



Design and preliminary evaluation of a portable sagittal plane spinal curvature measurement system

Osman Uzun^{1*}, Ramazan Kayacan²

¹Department of Mechanical Engineering, Institute of Natural Sciences, Suleyman Demirel University, 32100, Isparta, Türkiye

²Department of Mechanical Engineering, Faculty of Engineering and Natural Sciences, Süleyman Demirel University, 32100, Isparta, Türkiye

Highlights:

- Thoracic and lumbar sagittal spinal curvatures
- Spinal curvature measurement systems
- Pugh total design method

Keywords:

- Spine curvature
- Cobb angle
- Thoracic kyphosis
- Lumbar lordosis
- Pugh total design method

Article Info:

Research Article

Received: 06.08.2024

Accepted: 07.03.2025

DOI:

10.17341/gazimmfd.1528584

Acknowledgement:

The authors of this article would like to thank Prof.Dr. Halil Burç, Emrah Uzun and Mustafa Emre Çetin, M.Sc. for their contributions to this study.

Correspondence:

Author: Osman Uzun
e-mail: o.uzunn15@gmail.com
phone: +90 539 241 8401

Graphical/Tabular Abstract

Although the radiographic Cobb method is considered the gold standard in measuring spinal curvatures, the person is exposed to radiation since a lateral spinal radiograph is required, and the cost is high. This led to the development of various radiation-free techniques that measure the spinal curvatures noninvasively through the skin; however, none of them have gained widespread use due to issues such as high cost, low measurement accuracy, difficulty of portability, and the demand for large space, specialized settings, and training.

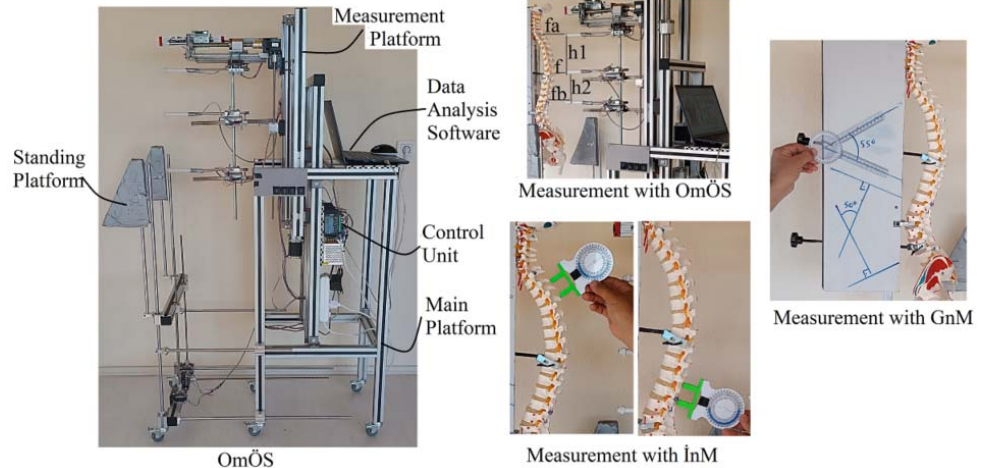


Figure A. The OmÖS (left) and the GnM, OmÖS and InM measurements on the spine model (right)

Theory and Methods: In the design of the OmÖS, which is the output of this study, the Pugh Total Design method was used, a prototype was produced, software for analysis was developed, and it was integrated into the prototype. For preliminary measurement studies of the OmÖS, 17 different pre-set thoracic and lumbar curvature angles were measured using a goniometer (GnM), the OmÖS, and an inclinometer (InM) on a curvature-adjustable spine model. IBM SPSS Statistics 29.0 was used for statistical analysis of the GnM, OmÖS, and InM curvature angle results, and the GnM results were used as the reference for statistical comparisons.

Purpose: In this study, a portable, radiation-free, low-cost computer-aided spinal curvature measurement system (OmÖS) was designed, prototyped, and integrated with the developed computer software for the measurement of sagittal plane thoracic and lumbar spinal curvatures on the skin: (Figure A). The OmÖS is intended to be used primarily in screening studies in public areas such as schools and military barracks and to assist clinicians in the preliminary evaluation of changes in thoracic and lumbar curvatures in clinics and in deciding whether lateral spinal radiographs are required for further evaluation.

Results: A statistically significant and very strong correlation, with high agreement, was found between the GnM and OmÖS curvature angle results. Similarly, there was a statistically significant strong correlation but low agreement between the GnM and InM thoracic curvature angle results. Nevertheless, there was a weak correlation, although statistically significant, and no agreement between the GnM and InM lumbar curvature angle results.

Conclusion: Since the curvature angle results of the OmÖS were in high agreement with the reference GnM angle results, it was decided to start the measurement studies of the OmÖS on the volunteer participants and to proceed with the comparison of the obtained curvature angles with the radiographic Cobb angles.



Mühendislik Mimarlık Fakültesi Dergisi

Journal of The Faculty of Engineering
and Architecture of Gazi University

Elektronik / Online ISSN : 1304 - 4915
Basılı / Printed ISSN : 1300 - 1884

Portatif sagittal plan omurga eğriliği ölçüm sistemi tasarımı ve ön değerlendirmesi

Osman Uzun^{1*}, Ramazan Kayacan²

¹Süleyman Demirel Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Makine Mühendisliği Anabilim Dalı, 32100, Isparta, Türkiye

²Süleyman Demirel Üniversitesi, Mühendislik ve Doğa Bilimleri Fakültesi, Makine Mühendisliği Bölümü, 32100, Isparta, Türkiye

Ö N E Ç İ K A N L A R

- Sagittal plan torakal ve lomber omurga eğrilikleri
- Omurga eğriliği ölçüm sistemleri
- Pugh Toplam Tasarım Metodu

Makale Bilgileri

Araştırma Makalesi

Geliş: 06.08.2024

Kabul: 07.03.2025

DOI:

10.17341/gazimmfd.1528584

Anahtar Kelimeler:

Omurga eğriliği,
Cobb açısı,
torakal kifoz,
lomber lordoz,
pugh toplam tasarım metodu

ÖZ

Bu çalışmada Pugh Toplam Tasarım Metodu kullanılarak sagittal plan torakal ve lomber omurga eğriliklerinin deri üzerinden ölçümünde kullanılacak, radyasyon içermeyen, portatif, düşük maliyetli, bilgisayar destekli, yerli bir ölçüm sistemi (OmÖS) tasarlanmış, prototipi oluşturulmuş ve geliştirilen bilgisayar yazılımı ile entegrasyonu sağlanmıştır. OmÖS'ün öncelikle okul ve kışla gibi toplu alanlarda tarama çalışmalarında kullanılması, kliniklerde torakal ve lomber eğriliklerdeki değişimlerin ön değerlendirmesinde ve lateral omurga röntgeni ile ileri değerlendirme gerekip gerekmediğine karar vermede klinisyene yardımcı olması hedeflenmiştir. OmÖS'ün ön ölçüm çalışmaları için eğriliği değiştirilebilen omurga modeli üzerinde önceden ayarlanmış 17 farklı torakal ve lomber eğrilik açısı gonyometre (GnM), OmÖS ve inklinometre (InM) kullanılarak ölçülmüştür. Eğrilik açısı sonuçlarının istatistiksel analizi için IBM SPSS Statistics 29.0 kullanılmış ve GnM sonuçları referans kabul edilmiştir. GnM ve OmÖS eğrilik açısı sonuçları arasında istatistiksel olarak anlamlı çok güçlü bir ilişki ve yüksek derecede uyum görülmüştür. GnM ve InM torakal eğrilik açısı sonuçları arasında istatistiksel olarak anlamlı çok güçlü bir ilişki ve düşük derecede uyumsuzluk; lomber eğrilik açısı sonuçları arasında istatistiksel olarak anlamlı ama torakal bölgeye kıyasla daha zayıf bir ilişki ve yüksek derecede uyumsuzluk görülmüştür. Elde edilen eğrilik açısı sonuçlarının radyografik Cobb açısı sonuçlarıyla karşılaştırılması sürecine geçilmesine karar verilmiştir.

Design and preliminary evaluation of a portable sagittal plane spinal curvature measurement system

H I G H L I G H T S

- Thoracic and lumbar sagittal spinal curvatures
- Spinal curvature measurement systems
- Pugh's Total Design method

Article Info

Research Article

Received: 06.08.2024

Accepted: 07.03.2025

DOI:

10.17341/gazimmfd.1528584

Keywords:

Spine curvature,
Cobb angle,
thoracic kyphosis,
lumbar lordosis,
Pugh's total design method

ABSTRACT

In this study, using the Pugh Total Design Method, a portable, radiation-free, low-cost computer-aided domestic spinal curvature measurement system (OmÖS) was designed, prototyped and integrated with the developed computer software for the measurement of sagittal plane thoracic and lumbar spinal curvatures on the skin. The developed measurement system is intended to be used primarily in screening studies in public areas such as schools and military barracks, and to assist clinicians in the preliminary evaluation of changes in thoracic and lumbar curvatures in clinics, and in deciding whether lateral spinal radiographs are required for further evaluation. For preliminary measurement studies of OmÖS, 17 different pre-set thoracic and lumbar curvature angles were measured using a goniometer (GnM), OmÖS and inclinometer (InM) on a curvature-adjustable spine model. IBM SPSS Statistics 29.0 was used for statistical analysis of GnM, OmÖS and InM curvature angle results, and GnM curvature angle results were used as the reference for statistical comparisons. A statistically significant and very strong correlation, with high agreement, was found between GnM and OmÖS curvature angle results. Similarly, there was a statistically significant and strong correlation but low agreement between the thoracic curvature angle results of GnM and InM. Nevertheless, there was a weak correlation, although it is still statistically significant, and no agreement between GnM and InM lumbar curvature angle results. It was decided to proceed with the process of comparing the obtained curvature angle results with the radiographic Cobb angle results.

*Sorumlu Yazar/Yazarlar / *Corresponding Author/Authors: *o.uzunn15@gmail.com, ramazankayacan@sdu.edu.tr / Tel: +90 539 241 8401

1. Giriş (Introduction)

Bilindiği üzere omurga, merkezi sinir sisteminin önemli bir bileşeni ve iskeletin önemli bir parçasıdır. Vücudun ön, arka, sağ ve sola bükülmesini sağlayacak şekilde birbirine sıkıca bağlı olan vertebralardan oluşan ve içinde omuriliği barındıran kemik yapısıdır. Omurga segmentler halinde 7 servikal vertebra, 12 torakal vertebra, 5 lomber vertebra, 5 sakral vertebra ve 4 koksiks vertebra olmak üzere toplam 33 vertebradan oluşur. Servikal (C1 vertebra hariç), torakal ve lomber bölgedeki her bir vertebra; silindirik biçiminde bir vertebra gövdesi, gövdenin arkasında iki kalın kemik sapla (pedikül) gövdeye bağlanan bir kemik halka (lamina), laminanın arkasında el teması ile hissedilebilen bir dikensi çıkıntı (spinöz proses) ve laminanın iki yanında birer enine çıkıntından (transvers proses) oluşmaktadır [1]. Omurga sagittal planda bir bütün olarak incelendiğinde dört eğrilik göze çarpar: Öne doğru dışbükey boyun eğriliği (servikal eğrilik ya da lordoz), öne doğru içbükey sırt eğriliği (torakal eğrilik ya da kifoz), öne doğru dışbükey bel eğriliği (lomber eğrilik ya da lordoz), öne doğru içbükey sağrı eğriliği (sakral eğrilik ya da kifoz) [2].

Torakal ve lomber eğrilik gibi sagittal plan omurga eğriliklerinin takip edilmesi ve bu eğriliklerde meydana gelebilecek değişimlerden kaynaklı rahatsızlıkların erken teşhis edilmesi insan sağlığı açısından önem arz etmektedir. Bu nedenle sagittal plan omurga eğriliklerinin incelenmesi nöroloji, ortopedi, fizik tedavi ve rehabilitasyon gibi tıp alanlarında kullanılan yaygın tanı yöntemlerinin kaçınılmaz bir parçası olmuştur. Sagittal plan omurga eğriliklerini ölçmek için altın standart olarak kabul edilen radyografik Cobb yöntemi lateral omurga röntgenleri üzerinde uygulanmakta ve elde edilen kifoz ve lordoz açıları, sağlıklı bireyler için belirlenen referans değerlerle karşılaştırılmaktadır. Ayrıca, Adams öne eğilme testi ve üç yönlü (ön, arka ve yan) postür analizi gibi gözlemsel yöntemler özellikle tarama amaçlı olarak doktorlar tarafından sıklıkla kullanılmaktadır [2, 3]. Radyografik Cobb yöntemi lateral omurga röntgeni gerektirdiğinden kişi radyasyona maruz kalmakta ve ölçüm maliyeti yüksek olmaktadır. Bahsedilen gözlemsel yöntemlerin dışında, deri üzerinden ölçümde kullanılan ikinometre ve esnek cetvel gibi geleneksel araçlara ilaveten röntgen içermeyen bilgisayar destekli farklı sagittal plan omurga eğriliği ölçüm sistemleri geliştirilmiş ve torakal ve lomber eğrilik açısı ölçüm çalışmalarıyla bu sistemler değerlendirilmiştir (Tablo 1).

