

**T.C.
SÜLEYMAN DEMİREL ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**SAGİTAL PLANDA OMURGA DEFORMİTELERİNİN TESPİTİ
VE TAKİBİ İÇİN PORTATİF SİSTEM TASARIMI**

Osman UZUN

**Danışman
Prof. Dr. Ramazan KAYACAN**

**DOKTORA TEZİ
MAKİNE MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI
ISPARTA - 2025**



© 2025 [Osman UZUN]

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
İÇİNDEKİLER	i
ÖZET	iii
ABSTRACT	v
TEŞEKKÜR	vii
ŞEKİLLER DİZİNİ	viii
ÇİZELGELER DİZİNİ	xii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	xv
1. GİRİŞ	1
2. KAYNAK ÖZETLERİ	5
2.1. Görsel Yöntemler	5
2.2. Radyografik Yöntemler	6
2.3. Bilgisayar Desteksiz Yöntemler	9
2.3.1. Omurga pantografi	9
2.3.2. Debrunner kifometre	10
2.3.3. Arkometre	11
2.3.4. Cep türü iğneli gonyometre	13
2.3.5. Esnek cetvel	13
2.3.6. İsome d inklinometre	16
2.4. Bilgisayar Destekli Yöntemler	16
2.4.1. Dijital omurga pantografi	17
2.4.2. Fotogrametre	18
2.4.3. Spinal mouse	19
2.4.4. Video rastersterograf	21
2.4.5. Fibro–optik sensör	22
2.4.6. Elektrogonyometre	22
2.4.7. SpineScan	23
2.4.8. Zebris	24
2.4.9. Derin sinir ağı kullanılarak otomatik temassız ölçüm	24
2.4.10. İvmeölçer bandı	27
2.4.11. Yüzey topografya cihazı	27
2.5. Çoklu Yöntem İçeren Diğer Çalışmalar	28
3. OMURGA EĞRİLİĞİ ÖLÇÜM SİSTEMİNİN (OmÖS) GELİŞTİRİLMESİ	32
3.1. OmÖS Kavramsal Tasarımı	39
3.1.1. OmÖS’ün fonksiyonlara ayrılması	39
3.1.2. OmÖS fonksiyonları için alternatif çözümler geliştirilmesi	40
3.1.3. OmÖS için muhtemel tasarım konseptlerinin oluşturulması	48
3.1.4. OmÖS için en iyi tasarım konseptinin seçimi	48
3.2. OmÖS Detay Tasarımı	53
3.2.1. OmÖS’ te kullanılan vidalı mil ve bilyalı somunlarının seçimi	53
3.2.2. OmÖS’ te kullanılan lineer ray-araba seti seçimi	62
3.2.3. OmÖS’te kullanılan step motorların seçimi	66
3.2.4. OmÖS’ te kullanılan rulmanların seçimi	71
3.2.5. OmÖS’ te kullanılan taşıyıcı tekerleklerin seçimi	73
3.2.6. OmÖS katı model çizimi	74
3.2.7. OmÖS bileşenlerin imalatı ve montajı	75
4. DENEYSEL ÇALIŞMA	89

4.1. Omurga Modeli Ölçümleri.....	91
4.1.1. Ölçüm prosedürü.....	92
4.1.2. GnM ölçümleri.....	93
4.1.3. OmÖS ölçümleri	94
4.1.4. İnM ölçümleri	97
4.2. Gönüllü Katılımcı Ölçümleri	98
4.2.1. Ölçüm prosedürü.....	98
4.2.2. RaG ölçümleri.....	101
4.2.3. OmÖS ölçümleri	102
4.2.4. İnM ölçümleri	104
4.3. Ölçüm Verilerinin İstatistiksel Analizi	105
5. ARAŞTIRMA BULGULARI.....	109
5.1. Omurga Modeli Ölçüm Sonuçları	109
5.1.1. Torakal ve lomber eğrilik açısı sonuçlarının Shapiro-Wilk normallik test sonuçları.....	109
5.1.2. OmÖS StM ve OmÖS LVDT torakal ve lomber eğrilik açısı sonuçları ve istatistiksel karşılaştırılmaları	114
5.1.3. GnM ve OmÖS torakal ve lomber eğrilik açısı sonuçları ve istatistiksel karşılaştırılmaları	120
5.1.4. GnM ve İnM torakal ve lomber eğrilik açısı sonuçları ve istatistiksel karşılaştırılmaları	125
5.2. Gönüllü Katılımcı Ölçüm Sonuçları.....	131
5.2.1. Torakal ve lomber eğrilik açısı sonuçlarının Shapiro-Wilk normallik test sonuçları.....	131
5.2.2. OmÖS StM ve OmÖS LVDT torakal ve lomber eğrilik açısı sonuçları ve istatistiksel karşılaştırılmaları	137
5.2.3. RaG ve OmÖS torakal ve lomber eğrilik açısı sonuçları ve istatistiksel karşılaştırılmaları	143
5.2.4. RaG ve İnM torakal ve lomber eğrilik açısı sonuçları ve istatistiksel karşılaştırılmaları	149
5.2.5. Aynı değerlendirici/iki hafta aralı OmÖS StM torakal ve lomber eğrilik açısı sonuçları ve istatistiksel karşılaştırılmaları	152
6. TARTIŞMA VE SONUÇLAR.....	157
KAYNAKLAR.....	163
EKLER.....	172
EK A. OmÖS Mekanik ve Elektronik Bileşenleri	173
EK B. OmÖS Labview Yazılımı Blok Diyagramları.....	179
EK C. Eğrilik Açısı Hesabında Kullanılan 4.1-4.5 nolu Denklemlerin Elde Edilişi	180
EK D. Gönüllü Katılımcı Onay Formu Örneği.....	183
EK E. Torakal ve Lomber Eğrilik Açısı Ölçüm Sonuçları.....	186

ÖZET

Doktora Tezi

SAGİTAL PLANDA OMURGA DEFORMİTELERİNİN TESPİTİ VE TAKİBİ İÇİN PORTATİF SİSTEM TASARIMI

Osman UZUN

Süleyman Demirel Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman: Prof. Dr. Ramazan KAYACAN

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 kemik yapıdır. Omurga, sagittal planda bir bütün olarak incelendiğinde, öne doğru dışbükey boyun eğriliği (servikal eğrilik), öne doğru içbükey sırt eğriliği (torakal eğrilik), öne doğru dışbükey bel eğriliği (lomber eğrilik) ve öne doğru içbükey sağrı eğriliği (sakral eğrilik) olarak adlandırılan dört eğrilik göze çarpar. 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 eğrilik açıları, sağlıklı bireyler için belirlenen referans değerlerle karşılaştırılmaktadır. Radyografik Cobb yöntemi lateral omurga röntgeni gerektirdiğinden kişi radyasyona maruz kalmaktadır. Radyasyon içeren radyografik Cobb yönteminin dışında röntgen içermeyen ve deri üzerinden ölçümde kullanılan iklometre ve esnek cetvel gibi geleneksel araçlara ilaveten bilgisayar destekli farklı sagittal plan omurga eğriliği ölçüm sistemleri geliştirilmiştir. Bu ölçüm sistemlerinden hiçbiri çeşitli nedenlerle kliniklerde yaygın olarak kullanıma potansiyeline sahip olamamış, bu nedenle kullanıcıdan kullanıcıya değişen artı ve eksi yönleri ile ilgili çalışmalar günümüze kadar devam etmiştir.

Bu çalışmada, Pugh Toplam Tasarım metodu kullanılarak öncelikle sagittal plan torakal eğrilik olmak üzere torakal ve lomber eğriliklerindeki değişimlerden kaynaklı omurga hastalıklarının ön tanısında klinisyene yardımcı olabilecek, röntgen gerektirmedikinden kişiyi radyasyona maruz bırakmayacak, bilgisayar destekli, portatif, maliyeti muadillerine göre daha düşük, yerli bir omurga eğriliği ölçüm sistemi (OmÖS) geliştirilmiş ve prototipi oluşturulmuştur. OmÖS'ün okullar ve kırsal alanlar gibi toplu alanlarda erken dönem tarama çalışmalarında kullanılabilemesinin yanı sıra kliniklerde torakal ve lomber eğriliklerin ön değerlendirmesinde ve lateral omurga röntgeni ile ileri değerlendirme gerekip gerekmediğine karar verilmesinde klinisyene yardımcı olması hedeflenmiştir.

Çalışma kapsamında geliştirilmiş olan OmÖS'ün deneysel ölçüm çalışmaları iki aşamadan oluşmuştur. İlk aşama ölçüm çalışmaları için eğriliği değiştirilebilen omurga modeli kullanılmıştır. Omurga modeli üzerinde önceden ayarlanmış 20 farklı torakal ve lomber eğrilik açısı, gonyometre (GnM), OmÖS ve inklinometre (İnM) kullanılarak ölçülmüştür. Eğrilik açısı ölçüm sonuçlarının istatistiksel analizi için IBM SPSS Statistics 29.0 kullanılmış ve analizlerde GnM sonuçları referans kabul edilmiştir. GnM ve OmÖS torakal eğrilik açısı sonuçları arasında istatistiksel olarak anlamlı olan çok yüksek bir pozitif doğrusal ilişki ($r=0,991$ ve $p<0,001$) ve yüksek düzeyde uyum, lomber eğrilik açısı sonuçları arasında istatistiksel olarak anlamlı olan çok yüksek bir pozitif doğrusal ilişki ($r=0,975$ ve $p<0,001$) ve düşük düzeyde uyumsuzluk görülmüştür. GnM ve İnM torakal eğrilik açısı sonuçları arasında istatistiksel olarak anlamlı olan çok yüksek bir pozitif doğrusal ilişki ($r=0,968$ ve $p<0,001$) ve düşük düzeyde uyumsuzluk; lomber eğrilik açısı sonuçları arasında istatistiksel olarak anlamlı olan çok yüksek bir pozitif doğrusal ilişki ($r=0,974$ ve $p<0,001$) ve yüksek düzeyde uyumsuzluk görülmüştür. Bu durum göz önünde bulundurulduğunda, özellikle torakal bölge olmak üzere torakal ve lomber bölgede OmÖS kullanılarak gerçekleştirilen ölçümlerin, referans kabul edilen GnM ölçümlerine kıyasla, İnM ile gerçekleştirilen ölçümlerden daha güvenilir olduğu ve doğruluğu daha yüksek sonuçlar verdiği anlaşılmaktadır.

