent idiopathic scoliosis during puberty. *Journal of children's orthopaedics.*7(1):43-9, 2013.
96. Duval-Beaupere G. Pathogenic relationship between scoliosis and growth. In: Zorab PA, ed. *Scoliosis and growth* . Churchill Livingstone, 58-64, 1971.
97. Schwend RM, Hennrikus W, Hall JE, Emans JB. Childhood scoliosis: clinical indications for magnetic resonance imaging. *J Bone Joint Surg*; 77-A: 46–53, 1995.
98. Kesling KL, Reinker KA. Scoliosis in twins: a meta-analysis of the literature and report of six cases. *Spine* 1997;22:2009-14, discussion, 2015.
99. Goldstein LA, Waugh TR. Classification and terminology of scoliosis. *Clin Orthop*; 93:10, 1973.

100. Çakırgil GS. Ortopedi ve Travmatoloji Ders Kitabı. Ankara Tıp Fakültesi, Ortopedi ve Travmatoloji Ana Bilim Dalı, Ankara, 1982.
101. Edmonson AS. Scoliosis. In: Campbell's Operative Orthopaedics. Eds: Crenshaw AH. Mosby, St Louis, 7th Ed, 1987.
102. Moe JH. Historical aspects of scoliosis. In: Moe's Textbook of Scoliosis and Other Spinal Deformities. P: 1-6. Eds: Bradford DS et al, WB Saunders Company, Philadelphia, 2nd Ed, 1987.
103. Agabegi SS, Kazemi N, Sturm PF, Mehlman CT. Natural History of Adolescent Idiopathic Scoliosis in Skeletally Mature Patients: A Critical Review. *J Am Acad Orthop Surg*;23(12):714-723, 2015.
104. Moe JH, Kettleson DN. Idiopathic scoliosis. Analysis of curve patterns and the preliminary results of Milwaukee-brace treatment in one hundred sixty-nine patients. *The Journal of bone and joint surgery*. 52 (8): 1509-33, 1970.
105. Emans JB, Kaelin, A, Bancel P, Boston brace system treatment for idiopathic scoliosis. *J Bone Joint Surg*. 67:176-181, 1985.
106. Price CT, Scott DS, Reed FR Jr, Sproul JT, Riddick MF: Nighttime bracing for adolescent idiopathic scoliosis with the Charleston Bending Brace: Long-term follow-up. *J Pediatr Orthop* 17:703-707, 1997.
107. Bilgiç S, Erşen Ö. Adolesan İdiyopatik Skolyoz Konservatif Tedavisi. *Turkiye Klinikleri Journal of Orthopaedics and Traumatology Special Topics*, 10(2), 118-123, 2017.
108. Berdishevsky H, Lebel VA, Bettany-Saltikov J, Rigo M, Lebel A, Hennes A, et al. Physiotherapy scoliosis-specific exercises -a comprehensive review of seven major schools. *Scoliosis Spinal Disord* (4);11:20, 2016.
109. Dickson RA. Spinal deformity adolescent idiopathic scoliosis. Nonoperative treatment, *Spine* 24 (24):2601-6, 1999.
110. Kawakami N, Koumoto I, Dogaki Y, Saito T, Tauchi R, Kawakami K, et al. "Clinical Impact of Corrective Cast Treatment for Early Onset Scoliosis: Is It a Worthwhile Treatment Option to

Suppress Scoliosis Progression Before Surgical Intervention?" J Pediatr Orthop. 38(10): 556-561, 2018.