Tablo 1’de verilen çalışmaların hiçbirinde radyografik Cobb yönteminin yerine geçme iddiasında bulunulmamış, aksine radyografik Cobb yönteminin altın standart olma özelliğini koruduğu belirtilmiştir. Çünkü radyografik Cobb yöntemi vertebra gövdelerinin oryantasyonunu dikkate alırken, Tablo 1’de verilen açı ölçüm yöntemleri kas kalınlığından ve yağ dokusundaki, deri veya deri altı şişmelerdeki değişiklikler nedeniyle farklılaşabilen yumuşak doku konturlarını dikkate almaktadır. Omurga eğriliği için geliştirilmiş olan Android ve iPhone uygulama yazılımları ile iPhone başta olmak üzere farklı marka akıllı telefonların da torakal eğrilik açısının ölçülmesini içeren toplu tarama çalışmalarında kullanıldığı görülmektedir. Geliştirilen sistemlerin bir kısmı ticari ürün haline getirilerek satışa sunulmuş, bir kısmının kullanımı ise bilimsel çalışmalarla sınırlı kalmıştır. Tablo 1’de verilen tüm ölçüm sistemleri taşınabilirliğine sahip olup bir kısmı sadece torakal eğrilik açılarının ölçümünde kullanılmış, bir kısmı ise hem torakal hem de lomber eğrilik açılarının ölçümünde kullanılmıştır. Eğrilik açıları ise, ikinometre ve esnek cetvel hariç, bilgisayar yazılımıyla hesaplanmıştır. Geleneksel ölçüm araçlarından ikinometre ve esnek cetvel ile günümüz teknolojilerini içeren avuç içine sığacak büyüklükte olan ve Spinal Mouse olarak adlandırılan Idiag M360 ve SpineScan gibi ölçüm araçları özellikle toplu ön taramalarda kullanılmaktadır. Bunun yanında Tablo 1’de fotogrametre başlığı altında verilen farklı

ticari ölçüm sistemleri ile ultrason tabanlı Zebris ölçüm sistemleri, hacim olarak daha büyük olmalarından, uzun ölçüm süreleri, özel ölçüm ortamları ve kullanımları için özel eğitim gerektirmelerinden, torakal ve lomber eğrilik açısı ölçümünün yanında farklı ölçüm özelliklerine sahip olmalarının yol açtığı çok yüksek alım fiyatlarından dolayı kullanım alanları belirli kliniklerle sınırlı kalmakta ve toplu ön taramalarda kullanılamamaktadır.

Bu çalışmada, öncelikle torakal eğrilik olmak üzere sagittal plan torakal ve lomber eğriliklerindeki değişimlerden kaynaklı omurga hastalıklarının ön tanısında klinisyene yardımcı olabilecek, röntgen gerektirmedikinden kişiyi radyasyona maruz bırakmayan, bilgisayar destekli, portatif, maliyeti muadillerine göre daha düşük, yerli bir omurga eğriliği ölçüm sistemi (OmÖS) geliştirilmiştir. Yapılan literatür araştırmasında yerli bilgisayar destekli sagittal plan omurga eğriliği ölçüm sistemine rastlanmamıştır. Geliştirilen ölçüm sisteminin okullar ve kırsal alanlar gibi toplu alanlarda erken dönem tarama çalışmalarında kullanılabilmesinin yanı sıra kliniklerde torakal ve lomber eğriliklerin ön değerlendirmesinde ve lateral omurga röntgeni ile ileri değerlendirme gerekip gerekmediğine karar verilmesinde klinisyene yardımcı olması hedeflenmiştir.

2. OmÖS’ün Tasarımı (Design of OmÖS)

OmÖS’ü geliştirmek için Strathclyde Üniversitesi öğretim üyelerinden Prof. Stuart Pugh tarafından geliştirilen ve Toplam Tasarım adı verilen tasarım metodu kullanılmıştır [34]. Pugh’a göre pazar/kullanıcı ihtiyacının tanımlanmasından ihtiyacı karşılayacak başarılı bir ürünün satışına kadar olan süreçte gerekli olan sistematik aktivitelerin bütünü Toplam Tasarım olarak adlandırılmakta ve basamaklardan oluşmaktadır. Toplam tasarım basamakları pazar araştırması, istenen özelliklerin belirlenmesi, kavramsal tasarım, detay tasarım, imalat ve satıştan oluşur. Toplam tasarım basamakları arasında geri dönüşler söz konusu olabilmektedir.

2.1. Kavramsal Tasarım (Conceptual Design)

Kavramsal tasarım sürecinde OmÖS sekiz fonksiyona ayrılmış olup fonksiyonların isimleri ve kısa açıklamaları aşağıda verilmektedir:

- 1) Yürütücü mekanizma: OmÖS hareketli bileşenlerinin dikey ve yatay ekseninde hareketini sağlayacak mekanizma
- 2) Yürütücü destek mekanizması: OmÖS hareketli bileşenlerinin dikey ekseninde hassas hareket etmesini sağlayacak mekanizma
- 3) Ana platform taşıma mekanizması: OmÖS ana platformunun kolay yer değiştirmesini ve taşınmasını sağlayacak mekanizma
- 4) Ayakta duruş platformu: Ölçüm yapılacak farklı boy ve ağırlığa sahip kişilerin ölçüm süresince ideal duruş pozisyonunda kalmasını sağlayacak platform
- 5) Step motor sürücü kartı: Step motorların istenen hız ve torkta doğru ve hassas bir şekilde çalışmasını sağlamak için gereken ve step motora komut veren kontrol kartı
- 6) Veri toplama kartı: Ölçüm sensörlerinden gelen verilerin toplanması, bilgisayar yazılımına aktarılması ve elektronik bileşenlerin kontrol edilmesi için gereken kart
- 7) Dijital kontrol ve veri analiz yazılımı: Veri toplama kartının programlanması, elektronik cihazların dijital kontrolü ve veri analizi için gereken yazılım
- 8) Konum ve yer değiştirme ölçüm yöntemi: Omurga eğrilik açısı hesabında kullanılan konum ve yer değiştirme bilgisi içeren parametrelerin ölçüm yöntemi

Her bir fonksiyon için tıbbi parametreler, teknik gereksinimler ve güncel teknolojiler dikkate alınarak alternatif çözümler geliştirilmiş ve bu çözümler morfolojik tabloda gösterilmiştir (Tablo 2).

Tablo 1. Omurga eğriliği ölçüm sistemlerinin karşılaştırılması (Comparison of spinal curvature measurement systems)

Yöntem	Kullanılan Ölçüm Sistemi	Karşılaştırılan Ölçüm Sistemi	Duruş pozisyonu	Kişi	Yaş Ort..
Fotogrametre	Moiré-based MORA 4 [4]	İnclinometre	Kollar serbest şekilde ayakta duruş	50	62,3±6,9
	DIERS Formetric III 4D [5]	Radyografi İnclinometre	Kollar öne doğru omuzla 30° açıda, eller omuzlara dokunur şekilde ayakta duruş	51	13,5±2,0
	Microsoft Kinect Sensör [6]	İç Karşılaştırma	Kollar omuzla 90° açıda öne doğru uzatılmış şekilde ayakta duruş	37	51,7±20,6
	Microsoft Kinect Sensör [7]	Radyografi Esnek Cetvel İnclinometre	Kollar omuzla 90° açıda öne doğru uzatılmış şekilde ayakta duruş	29	56,9±18,2
	DIERS Formetric III 4D [8]	Yok		30	30,1±10,1
	DIERS Formetric III 4D [9]	Yok		312	10,7±1,3
	DIERS Formetric III 4D [10]	Spine Mouse Epionics SPINE	Kollar serbest şekilde ayakta duruş	30	30,9±4,6
	DIERS Formetric III 4D [11]	Yok		201	41,3±13,4
	Microsoft Kinect Sensör [12]	Spinal Mouse		24	20,7±0,5
İnclinometre	J Tech Dualer IQ Dijital [13]	Radyografi ve Esnek cetvel		81	14,7±4,1
	Acumar TM Dual Dijital [14]	Radyografi		21	65,8±4,6
	Saunders Dijital [15]	Yok	Kollar serbest şekilde ayakta duruş	20	57,2±7,7
	Baseline Yerçekimsel [16]	Radyografi		87	53,8±13,8
	Suunto Yerçekimsel [4]	Fotogrametre		78	56,4±10,8
	Isomed Yerçekimsel [5]	Radyografi Fotogrametre	Kollar öne doğru omuzla 30° açıda, eller omuzlara dokunur şekilde ayakta duruş	50	62,3±6,9
	Saunders Dijital [7]	Radyografi Fotogrametre Esnek Cetvel	Kollar omuzla 90° açıda öne doğru uzatılmış şekilde ayakta duruş	51	13,5±2,0
	Tozz Base Magnetica [17]	Radyografi	Kollar serbest şekilde ayakta duruş	29	56,9±18,2
				23	15±1,7
Esnek cetvel	Esnek Cetvel [13]	Radyografi İnclinometre	Kollar serbest şekilde ayakta duruş	81	14,7± 4,1
				21	65,8± 4,6
	Esnek Cetvel [18]	Radyografi	Omuzlar ve dirsekler 90° fleksiyonda ayakta duruş	31	11,1±3,4
	Staedtler Esnek Cetvel [19]	Radyografi	Kollar öne doğru fleksiyonda ayakta duruş	13	-
	Esnek Cetvel [7]	Radyografi Fotogrametre İnclinometre	Kollar omuzla 90° açıda öne doğru uzatılmış şekilde ayakta duruş	29	56,9±18,2
	Esnek Cetvel [20]	Yok	Kollar serbest şekilde ayakta duruş	200	-
Dijital spinal pantograf	Özel Yapım [21]	Radyografi	Omuz ve dirsekler yarı fleksiyon durumunda ve eller önde bulunan destek çubuğunun yatay kollarını tutar şekilde ayakta duruş	20	-
Spinal mouse	SpineScan [22]	Radyografi	Ayaklar 50-75 mm arası açık ve kollar 90° fleksiyonda ayakta duruş	28	42
	Idiag ValedoShape [23]	Yok	Kollar aşağıya doğru tam fleksiyon, Kollar omuzla 30° açıda birbirine kavuşturulmuş şekilde tam ekstansiyon	40	29,9±10,2
	Cihaz ismi yok [24]	Radyografi		46	68,1±2,7
	Idiag M360 [25]	Radyografi		16	32,6±12,3
	Idiag M360 [10]	Fotogrametre Epionics SPINE	Kollar serbest şekilde ayakta duruş	30	30,9±4,6
	Idiag M360 [12]	Fotogrametre		24	20,7±0,5
Ultrason tabanlı Zebris	Zebris CMS 20 [26]	Radyografi	Dizler ve kalçalar 90° fleksiyonda, kollar yanlarda, sandalyeye dik oturur şekilde	28	33±14,8
	Zebris CMS 10 [27]	İnclinometre	Kollar serbest şekilde ayakta duruş	138	14,1±0,4
	Zebris CMS-HS [28]	İç Karşılaştırma	Kollar serbest şekilde ayakta duruş	530	9,8±1,6
	Zebris CMS-HS [29]	Radyografi	Kollar serbest şekilde ayakta rahat duruş, Kollar öne doğru 45° açıda ayakta duruş	19	14,5±2,1
Akıllı Telefon	SONY Xperia ion ve Goniometer-Pro App [30]	Radyografi	Kollar omuzla 90° açıda öne doğru uzatılmış şekilde ayakta duruş	31	25,1±4,0
	iPhone 11 ve Goniometer-Pro App [31]	Esnek Cetvel	Kollar omuzla 90° açıda öne doğru uzatılmış şekilde ayakta duruş	40	25,1±2,1
				30	21,1±1,8
	Clinometer 2.4 App. [32]	İnclinometre Esnek Cetvel	Kollar serbest şekilde ayakta duruş	60	21,9±1,5
	Clinometer 2.4 App. [33]	İnclinometre	Kollar serbest şekilde ayakta duruş	80	20,4±1,4

Tablo 1. Omurga eğriliği ölçüm sistemlerinin karşılaştırılması (Devam)
(Comparison of spinal curvature measurement systems (Contd.))