OmÖS torakal eğrilik açısı ölçüm sonuçlarının GnM torakal eğrilik açısı ölçüm sonuçlarıyla çok yüksek bir pozitif doğrusal ilişki ve yüksek düzeyde uyum içerisinde olmasından dolayı OmÖS'ün 16 gönüllü katılımcı ile ikinci aşama ölçüm çalışmaları gerçekleştirilmiştir. Bu kapsamda gönüllü katılımcıların torakal ve lomber eğrilik açıları radyografik Cobb yöntemi (RaG), OmÖS ve İnM kullanılarak ölçülmüştür. Eğrilik açısı ölçüm sonuçları istatistiksel olarak karşılaştırılmış ve karşılaştırmalarda RaG sonuçları referans kabul edilmiştir. RaG ve OmÖS torakal eğrilik açısı sonuçları arasında istatistiksel olarak anlamlı olan çok yüksek bir pozitif doğrusal ilişki ($r=0,974$ ve $p<0,001$) ve uyum, lomber eğrilik açısı için istatistiksel olarak anlamlı olan yüksek bir pozitif doğrusal ilişki ($r=0,852$ ve $p<0,001$) ve düşük düzeyde uyumsuzluk görülmüştür. Klinik olarak kabul edilebilir farklılık sınırları ile ilgili kriterler sadece torakal eğrilik açısı için sağlanmıştır. RaG ve İnM torakal eğrilik açısı sonuçları arasında istatistiksel olarak anlamlı olan çok yüksek bir pozitif doğrusal ilişki ($r=0,923$ ve $p<0,001$) bulunmasına rağmen lomber eğrilik açısı sonuçları arasında istatistiksel olarak anlamlı olmayan çok zayıf bir pozitif doğrusal ilişki ($r=0,317$ ve $p>0,05$) bulunmuştur. Ayrıca ne torakal ne de lomber bölgede klinik olarak kabul edilebilir farklılık sınırları ile kriterlerin sağlanmadığı görülmüştür. RaG ve İnM arasında lomber eğrilik açısı sonuçları arasında istatistiksel olarak anlamlı olmayan çok zayıf bir pozitif doğrusal ilişki olduğu göz önünde bulundurulduğunda OmÖS ile lomber bölgede gerçekleştirilen eğrilik açısı ölçümlerinin İnM ile gerçekleştirilen ölçümlere kıyasla daha güvenilir ve doğru sonuçlar verdiği anlaşılmıştır.

Anahtar Kelimeler: Omurga, omurga eğriliği, Cobb açısı, torakal kifoz, lomber lordoz, Omurga eğriliği ölçüm sistemi, Pugh Toplam Tasarım metodu

2025, 192 sayfa

ABSTRACT

Ph.D. Thesis

PORTABLE SYSTEM DESIGN FOR DETECTION AND TRACKING OF SPINAL DEFORMITIES IN SAGITTAL PLANE

Osman UZUN

**Süleyman Demirel University
Graduate School of Natural and Applied Sciences
Department of Mechanical Engineering**

Supervisor: Prof. Dr. Ramazan KAYACAN

The spine is an important component of the central nervous system and an important part of the skeleton. It is a bony structure made up of vertebrae that are tightly connected to each other, allowing the body to bend anteriorly, posteriorly, right, and left. When the spine is examined as a whole in the sagittal plane, there are four natural curves in the spinal column: the cervical, thoracic, lumbar, and sacral curvatures. It is important for human health to monitor spinal curvatures and early diagnosis of disorders caused by changes that may occur in these curvatures. Therefore, the examination of sagittal plane spinal curvatures has become an inevitable part of common diagnostic methods used in medical fields such as neurology, orthopedics, physical therapy, and rehabilitation. The radiographic Cobb method, which is considered the gold standard for measuring sagittal plane spinal curvatures, is applied on lateral spine X-rays, and the curvature angles obtained are compared with reference values determined for healthy individuals. Since the radiographic Cobb method requires an x-ray of the lateral spine, the person is exposed to radiation. In addition to the radiographic Cobb method, which involves radiation, different computer-aided sagittal plane spinal curvature measurement systems have been developed in addition to traditional instruments such as inclinometers and flexible rulers, which do not involve X-rays and are used for measurement through the skin. None of these measurement systems had the potential to be widely used in clinics for various reasons, so studies on the pros and cons of these systems, which vary from user to user, have continued until today.

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.

The experimental measurement studies of the OMS developed within the scope of the study consisted of two stages. For the first stage, a spine model with changeable curvature was used. On the spine model, 20 different pre-set thoracic and lumbar

curvature angles were measured using a goniometer (GnM), OmÖS, and inclinometer (InM). IBM SPSS Statistics 29.0 was used for statistical analysis of the curvature angle measurement results, and GnM results were taken as reference in the analysis.

A statistically significant and very high correlation ($r=0.991$ and $p<0.001$) and agreement were observed between the GnM and OmOS results for thoracic curvature angles; while a statistically significant and very high correlation ($r=0.975$, $p<0.001$) and low level of disagreement were observed between the GnM and OmOS results for the lumbar curvature angles. A statistically significant and very high correlation ($r=0.968$ and $p<0.001$) and low level of disagreement were observed between the GnM and InM thoracic curvature angle results; while a statistically significant and very high correlation ($r=0.974$ and $p<0.001$) and high level of disagreement were observed between the lumbar curvature angle results. Considering this situation, it is understood that the measurements performed using OMS in the thoracic and lumbar regions, especially in the thoracic region, are more reliable and give more accurate results than the measurements performed with InM, compared to the GnM measurements, which are considered as reference.

Since the OmÖS thoracic curvature angle measurement results were in high agreement with the GnM thoracic curvature angle measurement results, the second stage measurement studies of OmÖS were conducted with 16 volunteer participants. In this context, the thoracic and lumbar curvature angles of the volunteer participants were measured using the radiographic Cobb method (RaG), OMS, and InM. The results of curvature angle measurements were compared statistically and RaG results were accepted as reference for comparisons. A statistically significant and very high correlation ($r=0.947$ and $p<0.001$) and agreement were observed between RaG and OMS thoracic curvature angle results, and a statistically significant and high correlation ($r=0.852$ and $p<0.001$) and low level of disagreement were observed for lumbar curvature angle. The criteria for clinically acceptable limits of difference were met only for thoracic curvature angle. A statistically significant and very high correlation ($r=0.923$ and $p<0.001$) was found between RaG and InM thoracic curvature angle results, whereas a very weak correlation ($r=0.317$ and $p>0.05$) was found between lumbar curvature angle results, which was not statistically significant. In addition, it was observed that neither in the thoracic nor in the lumbar region clinically acceptable limits of difference and criteria were met. Considering that there was a very weak correlation between RaG and InM, which was not statistically significant, it was understood that the curvature angle measurements performed with OmÖS in the lumbar region gave more reliable and accurate results compared to the measurements performed with InM.

Keywords: Spine, spine curvature, Cobb angle, thoracic kyphosis, lumbar lordosis, spine curvature measurement system, Pugh's Total Design method

2025, 192 pages

TEŞEKKÜR

Bu araştırma için beni yönlendiren, karşılaştığım zorlukları bilgi ve tecrübesi ile aşmamda yardımcı olan değerli Danışman Hocam Prof. Dr. Ramazan KAYACAN'a teşekkürlerimi sunarım. Tıbbi açıdan karşılaştığımız zorluklar karşısında bizleri yönlendiren Ortopedi ve Travmatoloji uzmanı Prof. Dr. Halil BURÇ Hocama teşekkür ederim Çalışmanın yazılım programı ve elektronik bağlantılarının oluşturulmasında yardımcı olan Öğr. Gör. Emrah UZUN'a ve Yüksek Makine Mühendisi Mustafa Emre ÇETİN'e teşekkür ederim.

Araştırmaya destek veren her bir gönüllü katılımcıya ayrı ayrı teşekkür ederim. Katılımcıların röntgen çekimleri ve analizlerinde yardımlarını esirgemeyen Ortopedi ve Travmatoloji uzmanı Opr. Dr. Abdülkadir TÜRK Hocama teşekkür ederim.

Tezimin imalat aşamasındaki desteklerinden dolayı Sankaya Mekatronik Ticaret Limited Şirketi'ne teşekkür ederim.

Tezimin her aşamasında beni daima destekleyen öncelikle anneme, babama ve kardeşlerime sonsuz sevgi ve saygılarımı sunarım.

Varlığıyla bana güç katan biricik eşim, can yoldaşım Tuğba UZUN'a ve çocuklarım Ahmet Selim, Elif ve Fatıma' ya sonsuz sevgilerimi ve teşekkürlerimi sunarım.

Osman UZUN
ISPARTA, 2025

ŞEKİLLER DİZİNİ

	Sayfa
Şekil 1.1. Vertebra'nın üstten (sol) ve yandan (sağ) görünüşleri	1
Şekil 1.2. Omurganın dört anatomik bölgesinin lateral görünümü	2
Şekil 2.1. Omurga eğriliğinde kullanılan görsel testler: (a) Adams öne eğilme testi, (b) simetrigaf	5
Şekil 2.2. Lateral omurga röntgeni üzerinden GnM ile Cobb açısı ölçümü: (a) lateral omurga röntgeni, (b) torakal bölge, (c) lomber bölge.....	7
Şekil 2.3. Radyografi üzerinden torakal eğrilik açısı ölçümü: a) Cobb yöntemi, b) ağırlık merkezi yöntemi 1, c) ağırlık merkezi yöntemi 2, d) arka teğet yöntemi	8
Şekil 2.4. Radyografi üzerinden lomber eğrilik açısı ölçümü: (a) ön teğet yöntemi, (b) arka teğet yöntemi, (c) ağırlık merkezi yöntemi, (d) elips uydurma yöntemi	9
Şekil 2.5. (a) Omurga pantografi ile ölçüm, (b) radyografik Cobb yöntemi (a ve b açıları) ve omurga pantografi (c ve d açıları)	10
Şekil 2.6. Arkometre ile ölçüm: (a) torakal eğrilik açısı, (b) lomber eğrilik açısı.....	12
Şekil 2.7. Cep tipi iğneli gonyometre ile ölçüm	13
Şekil 2.8. (a) Esnek cetvel, (b) esnek cetvel ile elde edilen omurga eğrisi ve torakal eğrilik açısı parametreleri.....	14
Şekil 2.9. Esnek cetvel ile torakal ve lomber eğrilik açısı ölçümü.....	15
Şekil 2.10. (a) İsomed inklinometre, (b) torakal eğrilik açısı ölçümü	16
Şekil 2.11. Dijital omurga pantografi ile ölçüm: a) kullanımı, b) şematik gösterimi.....	17
Şekil 2.12. Fotogrametre ile torakal ve lomber eğrilik açısı ölçümü: (a) lateral fotoğraf görüntüsü, (b) işaret noktaları ile açıların hesaplanması ...	19
Şekil 2.13. Spinal mouse ile ölçüm.....	20
Şekil 2.14. Video rasterstereograf ile torakal eğrilik açısı ölçümü: (a) sırt yüzey analizi için gereken aksesuarlar, (b) rasterstereograf görüntüsü.....	21
Şekil 2.15. Fibro-optik sensör ile lomber eğrilik açısı ölçümü: (a) fibro-optik sensör kullanımı, (b) farklı duruş konumlarında elde edilen omurga eğrileri	22
Şekil 2.16. SpineScan ile torakal eğrilik açısı ölçümü.....	23
Şekil 2.17. Görüntü verisi toplama ve etiketleme prosedürü ile omurga eğriliği ölçümü	26
Şekil 2.18. İvmeölçer bandı ile eğrilik açısı ölçümü	27
Şekil 2.19. Yüzey topografya cihazı ile eğrilik açısı ölçümü: (a) cihaz kurulumu, (b) ana işaretleme noktaları	28
Şekil 3.1. Pugh Toplam Tasarım basamakları.....	32
Şekil 3.2. OmÖS için seçilen en iyi konseptin karakalem çizimi	52
Şekil 3.3. OmÖS'te kullanılan vidalı miller ve üzerlerine etki eden kuvvetler .	54
Şekil 3.4. Vidalı mil ve bilyalı somun ölçüleri.....	56
Şekil 3.5. Lineer ray-araba seti montaj ölçüleri	63
Şekil 3.6. OmÖS'te kullanılan lineer raylar ve arabalar	63
Şekil 3.7. OmÖS'te kullanılan step motorlar ve rulmanlar	66
Şekil 3.8. 0,4 Nm Nema 17 step motor ölçüleri	69
Şekil 3.9. 1 Nm Nema 23 step motor boyutları.....	69
Şekil 3.10. 2 Nm Nema 23 step motor boyutları.....	70