111. Parent S, Newton PO, Wenger DR. Adolescent idiopathic scoliosis: etiology, anatomy, natural history, and bracing. Instructional course lectures. 54: 529, 2005.
112. Fusco C, Zaina F, Atanasio S, Romano M, Negrini A, Negrini S. Physical exercises in the treatment of adolescent idiopathic scoliosis: an updated systematic review. *Physiother Theory Pract.* 27(1): 80-114, 2011.
113. Lou E, Hill D, Raso J. Brace treatment for adolescent idiopathic scoliosis. *Studies in health technology and informatics*, 135:265, 2008.
114. Maruyama T, Grivas TB, Kaspiris A. Effectiveness and outcomes of brace treatment: a systematic review. *Physiother Theory Pract.* 27 (1):26-42, 2011.
115. Richards BS, Vitale MG. Screening for Idiopathic Scoliosis in Adolescents An Information Statement. *The Journal of Bone & Joint Surgery.* 90(1): 195-198, 2008.
116. Kawasaki S, Shigematsu H, Tanaka M, Suga Y, Yamamoto Y, Tanaka Y. Is brace treatment unnecessary for cases of adolescent idiopathic scoliosis above Risser sign 3? *Journal of Orthopaedic Science*, 2020.
117. Atalar H, Yıldız Y, Erakar A, Us Kemal. Skolyoz Tedavisinde Korse Kullanımı. *T Klin Tıp Bilimleri*, 21:141-148, 2001.
118. Savaş S. Skolyozun Konservatif Tedavisi. *Süleyman Demirel Üniversitesi Tıp Fakültesi Dergisi*, 10-(3):33-38, 2003.
119. Karimi MT, Rabczuk T. Scoliosis conservative treatment: A review of literature. *Journal of craniovertebral junction & spine*, 9(1)3, 2018.
120. Rigo M, Negrini S, Weiss H, Grivas T, Maruyama T, Kotwicki T. SOSORT consensus paper on brace action: TLSO biomechanics of correction (investigating the rationale for force vector selection). *Scoliosis.* 1(1):11, 2006.
121. Périé D, Aubin CE, Petit Y, Beauséjour M, Dansereau J, Labelle H. Boston brace correction in idiopathic scoliosis: a biomechanical study. *Spine*, 28(15), 1672-1677, 2003.

122. Bilgiç S, Erşen Ö, Şehirlioğlu A. Brace Treatment in Adolescent Idiopathic Scoliosis. *Journal of Clinical and Analytical Medicine*. 3(1):112-6, 2012.
123. Ogilvie B. Moe's Textbook: Scoliosis and Other Spinal Deformities. Eds: Lonstein JE. WB Saunders, Michigan, 1994.
124. Carr WA, Moe JH, Winter RB, Lonstein JE. Treatment of idiopathic scoliosis in the Milwaukee brace. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 62(4), 599-612, 1980.
125. Yakut Y. "Gövde ve Boyun Korseleri" Ortopedide Ortezler ve Protezler. s:79-84, Ed: Erdem H, Kuzgun Ü. Türk Ortopedi ve Travmatoloji Derneği, İstanbul, 1994.
126. Alsancak S. Ortez-II. El Bilek Ortezleri, Dirsek Ortezleri, Omuz Ortezleri, Omurga Ortezleri. Hatiboğlu Yayınları, Ankara, 2008.
127. Hopf C, Heine J. Long-term results of the conservative treatment of scoliosis using the Chêneau brace. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*, 123:312–22, 1985.
128. Grivas TB, Kaspiris A. European braces widely used for conservative scoliosis treatment. *Stud Health Technol Inform*. 158:157–66, 2010.
129. Rigo M, Gallo D. A new RSC brace design to treat single long thoracic scoliosis. Comparison of the in-brace correction in two groups treated with the new and the classical models. *Scoliosis*. 4:O46, 2009.
130. Rowe DE, Bernstein SM, Riddick MF, Adler F, Emans JB, Gardner-Bonneau D. A meta-analysis of the efficacy of non-operative treatments for idiopathic scoliosis. *JBJS*.79(5):664-74, 1997.
131. Wong MS, Lee JTC, Luk KDK, Chan LCK. Effect of different casting methods on adolescent idiopathic scoliosis. *Prosthet Orthot Int*. 27:121 – 131, 2003.
132. Desbiens-Blais F, Clin J, Parent S, Labelle H, Aubin CE. CAD/CAM and biomechanical simulations vs. standard technique for the design of braces in adolescent idiopathic scoliosis: first results. *Scoliosis* 8(Suppl 1):O41, 2013.