Yöntem	Kullanılan Ölçüm Sistemi	Eğrilik Açısı		Aynı değerlendirici sonuçları	Farklı değerlendirici sonuçları	Radyografik Cobb açısı ile uyumu
		Torakal	Lomber			
Fotogrametre	Moiré-based MORA 4 [4]			Yok	Yok	Cobb açısı yok
	DIERS Formetric III 4D [5]			Var	Var	T:İyi, L:Orta
	Microsoft Kinect Sensör [6]			Var	Var	Cobb açısı yok
	Microsoft Kinect Sensör [7]			Yok	Yok	T:Orta, L:Zayıf
	DIERS Formetric III 4D [8]	Var	Var	Var		
	DIERS Formetric III 4D [9]			Yok		
	DIERS Formetric III 4D [10]			Var	Yok	Cobb açısı yok
	DIERS Formetric III 4D [11]			Yok		
	Microsoft Kinect Sensör [12]			Var		
İnclinometre	J Tech Dualer IQ Dijital [13]		Yok	Var	Var	T:Orta
	Acumar TM Dual Dijital [14]		Yok	Var	Yok	T:Çok İyi
	Saunders Dijital [15]		Yok	Yok	Yok	Cobb açısı yok
	Baseline Yerçekimsel [16]	Var	Yok	Var	Var	T:İyi
	Suunto Yerçekimsel [4]		Var	Yok	Yok	Cobb açısı yok
	Isomed Yerçekimsel [5]		Var	Var	Var	T:İyi, L:Zayıf
	Saunders Dijital [7]		Var	Yok	Yok	T:Orta, L:Zayıf
	Tozz Base Magnetica [17]		Var	Yok	Yok	T:İyi, L:Zayıf
Esnek cetvel	Esnek Cetvel [13]		Yok	Var	Var	T:Zayıf
	Esnek Cetvel [18]		Yok	Yok	Yok	T:Zayıf
	Staedtler Esnek Cetvel [19]	Var	Yok	Var	Yok	T:Zayıf Orta
	Esnek Cetvel [7]		Var	Yok	Yok	T:Orta, L:Uyumsuz
	Esnek Cetvel [20]		Var	Yok	Yok	Cobb açısı yok
Dijital spinal pantograf	Özel Yapım [21]	Var	Var	Var	Yok	Uyumlu
Spinal mouse	SpineScan [22]	Var	Yok		Var	Uyumsuz
	Idiag ValedoShape [23]	Var	Var		Var	Cobb açısı yok
	Cihaz ismi yok [24]	Var	Var	Var	Var	T:İyi, L:Orta
	Idiag M360 [25]	Yok	Var		Var	L:Orta İyi
	Idiag M360 [10]	Var	Var		Yok	Cobb açısı yok
	Idiag M360 [12]	Var	Var		Yok	Cobb açısı yok
Ultrason tabanlı Zebris	Zebris CMS 20 [26]	Var	Yok	Var	Yok	Cobb açısı yok
	Zebris CMS 10 [27]			Yok	Yok	Cobb açısı yok
	Zebris CMS-HS [28]	Var	Var	Var	Var	Cobb açısı yok
	Zebris CMS-HS [29]			Var	Var	T: Çok İyi, L:İyi
Akıllı Telefon	SONY Xperia ion ve Goniometer-Pro App [30]	Var	Yok	Var	Var	T:Orta İyi
	iPhone 11 ve Goniometer-Pro App [31]	Var	Yok	Var	Var	Cobb açısı yok
	Clinometer 2.4 App. [32]	Var	Yok	Var	Var	Cobb açısı yok
	Clinometer 2.4 App. [33]	Var	Yok	Var	Var	Cobb açısı yok

Tablo 2. OmÖS fonksiyonlarına ait alternatif çözümleri gösteren morfolojik tablo
(Morphological table showing the alternative solutions of OmÖS functions)

Fonksiyonlar	Çözümler		
	1	2	3
Yürütücü mekanizma (F ₁)	Dişli - zincir (s ₁₁)	Kremayer dişli (s ₁₂)	<i>Trapez profilli mil (s₁₃)</i>
Yürütücü destek mekanizması (F ₂)	Krom kaplı mil (s ₂₁)	U kanallı makaralar (s ₂₂)	<i>Lineer ray ve araba (s₂₃)</i>
Ana platform taşıma mekanizması (F ₃)	Emniyet mandalli tekerlekli platform (s ₃₁)	<i>Destek plakalı emniyet mandalli tekerlekli platform (s₃₂)</i>	Destek ayaklı ve plakalı emniyet mandalli tekerlekli platform (s ₃₃)
Ayakta duruş platformu (F ₄)	Dikey tutma çubuklu platform (s ₄₁)	Yüksekliği ayarlanabilir yatay tutma çubuklu platform (s ₄₂)	<i>Otomatik kontrollü 30° açılı platform (s₄₃)</i>
Step motor sürücü kartı (F ₅)	L298N (s ₅₁)	TB6600 4.5A (s ₅₂)	<i>HY-DIV268N-5A (s₅₃)</i>
Veri toplama kartı (F ₆)	Arduino (s ₆₁)	Raspberry Pi (s ₆₂)	Beagle Bone (s ₆₃)
Dijital kontrol ve veri analiz yazılımı (F ₇)	Ardublock (s ₇₁)	C # (s ₇₂)	<i>Labview (s₇₃)</i>
Konum ve yer değiştirme ölçüm yöntemi (F ₈)	<i>Step motor adımı (s₈₁)</i>	LVDT (Opkon LPS 125 D 5K C2 RD) (s ₈₂)	Lazer mesafe sensörü (ZX1-LD50A66) (s ₈₃)

Morfolojik tabloda gösterilen alternatif çözümlerin farklı ve mümkün olan kombinasyonu ile oluşturulan muhtemel tasarım konseptleri ise Tablo 3'te verilmektedir.

Tablo 3. OmÖS konseptler tablosu (Table of OmÖS concepts)

Konsept No	Muhtemel Konseptler
Konsept 1 (K1)	S11, S21, S31, S41, S52, S61, S72, S83
Konsept 2 (K2)	S12, S21, S32, S43, S53, S61, S72, S82
Konsept 3 (K3)	S13, S23, S32, S43, S53, S61, S73, S81
Konsept 4 (K4)	S11, S22, S32, S42, S51, S61, S71, S83
Konsept 5 (K5)	S12, S22, S33, S42, S52, S62, S71, S82
Konsept 6 (K6)	S13, S21, S33, S42, S52, S61, S73, S81
Konsept 7 (K7)	S11, S23, S31, S41, S53, S62, S73, S82
Konsept 8 (K8)	S12, S23, S32, S42, S53, S61, S73, S81
Konsept 9 (K9)	S13, S22, S31, S41, S51, S63, S71, S83

OmÖS fonksiyonları için geliştirilmiş olan muhtemel tasarım konseptlerinin birbirleriyle karşılaştırılacağı kriterler belirlenmiş ve kriterlere 1-10 arası ağırlık değeri verilmiştir. Aynı önem derecesine sahip olduğu düşünülen kriterlere aynı ağırlık değeri verilebilmektedir. Buna rağmen kriterlerin tamamına aynı ağırlık değeri verilmesi durumunda en önemli kriterlere göre konseptler arasındaki farkların doğru şekilde sonuca yansıtılamaması söz konusu olacaktır [35]. Tablo 4'te OmÖS tasarımı için belirlenmiş olan kriterler ve ağırlık değerleri verilmektedir.

Alternatif tasarım konseptleri arasında kıyaslamalar yaparak hangi konseptin belirlenen her bir kriter için daha avantajlı ya da dezavantajlı olduğunu anlamak ve ön eleme yapabilmek için Giglio ve Volpon [21] tarafından kullanılan ölçüm sistemi referans sistem olarak seçilmiştir. Alternatif konseptlerin referans sisteme kıyasla gerçekleştirilen ön değerlendirme sonuçları Tablo 5'te verilmektedir. Ön değerlendirme tablosunda “+” işareti kıyaslanan konseptin

referans sistemden daha avantajlı olduğunu, “-” işareti daha dezavantajlı olduğunu, “A” harfi ise aynı olduğunu göstermektedir.

Alternatif konseptler arasından 1, 4, 5, 7 ve 9 numaralı konseptler toplam puanlarına bağlı olarak ön değerlendirmede elenmiş, 2, 3, 6 ve 8 numaralı konseptler son değerlendirme için seçilmiştir. 2, 3, 6 ve 8 numaralı konseptler önceden belirlenen sekiz değerlendirme kriterine göre puanlanmıştır (Tablo 6). Puanlamada kullanılan 0, 1, 2, 3 ve 4 rakamları referans sisteme göre sırasıyla çok kötü, kötü, aynı, iyi ve çok iyi anlamlarına gelmektedir. Kriterlere verilen puanlar kriterlerin önem sırasını gösteren ağırlık değerleri ile çarpılmış ve sonuçlar toplanarak her bir konseptin toplam puanı elde edilmiştir. Yapılan son değerlendirmede Konsept 3 (K3) en iyi konsept olarak seçilmiş ve bu konsepte ait fonksiyon çözümleri Tablo 2'de italik olarak yazılmıştır.

2.2. OmÖS'ün Detay Tasarımı (Detail Design of OmÖS)

OmÖS ana platformunu, ölçüm platformunu ve ayakta duruş platformunu oluşturan elemanlar boyutlandırılmış ve vidalı mil, lineer ray-araba seti, rulman, cıvata, step motor gibi elemanlar ise standartlar uyarınca üretici firma kataloglarından seçilmiştir. OmÖS için adım açısı 1,8° olan 0,4 Nm NEMA17 (PrimoPal PHB42S40-402), 1 Nm NEMA23 (Sentini SL57STH41-1006A) ve 2 Nm NEMA23 (Keskinler JK57HS82-3004) özelliklerinde step motorlar kullanılmıştır. OmÖS için kullanılan LVDT'nin (Opkon LPS 125 D 5K C2 RD) ölçme boyu 125 mm ve lineariitesi $\pm 0,2\%$ dir.

2.3. OmÖS Bileşenlerinin İmalatı ve Montajı (Production and Assembly of OmÖS Components)

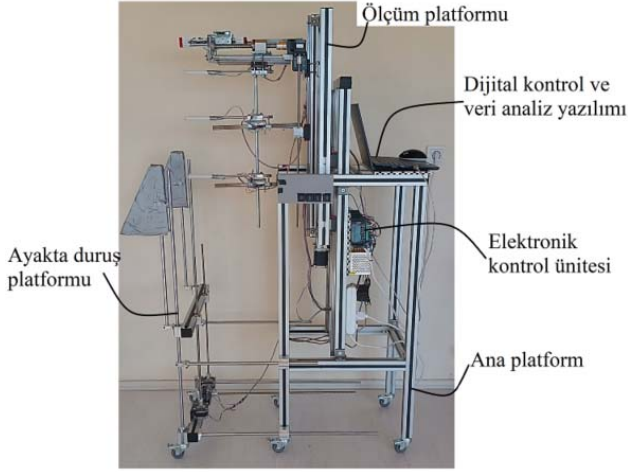
Kavramsal tasarım aşamasında sekiz fonksiyona ayrılmış olan OmÖS beş ana bölümden oluşmaktadır: Ana platform, Ölçüm platformu, Ayakta duruş platformu, Elektronik kontrol ünitesi, Dijital kontrol ve veri analiz yazılımı (Şekil 1).

Tablo 4. OmÖS tasarımı için konsept karşılaştırma kriterleri (The concept comparison criteria for OmÖS design)

Kriterler	Açıklama	Ağırlık Değeri
1 Ölçüm hassasiyeti	Eğrilik açıların ölçümünün istenilen hassasiyette sağlanabilmesi	10
2. Duruş pozisyonu	Ölçüm yapılacak kişinin ölçüm esnasında istenen duruş pozisyonunda durmasının sağlanması	9
3. Sistem kontrolü	OmÖS mekanik ve elektronik bileşenlerinin bilgisayarla kontrolünün yapılabilmesi	8
4. Taşınabilirlik	OmÖS'ün ölçüm için farklı alanlara taşınabilmesi	7
5. Kullanım kolaylığı	OmÖS bileşenlerinin hareket kolaylığı sağlaması, yazılım arayüzünün kullanıcı dostu olması ve omurga derisi üzerinden kolay ölçüm alınabilmesi	6
6. Ölçüm süresi	OmÖS ölçümlerinin hızlı bir şekilde yapılabilmesi	6
7. Maliyet	OmÖS bileşenlerinin uygun maliyetlerde ve kolay temin edilebilir olması	5
8. Modülerlik	OmÖS bileşenlerinin demonte-monte edilebilmesi	4

Tablo 5. Alternatif konseptler için ön değerlendirme tablosu (Table of pre-evaluation for alternative concepts)

Kriterler	Alternatif Konseptler									
	K1	K2	K3	K4	K5	K6	K7	K8	K9	Ref
1. Ölçüm hassasiyeti	-	+	+	-	A	A	-	A	-	A
2. Duruş pozisyonu	-	+	+	A	A	A	-	A	-	A
3. Sistem kontrolü	-	-	+	-	-	+	-	+	-	A
4. Taşınabilirlik	-	-	-	A	-	-	-	A	-	A
5. Kullanım kolaylığı	-	+	+	-	-	-	-	A	-	A
6. Ölçüm süresi	-	+	+	-	A	A	-	A	-	A
7. Maliyet	-	-	-	-	A	A	+	+	-	A
8. Modülerlik	-	-	-	-	-	-	-	-	-	A
Sonuç	$\Sigma +$	0	4	5	0	0	1	1	2	0
	$\Sigma -$	8	4	3	6	4	3	7	1	8
	ΣA	0	0	0	2	4	4	0	5	8
	Toplam, Σ	-8	0	2	-6	-4	-2	-6	1	-8



Şekil 1. Yandan OmÖS görüntüsü ve ana bölümleri
(Side view of OmÖS and its main parts)

2.3.1. Ana platform (Main platform)

OmÖS ana platformu 40x40 mm boyutlarında alüminyum sigma profilleri kullanılarak imal edilmiştir (Şekil 1). OmÖS'ün kolaylıkla

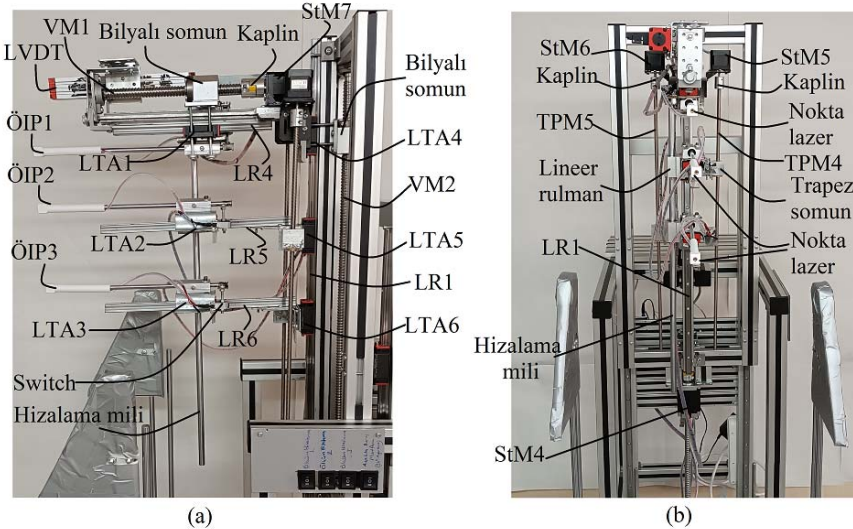
taşınması için ana platform gövdesine dört adet tekerlek monte edilmiştir. Tekerlekler emniyet mandallı olup OmÖS'ün çalışması esnasında kilitlenerek yer değiştirmesini engellediğinden ölçüm hassasiyeti sağlanabilmektedir.