Şekil 3.11. Rulman ölçüleri.....	72
Şekil 3.12. Tekerleğin mobil platforma pimle bağlantısı.....	73
Şekil 3.13. OmÖS katı modeli.....	75
Şekil 3.14. Yandan OmÖS görüntüsü ve ana bölümleri	76
Şekil 3.15. OmÖS ölçüm platformu (a) yandan görünüşü (b) önden görünüşü (LR: lineer ray, LTA: lineer taşıyıcı araba, ÖİP: ölçüm probu, StM: step motor, TPM: trapez profilli mil, VM: vidalı mil).....	77
Şekil 3.16. OmÖS ayakta duruş platformu ve hareketli bileşenleri (StM: Step motor, TPM: Trapez profilli mil)	78
Şekil 3.17. OmÖS yazılımı kullanıcı arayüzü	82
Şekil 3.18. OmÖS yazılımı “Ayarlar” bölümü.....	83
Şekil 3.19. OmÖS yazılımı “Tarama” bölümü.....	84
Şekil 3.20. OmÖS yazılımı “Hizalama” bölümü.....	85
Şekil 3.21. OmÖS yazılımı “Sonuçlar” bölümü.....	86
Şekil 3.22. OmÖS yazılımı “Rapor” bölümü	87
Şekil 3.23. OmÖS yazılımı “Rapor” bölümü çıktısı örneği.....	88
Şekil 4.1. G*Power programı ile deneysel çalışmada gerekli olan örneklem büyüklüğünün hesaplanması	90
Şekil 4.2. Test gücü- örneklem büyüklüğü ilişkisi	91
Şekil 4.3. Omurga modeli	92
Şekil 4.4. Omurga modeli üzerinde GnM ile Cobb açısı ölçümleri (a) torakal bölge (b) lomber bölge.....	94
Şekil 4.5. (a) Torakal bölge vertebralarının yandan görünümü (b) Torakal eğrilik açısının hesabında kullanılan parametreler.....	95
Şekil 4.6 Torakal eğrilik açısının OmÖS ile ölçümü.....	96
Şekil 4.7. Omurga modeli üzerinde İnM ile torakal eğrilik açısının ölçülmesi .	97
Şekil 4.8. Omurga modeli üzerinde İnM ile lomber eğrilik açısının ölçülmesi .	98
Şekil 4.9. Lateral röntgen çekimi için ideal duruş pozisyonu	99
Şekil 4.10. OmÖS ölçümü için ideal duruş pozisyonu	100
Şekil 4.11. (a) C7 spinöz prosesin servikal omurga ve boğazdaki konumu, (b) palpasyon yöntemiyle L4 ve L5 spinöz proseslerin tespiti	101
Şekil 4.12. (a) Gönüllü katılımcı lateral röntgen çekimi, (b) Cobb açısı ölçümü.....	102
Şekil 4.13. OmÖS ile gönüllü katılımcı torakal eğrilik açısı parametrelerin ölçülmesi	103
Şekil 4.14. OmÖS ile gönüllü katılımcı lomber eğrilik açısı parametrelerin ölçülmesi	103
Şekil 4.15. İnM ile gönüllü katılımcı torakal eğrilik açısı ölçümü.....	104
Şekil 4.16. İnM ile gönüllü katılımcı lomber eğrilik açısı ölçümü.....	105
Şekil 5.1. GnM torakal eğrilik açıları normal Q-Q grafiği	110
Şekil 5.2. OmÖS StM torakal eğrilik açıları normal Q-Q grafiği	110
Şekil 5.3. OmÖS LVDT torakal eğrilik açıları normal Q-Q grafiği.....	111
Şekil 5.4. İnM torakal eğrilik açıları normal Q-Q grafiği	111
Şekil 5.5. GnM lomber eğrilik açıları normal Q-Q grafiği	112
Şekil 5.6. OmÖS StM lomber eğrilik açıları normal Q-Q grafiği	113
Şekil 5.7. OmÖS LVDT lomber eğrilik açıları normal Q-Q grafiği	113
Şekil 5.8. İnM lomber eğrilik açıları normal Q-Q grafiği.....	114
Şekil 5.9. OmÖS StM ve OmÖS LVDT torakal eğrilik açıları saçılım grafiği .	115
Şekil 5.10. OmÖS StM ve OmÖS LVDT lomber eğrilik açıları saçılım grafiği	116

Şekil 5.11. OmÖS StM ve OmÖS LVDT (a) torakal ve (b) lomber eğrilik açıları Bland-Altman grafiği	118
Şekil 5.12. GnM ve OmÖS StM torakal eğrilik açıları saçılım grafiği	120
Şekil 5.13. GnM ve OmÖS StM lomber eğrilik açıları saçılım grafiği	122
Şekil 5.14. GnM ve OmÖS StM (a) torakal ve (b) lomber eğrilik açıları Bland-Altman grafiği	123
Şekil 5.15. GnM ve İnM torakal eğrilik açıları saçılım grafiği	126
Şekil 5.16. GnM ve İnM lomber eğrilik açıları saçılım grafiği	127
Şekil 5.17. GnM ve İnM (a) torakal ve (b) lomber eğrilik açıları Bland-Altman grafiği	129
Şekil 5.18. RaG torakal eğrilik açıları normal Q-Q grafiği	132
Şekil 5.19. OmÖS StM torakal eğrilik açıları normal Q-Q grafiği	132
Şekil 5.20. OmÖS LVDT torakal eğrilik açıları normal Q-Q grafiği	133
Şekil 5.21. OmÖS StM (tekrar) torakal eğrilik açıları normal Q-Q grafiği	133
Şekil 5.22. İnM torakal eğrilik açıları normal Q-Q grafiği	134
Şekil 5.23. RaG lomber eğrilik açıları normal Q-Q grafiği	135
Şekil 5.24. OmÖS StM lomber eğrilik açıları normal Q-Q grafiği	135
Şekil 5.25. OmÖS LVDT lomber eğrilik açıları normal Q-Q grafiği	136
Şekil 5.26. OmÖS StM (tekrar) lomber eğrilik açıları normal Q-Q grafiği	136
Şekil 5.27. İnM lomber eğrilik açıları normal Q-Q grafiği	137
Şekil 5.28. OmÖS StM ve OmÖS LVDT torakal eğrilik açıları saçılım grafiği	138
Şekil 5.29. OmÖS StM ve OmÖS LVDT lomber eğrilik açıları saçılım grafiği	139
Şekil 5.30. OmÖS StM ve OmÖS LVDT (a) torakal ve (b) lomber eğrilik açıları uyum sınırlarını gösteren Bland-Altman grafiği	141
Şekil 5.31. RaG ve OmÖS StM torakal eğrilik açıları saçılım grafiği	143
Şekil 5.32. RaG ve OmÖS StM lomber eğrilik açıları saçılım grafiği	145
Şekil 5.33. RaG ve OmÖS StM (a) torakal ve (b) lomber eğrilik açıları Bland-Altman grafiği	147
Şekil 5.34. RaG ve İnM torakal eğrilik açıları saçılım grafiği	149
Şekil 5.35. RaG ve İnM torakal eğrilik açıları Bland-Altman grafiği	150
Şekil 5.36. RaG ve İnM lomber eğrilik açıları saçılım grafiği	152
Şekil 5.37. OmÖS StM ve OmÖS StM (tekrar) torakal eğrilik açıları saçılım grafiği	153
Şekil 5.38. OmÖS StM ve OmÖS StM (tekrar) lomber eğrilik açıları saçılım grafiği	154
Şekil A.1. Trapez profilli mil ve somun seti	173
Şekil A.2. Step motor sürücü kartı teknik özellikleri	174
Şekil A.3. Arduino MEGA 2560 R3 veri kartı teknik özellikleri	175
Şekil A.4. LVDT sensör teknik özellikleri	176
Şekil A.5. Mikro Switch IC-171	177
Şekil A.6. Güç kaynağı teknik özellikleri	178
Şekil B.1. Step motor, ölçüm switchleri ve LVDT için Labview yazılımı kontrol blok diyagramlarının bir bölümü	179
Şekil C.1. Temsili torakal bölge eğriliği ve ölçülen mesafeler	180
Şekil C.2. T1-en üst nokta arası torakal eğrilik kısmı için aç (α_1) hesabı	181
Şekil C.3. T12-en üst nokta arası torakal eğrilik kısmı için aç (α_2) hesabı	182
Şekil D.1. Asgari bilgilendirilmiş gönüllü katılımcı onay formu örneği	183
Şekil D.1. Asgari bilgilendirilmiş gönüllü katılımcı onay formu örneği (Devam)	184

Şekil D.1. Asgari bilgilendirilmiş gönüllü katılımcı onay formu örneği (Devam)	185
---	-----



ÇİZELGELER DİZİNİ

	Sayfa
Çizelge 3.1. Omurga eğriliği ölçüm sistemlerinin karşılaştırılması	33
Çizelge 3.1. Omurga eğriliği ölçüm sistemlerinin karşılaştırılması (Devam)....	36
Çizelge 3.2. OmÖS fonksiyonlarına ait alternatif çözümleri gösteren morfolojik tablo	41
Çizelge 3.3. OmÖS yürütücü mekanizma çözümleri	44
Çizelge 3.4. OmÖS yürütücü destek mekanizması çözümleri	45
Çizelge 3.5. OmÖS ana platform taşıma mekanizması çözümleri	46
Çizelge 3.6. OmÖS ayakta duruş platformu çözümleri	47
Çizelge 3.7. OmÖS konseptler tablosu	48
Çizelge 3.8. OmÖS tasarımı için konsept karşılaştırma kriterleri	49
Çizelge 3.9. Alternatif konseptler için ön değerlendirme tablosu	50
Çizelge 3.10. Pugh diyagramı ve en iyi konsept seçimi	51
Çizelge 3.11. Islah çeliklerin mekanik özellikleri	55
Çizelge 3.12. Vidalı mil ve somunları	56
Çizelge 3.13. Lineer ray ve arabalar	64
Çizelge 3.14. 0,4 Nm step motor özellikleri	69
Çizelge 3.15. 1 Nm step motor özellikleri	70
Çizelge 3.16. 2 Nm step motor özellikleri	70
Çizelge 3.17. Vidalı mile ait rulman özellikleri	72
Çizelge 3.18. Genel imalat (kütle) çelikleri	73
Çizelge 5.1. GnM, OmÖS StM, OmÖS LVDT ve İnM torakal eğrilik açıları Shapiro-Wilk normallik test sonuçları	109
Çizelge 5.2. GnM, OmÖS StM, OmÖS LVDT ve İnM lomber eğrilik açıları Shapiro-Wilk normallik test sonuçları	112
Çizelge 5.3. OmÖS StM ve OmÖS LVDT torakal eğrilik açıları ortalama değerleri.....	114
Çizelge 5.4. OmÖS StM ve OmÖS LVDT torakal eğrilik açıları Pearson korelasyon testi sonuçları.....	115
Çizelge 5.5. OmÖS StM ve OmÖS LVDT lomber eğrilik açıları ortalama değerleri.....	116
Çizelge 5.6. OmÖS StM ve OmÖS LVDT lomber eğrilik açıları Pearson korelasyon testi sonuçları.....	117
Çizelge 5.7. OmÖS StM ve OmÖS LVDT torakal eğrilik açıları basit doğrusal regresyon analizi sonuçları.....	119
Çizelge 5.8. OmÖS StM ve OmÖS LVDT lomber eğrilik açıları basit doğrusal regresyon analizi sonuçları.....	119
Çizelge 5.9. GnM ve OmÖS StM torakal eğrilik açıları ortalama değerleri.....	120
Çizelge 5.10. GnM ve OmÖS StM torakal eğrilik açıları Pearson korelasyon testi sonuçları	121
Çizelge 5.11. GnM ve OmÖS StM lomber eğrilik açıları ortalama değerleri ...	121
Çizelge 5.12. GnM ve OmÖS StM lomber eğrilik açıları Pearson korelasyon testi sonuçları	122
Çizelge 5.13. GnM ve OmÖS StM torakal eğrilik açıları basit doğrusal regresyon analizi sonuçları	124
Çizelge 5.14. GnM ve OmÖS StM lomber eğrilik açıları basit doğrusal regresyon analizi sonuçları	124
Çizelge 5.15. GnM ve İnM torakal eğrilik açıları ortalama değerleri	125