133. Ramirez N, Johnston CE, Browne RH. The prevalence of back pain in children who have idiopathic scoliosis. *J Bone Joint Surg Am*, 79:364-8, 1997.
134. Bartie BA, Lonstein JE, Winter RB. Long-term follow-up of idiopathic scoliosis patients fused to the lower lumbar spine. *Orthop Trans*, 17:176, 1993.
135. Borozan IS, Grădinaru S, Miron P, Puta T, Bota E. Postural differences of volleyball players. *Timișoara Physical Education and Rehabilitation Journal*, 9(17), 2016.
136. Orlin MN, McPoil TG. Plantar Pressure Assessment. *Physical Therapy*, 80:399-409, 2000.
137. Huber H, Dutoit M. Dynamic Foot-Pressure Measurement In the Assessment of Operatively Treated Clubfoot. *Journal of Bone and Surgery Jun*. 86:1203- 1210, 2004.
138. Thavets JG, Liu XC, Tassore C, Klein S. Corraltion of the foot Radiographs with foot function and Analyzed by Plantar Pressure Distribution. *J Pediatr Orthop Volume 25 p*: 249-252, 2005.
139. Skopljak A, Muft IM, Sukalo A, Masic I, Zunic L. Pedobarography in Diagnosis and Clinical Application. *Acta Inform Med*. 22(6):374–378, 2014.
140. Moretti B, Patella V, Simone C, Ranieri M, Megna G. *La baropodometria elettronica: utilità clinica diagnostica, preventiva e terapeutica*, Bibliografia Diasu, Roma, 2004.
141. Pollock AS, Durward BR, Rowe PJ, Paul JP. What Is Balance? *Clinical Rehabilitation*, 14(4):402-6, 2000.
142. Karakuş S, Kılıç F. Postür ve sportif performans. *Kastamonu Eğitim Dergisi*, 14(1), 309-322, 2006.
143. 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*. 3:1, 2008.

144. 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)* ;26(9):1052-1058, 2001.
145. Basmajian JV. Muscles alive. Their functions revealed by electromyography. *Acad Med* 37:802, 1962.
146. Tuna H, Yıldız M, Çeltik C, Kokino S. Static and dynamic plantar pressure measurements in adolescents. *Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica*. 38(3): 200-205, 2004.
147. Razak A, Zayegh A, Begg RK, Wahab Y. Foot Plantar Pressure Measurement System: A Review. *Sensors*. 12:9884–9912, 2012.
148. Lonstein JE. Scoliosis: Surgical versus nonsurgical treatment. *Clin Orthop Relat Res*; 87(443):248-259, 2006.
149. Çolak TK. Adölesan İdiyopatik Skolyozda Schroth Yöntemine Göre 3 Boyutlu Egzersizlerin Etkinliği. İ.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, İstanbul, 2012.
150. Pineda S, Bago J, Gilperez C, Climent JM. Validity Of The Walter Reed Visual Assessment Scale To Measure Subjective Perception Of Spine Deformity in Patients With Idiopathic Scoliosis. *Scoliosis*. 1:18, 2006.
151. Karankı İ. İdiyopatik Skolyozlu Kız Adölesanlarda Beden Algısı ve Özsaygı Düzeyinin Yaşam Kalitesi ve Tedaviye Gösterilen Uyuma Etkisi. H.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi, İstanbul, 2016.
152. Yağcı G, Yakut Y. Does radiographic success correspond with the clinical outcomes in the treatment of idiopathic scoliosis? *J Exerc Ther Rehabil*; 4(2):54-60, 2017.
153. Iodice P, Bellomo RG, Migliorini M, Megna M, Saggini R. Flexible Flatfoot Treatment in Children with Mechanical Sound Vibration Therapy. *Int J Immunopathol Pharmacol*. 25(1):9-15, 2012.
154. Borozan IS, Grădinaru S, Miron P, Puta T, Bota E. Postural differences of volleyball players. *Timisoara Phys Educ Rehabil J*. 9(17):42-46, 2017.