2.3.2. Ölçüm platformu (Measurement platform)

Ölçüm platformu ana gövdesi, 40x40 mm boyutlarında alüminyum sigma profilleri kullanılarak imal edilmiş ve üzerine dikey olarak 1 nolu lineer ray (LR1) monte edilmiştir (Şekil 1 ve Şekil 2). Omurga üzerinden üç farklı noktadan ölçüm yapılacağı için LR1 üzerine dikey eksenle hareket edecek üç adet lineer taşıyıcı araba (LTA4-6) yerleştirilmiş ve LTA4-6 üzerine yatay doğrultuda birer adet lineer ray (LR4-6) monte edilmiştir. LR4-6 üzerine, her bir ray üzerinde bir adet olmak üzere, toplam üç adet lineer taşıyıcı araba (LTA1-3) yerleştirilmiş ve LTA1-3 üzerine birer adet ölçüm probu (ÖP1-3) monte edilmiştir. 4 nolu step motor (StM4) üç ölçüm probunu birlikte, 5 nolu step motor (StM5) 2 nolu ölçüm probunu (ÖP2), 6 nolu step motor (StM6) 3 nolu ölçüm probunu (ÖP3) dikey eksenle aşağı-yukarı hareket ettirmek üzere kullanılmaktadır. Üç ölçüm probunun (ÖP1-3) yatay eksenle birlikte hareketi en üste bulunan 4 nolu lineer ray (LR4) üzerine yerleştirilen 7 nolu step motor (StM7) ile sağlanmaktadır. StM7'nin üç ölçüm probunu senkronize şekilde birlikte hareket ettirmesi için LTA1-3'ü birbirine bağlayan ve lineer rulmanlarla desteklenen hizalama mili kullanılmıştır. LR4 üzerine monte edilmiş olan LVDT sensörü, StM7 hareketine bağlı olarak yer

Tablo 6. Pugh diyagramı ve en iyi konsept seçimi (Pugh diagram and the best concept selection)

Kriterler	Ağırlık Değeri (AD)	Konseptler							
		K2		K3		K6		K8	
		Puan	Puan*AD	Puan	Puan*AD	Puan	Puan*AD	Puan	Puan*AD
1. Ölçüm hassasiyeti	10	3	30	3	30	2	20	2	20
2. Duruş pozisyonu	9	3	27	3	27	2	18	2	18
3. Sistem kontrolü	8	1	8	3	24	3	24	3	24
4. Taşınabilirlik	7	1	7	1	7	1	7	2	14
5. Kullanım kolaylığı	6	3	18	3	18	1	6	2	12
6. Ölçüm süresi	6	3	18	3	18	2	12	2	12
7. Maliyet	5	1	5	1	5	2	10	3	15
8. Modülerlik	4	1	4	1	4	1	4	1	4
Toplam			117		133		101		119

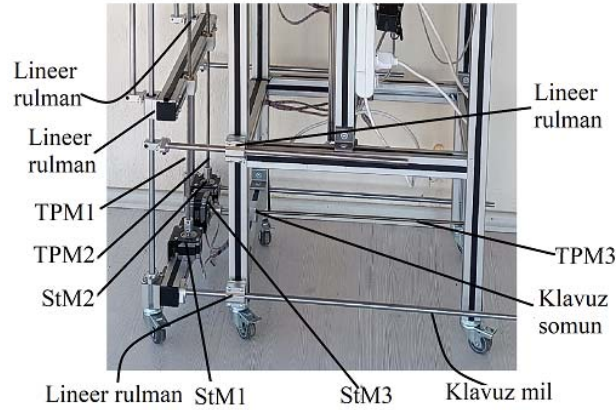


Şekil 2. OmÖS ölçüm platformu (a) yandan görünüşü (b) önden görünüşü (LR: lineer ray, LTA: lineer taşıyıcı araba, ÖP: ölçüm probu, StM: step motor, TPM: trapez profil mil, VM: vidalı mil) (OmÖS measurement platform (a) Side view (b) Front view (LR: linear ray, LTA: linear car, ÖP: measurement probe, StM: step motor, TPM: trapezoidal thread shaft, VM: threaded shaft))

değiştirme ölçümü yapmakta ve bilgisayar yazılımına StM7 ile eş zamanlı olarak veri aktarmaktadır. Böylelikle StM7 ve LVDT verileri OmÖS'ün kalibrasyon kontrolünü mümkün kılmaktadır. Ölçüm platformunun dikey ekseninde kişinin boyuna göre yaklaşık konumlandırılması, bir step motorun ana platform gövdesine monte edilmiş vidalı mili döndürerek bilyalı somun yardımıyla ölçüm platformunu aşağı-yukarı hareket ettirmesi ile sağlanmaktadır. Ölçüm probunun her birinin omurga hattı üzerinde işaretlenen üç ölçüm noktasının dikey konumunda olacak şekilde hassas olarak konumlandırılması, uçlarına yerleştirilen nokta lazerler yardımıyla üç adet step motorla (StM4-6) sağlanmaktadır. Üç ölçüm probundan en altta olan ÖIP3, zemine göre minimum 50 cm' den, en üstte olan ÖIP1 ise zemine göre maksimum 200 cm' den ölçüm verisi alabildiğinden OmÖS'ün yaklaşık olarak 90 cm - 220 cm boy aralığındaki kişilerde kullanılabilmesi mümkün görünmektedir.

2.3.3. Ayakta duruş platformu (Standing platform)

Ön ölçüm çalışmalarında kullanılacak ayakta duruş platformu, kol-gövde açısı 30 derece [36-38] ve el bilekleri köprücük kemiği üzerinde olacak şekilde durmayı sağlamak üzere geliştirilmiştir (Şekil 1 ve 3).



Şekil 3. OmÖS ayakta duruş platformu ve hareketli bileşenleri (StM: Step motor, TPM: Trapez profilli mil)
(OmÖS standing platform and its moving components (StM: Step motor, TPM: Trapezoidal thread shaft))

Ayakta duruş platformunun ana gövdesi, 40x40 mm boyutlarında alüminyum sigma profilleri kullanılarak imal edilmiştir. Platformun yatay ekseninde ileri-geri hareketi platforma monte edilmiş step motorun (StM3) trapez profilli mili (TPM3) ana platform gövdesine sabitlenmiş trapez somun boyunca döndürmesiyle sağlanırken, platforma ait kol desteklerinin dikey ekseninde yukarı-aşağı hareketi platforma monte edilmiş iki ayrı step motorun (StM1 ve StM2) iki ayrı trapez profilli mili (TPM1 ve TPM2) platform gövdesine sabitlenmiş iki trapez somun boyunca eş zamanlı döndürmesiyle sağlanmaktadır. Platform bileşenlerinin yatay ve dikey eksen hareketleri sırasında duruş dengesinin bozulmaması ve düzgün hareket etmeleri için yatay ve dikey doğrultularda, lineer rulmanla desteklenmiş toplam altı adet indiksiyonlu klavuz mil kullanılmıştır. Platform gövdesinin hareket kabiliyetini artırmak ve ana platform ile birlikte taşınmasını sağlamak için emniyet mandallı iki tekerlek monte edilmiştir.

2.3.4. Elektronik kontrol ünitesi (Electronic control unit)

OmÖS'ü oluşturan mekanik ve elektronik bileşenlerin bilgisayara yüklü OmÖS yazılımıyla kontrolünü sağlayan elektronik kontrol ünitesi sürücü kartı, veri toplama kartı ve güç kaynaklarından oluşmaktadır. Elektronik kontrol ünitesi bileşenleri ana platform gövdesine monte edilmiştir (Şekil 1).

2.3.5. Dijital kontrol ve veri analizi yazılımı (Digital control and data analysis software)

OmÖS'ün dijital kontrolü için bu çalışma kapsamında oluşturulan LabVIEW tabanlı yazılım kullanılmıştır. Yazılımın kullanıcı arayüzünde "Hasta Bilgileri", "Hizalama", "Tarama", "Sonuçlar", "Rapor" ve "Ayarlar" bölümleri yer almaktadır (Şekil 4).

3. Deneysel Metot (Experimental Method)

Omurga modeli üzerinde gerçekleştirilen ölçüm çalışmalarında minimum örneklem büyüklüğünü hesaplamak için Heinrich Heine Üniversitesi tarafından sağlanan G*Power programı kullanılmıştır [39]. G*Power programı analizinde torakal ve lomber eğrilik açısı ölçümünde arkometre ve Debrunner kifometre sonuçlarıyla radyografik Cobb açısı sonuçlarının karşılaştırıldığı iki çalışmada [40, 41] rapor edilen en düşük korelasyon katsayısı olan lomber bölge korelasyon katsayısı ($r=0,71$) kullanılmıştır. %95 gücünde ve %5 anlamlılık düzeyinde Pearson korelasyon katsayısı $r = 0,71$ için G*Power tarafından hesaplanan minimum örneklem sonucuna bağlı olarak her bir ölçüm sistemi 17 örneklem içerecek şekilde ön ölçüm çalışması oluşturulmuştur.

3.1. Ölçüm Prosedürü (Measurement Procedure)

Çalışma kapsamında tasarlanan ve prototipi oluşturulan OmÖS'ün ön ölçüm çalışmaları için eğriliği değiştirilebilen omurga modeli kullanılmıştır. Omurga modeli röntgen çekimlerinde kullanılan ideal ayakta duruş pozisyonuna uygun şekilde [36-38] oluşturulmuş, L2-L3 ve C4-C5 aralıklarından dikey doğrultusu aynı olacak şekilde açı çizgileri için kullanılan beyaz tahtaya sabitlenmiştir. İdeal ayakta duruş pozisyonunda; yandan bakıldığında standart referans çizgisi, lomber vertebra cisimlerinden, omuz ekleminde, servikal vertebra cisimlerinden ve kulak memesinden geçmektedir [2]. Omurga modeli üzerinde önceden ayarlanmış 17 farklı torakal ve lomber eğrilik açısı, gonyometre (GnM), inklinometre (İnM) ve OmÖS kullanılarak ölçülmüştür. OmÖS'ün omurga modeli üzerinde gerçekleştirilecek ön ölçüm çalışması, üç farklı kontrolü mümkün kılacak şekilde düzenlenmiştir. Bunlar sırasıyla aşağıda verilmektedir:

1. OmÖS Stm ve OmÖS LVDT eğrilik açısı ölçüm sonuçlarının karşılaştırılmasına dayalı OmÖS cihaz içi kalibrasyon kontrolü
2. GnM ve OmÖS eğrilik açısı ölçüm sonuçlarının karşılaştırılmasına dayalı OmÖS kontrolü
3. GnM ve İnM eğrilik açısı ölçüm sonuçlarıyla karşılaştırılmasına dayalı OmÖS kontrolü

Omurga modelinin lateral görünümü ile lateral omurga röntgeni, her ikisinde ölçüm için kullanılacak vertebra ve uç plakaları açıkça görüldüğünden ve açı ölçümünde doğrudan vertebralara ait uç plakaları kullanıldığından, benzeştirilmiştir. Dijital teknolojinin ve bilgisayar yazılımlarının bu denli gelişiminden önce ortopedi uzmanları tarafından lateral omurga röntgeni üzerinden Cobb açısı ölçümünde ilk yıllarda açıölçer, sonrasında ise açıölçerin daha geliştirilmiş versiyonu olan GnM kullanıldığı düşünüldükçe ön ölçüm çalışmasında eğrilik açısı karşılaştırmalarında GnM ile ölçülen eğrilik açıları referans kabul edilmiştir.