Çizelge 5.16. GnM ve İnM torakal eğrilik açıları Pearson korelasyon testi sonuçları	126
Çizelge 5.17. GnM ve İnM lomber eğrilik açıları ortalama değerleri	127
Çizelge 5.18. GnM ve İnM lomber eğrilik açıları Pearson korelasyon testi sonuçları	128
Çizelge 5.19. GnM ve İnM torakal eğrilik açıları basit doğrusal regresyon analizi sonuçları	130
Çizelge 5.20. GnM ve İnM lomber eğrilik açıları basit doğrusal regresyon analizi sonuçları	130
Çizelge 5.21. RaG, OmÖS StM, OmÖS LVDT, OmÖS StM (tekrar) ve İnM torakal eğrilik açıları Shapiro-Wilk normallik test sonuçları	131
Çizelge 5.22. RaG, OmÖS StM, OmÖS LVDT, OmÖS StM (tekrar) ve İnM lomber eğrilik açıları Shapiro-Wilk normallik test sonuçları	134
Çizelge 5.23. OmÖS StM ve OmÖS LVDT torakal eğrilik açıları ortalama değerleri	137
Çizelge 5.24. OmÖS StM ve OmÖS LVDT torakal eğrilik açıları Pearson korelasyon testi sonuçları	138
Çizelge 5.25. OmÖS StM ve OmÖS LVDT lomber eğrilik açıları ortalama değerleri	139
Çizelge 5.26. OmÖS StM ve OmÖS LVDT lomber eğrilik açıları Pearson korelasyon testi sonuçları	140
Çizelge 5.27. OmÖS StM ve OmÖS LVDT torakal eğrilik açıları basit doğrusal regresyon analizi sonuçları	142
Çizelge 5.28. OmÖS StM ve OmÖS LVDT lomber eğrilik açıları basit doğrusal regresyon analizi sonuçları	142
Çizelge 5.29. RaG ve OmÖS StM torakal eğrilik açıları ortalama değerleri	143
Çizelge 5.30. RaG ve OmÖS StM torakal eğrilik açıları Pearson korelasyon analizi sonuçları	144
Çizelge 5.31. RaG ve OmÖS StM lomber eğrilik açıları ortalama değerleri	144
Çizelge 5.32. RaG ve OmÖS StM lomber eğrilik açıları Pearson korelasyon analizi sonuçları	145
Çizelge 5.33. RaG ve OmÖS StM torakal eğrilik açıları basit doğrusal regresyon analizi sonuçları	148
Çizelge 5.34. RaG ve OmÖS StM lomber eğrilik açıları basit doğrusal regresyon analizi sonuçları	148
Çizelge 5.35. RaG ve İnM torakal eğrilik açıları ortalama değerleri	149
Çizelge 5.36. RaG ve İnM torakal eğrilik açıları Pearson korelasyon testi sonuçları	150
Çizelge 5.37. RaG ve İnM torakal eğrilik açıları basit doğrusal regresyon analizi sonuçları	151
Çizelge 5.38. RaG ve İnM lomber eğrilik açıları ortalama değerleri	151
Çizelge 5.39. RaG ve İnM lomber eğrilik açıları Pearson korelasyon testi sonuçları	152
Çizelge 5.40. OmÖS StM ve OmÖS StM (tekrar) torakal eğrilik açıları ortalama değerleri	153
Çizelge 5.41. OmÖS StM ve OmÖS StM (tekrar) lomber eğrilik açıları ortalama değerleri	154
Çizelge 5.42. Aynı değerlendirci/iki hafta aralı OmÖS StM ve OmÖS StM (tekrar) torakal eğrilik açılarının bağımlı örneklem t-testi sonuçları	155

Çizelge 5.43. Aynı değerlendirici/iki hafta aralı OmÖS StM ve OmÖS StM (tekrar) torakal eğrilik açılarının sınıf içi korelasyon analizi sonuçları	155
Çizelge 5.44. Aynı değerlendirici/iki hafta aralı OmÖS StM ve OmÖS StM (tekrar) lomber eğrilik açılarının bağımlı örneklem t-testi sonuçları	155
Çizelge 5.45. Aynı değerlendirici/iki hafta aralı OmÖS StM ve OmÖS StM (tekrar) lomber eğrilik açılarının sınıf içi korelasyon analizi sonuçları	156
Çizelge E.1. Omurga modeli GnM, OmÖS StM, OmÖS LVDT ve İnM torakal eğrilik açısı sonuçları (°)	186
Çizelge E.2. Omurga modeli GnM, OmÖS StM, OmÖS LVDT ve İnM lomber eğrilik açısı sonuçları (°)	187
Çizelge E.3. Gönüllü katılımcı RaG, OmÖS StM, OmÖS LVDT ve İnM torakal eğrilik açısı sonuçları (°)	188
Çizelge E.4. Gönüllü katılımcı RaG, OmÖS StM, OmÖS LVDT ve İnM lomber eğrilik açısı sonuçları (°)	189
Çizelge E.5. Aynı değerlendirici tarafından iki hafta arayla elde edilen gönüllü katılımcı OmÖS StM torakal ve lomber eğrilik açısı sonuçları (°)	190

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

A_1	Vidalı mil diş dibi kesit alanı
C_b	Milin burulmada yaylanma katsayısı
C_0	Statik yük sayısı
d	Mil dişüstü çapı
d_m	Muylu çapı (lineer araba yarı yüksekliği)
d_p	Pim çapı
d_1	Vidalı mil diş dibi çapı
d_2	Vidalı mil ortalama çap
D	Tekerlek çapı (lineer araba yüksekliği)
e	Emniyet katsayısı
f	Yuvarlanma direnci moment kolu uzunluğu
f	Eğriliğin en tepe/en dip vertebraı ile referans eksenini arasındaki yatay mesafe
f_a	Eğriliğin başlangıç vertebraı ile referans eksenini arasındaki yatay mesafe
f_b	Eğriliğin bitiş vertebraı ile referans eksenini arasındaki yatay mesafe
F_B	Basma kuvveti
F_p	Pime etki eden dikey kuvvet
F_{teker}	Lineer arabada tekerleğin uyguladığı kuvvet
F_0	Statik eşdeğer yük
G	Kayma modülü
GnM	Gonyometre
h	Vidalı mil vida adımı
h_{mil}	Vidalı mil uzunluğu
h_1	Eğriliğin başlangıç vertebraı ile en tepe/en dip vertebraı arasındaki dikey mesafe
h_2	Eğriliğin bitiş vertebraı ile en tepe/en dip vertebraı arasındaki dikey mesafe
I	Vidalı mil diş dibi kesit alanı atalet momenti
ICC	Sınıf içi korelasyon katsayısı
I_m	Milin ve mil üzerindeki bileşenlerin kütleli atalet momenti
i	Milin atalet yarıçapı
$İnM$	İnklinometre
J_{mil}	Mil kütle atalet momenti
J_p	Mil dişüstü kesiti kutupsal atalet momenti
J_w	Yüke ait atalet momenti
k	Burulma etki katsayısı
k_{br}	Burkulma uzunluğu katsayısı
L	Mil uzunluğu
L_{br}	Burkulma uzunluğu
LR	Lineer ray
LTA	Lineer taşıyıcı araba
$LVDT$	Lineer değişken diferansiyel transformatör
m	Milin ve mil üzerindeki bileşenlerin kütlelerin toplamı
m_{mil}	Mil kütlesi
$m_{yük}$	Mil yükünün toplam kütlesi
M_b	Döndürme momenti
M_S	Toplam sıkma momenti
M_1	Kenetlenen dişler arasındaki sürtünme direnci

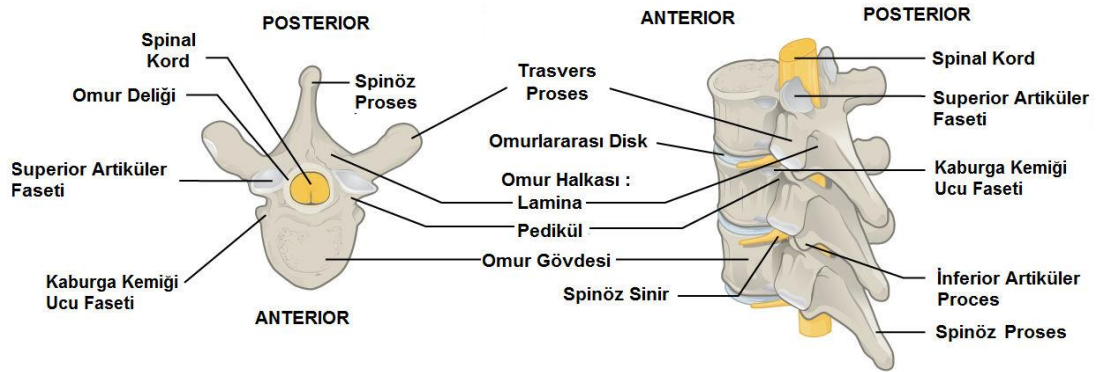
M_2	Civata başı ile rulman arasındaki sürtünme direnci
n	Devir sayısı
n_p	Pim kesit sayısı
n_{top}	Step motordan tekerleklerle kadar olan verim
N	Yürütme motor gücü
OmÖS	Omurga eğriliği ölçüm sistemi
ÖLP	Ölçüm probu
p	İstatistiksel anlamlılık değeri
P_{kr}	Mil için kritik burkulma kuvveti
r	Korelasyon katsayısı
r_{mil}	Mil yarıçapı
r_s	Mil üzerinde bulunan somunun dış yarıçapı
RaG	Radyografi
R_{eh}	Üst akma dayanımı
R_m	Çekme kopma dayanımı
S_0	Statik emniyet faktörü
SPSS	Statistical Package for the Social Sciences
StM	Step motor
t_{mil}	Milin dönmesi istenen açı değerine karşılık gelen süre
T_{mil}	Mil için ihtiyaç duyulan tork değeri
TPM	Trapez profilli mil
v_y	Yürütme hızı
W	Lineer araba genişliği
W_{araba}	Lineer araba ağırlığı
$W_{diğer}$	Mile etki eden diğer yükler
W_{LVDT}	LVDT ağırlığı
W_{mil}	Mil ağırlığı
W_{somon}	Vidalı somun ağırlığı
$W_{taşıma}$	LVDT taşıma aparatı ağırlığı
W_{toplam}	Step motorun tahrik edeceği toplam yük
W_T	Step motora etki eden yürütme direnci
v_{mil}	Mil hacmi
V_p	Pim kesitine etki eden kesme kuvveti
X_0	Statik radyal yük faktörü
Y_0	Statik eksenel yük faktörü
σ	Normal gerilme
σ_{ak}	Akma gerilmesi
σ_{br}	Burkulma gerilmesi
σ_{em}	Normal emniyet gerilmesi
$\sigma_{eş}$	Eşdeğer gerilme
σ_k	Kopma gerilmesi
τ_B	Burulmadan dolayı kesme gerilmesi
τ_V	Pim kesitine etki eden kesme gerilmesi
μ	Sürtünme katsayısı
μ_y	Yatak sürtünme katsayısı
λ	Milin narinlik oranı
λ_{kr}	Milin kritik narinlik oranı
β	Vida profile tepe açısı
θ	Eğrilik açısı
θ_{mil}	Milin dönmesi istenen açı değeri