155. Cilli K, Tezeren G, Taş T, Bulut O, Öztürk H, Öztemur Z, Ünsaldı T. Sivas İl Merkezinde Skolyoz İçin Okul Taraması. *Acta Orthop Traumatol Turc.* 43(5):426- 430, 2009.
156. Grivas TB, Vasiliadis E, Savvidou O, Mouzakis V, Koufopoulos G. Geographic latitude and prevalence of adolescent idiopathic scoliosis. *Stud Health Technol Inform*, 123:84-9, 2006.
157. Trobisch P, Suess O, Schwab F. Idiopathic scoliosis. *Deutsches Ärzteblatt International*, 107(49): 875, 2010.
158. Plaszewski M, Nowobilski R, Kowalski P, Cieslinski M. Screening for scoliosis: different countries perspectives and evidence-based health care. *International Journal of Rehabilitation Research.* 35(1): 13, 2012.
159. Weinstein SL, Dolan LA, Spratt KF, Peterson KK, Spoonamore MJ, Ponseti IV. Health and function of patients with untreated idiopathic scoliosis. *JAMA: the journal of the American Medical Association.* 289(5): 559-567, 2003.
160. Grivas TB, Arvaniti A, Maziotou C, Manesioti MM, Fergadi A. Comparison of body weight and height between normal and scoliotic children. *Studies in health technology and informatics*; 91:47-53, 2001.
161. Qui Y, Qiu XS, Sun X, Wang B, Yu Y, Zhu ZZ, et al. Body mass index in girls with adolescent idiopathic scoliosis. *Zhonghua wai ke za zhi Chinese Journal of Surgery.* Apr;46(8):588-591, 2008.
162. Nachemson A, Peterson LE. Effectiveness of Treatment with a Brace in Girls Who Have Adolescent Idiopathic Scoliosis. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 77(6):815-22, 1995.
163. Yılmaz H, Kuru T. Conservative treatment results of 39 patients with adolescent idiopathic scoliosis." *Scoliosis* 7(Suppl 1): O47, 2012.
164. Lenke LG, Betz RR, Harms J, Bridwell KH, Clements DH, Lowe TG, et al. Adolescent idiopathic scoliosis: a new classification to determine extent of spinal arthrodesis. *J Bone Joint Surg*;83:1169-81, 2001.
165. Negrini S, Grivas TB, Kotwicki T, Maruyama T, Rigo M, Weiss HR. Why do we treat adolescent idiopathic scoliosis? What we want to obtain



- and to avoid for our patients. SOSORT 2005 Consensus paper. *Scoliosis*. 1(1):4, 2001.
166. Koch KD, Buchanan R, Birch JG, Morton AA, Gatchel RJ, Browne RH. Adolescents undergoing surgery for idiopathic scoliosis: how physical and psychological characteristics relate to patient satisfaction with the cosmetic result. *Spine*. 26(19):2119-24, 2001.
  167. Smith PL, Donaldson S, Hedden D, Alman B, Howard A, Stephens D, et al. Parents' and patients' perceptions of postoperative appearance in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976)*, 31 (20), 2367-2374, 2006.
  168. Von Deimling U, Wagner U, Schmitt O. Long-term effect of brace treatment on spinal decompensation in idiopathic scoliosis. A comparison of Milwaukee brace--Chêneau corset. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*. 133(3): 270, 1995.
  169. Clin J, Aubin CE, Parent S, Sangole A, Labelle H. Comparison of the biomechanical 3D efficiency of different brace designs for the treatment of scoliosis using a finite element model. *Eur Spine J* 19(7):1169-1178, 2013.
  170. Sankar WN, Albrektson J, Lerman L, Tolo VT, Skaggs DL. Scoliosis in-brace curve correction and patient preference of CAD/CAM versus plaster molded TLSOs. *J Child Orthop*. 1(6):345-349, 2007.
  171. Driscoll C, Aubin CE, Labelle H, Dansereau J. The relationship between hip flexion/extension and the sagittal curves of the spine. *Stud Health Technol Inform* 140: 90, 2008.
  172. Giakas G, V Baltzopoulos, 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* 21(19): 2235-2242, 1996.
  173. Chen PQ, Wang JL, Tsuang YH, Liao TL, Huang PI, Hang YS. The postural stability control and gait pattern of idiopathic scoliosis adolescents. *Clinical biomechanics* 13(1): S52-S58, 1998.