3.2. GnM Ölçümleri (GnM Measurements)

Omurga modeli üzerinde gerçekleştirilen GnM ölçümlerinde, önceden hazırlanmış beyaz tahta üzerinde T1 alt uç plakasına ve T12 üst uç plakasına paralel çizilen çizgilerin kesiştikleri bölge arasında kalan açı (Şekil 5a) torakal eğrilik açısı ve L1 üst uç plakasına ve L5 üst uç plakasına paralel çizilen çizgilerin kesiştikleri bölge arasında kalan açı ise (Şekil 5b) lomber eğrilik açısı olarak alınmıştır [42, 43].

Hasta Bilgileri	Hizalama	Tarama	Sonuçlar	Rapor	Ayarlar	Bağlantı	COM3	Durum	Hazır
-----------------	----------	--------	----------	-------	---------	----------	------	-------	-------

Hasta Bilgileri

Ad- Soyad

T.C. No

Tel. No

Yaş

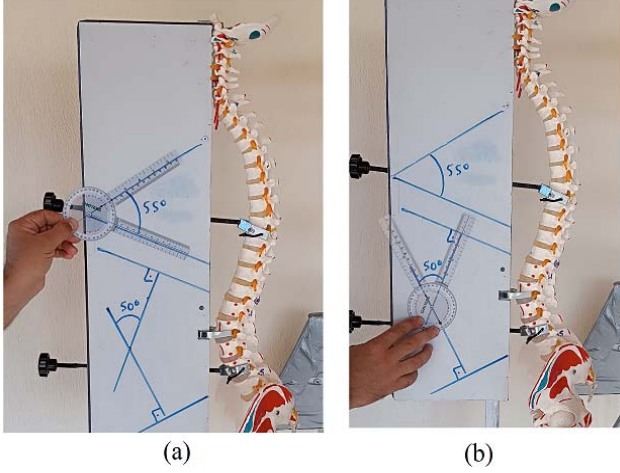
Boy - Ağırlık

Sürekli Kullandığı İlaç

Geçirdiği Cerrahi Operasyon

Kişiye Kaydet

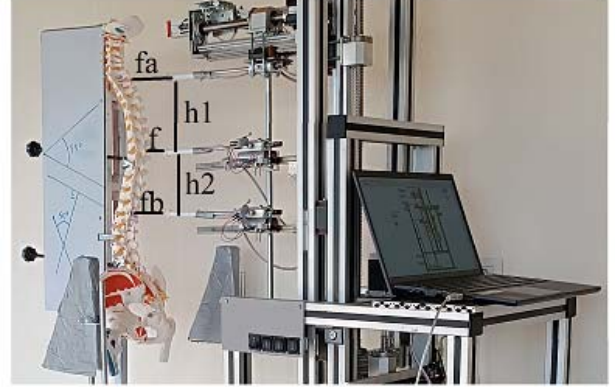
Şekil 4. OmÖS Labview yazılımı kullanıcı arayüzü (OmÖS software user interface)



Şekil 5. Omurga modeli üzerinde GnM ile Cobb açısı ölçümleri (a) torakal bölge (b) lomber bölge
 (Cobb angle measurements using GnM on spine model for (a) thoracic region and (b) lumbar region)

3.3. OmÖS Ölçümleri (OmÖS Measurements)

Bilgisayarda oluşturulan OmÖS yazılımında torakal ve lomber eğrilik açıları Chaise vd. [40] tarafından geliştirilen Eş. 1-5 kullanılarak hesaplanmaktadır. Eğrilik açısı hesabında kullanılan f , f_a , f_b , h_1 ve h_2 parametreleri, 1, 2 ve 3 numaralı ölçüm problemlerinin omurga modeli üzerinde işaretlenen üç vertebra spinöz prosesine teması anındaki yatay ve dikey konumlarından elde edilir. Bunun için torakal bölgede T1 ve T12 vertebra spinöz prosesleri ile bu bölge içinde eğrilik en tepe noktasını oluşturan vertebra spinöz prosesi (Şekil 6), lomber bölgede ise L1 ve L5 vertebra spinöz prosesleri ile bu bölge içinde en dip noktayı oluşturan vertebra spinöz prosesi işaretlenmiştir. OmÖS ölçüm problemlerinin her biri ucuna eklenmiş nokta lazer yardımıyla omurga modeli üzerinde işaretlenmiş olan ölçüm yapacağı vertebra spinöz prosese dikey olarak hizalanmış ve yatay hareket ettirilerek teması sağlanmıştır.



Şekil 6. Torakal eğrilik açısının OmÖS ile ölçümü
 (Measurement of thoracic curvature angle with OmÖS)

$$f_1 = f_a - f \quad (1)$$

$$f_2 = f_b - f \quad (2)$$

$$\varphi_1 = \left| 180 - 2 \arctan \left(\frac{h_1}{f_1} \right) \right| \quad (3)$$

$$\varphi_2 = \left| 180 - 2 \arctan \left(\frac{h_2}{f_2} \right) \right| \quad (4)$$

$$\theta = \varphi_1 + \varphi_2 \quad (5)$$

f_a : eğrilik başlangıç vertebra ile referans eksen arasındaki yatay mesafe (mm)

f_b : eğrilik bitiş vertebra ile referans eksen arasındaki yatay mesafe (mm)

f : eğrilik en tepe/en dip vertebra ile referans eksen arasındaki yatay mesafe (mm)

h_1 : eğrilik başlangıç vertebra ile en tepe/en dip vertebra arasındaki dikey mesafe (mm)

h_2 : eğrilik bitiş vertebra ile en tepe/en dip vertebra arasındaki dikey mesafe (mm)

ϕ_1 : eğriliğin başlangıç vertebra ile en tepe/en dip vertebra arasındaki yaya karşılık gelen açı (°)
 ϕ_2 : eğriliğin bitiş vertebra ile en tepe/en dip vertebra arasındaki yaya karşılık gelen açı (°)
 θ : eğrilik açısı (°)

Referans eksenine göre ölçüm problemlerinin spinöz proseslere temas ettikleri andaki konumları, ölçüm problemlerini dikey ve yatay eksenle hareket ettiren step motorların adım sayısına bağlı olarak otomatik ölçülmüş ve her iki bölge için f , f_a , f_b , h_1 ve h_2 parametreleri elde edilmiştir. Ölçüm problemlerinin ilgili spinöz proseslere temas ettikleri andaki yatay konumları, eş zamanlı olarak LVDT ile ölçülerek ölçüm sonuçları OmÖS içi kalibrasyon kontrolünde kullanılmıştır.

OmÖS'ün omurga modeli üzeri üzerinde uygulanması ile insan üzerinde uygulanması arasındaki fark, insanın kollarının öne doğru omuzla 30° açıda ve ellerinin omuzlara dokunur şekilde ayakta duruşunun sağlanması ve ölçüm için kullanılacak üç vertebra spinöz prosesinin insan derisi üzerinden palpasyon (elle muayene) ile tespit edilip işaretlenmesinden ibarettir. Ölçümle ilgili sonraki işlemler açısından birbirleri arasında fark bulunmamaktadır.

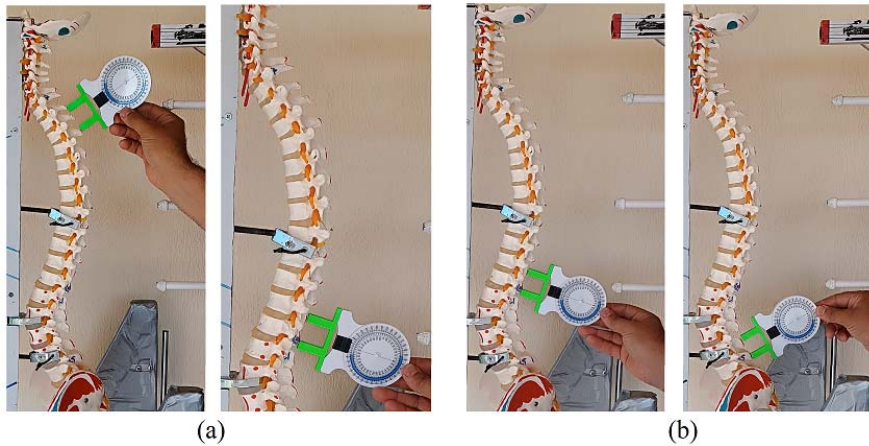
3.4. İnM Ölçümleri (InM Measurements)

Omurga modeli üzerinde gerçekleştirilen İnM ölçümlerinde torakal eğrilik açısı, T1 ve T3 vertebra spinöz prosesleri kullanılarak ölçülen açı ile T11 ve T12 vertebra spinöz prosesleri kullanılarak ölçülen açının toplanması (Şekil 7 a ve b) ile elde edilmiştir. Lomber eğrilik açısı ise T11 ve T12 vertebra spinöz prosesleri kullanılarak ölçülen açı ile L4 ve L5 vertebra spinöz prosesleri kullanılarak ölçülen açının toplanması (Şekil 7 c ve d) ile elde edilmiştir [44].

3.5. İstatistiksel Analiz (Statistical Analysis)

GnM, OmÖS ve İnM torakal ve lomber eğrilik açısı ölçüm sonuçlarının istatistiksel analizi için IBM SPSS Statistics 29.0 programı kullanılmıştır. Her bir ölçüm yöntemi için örneklem sayısı 50'nin altında olduğu için ölçüm sonuçlarının normal dağılıma uygun olup olmadığı Shapiro-Wilk testi kullanılarak kontrol edilmiştir. Shapiro-Wilk testine ilaveten aynı amaçla grafiksel yöntem olan Q-Q grafiği kullanılmıştır. Referans ölçüm değerleri olarak kabul edilen GnM eğrilik açısı ölçüm sonuçları ile OmÖS ve İnM eğrilik açısı ölçüm sonuçları arasındaki ilişkiyi değerlendirmek amacıyla Pearson korelasyon testi uygulanmıştır. Korelasyon katsayısı (r) aralığı çok güçlü (0,90 – 1,00), güçlü (0,70-0,90), orta (0,50-0,70), zayıf (0,30-

0,50) ve çok zayıf (0,00-0,30) olarak kabul edilmiş, anlamlılık düzeyi ise $p < 0,05$ olarak belirlenmiştir [45]. Pearson korelasyon testinden önce eğrilik açısı ölçüm sonuçlarının saçılım grafikleri çizilerek doğrusallık kontrolü gerçekleştirilmiştir. Pearson korelasyon analizi sonucunda istatistiksel olarak anlamlı olan güçlü ya da çok güçlü bir korelasyon ilişkisi elde edilmesi durumunda, karşılaştırılan eğrilik açıları arasındaki uyuma da bakılması gerekmektedir. Çünkü Pearson korelasyonu katsayısı (r) sadece ölçülen değişkenler arasındaki ilişkiyi gösterdiğinden, ölçüm sonuçları arasında güçlü bir korelasyonun olması, Bland ve Altman' a [46] göre güçlü bir uyumun ortaya çıkacağı anlamına gelmemektedir. Bu nedenle, sonuçlar arasındaki uyum, Bland ve Altman tarafından önerilen ve Bland-Altman analizi olarak adlandırılan istatistiksel analiz yöntemi kullanılarak %95 güven aralığında değerlendirilmiştir [46]. Bland-Altman analizi, iki ölçüm yöntemiyle aynı şeyin ölçümü, iki farklı test zamanında aynı şeyin ölçümü ya da iki farklı gözlemcinin aynı şeyi ölçümü arasındaki uyumu değerlendirmek için Bland-Altman grafiği kullanılan istatistiksel bir yöntemdir. Bland-Altman grafiğindeki alt ve üst uyum sınırları, %95 güven aralığı alt ve üst sınırlarını gösterir. Bland-Altman grafiği, bu sınırların kabul edilebilir olup olmadığı hakkında bir görüş belirtmemekte; kabul edilebilir farklılık sınırlarının, klinik gerekliliğe ve/veya diğer tasarım ve kullanım hedeflerine dayanarak belirlenmesi gerekmektedir. Literatürde torakal ve lomber eğrilik açıları için klinik olarak kabul edilebilir farklılık sınırları ile az sayıda çalışmaya rastlanmıştır. Bu çalışmalardan birinde esnek cetvel kullanılarak çizilen lomber eğrilik çizgisi üzerinden iki farklı yöntemle eğrilik açısı hesaplanmış ve iki yöntemin sonuçları arasında 4° ile 7° arasında fark bulunmuştur. Bu farkların klinik olarak kabul edilebilir olduğu, ölçümlere dayalı olarak verilen klinik kararları etkilemeyeceği ve iki yöntemin birbirlerinin yerine kullanılabileceği belirtilmiştir [47]. Polly vd. sagittal omurga radyografları üzerinden Cobb yöntemi kullanarak gerçekleştirdikleri lomber eğrilik açısı ölçüm çalışmalarında, sagittal eğrilik ölçülürken klinik olarak 10°' lik bir farklılığın kabul edilebilir olduğunu ifade etmişlerdir [48]. Hicks vd. sagittal omurga radyografları üzerinden Cobb yöntemi kullanarak gerçekleştirdikleri lomber eğrilik açısı ölçüm çalışmalarında, farklı değerlendiriciler arası ölçüm farkını 3,9° olarak bulmuşlardır. Bu farkın klinik olarak kabul edilebilir olduğunu ve eğrilik açısında değişim meydana gelip gelmediği ile ilgili karar vermede sınır olarak kabul edilebileceğini ifade etmişlerdir [49]. Norton vd. inklinometre ve koordinat ölçümüne dayalı dijital sistem kullanarak gerçekleştirdikleri lomber eğrilik açısı ölçüm çalışmalarında, iki yöntemin sonuçları arasında 3° ile 10° arasında fark bulmuşlardır [50]. Bu çalışmada, Ortopedi ve Travmatoloji Uzmanı Prof.Dr. Halil Burç ile yapılan kişisel görüşmede [51], önceki