φ_1	Eğriliğin başlangıç vertebraşı ile en tepe/en dip vertebraşı arasındaki yaya karşılık gelen açı
φ_2	Eğriliğin bitiş vertebraşı ile en tepe/en dip vertebraşı arasındaki yaya karşılık gelen açı
ω_{kr}	Kritik açısal hız (rad/sn)
ω_{mil}	Mil için açısal hız
n_{kr}	Kritik açısal hız (dev/dk)
ρ_{mil}	Mil malzemesi yoğunluğu
α_{mil}	Mil için açısal ivme



1. GİRİŞ

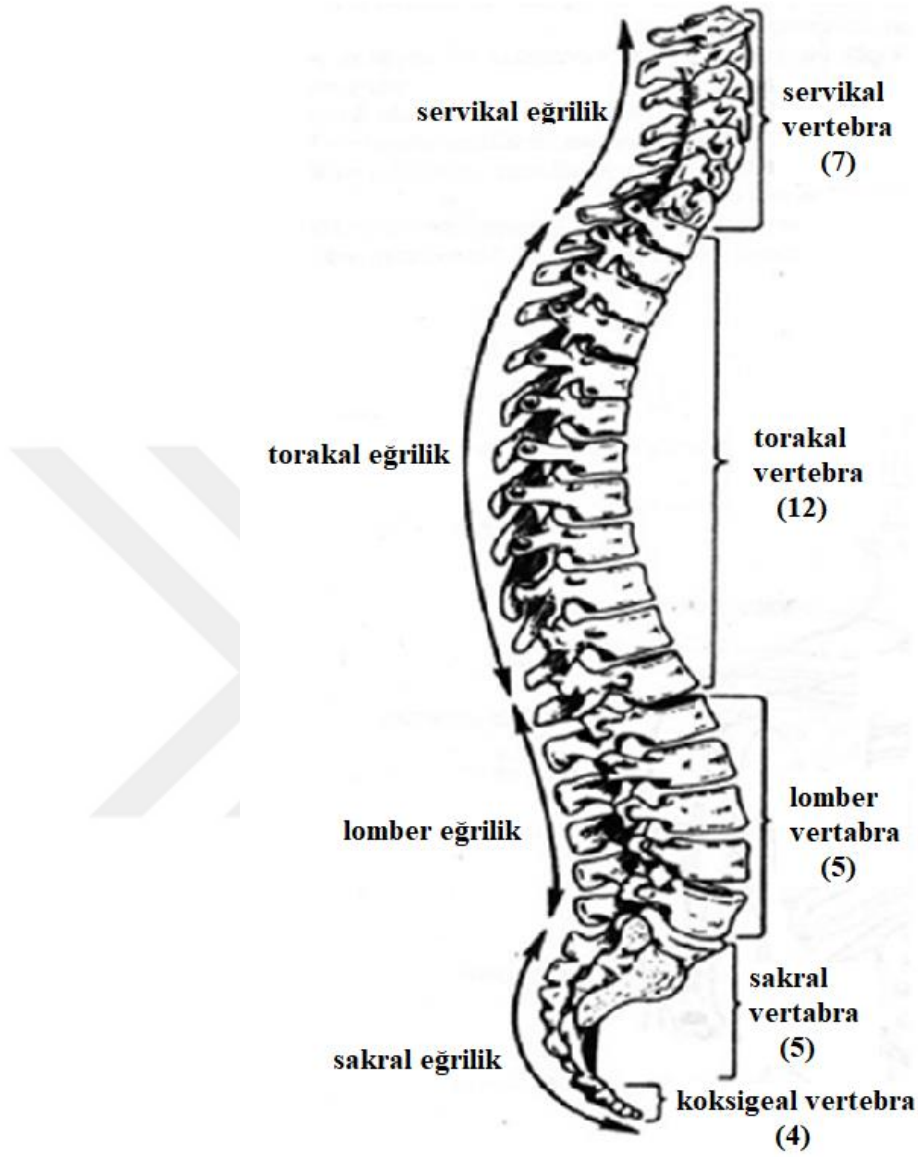
Teknolojinin insan hayatının her aşamasına girdiği bir dönemde, birçok tıp alanında, hastalıkların tanısına, derecelendirilmesine ve tedavinin etkisinin objektif bir şekilde değerlendirilmesine olanak sağlayan bilgisayar destekli cihazların kullanımı hızlı bir şekilde artmaktadır. Nöroloji, ortopedi, fizik tedavi ve rehabilitasyon, bu tür cihazlara ihtiyaç duyulan tıp alanlarından sadece birkaçıdır. Bilindiği üzere merkezi sinir sisteminin önemli bir bileşeni ve iskeletin önemli bir parçası olan omurga, vücudun ön, arka, sağ ve sola bükülmesini sağlayacak şekilde birbirine sıkıca bağlı olan vertebralardan (omurlardan) oluşan ve içinde omuriliği barındıran kemik yapıdır. Başın, gövdenin, göğüs ve karın boşluğundaki birçok iç organın ağırlığını taşır ve bu organlara sağlam bir destek görevi görür. Ayrıca baş ve gövdenin hareketini sağlar. 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 çıkıntıdan (transvers proses) oluşmaktadır (Şekil 1.1).



Şekil 1.1. Vertebra'nın üstten (sol) ve yandan (sağ) görünüşleri (Wikipedia, 2021)

Omurga sagittal planda bir bütün olarak incelendiğinde dört eğrilik göze çarpar (Şekil 1.2). Öne doğru dışbükey boyun eğriligi (servikal eğrilik ya da lordoz), öne doğru içbükey sırt eğriligi (torakal eğrilik ya da kifoz), öne doğru dışbükey bel eğriligi

(lomber eğrilik ya da lordoz), öne doğru içbükey sağrı eğriliği (sakral eğrilik ya da kifoz).



Şekil 1.2. Omurmanın dört anatomik bölgesinin lateral görünümü (Ecerkale, 2006)

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. Önceden yapılacak olan bir müdahale, sagittal plan omurga eğriliklerindeki değişimlerin sonucu olarak oluşacak hareket engellerinin azalmasını veya kalkmasını, buna ilaveten çok daha büyük olumsuz etkilerinin önüne geçilmesini sağlayacaktır. 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 eğriliklerindeki değişimin tespitinde kişinin öne eğilmesini (Adams Öne Eğilme Testi) ve 3 yönlü (ön, arka ve yanlardan) postür analizini içeren gözlemsel yöntem özellikle tarama amaçlı olarak doktorlar tarafından sıklıkla kullanılmaktadır. Ayrıca, altın standart olarak kabul edilen ve Cobb yöntemi olarak adlandırılan bir yöntemle lateral omurga röntgeni üzerinden sagittal plan omurga eğrilikleri ile doğrudan bağlantılı olan torakal ve lomber eğrilik açıları hesaplanmaktadır. Hesaplanan açı değerleri, sağlıklı kişiler için önceden tanımlanmış olan ve alt ve üst sınır değerlerle ifade edilen normal referans değerlerle karşılaştırılmaktadır. Açıların hesabında lateral omurga röntgeni sıklıkla kullanıldığından kişi radyasyona maruz kalmakta ve röntgen çekiminden dolayı eğrilik ölçümünün maliyeti yüksek olmaktadır. Bahsedilen iki yöntemin dışında, röntgen içermeyen bilgisayar destekli ve bilgisayar destekli çok farklı sagittal plan omurga eğriliği ölçüm sistemleri geliştirilmiştir. Bu ölçüm sistemlerinden hiçbirisi çeşitli nedenlerle kliniklerde yaygın olarak kullanılma potansiyeline henüz sahip olamamış, bu nedenle kullanıcıdan kullanıcıya değişen artı ve eksi yönleri ile ilgili çalışmalar günümüze kadar devam etmiştir. Röntgen içeren Cobb yöntemi vertebra gövdelerinin oryantasyonunu dikkate alırken, röntgen içermeyen açı ölçüm yöntemlerinin kas kalınlığındaki, yağ dokusundaki, deri veya deri altı şişmelerdeki değişiklikler nedeniyle farklılaşabilen yumuşak doku konturlarını dikkate alması bu yöntemlerin yaygınlaşamamasının önemli nedenlerinden biri olmuştur. Ayrıca röntgen içermeyen ve bilgisayar destekli olan bu sistemlerden en gelişmiş olanları yabancı menşeli olup ülkemizde 10,000 Euro ve üzeri fiyatlara satılmaktadır.

Bu çalışmada, öncelikle torakal eğrilik olmak üzere sagittal plan torakal ve lomber eğriliklerindeki değişimlerden kaynaklı omurga hastalıklarının ön tanısında klinisyene yardımcı olabilecek, röntgen gerektirmediğinden kişiyi radyasyona maruz bırakmayacak, 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.



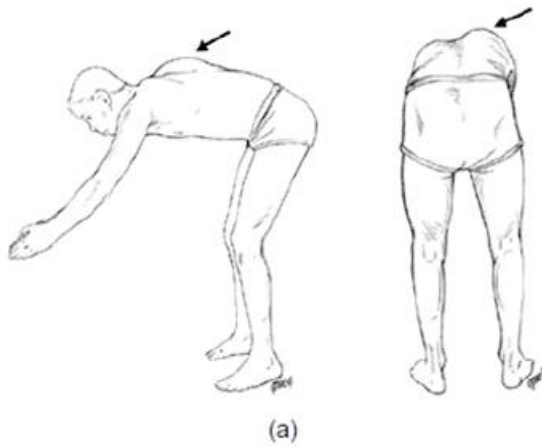
2. KAYNAK ÖZETLERİ

Günümüzde sagittal plan omurga eğriliklerinde meydana gelen değişimler için birçok tespit ve takip yöntemi bulunmaktadır. Bu yöntemler görsel yöntemler, radyografik yöntemler, bilgisayar desteksiz ve bilgisayar destekli yöntemler olmak üzere 4 ana grupta sınıflandırılabilir.