174. Mallau S, Bollini G, Jouve JL, Assaiante C. Locomotor skills and balance strategies in adolescents idiopathic scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976)* 32(1): E14-E22, 2007.
175. Mahaudens P, Detrembleur C, Mousny M, Banse X. Gait in adolescent idiopathic scoliosis: energy cost analysis. *Eur Spine J* 18(8): 1160-1168, 2009.
176. Lee JU, Kim MY, Kim J. Comparison of static plantar foot pressure between healthy subjects and patients with adolescent idiopathic scoliosis. *Toxicol Environ Health Sci.*;6(2):127-132, 2014.
177. Yakut Y, Gür G. Effects of A Spinal Brace on the Functional Profile of the Feet in Adolescent Idiopathic Scoliosis. *Acıbadem Üniversitesi Sağlık Bilimleri Dergisi*, 2018.
178. Paolucci T, Morono G, Di Cesare A, Grasso MR, Fusco A, Paulocci S. Effect of Chêneau Brace on Postural Balance in Adolescent Idiopathic Scoliosis: A Pilot Study. *Eur J Phys Rehabil Med.* 49(5):649-57, 2013.
179. Negrini S, Atanasio S, Fusco C, Zaina F. Effectiveness of complete conservative treatment for adolescent idiopathic scoliosis (bracing and exercises) based on SOSORT management criteria: results according to the SRS criteria for bracing studies *Scoliosis*;4:19. SOSORT Award 2009 Winner, 2009.
180. Sadeghi H, Allard P, Barbier F, Chavet P, Gatto L, Rivard CH, et al. Bracing has no effect on standing balance in females with adolescent idiopathic scoliosis. *Medical science monitor: international medical journal of experimental and clinical research* 14(6):CR293, 2008.
181. Wu WH, Lin XC, Meijer OG, Gao JT, Hu H, Prins MR, et al. Effects of experimentally increased trunk stiffness on thorax and pelvis rotations during walking. *Hum Mov Sci*;33:194–202, 2014.

## 10.EKLER

### EK.1 : Aydınlatılmış Gönüllü Olur Formu

Katılımcı Arkadaşım,

Bu çalışmada senin de içinde bulunduğun 10-19 yaş grubunda ve skolyoz tanısı olan bireylere teknolojik yöntemler ile üretilen korsenin; ayak tabanına ve vücut dengesine nasıl etkileri oluyor bunu araştıracağız.

Çalışmada gönüllü katılımcı olmayı kabul etmen durumunda; korse uygulaması yapılırken korseli ve korsersiz olarak sana birkaç değerlendirme yapacağız. Bu değerlendirmelerde öncelikle senden; ayak tabanına olan basıncını ölçen cihaz üzerinde kısa bir yürüyüş yapmanı isteyeceğiz. Bu yürüyüşü korseli ve korsersiz olarak analiz edeceğiz.

Ardından, fonksiyonel testler dediğimiz birkaç farklı hareketi nasıl yaptığını yine korseli ve korsersiz olarak değerlendireceğiz.

Çalışma sonuçlarını; başka araştırmacı arkadaşlarımız ile paylaşacağız fakat senin kişisel bilgilerini paylaşmayacağız. Çalışmaya katılmadan önce aileden de fikir alabilirsin.

Çalışmaya katılman durumunda çalışmadan istediğin zaman ayrılabilirsin. Ayrıca çalışma boyunca aklına takılanları bana sorabilirsin.

Katılımcının;

Araştırmacının;

Adı:

Adı:

Soyadı:

Soyadı:

İmzası:

İmzası:

## EK.2 : Aile Bilgilendirme Formu

Çocuğuma yapılacak/yapılmış olan korse uygulamasının ayak basınç farklılıkları ve alt ekstremitte fonksiyonelliğine olan etkisinin değerlendirileceği bu çalışmada; çocuğum ve bana yapılacak olan pedobarografik ve gözlemsel değerlendirmeler ile ilgili gerekli açıklamalar yapıldı.