Şekil 7. Omurga modeli üzerinde İnM ile eğrilik açılarının ölçülmesi (a) torakal bölge (b) lomber bölge
 (Measurement of curvature angles on the spine model with InM (a) thoracic region (b) lumbar region)

çalışmalarda rapor edilen değerler ile GnM, OmÖS Stm ve İnM arasındaki ölçüm yöntemi farklılıkları (Cobb, trigonometrik ya da teğet yöntemi gibi) birlikte değerlendirilerek kabul edilebilir farklılık sınırları için iki kriter belirlenmiş ve ölçüm yöntemlerinin sonuçları arasındaki uyum, bu kriterler çerçevesinde değerlendirilmiştir. Bu kriterler şunlardır: (1) İki yöntemin sonuçları arasındaki farkların ortalaması (yanlılık değeri) $\pm 4^\circ$, (2) Farklılık sınırları, yanlılık değeri $\pm 4^\circ$ aralığında olmalıdır. Son olarak, farklı ölçüm sistemlerine ait eğrilik açıları arasında basit doğrusal regresyon analizi gerçekleştirilmiştir.

4. Sonuçlar ve Tartışmalar (Results and Discussions)

Omurga modeli üzerinde gerçekleştirilen torakal ve lomber eğrilik açısı ölçümlerinden elde edilen sonuçlar OmÖS'ün revizyonu için kullanılmış olup ön çalışma sonuçları olarak değerlendirilmiştir. Tablo 7'de GnM, OmÖS Stm, OmÖS LVDT ve İnM torakal ve lomber eğrilik açılarının ortalamalarını, standart sapmalarını, minimum ve maksimum değerleri ile Shapiro-Wilk normallik test sonuçları verilmektedir. Shapiro-Wilk test sonuçlarına göre GnM, OmÖS Stm, OmÖS LVDT ve İnM torakal ve lomber eğrilik açıları p değerleri 0,05'ten büyük olduğundan dağılımların normal olduğu kabul edilmiştir.

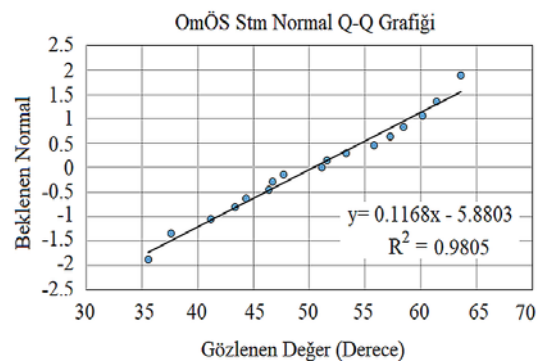
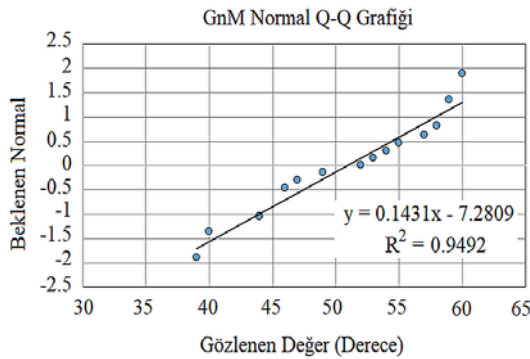
Normal Q-Q grafiklerini temsilen sadece GnM ve OmÖS Stm torakal ve lomber eğrilik açıları normal Q-Q grafikleri sırasıyla Şekil 8 ve 9'da gösterilmektedir.

4.1. OmÖS Stm ve OmÖS LVDT Torakal ve Lomber Eğrilik Açısı Sonuçları ve İstatistiksel Karşılaştırılmaları (OmÖS Stm and OmÖS LVDT Thoracic and Lumbar Curvature Angle Results and Their Statistical Comparisons)

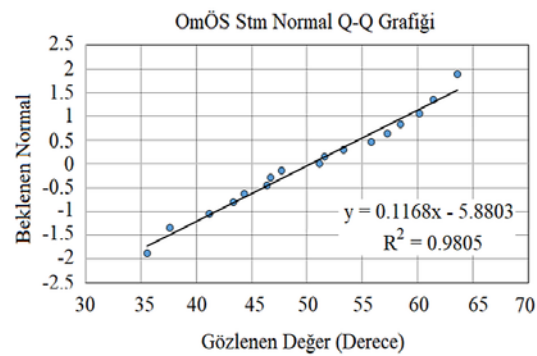
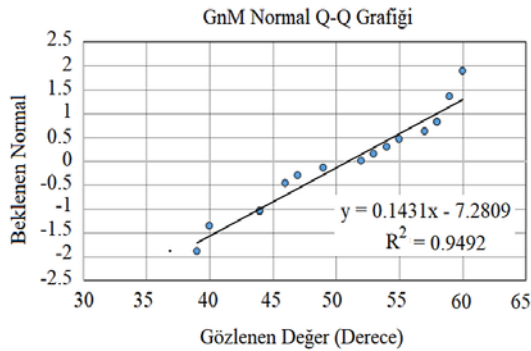
OmÖS'ün elektronik ve mekanik bileşenlerinin kalibrasyon kontrolü için eş zamanlı alınan step motor ve LVDT ölçüm verileri ile elde edilen eğrilik açısı sonuçları karşılaştırılmıştır. OmÖS Stm ve OmÖS LVDT torakal ve lomber eğrilik açılarının saçılım grafiklerinden hem torakal hem lomber bölge için OmÖS Stm ve OmÖS LVDT eğrilik açısı ölçüm sonuçları arasında doğrusal bir ilişki olduğu anlaşılmaktadır. Pearson korelasyon analizi sonucunda elde edilen korelasyon katsayısı ve anlamlılık değerleri OmÖS Stm ve OmÖS LVDT torakal eğrilik açısı sonuçları arasında istatistiksel olarak anlamlı olan çok güçlü bir pozitif korelasyon ($r=0,999$ ve $p<0,001$) olduğunu, benzer şekilde lomber eğrilik açısı sonuçları arasında istatistiksel olarak anlamlı olan çok güçlü bir pozitif korelasyon ($r=0,989$ ve $p<0,001$) olduğunu göstermektedir.

Tablo 7. GnM, OmÖS Stm, OmÖS LVDT ve İnM torakal ve lomber eğrilik açısı Shapiro-Wilk normallik test sonuçları
(Shapiro-Wilk test of normality results for GnM, OmÖS Stm, OmÖS LVDT and İnM thoracic and lumbar curvature angles)

	Torakal eğrilik açısı				Lomber eğrilik açısı			
	Ortalama ($\pm$ SS)	Minimum	Maksimum	p	Ortalama ($\pm$ SS)	Minimum	Maksimum	p
GnM	50,53 $\pm$ 6,90	39,00 $^\circ$	60,00 $^\circ$	0,216	52,24 $\pm$ 5,67	40,00 $^\circ$	61,00 $^\circ$	0,853
OmÖS.Stm	50,35 $\pm$ 8,42	35,56 $^\circ$	63,62 $^\circ$	0,826	49,02 $\pm$ 6,39	33,90 $^\circ$	57,61 $^\circ$	0,258
OmÖS LVDT	48,82 $\pm$ 8,26	34,34 $^\circ$	61,87 $^\circ$	0,828	49,52 $\pm$ 6,86	33,17 $^\circ$	59,69 $^\circ$	0,342
İnM	47,71 $\pm$ 5,78	37,00 $^\circ$	56,00 $^\circ$	0,265	38,12 $\pm$ 4,09	31,00 $^\circ$	45,00 $^\circ$	0,735



Şekil 8. GnM ve OmÖS Stm torakal eğrilik açısı normal Q-Q grafikleri (Normal Q-Q plots for GnM and OmÖS Stm thoracic curvature angles)



Şekil 9. GnM ve OmÖS Stm lomber eğrilik açısı normal Q-Q grafikleri (Normal Q-Q plots for GnM and OmÖS Stm lumbar curvature angles)

OmÖS Stm ve OmÖS LVDT eğrilik açıları arasındaki uyumu doğrulamak için Bland-Altman analizi uygulanmıştır. Bland-Altman analizine göre torakal eğrilik açıları için yanlılık değeri $+1,53^\circ$, standart sapması $0,46^\circ$ ve %95 güven aralığı alt ve üst uyum sınırları $+0,63^\circ/+2,43^\circ$ dir. Lomber eğrilik açıları için yanlılık değeri $-0,51^\circ$, standart sapması $1,08^\circ$ ve %95 güven aralığı alt ve üst uyum sınırları $-2,62^\circ/+1,60^\circ$ dir. Her iki eğrilik açısı için yanlılık değerleri ile alt ve üst uyum sınırları, yöntemler arası uyum için belirlenmiş olan her iki kriteri (torakal eğrilik için $\pm 4^\circ$ ve $1,53^\circ \pm 4^\circ$, lomber eğrilik için $\pm 4^\circ$ ve $-0,51^\circ \pm 4^\circ$) sağlamaktadır.

Tablo 8’de torakal ve lomber eğrilik açısı basit doğrusal regresyon analizi sonuçları verilmektedir. Analiz sonucundaki B değerinin sıfıra olabildiğince yakın olması ve p değerinin anlamlı olmaması istenir. Bu ikisinin sağlanması, iki ölçüm aracının, herhangi bir yanlılığa düşmeden ölçüm yaptıkları anlamına gelmektedir. Regresyon analizi sonuçları ile Bland-Altman grafiği sonuçları birlikte değerlendirildiğinde, torakal ve lomber eğrilik açıları için OmÖS Stm ve OmÖS LVDT ölçüm sonuçları birbirleriyle uyum göstermektedir.

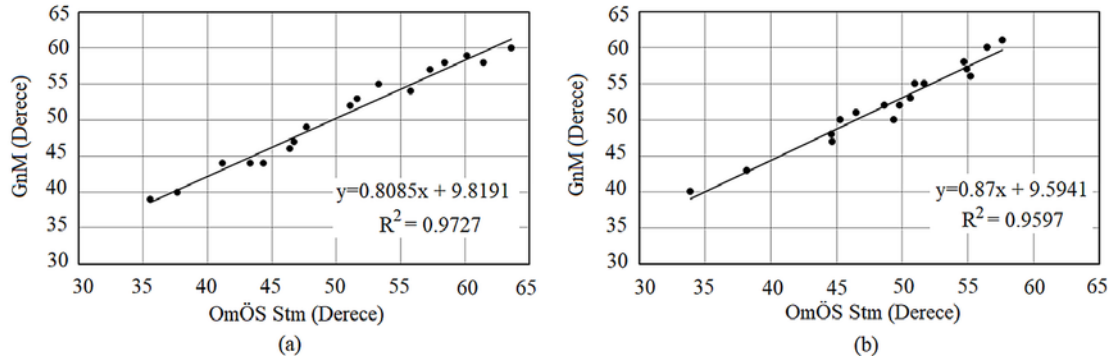
4.2. GnM ve OmÖS Stm Torakal ve Lomber Eğrilik Açısı Sonuçları ve İstatistiksel Karşılaştırılmaları (GnM and OmÖS Thoracic and Lumbar Curvature Angle Results and Their Statistical Comparisons)

Referans kabul edilen GnM eğrilik açısı ölçüm sonuçları ile OmÖS Stm eğrilik açısı ölçüm sonuçları karşılaştırılmıştır. Şekil 10’ da GnM ve OmÖS Stm torakal ve lomber eğrilik açılarının saçılım grafikleri verilmektedir. Saçılım grafiklerinden hem torakal hem de lomber bölge için GnM ve OmÖS Stm eğrilik açısı ölçüm sonuçları arasında doğrusal bir ilişki olduğu anlaşılmaktadır.

Pearson korelasyon katsayısı ve anlamlılık değerleri GnM ve OmÖS Stm torakal eğrilik açısı sonuçları arasında istatistiksel olarak anlamlı olan çok güçlü bir pozitif korelasyon ($r=0,986$ ve $p<0,001$) olduğunu, benzer şekilde lomber eğrilik açısı sonuçları arasında istatistiksel olarak anlamlı olan çok güçlü bir pozitif korelasyon ($r=0,980$ ve $p<0,001$) olduğunu göstermektedir. GnM ve OmÖS Stm eğrilik açıları arasındaki uyumu doğrulamak için Bland-Altman analizi uygulanmış ve Şekil 11’ deki grafikler elde edilmiştir.