2.1. Görsel Yöntemler

Kişi üzerinde gerçekleştirilen hekim tecrübesine dayalı basit görsel değerlendirmeler, torakal ve lomber bölgede sagittal plan omurga eğriliklerindeki değişimlerin tespitinde hala kullanılmaktadır. Bunlara örnek olarak Adams öne eğilme testi ve simetrigraf verilebilir.

Adams öne eğilme testi, 1865’ te William Adams tarafından tanımlanmış olup ilk kez okul tarama programlarında 1963’ te Hasskamp tarafından kullanılmıştır (Adams, 1865). Adams öne eğilme testini uygulamak için hasta sadece iç çamaşırları kalacak şekilde normal oda sıcaklığında ve mahremiyeti sağlanarak soyunur ve gözlemci, hastanın sırtını ve yan tarafını görebilecek şekilde konumlanır. Kişiden, önce dik durması, daha sonra da ayak parmaklarına doğru öne eğilmesi istenir (Şekil 2.1a).



Şekil 2.1. Omurga eğrilğinde kullanılan görsel testler: (a) Adams öne eğilme testi, (b) simetrigraf (Reamy ve Slakey, 2001; Ecerkale, 2006)

Skapulalar ve hastanın genel pozisyonu incelenir. Yapılan araştırmalarda Adams öne eğilme testinin tek başına yeterli olmayacağı, mutlaka başka bir fiziksel muayene yöntemi ile birlikte kullanılması gerektiğı şeklinde önerilerde bulunulmuştur (Barış, 2009).

Simetrigraf sistemi, yatay 9 ve dikey 27 adet 10 cm kenar ölçülü karelerden oluşan ve omurgadaki asimetrielerin lateral ve düz planda görölmesini sağılayan kullanımı pratik şeffaf çizelge halinde bir alettir (şekil 2.1b). Sagital plan omurga eğilikleri değerlendirmesi, simetrigraf arkasında bir platform üzerinde ayakta duran ve ayakları belirli bir noktada sabitlenen hasta için Bragg postür çizelgesi yardımıyla “iyi”, “orta” ve “zayıf” şeklinde yapılmaktadır. Bu üçlü ölçek, kulak, omuz, trochanter major ve lateral malleol noktalarının işaretlenmesiyle elde edilen düşey bir hat üzerinden saptanmaktadır (Adar, 2004; Ecerkale, 2006). Basit ve kolay uygulanabilir olan bu yöntem sağılıklı değerlendirme için ölçüm hassaslığı bakımından yetersiz kalmaktadır.

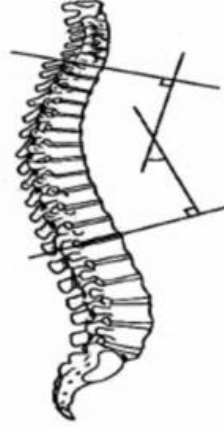
2.2. Radyografik Yöntemler

Hekimlerin gözlem ve tecrübelerine dayalı görsel değerlendirme yöntemlerinin dışında hastanelerde yaygın olarak kullanılan, röntgen çekimi gerektiren ve radyografik Cobb yöntemi olarak adlandırılan diğer bir yöntem (RaG), kişinin lateral omurga röntgeni üzerinden vertebralar arası açıların ölçölmesini içermektedir (şekil 2.2). Dijital teknolojinin ve bilgisayar yazılımlarının bu denli gelişiminden önce ortopedi uzmanları tarafından lateral omurga röntgeni üzerinden Cobb açısı ölçölümünde ilk yıllarda açıölçer, sonrasında ise açıölçerin daha geliştirilmiş versiyonu olan gonyometre (GnM) kullanılırken bilgisayar teknolojisinin gelişmesi ve bunun sonucunda omurga eğriliğı ölçölümü ile ilgili yazılımların ortaya çıkması ile lateral omurga röntgeni üzerinden vertebralar arası açıların ölçölmesinde GnM yerine bilgisayar yazılımı kullanılmaya başlanmıştır.



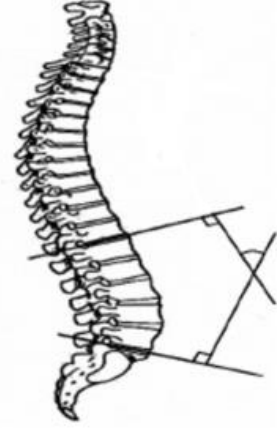
(a)

(Harrison vd.,2000)



(b)

(Ecerkale, 2006)



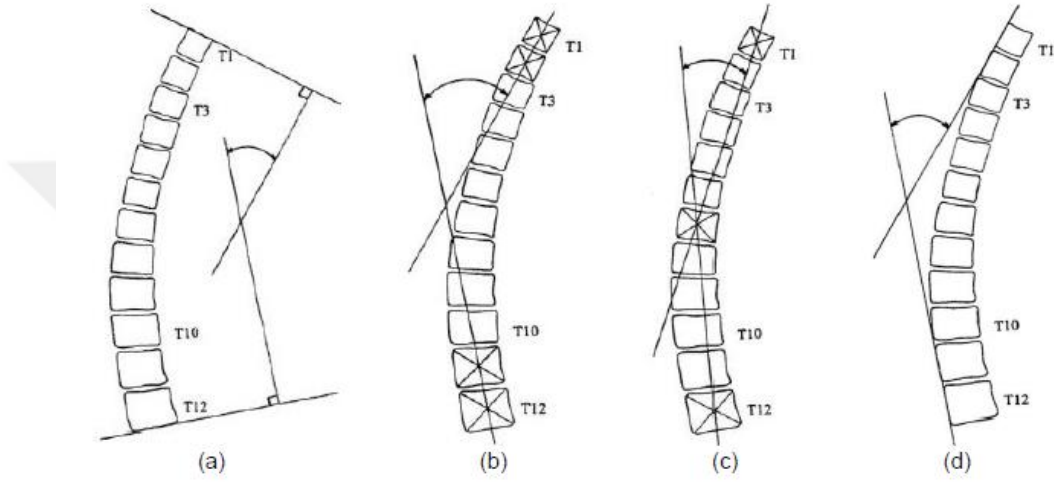
(c)

(Ecerkale, 2006)

Şekil 2.2. Lateral omurga röntgeni üzerinden GnM ile Cobb açısı ölçümü: (a) lateral omurga röntgeni, (b) torakal bölge, (c) lomber bölge (Harrison vd., 2000; Ecerkale, 2006)

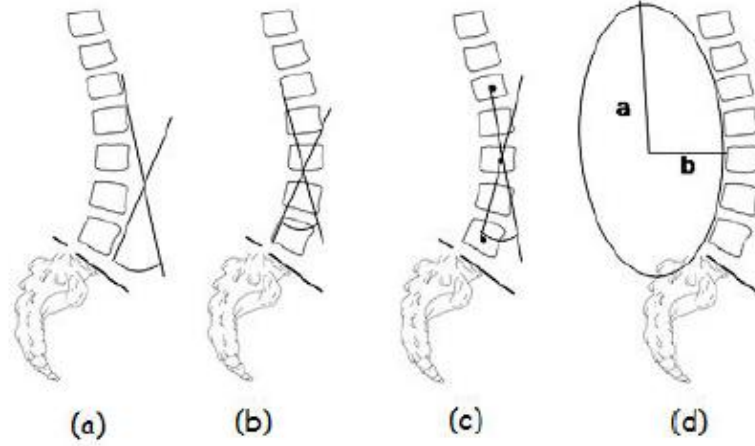
Radyografik Cobb yöntemi, sagittal plan omurga eğriliklerinde meydana gelen değişimlerde tanı konulurken altın standart olarak kabul edilen ölçüm yöntemidir. Bu ölçüm yöntemine göre lateral torakal grafilerde en üst torakal vertebranın (T1) üst kenarına ve en alt torakal vertebranın (T12) alt kenarına çizilen paralel çizgileri dik kesen doğrular arasındaki açı, torakal eğrilik açısı olarak kabul edilmekte ve omurganın torakal bölge eğriliklerindeki değişimin bulunmasına yardımcı olmaktadır (Şekil 2.2b). Omurganın torakal bölgedeki normal eğrilik açısı 20–40 derece arasında nötr kifoz şeklindedir. Eğrilik açısı 20 derecenin altında ise hipokifoz, 40 derecenin üzerinde ise hiperkifoz tanısı konmaktadır (Tüzün vd., 1999). Yaş ile beraber normal eğrilik açısının 50 dereceye kadar çıkabileceği belirtilmektedir (Toros, 2002; Ecerkale, 2006; Teixeira ve Carvalho, 2007; Akgül, 2010;). Lateral lomber grafilerde ise birinci lomber vertebranın (L1) üst kenarına ve birinci sakral vertebranın (S1) üst kenarına paralel çizgiler çizilir. Paralel çizgilerin her birinden çıkan dik çizgilerin kesişmesiyle oluşan açı, lomber eğrilik açısı olarak kabul edilmekte ve omurganın lomber bölgesi eğriliğindeki değişimin bulunmasına yardımcı olmaktadır (Şekil 2.2c). Omurganın lomber bölgedeki normal eğrilik açısı. 20-45 derece arasında nötr lordoz şeklindedir. Eğrilik açısı 20 derecenin altında ise hipolordoz, 45 derecenin üzerinde ise hiperlordoz tanısı konmaktadır (Tüzün vd., 1999).

Torakal ve lomber eğrilik açılarının ölçümünde yaygın olarak kullanılmamakla birlikte radyografik Cobb yöntemi kadar doğru sonuçlar verdiği belirtilen ve radyografi içeren başka yöntemler de bulunmaktadır. Bu yöntemlere örnek olarak ağırlık merkezi yöntemi, arka (posterior) teğet yöntemi, ön (anterior) teğet yöntemi ve elips uydurma yöntemi verilebilir (Harrison vd., 2001; Been ve Kalichman, 2014). Bu yöntemler Şekil 2.3'te torakal eğrilik açısı için ve Şekil 2.4'te lomber eğrilik açısı için gösterilmektedir.



Şekil 2.3. Radyografi üzerinden torakal eğrilik açısı ölçümü: a) Cobb yöntemi, b) ağırlık merkezi yöntemi 1, c) ağırlık merkezi yöntemi 2, d) arka teğet yöntemi (Harrison vd., 2001)

Harrison vd. (2001) çalışmalarında, torakal eğrilik açısı ölçümünde radyografik Cobb yöntemi kadar ağırlık merkezi ve arka teğet yöntemlerinin de güvenilir yöntemler olduklarını ifade etmişlerdir.



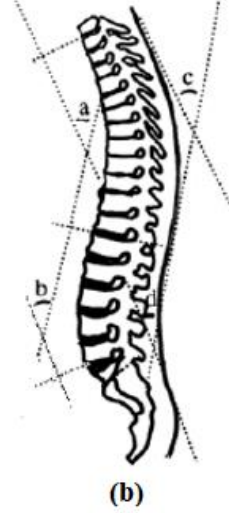
Şekil 2.4. Radyografi üzerinden lomber eğrilik açısı ölçümü: (a) ön teğet yöntemi, (b) arka teğet yöntemi, (c) ağırlık merkezi yöntemi, (d) elips uydurma yöntemi (Been ve Kalichman, 2014).