Araştırma sonuçlarının bilimsel çalışmalarda kullanılacak olup çocuğumun kişisel bilgilerinin saklı tutulacağı konusunda bilgilendirildim.

Çocuğum bu araştırmaya katılmak zorunda değil ve katılmayabilir. Araştırmacıya haber vermek koşuluyla istediğim zaman çocuğumu araştırmadan çıkarabilirim.

Bu çalışmada benden herhangi bir ücret talep edilmedi ve ben de herhangi bir ücret talep etmiyorum.

Ortotist Prostetist Yağmur ALTUN tarafından yapılacak olan yüksek lisans tez çalışmasına çocuğumun katılmasına onay veriyorum.

Katılımcı Ebeveyni;

Görüşme Tanığı;

Araştırmacı;

Adı:

Adı:

Adı:

Soyadı:

Soyadı:

Soyadı:

Telefon:

Telefon:

Telefon:

İmza:

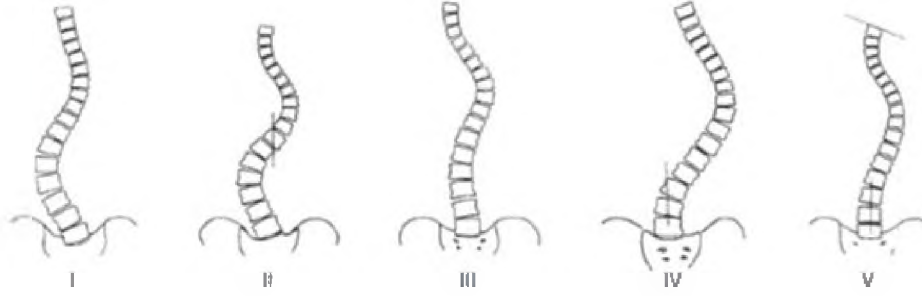
İmza:

İmza:

### EK.3 : Hasta Bilgi ve Değerlendirme Formu

#### HASTA BİLGİ VE DEĞERLENDİRME FORMU

<b>Ad Soyad</b>	<b>Cinsiyet</b>	<b>Protokol No</b>	<b>Skolyoz Tipi</b>
<b>Kilo</b>	<b>Boy</b>	<b>Cobb Açısı- Rotasyon Açısı</b>	<b>Beden Kitle İndeksi</b>
<b>Doğum Tarihi/Yaş</b> ...../...../.....	<b>Korse Kullanım Süresi</b>	<b>Eğriliğin Yönü- Apeksi</b>	<b>Telefon-Mail</b>



--	--	--	--	--

<b>Ekstremitte Boyu</b> Sağ ..... Sol .....	<b>Öne Eğilme</b>	<b>Yana Eğilme</b> Sağ Sol	
<b>Ekstremitte Kısıklığı</b> Var ..... Yok			Korseli
			Korsesiz
	<b>Risser Evresi</b>		

<b>Ayak Fiziksel Değerlendirme - Bulgular</b>
<b>Korse Kullanım Bilgileri</b> (Başlama Tarihi-Günlük Ortalama Süre-Diğer)
<b>Önceki Tedaviler</b> (İlk korseleme-Korse Tipi-Kullanılan Diğer Ortezler-Diğer)

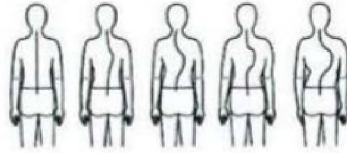
## EK.4 : Walter Reed Görsel Değerlendirme Skalası

### WALTER REED GÖRSEL DEĞERLENDİRME SKALASI

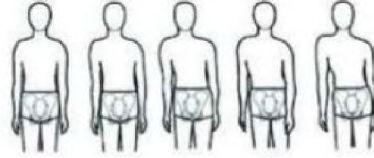
Ad Soyad	Protokol No
----------	-------------