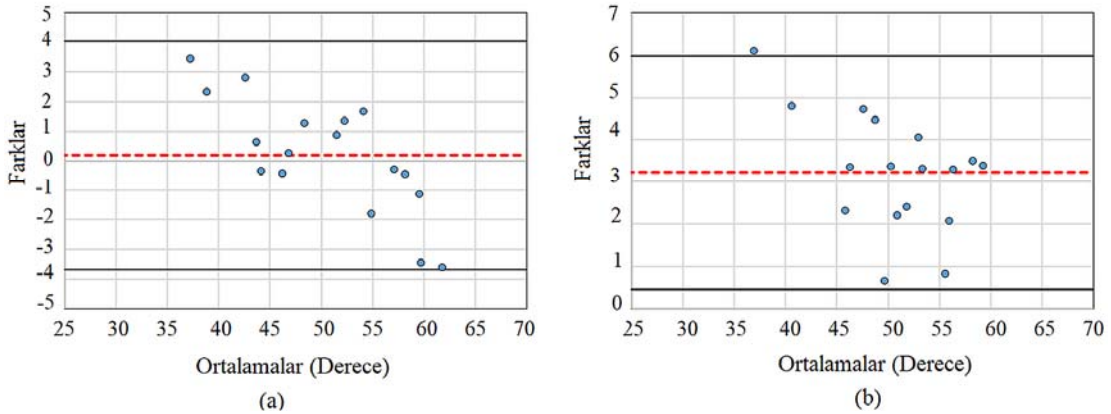
Tablo 8. OmÖS Stm ve OmÖS LVDT torakal ve lomber eğrilik açıları basit doğrusal regresyon analizi sonuçları
(Simple linear regression analysis results for OmÖS Stm and OmÖS LVDT thoracic and lumbar curvature angles)

	Torakal eğrilik		Lomber eğrilik	
	B	Sig. (p)	B	Sig. (p)
Ortalamalar ((OmÖS Stm+OmÖS LVDT)/2)	0,019	0,181	-0,071	0,080
Dependent Variable: Farklar (OmÖS Stm–OmÖS LVDT)				



Şekil 10. GnM ve OmÖS Stm (a) torakal ve (b) lomber eğrilik açıları saçılım grafikleri
(Scatter plots for GnM and OmÖS Stm (a) thoracic and (b) lumbar curvature angles)

Bland-Altman Grafikleri (GnM - OmÖS Stm)



Şekil 11. GnM ve OmÖS Stm (a) torakal ve (b) lomber eğrilik açıları Bland-Altman grafiği
(Bland-Altman graphs for GnM and OmÖS Stm (a) thoracic and (b) lumbar curvature angles)

Bland-Altman analizine göre torakal eğrilik açıları için yanlışlık değeri $+0.18^\circ$, standart sapması 1.97° ve %95 güven aralığı alt ve üst uyum sınırları $-3.69^\circ/+4.05^\circ$ dir. Lomber eğrilik açıları için yanlışlık değeri $+3.22^\circ$, standart sapması 1.41° ve %95 güven aralığı alt ve üst uyum sınırları $+0.46^\circ/+5.98^\circ$ dir. Her iki eğrilik açısı için yanlışlık değerleri ile alt ve üst uyum sınırları, yöntemler arası uyum için belirlenmiş olan her iki kriteri (torakal eğrilik için $\pm 4^\circ$ ve $0.18^\circ \pm 4^\circ$, lomber eğrilik için $\pm 4^\circ$ ve $3.22^\circ \pm 4^\circ$) sağlamaktadır. Tablo 9' da torakal ve lomber eğrilik açısı basit doğrusal regresyon analizi sonuçları verilmektedir. Regresyon analizi sonuçları ile Şekil 11' de gösterilen Bland-Altman grafiği sonuçları birlikte değerlendirildiğinde, torakal ve lomber eğrilik açıları için GnM ve OmÖS Stm ölçüm sonuçlarının birbirleriyle uyum gösterdiği görülmektedir.

4.3. GnM ve İnM Torakal ve Lomber Eğrilik Açısı Sonuçları ve

İstatistiksel Karşılaştırılmaları

(GnM and İnM Thoracic and Lumbar Curvature Angle Results and Their Statistical Comparisons)

GnM ve İnM torakal ve lomber eğrilik açılarının saçılım grafiklerinden hem torakal hem de lomber bölge için GnM ve İnM eğrilik açısı ölçüm sonuçları arasında doğrusal bir ilişki olduğu anlaşılmaktadır. Pearson korelasyon katsayısı ve anlamlılık değerleri GnM ve İnM torakal eğrilik açıları sonuçları arasında ($r=0.940$ ve $p<0.001$) istatistiksel olarak anlamlı olan çok güçlü bir pozitif korelasyon olduğunu, lomber eğrilik açısı sonuçları arasında ($r=0.780$ ve $p<0.001$) istatistiksel olarak anlamlı olan güçlü bir pozitif korelasyon olduğunu göstermektedir. GnM ve İnM eğrilik açıları arasındaki uyumu doğrulamak için Bland ve Altman tarafından önerilen istatistiksel analiz uygulanmıştır. Bland-Altman analizine göre torakal eğrilik açıları için yanlışlık değeri $+2.82^\circ$, standart sapması 2.46° ve %95 güven aralığı alt ve üst uyum sınırları $-1.99^\circ/+7.64^\circ$ dir. Yanlışlık değeri, birinci kriterde ifade edilen kabul edilebilir yanlışlık değer aralığında ($\pm 4^\circ$) yer almasına rağmen üst uyum sınırı, kabul edilebilir farklılık sınırlarının ($2.82^\circ \pm 4^\circ$) çok az dışında yer almakta ve yöntemler arası uyum için belirlenmiş olan ikinci kriteri sağlamamaktadır. Lomber eğrilik açıları için yanlışlık değeri $+14.12^\circ$, standart sapması 3.57° ve %95 güven aralığı alt ve üst uyum sınırları $+7.12^\circ/+21.11^\circ$ dir. Yanlışlık değeri ile alt ve üst uyum sınırları, yöntemler arası uyum için belirlenmiş olan her iki kriteri sağlamaktan çok uzaktır. Tablo 10' da torakal ve lomber eğrilik açısı basit doğrusal regresyon analizi sonuçları verilmektedir. Regresyon analizi sonuçları ile Bland-Altman grafiği sonuçları birlikte değerlendirildiğinde, torakal ve lomber eğrilik açıları için GnM ve İnM ölçüm sonuçlarının birbirleriyle uyum göstermediği, bu uyumsuzluğun lomber eğrilik açısında çok daha belirgin hale geldiği açıkça görülmektedir.

4.4. Tartışmalar (Discussions)

Bu çalışmada öncelikle geliştirilmiş olan OmÖS'ün kalibrasyonunu test etmek ve insan üzerinde ölçüm çalışmalarına başlanabileceğini belirlemek için omurga modeli üzerinde ön ölçüm çalışmaları yapılmıştır. Bunun için GnM, OmÖS ve İnM olmak üzere üç eğrilik açısı ölçüm sistemi kullanılarak omurga modeli üzerinden torakal ve lomber eğrilik açıları elde edilmiştir. GnM ölçümlerinde vertebraların uç plakaları esas alınırken OmÖS ve İnM ölçümlerinde vertebraların spinöz prosesleri esas alınmaktadır. Bu çalışmada GnM ve OmÖS'e ilaveten farklı bir ölçüm yöntemi olarak İnM'nin seçilmesinin nedeni ölçümlerde OmÖS gibi deri üzerinden vertebra spinöz proses noktalarını kullanması ve maliyetinin diğer ölçüm sistemlerine göre düşük olmasıdır. Diğer bir ölçüm yöntemi olan esnek cetvelin maliyeti İnM gibi düşük olsa da ölçümlerde vertebra spinöz proses noktaları yerine ilgili bölgenin en üst vertebraından en alt vertebraına kadar olan sırt eğrisi kullanıldığından tercih edilmemiştir.

OmÖS ölçümlerinde ölçüm problemleri dikey ve yatay konumda hareket ettiren step motorların adımları ve LVDT verileri eş zamanlı olarak açı hesabı için gerekli olan parametrelerin ölçümünde kullanılmış ve step motor adımı ile elde edilen açılar ise OmÖS Stm, LVDT ile elde edilen açılar OmÖS LVDT açıları olarak adlandırılmıştır. Literatürde omurga eğriliği ölçümünde eş zamanlı çift veri akışı sağlayan bir çalışmaya rastlanmamıştır. OmÖS Stm ve OmÖS LVDT eğrilik açıları arasındaki uyumu doğrulamak için uygulanan ve iki ölçüm yöntemiyle aynı şeyin ölçümü arasındaki tutarlılığı değerlendirmek için kullanılan istatistiksel bir yöntem olan Bland-Altman analizinin grafiksel sonuçlarına göre OmÖS içerisinde yer alan mekanik ve elektronik bileşenlerin kalibrasyonunun uygun olduğu belirlenmiştir. Çünkü hem torakal hem de lomber eğrilik açısı sonuçları, Bland-Altman grafiği %95 güven aralığı alt ve üst uyum sınırları içinde yer almakta, alt ve üst uyum sınırları ile yanlışlık değerleri ise klinik olarak kabul edilebilir farklılık sınırları içinde yer almaktadır.

GnM ile OmÖS arasında torakal eğrilik açısı sonuçları arasında istatistiksel olarak anlamlı olan çok güçlü bir ilişki, benzer şekilde lomber eğrilik açısı sonuçları arasında da istatistiksel olarak anlamlı çok güçlü bir ilişki bulunmuştur. GnM ve İnM torakal eğrilik açısı sonuçları arasında istatistiksel olarak anlamlı olan çok güçlü bir ilişki ve düşük oranda uyumsuzluk bulunurken lomber eğrilik açısı sonuçları arasında istatistiksel olarak anlamlı olmasına rağmen torakal bölgeye kıyasla daha zayıf bir ilişkinin ve yüksek oranda uyumsuzluğun olduğu görülmektedir. Bu durum göz önünde bulundurulduğunda OmÖS ile torakal ve lomber bölgede gerçekleştirilen eğrilik açısı ölçümlerinin referans kabul edilen GnM ölçümlerine kıyasla İnM ile gerçekleştirilen ölçümlerden daha

Tablo 9. GnM ve OmÖS Stm torakal ve lomber eğrilik açıları basit doğrusal regresyon analizi sonuçları
(Simple linear regression analysis results for GnM and OmÖS Stm thoracic and lumbar curvature angles)

	Torakal eğrilik		Lomber eğrilik	
	B	Sig. (p)	B	Sig. (p)
Ortalamlar ((GnM+OmÖS Stm)/2)	-0,045	0,070	-0,103	0,059
Dependent Variable: Farklar (GnM–OmÖS Stm)				

Tablo 10. GnM ve İnM torakal ve lomber eğrilik açıları basit doğrusal regresyon analizi sonuçları
(Simple linear regression analysis results for GnM and İnM thoracic and lumbar curvature angles)

	Torakal eğrilik		Lomber eğrilik	
	B	Sig. (p)	B	Sig. (p)
Ortalamlar ((GnM+İnM)/2)	0,183	0,059	0,363	0,057
Dependent Variable: Farklar (GnM–İnM)				

güvenilir olduğu ve doğruluğu daha yüksek sonuçlar verdiği anlaşılmaktadır. İnM ile lomber eğrilik açısı ölçümlerinde görülen yüksek orandaki uyumsuzluğa 1) lomber bölgede vertebralar arası mesafenin torakal bölgeye kıyasla daha kısa olmasının, 2) İnM'nin ölçüm hassasiyetinin düşük olmasının, 3) GnM ile ölçümlerde vertebra uç plakalarını referans alan Cobb yöntemi kullanılırken İnM ile ölçümlerde vertebra spinöz prosesleri referans alan arka teğet yönteminin kullanılmasının, 4) İnM ayaklarının ölçüm için kullanılan vertebra spinöz prosesler üzerinde doğru yerleştirilmemiş olmasının ve 5) İnM ile ölçümlerde başlangıç vertebra spinöz prosesleri olarak T12-L1 ya da L1-L2 yerine T11-T12, bitiş vertebra spinöz prosesleri olarak L5-S1 yerine L4-L5 vertebra spinöz proseslerinin kullanılmasının yol açtığı değerlendirilmektedir.