2.3. Bilgisayar Desteksiz Yöntemler

Kişileri radyasyona maruz bırakmadan genellikle torakal ve lomber eğrilik açılarını tespit edebilmek amacıyla deri üzerinden ölçüm alan bilgisayar desteksiz yöntemler geliştirilmiştir.

2.3.1. Omurga pantografı

Willner (1981), torakal ve lomber eğrilik açılarını, omurga pantografı kullanarak ölçmüş ve ölçüm sonuçlarını, aynı duruş pozisyonunda alınan lateral radyografiler üzerinden Cobb yöntemi ile hesaplanan sonuçlarla karşılaştırmıştır. Omurga pantografı, bir ucunda düşük sürtünmeli bir tekerin olduğu koldan ve kolun sırtta omurga hattı üzerinde gezdirilmesi sonucunda elde edilen eğrinin kağıt üzerine aktarılması için kullanılan bir yazı tahtasından oluşmaktadır. Pantograf ile yazı tahtası, birlikte yüksekliği ayarlanan bir tripod üzerine monte edilmiştir (Şekil 2.5).



Şekil 2.5. (a) Omurga pantografı ile ölçüm, (b) radyografik Cobb yöntemi (a ve b açıları) ve omurga pantografı (c ve d açıları) (Willner,1981)

Ölçüm yapılacak hasta, omurga pantografı önünde ayakta durmakta, deri üzerinde C7 ve L5 vertebralarına ait spinöz prosesler işaretlenmekte ve bu iki nokta arasında omurga pantografı kolu gezdirilerek yazı tahtası üzerine tutturulmuş kağıt üzerine torakal ve lomber eğrileri çizdirilmektedir. Çizdirilen eğriler üzerinde C7 ve L5 noktaları işaretlenmekte ve cetvel bu eğriye teğet olacak şekilde C7'den L5'e doğru hareket ettirilerek dikeyden maksimum sapmayı yapan üç teğet noktası tespit edilmektedir. Bu noktalara çizilen teğet çizgiler arası açılar, torakal ve lomber eğrilik açıları olarak kabul edilmektedir. Willner (1981), torakal eğrilik açısı için omurga pantografı sonuçlarının radyografik Cobb yöntemi sonuçları kadar doğru olduğunu, lomber eğrilik açısı için ise omurga pantografı sonuçlarının radyografik Cobb yöntemi sonuçlarına kıyasla düşük doğrulukta olduğunu belirtmiştir.

Willner ve Johnson (1983), yaşları 8-16 arasında olan 1101 sağlıklı çocuk üzerinde normal ayakta duruş konumunda omurga pantografı kullanarak sagittal planda omurga eğrileri elde etmişler ve bu eğrileri kullanarak torakal ve lomber eğrilik açıları ile ilgili çalışma yapmışlardır.

2.3.2. Debrunner kifometre

Debrunner kifometre, kliniklerde 1972 yılında kullanılmaya başlanan ve üzerinde bulunan skaladan okunan değer, torakal eğrilik açısı olarak kabul edilen ilk radyasyon

içermeyen yöntemdir (Debrunner, 1972). Kifometre skalası üzerinden okunan değerleri doğrudan torakal eğrilik açısı olarak kabul eden başka çalışmalar da bulunmaktadır (Öhlen vd., 1988; Öhlen vd., 1989).

Purser vd. (1999), Debrunner kifometre ile torakal ve lomber eğrilik açısı ölçümlerinde Öhlen vd. (1989), tarafından önerilen protokolü kullanmışlar ve farklı zamanlarda uygulanan ölçüm sonuçlarının güvenilirliğini araştırmışlardır. Korovessis vd. (2001), klinik uygulamalarında, kifometre skalasından okunan değer ile gerçek torakal eğrilik açısı arasında önemli bir fark olduğunu tespit etmişlerdir. Bundan hareketle, kifometre skalasından okunan değerden torakal eğrilik açısını elde etmeye yarayacak basit bir matematiksel formülün gerekli olduğunu düşünmüşler ve bu matematiksel formülün elde edilmesi üzerine çalışma yapmışlardır. Çalışmaları sonucunda; ölçülen açı değerinin 50° altında olması durumunda, kifometre ve matematiksel formül kullanılarak yapılan açı hesabının daha güvenilir ve doğru olduğu sonucuna varmışlardır.

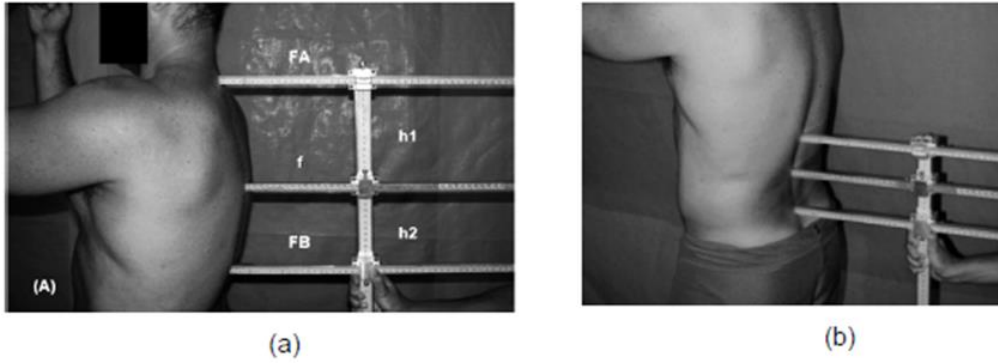
Angvall vd. (2015), Debrunner kifometre ile normal ayakta duruş konumunda lateral torakal ve lomber eğrilik açısı ölçümleri yapmış ve sonuçlarını lateral radyografik Cobb sonuçları ile karşılaştırarak Debrunner kifometrenin geçerliliğini araştırmıştır. Debrunner kifometre ile yapılan torakal eğrilik açısı ölçümlerinin radyografik Cobb sonuçları ile yüksek düzeyde uyum içinde olduğu, lomber eğrilik açısı ölçümlerinin ise istatistiksel olarak farklı olmasa bile düşük düzeyde uyum içinde olduğu sonucuna ulaşmıştır.

2.3.3. Arkometre

D'Oswaldo arkometre, D'Oswaldo vd (1997) tarafından manuel olarak torakal ve lomber eğrilik açısının non-invaziv ölçümü için kullanılmak ve duruş bozukluklarını değerlendirmek amacıyla tasarlanmıştır. D'Oswaldo vd (1997) çalışmalarında, geliştirdikleri arkometre ile elde edilen veriler ile radyografik muayene sonucunda elde edilen verileri karşılaştırmışlar ve arkometre ölçüm sonuçları ile radyografik yöntem sonuçları arasında çok yüksek bir pozitif doğrusal ilişki ($r=0,98$) olduğunu belirtmişlerdir. D'Oswaldo vd. (1997) torakal bölgedeki eğrilik açısını belirlemek için

oluşan torakal eğrinin başlangıç, bitiş ve en tepe noktasına göre ölçümleri yapmışlardır.

Chaise vd. (2011) hem torakal hem de lomber eğrilik açısı belirlemede D'Oswaldo vd. (1997) tarafından uygulanan prosedürden farklı olarak omurgayı daha iyi temsil edebilmesi için, aynı eğrilik içerisinde farklı yarıçaplar ile iki farklı açı oluşturarak bu açıların toplamı ile eğrilik açısını belirlemişlerdir. Arkometre ile ölçümde, ölçüm yapılacak kişiler ayakta duruş pozisyonunda ve ayaklar birbirine paralel, humerusun omurga ile üst üste gelmemesi için omuz ve dirsekler 90° fleksiyon durumunda konumlanmışlardır. Arkometre kolları torakal bölge için T1 ve T12 spinöz prosesleri ile eğriliğin en tepe noktasına, lomber bölge için L1 ve L5 spinöz prosesleri ile eğriliğin en dip noktasına trigonometri yardımıyla doğrusal ölçümlere izin verecek şekilde yerleştirilmiştir (Chaise vd. 2011) (Şekil 2.6). Leroux vd. (2000)'nin çalışmasından adapte edilen üç trigonometrik bağıntıya dayanan ve açı hesabında kullanılan beş ayrı matematiksel denklemde yer alan f_A , f_B , f , h_1 ve h_2 gibi parametreler hem torakal bölgede hem de lomber bölgede arkometre ile ölçülmüştür (Şekil 2.6).



Şekil 2.6. Arkometre ile ölçüm: (a) torakal eğrilik açısı, (b) lomber eğrilik açısı (Chaise vd. 2011)

Torakal ve lomber eğrilik açılarının her ikisi için arkometre ve radyografik Cobb yöntemleri ile elde edilen sonuçlar arasında yüksek düzeyde uyum olduğu ve aynı değerlendirici güvenilirliği ile farklı değerlendirici güvenilirliğinin yüksek olduğunu görmüşlerdir. Sonuç olarak doğru ve kabul edilebilir sonuçlar elde etmek için arkometrenin güvenle kullanılabileceğini belirtmişlerdir.

2.3.4. Cep türü iğneli gonyometre

Gravina vd. (2012), cep tipi iğneli gonyometre kullanarak çocuklardan ve gençlerden oluşan 128 kişi üzerinde torakal ve lomber eğrilik açısı ölçümü yapmışlar ve elde ettikleri sonuçları radyografik Cobb yöntemi sonuçlarıyla karşılaştırmışlardır. Torakal eğrilik açısı değerlerinde yüksek düzeyde bir uyum görmelerine rağmen lomber eğrilik açısı değerlerindeki uyumun düşük düzeyde olduğunu görmüşlerdir (Şekil 2.7).

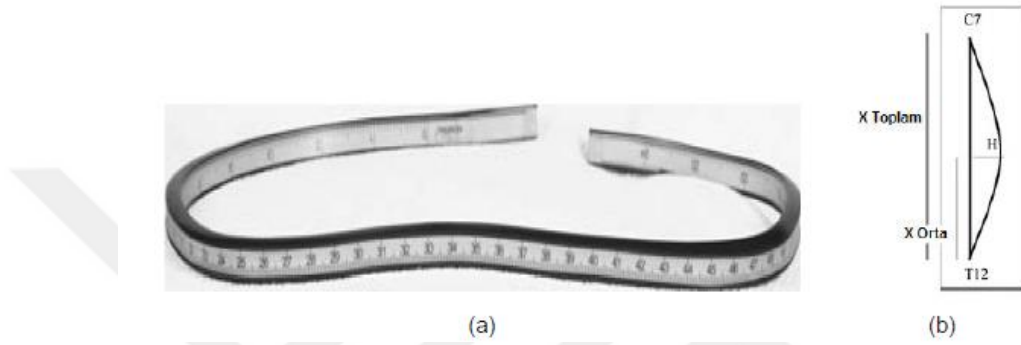


Şekil 2.7. Cep tipi iğneli gonyometre ile ölçüm (Sawacha vd.2012)