#### Walter Reed Görsel Değerlendirme Skalası (WRVAS)

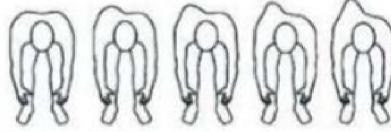
##### Vücut Eğrisi



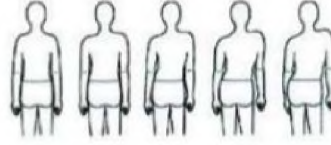
##### Baş ve Leğen Kemigi



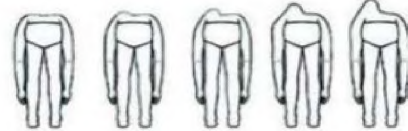
##### Kaburga Çıkıntısı



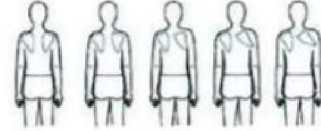
##### Omuz Seviyesi



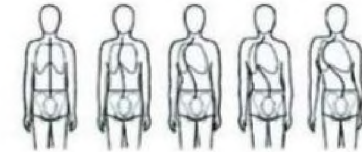
##### Bel Çıkıntısı



##### Kürek Kemigi



##### Baş-Kaburgalar-Leğen Kemigi



Değerlendirme

## EK.5 : Posterior Gövde Simetri İndeksi

### POSTERİOR GÖVDE SİMETRİ İNDEKSİ (POTSI)

Ad Soyad	Protokol No
----------	-------------

<b>FAI-C7:</b> <b>FAI-A:</b> <b>FAI-T:</b>	<b>HDI-S:</b> <b>HDI-A:</b> <b>HDI-T:</b>
--	---

**FAI-C7:** Frontal asimetri indeksi - C7

**FAI-A:** Frontal asimetri indeksi - aksilla

**FAI-T:** Frontal asimetri indeksi - gövde

**HDI-S:** Yükseklik fark indeksi - omuz

**HDI-A:** Ykselik fark indeksi – aksilla

**HDI-T:** Yükseklik fark indeksi - gövde

## EK.6 : Kurum Çalışma İzin Belgesi

**bilimop**

24.12.2019

### MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ MÜDÜRLÜĞÜ'NE

Enstitünüzün Sağlık Bilimleri Fakültesi Ortez-Protez Anabilim Dalı'nda Yüksek Lisans Programı öğrencisi YAĞMUR ALTUN'un Skolyoz Deformitesi Olan Adelosanlarda yapmayı planladığı yüksek lisans çalışmasının değerlendirme aşaması bilgimiz ve iznimiz dahilinde kliniğimizde gerçekleşecektir.

Saygılarımla,

Bilim Ortez Protez

Ort. Prost. Emir Batuhan KAHYA

**BİLİM ORTEZ PROTEZ**  
REH. MED. GIDA PETROL  
TİC. SAN. T.C. LTD. ŞTİ.  
Sakarya Mah. Başşehir Sokak 15/9 Çebeci  
Tel: (0 312) 363 39 87 - 562 07 13 ANKARA  
Kırtıbeyi D. 175 032 4336

Adres: Sakarya Mah. Başşehir Sok. No.15/9 Çebeci Ankara  
Telefon: (0312) 363 39 87 – 562 07 13  
Fax: (0312) 320 57 77  
E-mail: [info@bilimortezprotez.com](mailto:info@bilimortezprotez.com)  
Web: [www.bilimortezprotez.com](http://www.bilimortezprotez.com)



## 11. ETİK KURUL ONAYI



T.C.  
**İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ**  
Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu Başkanlığı

E-İmzalıdır

Sayı : 10840098-604.01.01-E.53815  
Konu : Etik Kurulu Kararı

30/09/2019

**Sayın Yağmur ALTUN**

Üniversitemiz Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kuruluna yaptığımız "Bilgisayar Destekli Tasarım ve Üretim (CAD/CAM) Teknolojisi ile Üretilen Korseleri Kullanan Adolesan İdiopatik Skolyozlu Bireylerde Postüral Denge ve Plantar Basıncın İncelenmesi" isimli başvurunuz incelenmiş olup etik kurulu kararı ekte sunulmuştur.