5. Sonuçlar (Conclusions)

Bu çalışma kapsamında geliştirilmiş olan OmÖS, mevcut haliyle bir prototip olup, ön kontrolü omurga modeli üzerinde gerçekleştirilen çalışmalarla tamamlanmıştır. İnsanlar üzerinde son kontrol çalışmalarının gerçekleştirilmemiş olması, çalışmanın önemli bir sınırlamasıdır. Bu nedenle OmÖS, toplu tarama çalışmalarında veya kliniklerde omurga eğriliği ölçümü için henüz kullanılmaya hazır değildir. Omurga modeli üzerinde gerçekleştirilen ön çalışma sonuçlarından, OmÖS sagittal plan torakal ve lomber eğrilik açıların, referans kabul edilen GnM açılarıyla yüksek derecede uyum içerisinde olduğu görülmüştür. Bu nedenle, OmÖS ile gönüllü katılımcılar üzerinde sagittal plan torakal ve lomber eğrilik açısı ölçüm çalışmalarına başlanmasının uygunluğuna ve elde edilen sonuçlarının, gönüllü katılımcıların lateral omurga röntgenleri üzerinden ölçülecek radyografik Cobb açıları ile karşılaştırılmasına karar verilmiştir.

Teşekkür (Acknowledgement)

Prof.Dr. Halil Burç'a, Öğr. Gör. Emrah Uzun'a ve Yüksek Makine Mühendisi Mustafa Emre Çetin'e bu çalışmaya sağladıkları katkılardan dolayı teşekkür ederiz.

Kaynaklar (References)

1. Wikipedia. Vertebra. <https://en.wikipedia.org/wiki/Vertebra>. Erişim tarihi Kasım 13, 2024.
2. Ecerkale E., Postür analizinde symmetrigrat ile orthonörotenogram sonuçlarının değerlendirilmesi, T.C. Sağlık Bakanlığı Okmeydanı Eğitim ve Araştırma Hastanesi, Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Kliniği, Uzmanlık Tezi, İstanbul, 2006.
3. Reamy B.M., Slakey J.B., Adolescent idiopathic scoliosis: review and current concepts, *Am Fam Physician*, 64 (1), 111-117, 2001.
4. Walicka-Cupryś K., Wyszynska J., Podgórska-Bednarsz J., Drzał-Grabiec J., Concurrent validity of photogrammetric and inclinometric techniques based on assessment of anteroposterior spinal curvatures, *Eur Spine J*, 27 (2), 497-507, 2018.
5. Tabard-Fougère A., Bonnefoy-Mazure A., Dhoub A., Valaikaite R., Armand S., Dayer R., Radiation-free measurement tools to evaluate sagittal parameters in AIS patients: a reliability and validity study, *Eur Spine J*, 28 (3), 536-543, 2019.
6. Hannink E., Shannon T., Barker, K., Dawes H., The reliability and reproducibility of sagittal spinal curvature measurement using the Microsoft Kinect V2, *J Back Musculoskelet Rehabil*, 33 (2), 295-301, 2020.
7. Hannink E., Dawes H., Shannon T.M.L., Barker K.L., Validity of sagittal thoracolumbar curvature measurement using a non-radiographic surface topography method, *Spine Deform.*, 10 (6), 1299-1306, 2022.
8. Degenhardt B.F., Starks Z., Bhatia S., Reliability of the DIERS formetric 4D spine shape parameters in adults without postural deformities, *Biomed Res Int*, 2020, 1796247, 2020.
9. Żurawski A.L., Kiebzak W.P., Kowalski I.M., Śliwiński G., Śliwiński Z., Evaluation of the association between postural control and sagittal curvature of the spine. *PLoS One*, 15 (10), e0241228, 2020.
10. Dreischarf B., Koch E., Dreischarf M., Schmidt H., Pumberger M., Becker L., Comparison of three validated systems to analyse spinal shape and motion, *Sci Rep*, 12, 10222, 2022.
11. Huthwelker J., Konradi J., Wolf C., Westphal R., Schmidtman I., Drees P., Betz U., Reference values for 3D spinal posture based on videorasterstereographic analyses of healthy adults, *Bioengineering*, 9 (12), 809, 2022.
12. Koda H., Kai Y., Kida N., Morihara T., Spinal alignment measurement with Kinect sensor is valid for thoracic kyphosis but not for lumbar lordosis, *J Orthop Surg Res*, 18, 214, 2023.
13. Azadinia F., Kamyab M., Behtash H., Saleh Ganjavian M., Javaheri M.R., The validity and reliability of noninvasive methods for measuring kyphosis, *J Spinal Disord Tech*, 27 (6), E212-E218, 2014.
14. Sangtarash F., Manshadi F.D., Sadeghi A., Tabatabaee S.M., Gheysari A.M., Validity and reliability of dual digital inclinometer in measuring thoracic kyphosis in women over 45 years, *J Spine*, 3, 1-4, 2014.
15. Kluszczyński M., Wąsik J., Ortenburger D., Zarzycki D., Siwik P., Prognostic value of measuring the angles of lumbar lordosis and thoracic kyphosis with the Saunders inclinometer in patients with low back pain, *Pol Ann Med*, 24 (1), 31-35, 2017.
16. Hunter D.J., Rivett D.A., McKiernan S., Weerasekera I., Snodgrass S.J., Is the inclinometer a valid measure of thoracic kyphosis? A cross-sectional study, *Braz J Phys Ther*, 22 (4), 310-317, 2018.
17. Schmidt A.V., Andrade R.M., Novo N.F., Ribeiro A.P., Reliability and validity between two instruments for measuring spine sagittal parameters in adolescents with idiopathic scoliosis during various stages of growth, *Revista Medicina Legal De Costa Rica*, 39 (2), 51-68, 2022.
18. Ribeiro R.P., Marchetti B.V., de Oliveira E.B., Candotti C.T., Kyphosis index obtained in X-ray and with flexicurve assessment in children and young people, *Revista Brasileira de Saúde Materno Infantil* 17 (1), 79-87, 2017.
19. Grindle D., Mousavi S.J., Allaire B., White A., Anderson D., Validity of flexicurve and motion capture for measurements of thoracic kyphosis vs standing radiographic measurements. *JOR Spine*, 3 (3), e1120, 2020.
20. Shamsi M.B., Veisi K., Karimi L., Safari A., Data of range of thoracic kyphosis and lumbar lordosis between line and staff personnel of armed forces in Kermanshah, Iran, *Data Brief*, 42, 108194, 2022.
21. Giglio C.A., Volpon J.B., Development and evaluation of thoracic kyphosis and lumbar lordosis during growth, *J Child Orthop*, 1 (3), 187-193, 2007.
22. Finestone A.S., Marcus G., Anekstein Y., Mirovsky Y., Agar G., Assessing kyphosis with spinescan: Another attempt to reduce our dependence on radiography, *Spine J*, 13 (8), 926-931, 2013.
23. Zafereo J., Wang-Price S., Brown J., Carson E., Reliability and comparison of spinal end-range motion assessment using a skin-surface device in participants with and without low back pain, *J Manipulative Physiol Ther*, 39 (6), 434-442, 2016.
24. Büyükturan Ö., Büyükturan B., Yetiş M., Yetiş A., Yaşlı bireylerde cilt yüzeyi üzerinden torasik kifoz ve lumbal lordoz açıların değerlendirilmesi: Spinal Mouse geçerliliği ve güvenilirliği, *diclemedj*, 45 (2), 121-127, 2018.
25. Russell B.S., Muhlenkamp-Wermert K.A., Hoiriis K.T., Measurement of lumbar lordosis: A comparison of 2 alternatives to the Cobb angle, *J Manipulative Physiol Ther*, 43 (8), 760-767, 2020.
26. Folsch C., Schlögel S., Lakemeier S., Wolf U., Timmesfeld N., Skwara A., Test-retest reliability of 3D ultrasound measurements of the thoracic spine, *PM R*, 4 (5), 335-341, 2012.
27. Kowalski I.M., Protasiewicz-Faldowska H., Dwornik M., Pjerożyński B., Raistenski J., Kiebzak W., Objective parallel-forms reliability assessment of 3 dimension real time body posture screening tests, *BMC Pediatr*, 14, 221, 2014.
28. Takacs M., Rudner E., Kovacs A., Orlovits Z., Kiss R.M., The assessment of the spinal curvatures in the sagittal plane of children using an ultrasound-based motion analysing system, *Ann Biomed Eng*, 43 (2), 348-362, 2015.
29. Takacs M., Orlovits Z., Jäger B., Kiss R.M., Comparison of spinal curvature parameters as determined by the ZEBRIS spine examination method and the Cobb method in children with scoliosis, *PLoS One*, 13 (7), e0200245, 2018.
30. Shahri Y.F.K., Hesar N.G.H., Validity and reliability of smartphone-based Goniometer-Pro app for measuring the thoracic kyphosis, *Musculoskelet Sci Pract*, 49, 102216, 2020.

31. Canan Pakeloğlu A., Koç M., Yılmaz A., Bayar B., Bayar K., Comparing the reliability of the Goniometer Pro application and flexicurve for measuring thoracic kyphosis: a cross-sectional study, *Int J Ther Rehabil*, 30 (11), 1-9, 2023.
32. Elpeze G., Usgu G., Yiğit S., Reliability of the smartphone application inclinometer and flexicurve in measuring thoracic kyphosis, *Cureus*, 15 (3), 2023.
33. Şahinoğlu E., Ergin G., Bakırhan S., Ünver B., Reliability, concurrent validity, and minimal detectable change of a smartphone application for measuring thoracic kyphosis, *Clin Exp Health Sci*, 13 (3), 511-516, 2023.
34. Pugh S., *Total Design: Integrated Methods for Successful Product Engineering*, Addison-Wesley, Harlow, İngiltere, 1991.
35. Ulrich K.T., Eppinger S.D., *Product Design and Development*, 5th ed., McGraw-Hill, New York, A.B.D., 2012.
36. Marks M., Stanford C., Newton P., Lateral radiographic positioning technique provides the most reliable and functional representation of a patient's sagittal balance?, *Spine*, 34 (9), 949-954, 2009.
37. Suzuki H., Endo K., Mizuochi J., Kobayashi H., Tanaka H., Yamamoto K., Clapsed position for measurement of sagittal spinal alignment, *Eur Spine J*, 19 (5), 782-786, 2010.
38. Sieh K.M., Chan Y.Y., Ho P.Y., Fung K.Y., What is the best lateral radiograph positioning technique for assessment of sagittal balance: A biomechanical study on influence of different arm positions, *J Orthop Surg (Hong Kong)*, 26 (2), 2309499018770932, 2018.
39. Faul F., Erdfelder E., Buchner A., Lang A.G., Statistical power analyses using G*Power 3.1: Tests for correlation and regression analyses, *Behav Res Methods*, 41, 1149-1160, 2009.
40. Chaise F.O., Candotti C.T., Torre M.L., Furlanetto T.S., Pelinson P.P., Loss J.F., Validation, repeatability and reproducibility of a noninvasive instrument for measuring thoracic and lumbar curvature of the spine in the sagittal plane, *Rev Bras Fisioter*, 15 (6), 511-517, 2011.
41. Todd C., Agnvall C., Kovac P., Sward A., Johanson C., Sward L., Karlsson J., Baranto A., Validation of spinal sagittal alignment with plain radiographs and the Debrunner Kyphometer. *Med Res Arch*, 2 (1), 2015.
42. Harrison D.E., Harrison D.D., Cailliet R., Janik T.J., Holland B., Radiographic analysis of lumbar lordosis: centroid, Cobb, TRALL, and Harrison posterior tangent methods, *Spine (Phila Pa 1976)*, 26 (11), E235-E242, 2001.
43. Vrtovec T., Pernuš F., Likar B., A review of methods for quantitative evaluation of spinal curvature, *Eur Spine J*, 18 (5), 593-607, 2009.
44. Lewis J.S., Valentine R.E., Clinical measurement of the thoracic kyphosis. A study of the intra-rater reliability in subjects with and without shoulder pain, *BMC Musculoskelet Disord*, 11, 39, 2010.
45. Hinkle D.E., Wiersma W., Jurs S.G., *Applied Statistics for the Behavioral Sciences*, 5th Edition, Houghton Mifflin, Boston, A.B.D., 2002.
46. Bland J.M., Altman D.G., Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement, *Lancet*, 1 (8476), 307-310, 1986.
47. Youdas J.W., Suman V.J., Garrett T.R., Reliability of measurements of lumbar spine sagittal mobility obtained with the flexible curve, *J Orthop Sports Phys Ther*, 21 (1), 13-20, 1995.
48. Polly D.W., Kilkelly F.X., McHale K.A., Asplund L.M., Mulligan M., Chang A.S., Measurement of lumbar lordosis: Evaluation of intraobserver, interobserver, and technique variability, *Spine*, 21 (13), 1530-1535, 1996.
49. Hicks G.E., George S.Z., Nevitt M.A., Cauley J.A., Vogt, M.T., Measurement of lumbar lordosis: Inter-rater reliability, minimum detectable change and longitudinal variation, *Journal of Spinal Disorders & Techniques*, 19 (7), 501-506, 2006.
50. Norton B.J., Hensler K., Zou D., Comparisons among noninvasive methods for measuring lumbar curvature in standing, *J Orthop Sports Phys Ther*, 32 (8), 405-414, 2002.
51. Burç H., Torakal ve lomber eğrilik açısı ölçüm yöntemleri için klinik kabul edilebilirlik sınırları, İstanbul Beykent Üniversitesi, Ortopedik Protez ve Ortez Bölümü, İstanbul, Türkiye, kişisel görüşme, 2024.