Bilgilerinize rica ederim.

**Prof. Dr. Hanefi ÖZBEK**  
Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar  
Etik Kurulu Başkanı

Ek:  
-Kavrar Formu (2 sayfa)

Bu belge 5070 sayılı e-İmza Kanununa göre Prof. Dr. Hanefi ÖZBEK tarafından 30.09.2019 tarihinde e-İmzalanmıştır. Ekranınızı <https://ubys.medipol.edu.tr/e-imza> linkinden 9794CRACXB kodu ile doğrulayabilirsiniz.

**İstanbul Medipol Üniversitesi**

Kavacık Mah. Ekinöler Cd. No.19 Kavacık Kavşağı - Beykoz  
34810 İstanbul

Tel: 444 85 44




İnternet: [www.medipol.edu.tr](http://www.medipol.edu.tr)  
Ayrıntılı Bilgi İçin : [bilgi@medipol.edu.tr](mailto:bilgi@medipol.edu.tr)

**İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ**  
**GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR**  
**ETİK KURULU KARAR FORMU**

Değerlendirilen Belgeler	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili		
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ/PLANI				Türkçe <input type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>
BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU				Türkçe <input checked="" type="checkbox"/>	İngilizce <input type="checkbox"/>	Diğer <input type="checkbox"/>
Karar Bilgileri	<b>Karar No: 722</b>	<b>Tarih: 25/09/2019</b>				
	Yukarıda bilgileri verilen Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmanın gerekeçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve araştırmanın etik ve bilimsel yönden uygun olduğuna "oybirliği" ile karar verilmiştir.					

**İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU**

BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI Prof. Dr. Hanefi ÖZBEK

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet		Araştırma ile ilişki		Katılım *		İmza
Prof. Dr. Şeref DEMİRAYAK	Eczacılık	İstanbul Medipol Üniversitesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Hanefi ÖZBEK	Farmakoloji	İstanbul Medipol Üniversitesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Prof. Dr. Mete ÜNGÖR	Endodonti	İstanbul Medipol Üniversitesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Doç. Dr. İlknur KESKİN	Histoloji ve Embriyoloji	İstanbul Medipol Üniversitesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Dr. Öğr. Üyesi Sibel DOĞAN	Psiko-onkoloji	İstanbul Medipol Üniversitesi	E <input type="checkbox"/>	K <input checked="" type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Dr. Öğr. Üyesi Mehmet Hikmet ÜÇİŞİK	Biyoteknoloji	İstanbul Medipol Üniversitesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	
Dr. Öğr. Üyesi Devrim TARAKCI	Fizyoterapi ve Rehabilitasyon	İstanbul Medipol Üniversitesi	E <input checked="" type="checkbox"/>	K <input type="checkbox"/>	E <input type="checkbox"/>	H <input checked="" type="checkbox"/>	E <input checked="" type="checkbox"/>	H <input type="checkbox"/>	

\* :Toplantıda Bulunma

İSTANBUL MEDİPOL ÜNİVERSİTESİ  
GİRİŞİMSSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR  
ETİK KURULU KARAR FORMU

<b>BAŞVURU BİLGİLERİ</b>	ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Bilgisayar Destekli Tasarım ve Üretim (CAD/CAM) Teknolojisi ile Üretilen Korseleri Kullanan Adolesan İdiopatik Skolyozlu Bireylerde Postüral Denge ve Plantar Basıncın İncelenmesi			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI UNVANI/AD/SOYADI	Yağmur ALTUN			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI	Araştırma Görevlisi / Ortez Protez			
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	İstanbul			
	DESTEKLEYİCİ	-			
	ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ <input checked="" type="checkbox"/>	ÇOK MERKEZLİ <input type="checkbox"/>	ULUSAL <input checked="" type="checkbox"/>	ULUSLARARASI <input type="checkbox"/>