2.3.5. Esnek cetvel

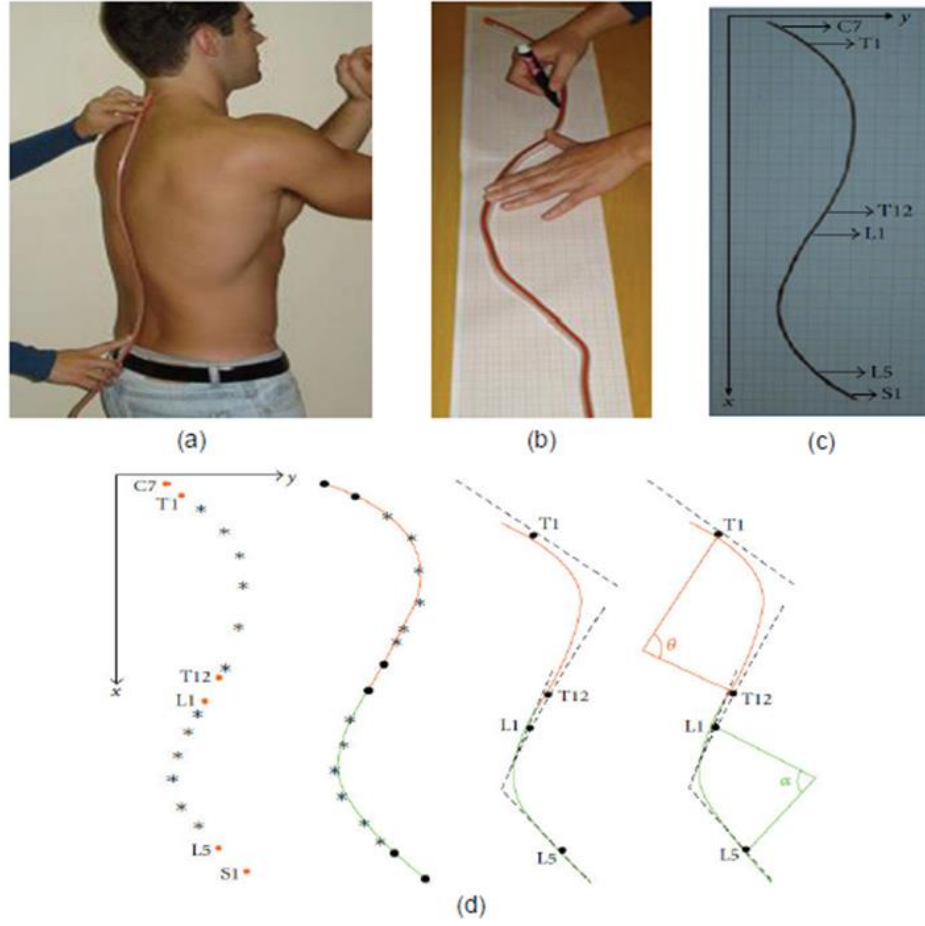
Teixeira ve Carvalho (2007), ucuz ve pratik olan esnek cetvel yöntemi ile yapılacak torakal eğrilik açısı ölçümlerinin değerlendiriciler arası güvenilirliğini araştırmışlardır. Esnek cetvel, uzunluğu yaklaşık 60 cm olan üzeri plastik kaplı kurşun malzemeden yapılmış bir cetveldir (Şekil 2.8a). Çalışmalarında 56 kişinin sagittal planda torakal eğrilik açısını, iki farklı değerlendirici ile hem radyografik Cobb yöntemi hem de esnek cetvel yöntemi ile ölçmüşlerdir. Hastalar her iki yöntem için ayakta duruş pozisyonunda, ayaklar birbirine paralel ve çıplak, humerusun omurga ile üst üste gelmemesi için omuz ve dirsekler 90° fleksiyon durumunda konumlanmışlardır. Esnek cetvel yönteminde C7 ve T12 spinöz prosesleri işaretlenmiş, esnek cetvel bu iki nokta arasında omurga üzerine yerleştirilmiş ve esnek cetvelle elde edilen eğri milimetrik kağıt üzerine aktarılmıştır. Milimetrik kağıt üzerine aktarılan eğri üzerinde C7 ve T12 noktaları işaretlenmiş ve iki nokta arasında düz bir çizgi çizilmiştir. Düz çizgi ile C7 - T12 arasındaki omurga eğrisinin en yüksek noktası arasındaki mesafe “H”, “H”

mesafesinin bulunduğu nokta ile T12 arası dikey mesafe “X Orta” ve C7 ile T12 arası dikey mesafe “X Toplam” olarak adlandırılmıştır (Şekil 2.8b). Daha sonra omurga eğrisi üzerinden elde edilen bu değerler, geliştirilmiş özel bir matematiksel formülde yerine yerleştirilerek torakal eğrilik açısı hesaplanmıştır. Cobb yöntemi sonuçlarıyla karşılaştırma yaparak esnek cetvel yönteminin torakal eğrilik açısı ölçümünde kullanılabilecek sayısal parametrelerin elde edilmesine imkan veren uygun bir klinik yöntem olduğunu göstermişlerdir.



Şekil 2.8. (a) Esnek cetvel, (b) esnek cetvel ile elde edilen omurga eğrisi ve torakal eğrilik açısı parametreleri (Teixeira ve Carvalho, 2007)

“de Oliveira” vd. (2012), torakal ve lomber eğrilik açılarının ölçülmesinde esnek cetvel kullanmanın, tekrarlanan ölçümlerde benzer sonuçlar verip vermediğini ve elde edilen sonuçların geçerliliğini kontrol etmek amacıyla 47 kişi üzerinde çalışma yapmışlardır (Şekil 2.9).



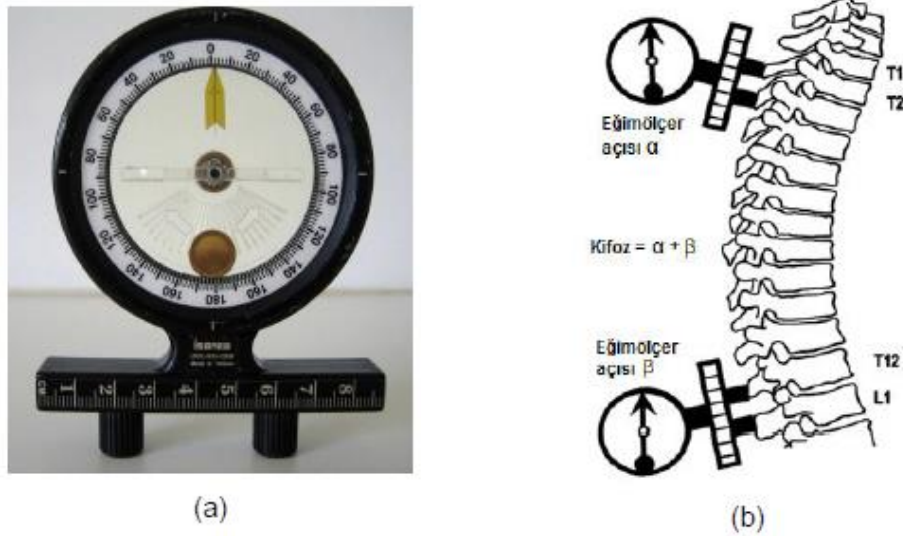
Şekil 2.9. Esnek cetvel ile torakal ve lomber eğrilik açısı ölçümü (de Oliveira vd., 2012)

Gönüllüler her iki yöntem için ayakta duruş pozisyonunda, ayaklar birbirine paralel ve çıplak, omuz ve dirsekler 90° fleksiyon durumunda konumlanmışlardır. Esnek cetvel ölçümleri için öncelikle C7 spinöz prosesi ve S1 noktası işaretlenmiş, esnek cetvel C7-S1 arasında yerleştirilmiş (Şekil 2.9a), elde edilen eğri milimetrik kağıt üzerine aktarılmış (Şekil 2.9b) ve eğri üzerinde C7, T1, T12, L1 ve L5 spinöz proses noktaları ile S1 noktası işaretlenmiştir (Şekil 2.9c). Daha sonra torakal ve lomber eğrilerini temsil etmek üzere iki adet 3. dereceden polinom denklem elde edilmiş ve torakal eğri üzerinde T1 ve T12 noktalarında iki teğet çizgi ve lomber eğri üzerinde L1 ve L5 noktalarında iki teğet çizgi çizilmiştir. T1 ve T12 noktalarındaki teğet çizgilere çizilen dik çizgiler arasındaki açı torakal eğrilik açısı, L1 ve L5 noktalarındaki teğet çizgilere çizilen dik çizgiler arasındaki açı ise lomber eğrilik açısı olarak kabul edilmiştir (Şekil 2.9d). Esnek cetvel sonuçlarını radyografik Cobb yöntemi sonuçlarıyla karşılaştırmışlar ve sonuçlar arasında yüksek derecede benzerlik olduğunu görmüşlerdir. Bu benzerliğin hem aynı değerlendiricinin farklı ölçüm sonuçları

arasında hem de farklı değerlendiricilerin ölçüm sonuçları arasında bulunduğunu, bu nedenle esnek cetvelin klinik uygulamalarda kullanılmasının tavsiye edilmesinin doğru olacağını ifade etmişlerdir.

2.3.6. İso-med inklinometre

Lewis ve Valentine (2010), üst vücut ağırları olan ve olmayan 45'er gönüllüyü torakal eğrilik açısı ölçümü için seçmişler ve bu gönüllüler üzerinde, normal ayakta duruş konumunda, iki inklinometre kullanarak ölçümler yapmışlardır (Şekil 2.10). Birinci inklinometre, T1 ve T2 torakal spinöz prosesleri üzerine, ikinci inklinometre ise T12 torakal ve L1 lomber spinöz prosesleri üzerine yerleştirilmiştir. Her iki inklinometrenin gösterdiği açı arka arkaya 3 defa ölçülmüştür. Aynı ölçümler aynı kişi tarafından, ilk ölçümlerden yarım saat sonra, aynı şekilde tekrar edilmiş ve sonuçlar istatistiksel olarak karşılaştırılmıştır. Çalışmalarında kullandıkları ölçüm sisteminin aynı kullanıcı için güvenilir sonuçlar verdiğini görmüşler ama benzer çalışmanın farklı kullanıcılar için de yapılması gerektiğine karar vermişlerdir.



Şekil 2.10. (a) İso-med inklinometre, (b) torakal eğrilik açısı ölçümü (Lewis ve Valentine, 2010; Van Blommestein vd., 2012)

2.4. Bilgisayar Destekli Yöntemler

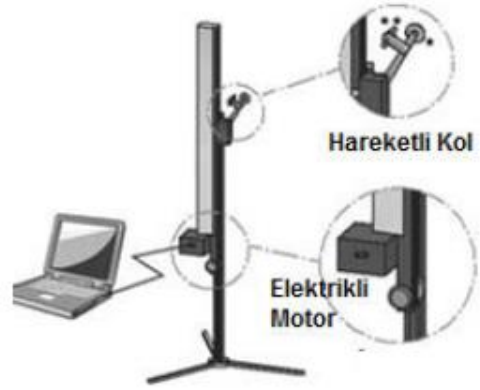
Bilgisayar destekli yöntemler kişileri radyasyona maruz bırakmadan, genellikle torakal ve lomber eğrilik açılarını geliştirilmiş bir yazılım yardımıyla otomatik olarak belirlemede kullanılmaktadır. Bu yöntemlerden bazıları şunlardır:

2.4.1. Dijital omurga pantografı

Giglio ve Volpon (2007), sağlıklı erkek ve kız çocuklar ile gençlerin torakal ve lomber eğrilik açılarındaki yaşa bağlı değişimleri tespit etmek için omurga üzerinden ölçüm alacak özel bir dijital omurga pantografı geliştirmişlerdir (Şekil 2.11).



(a)



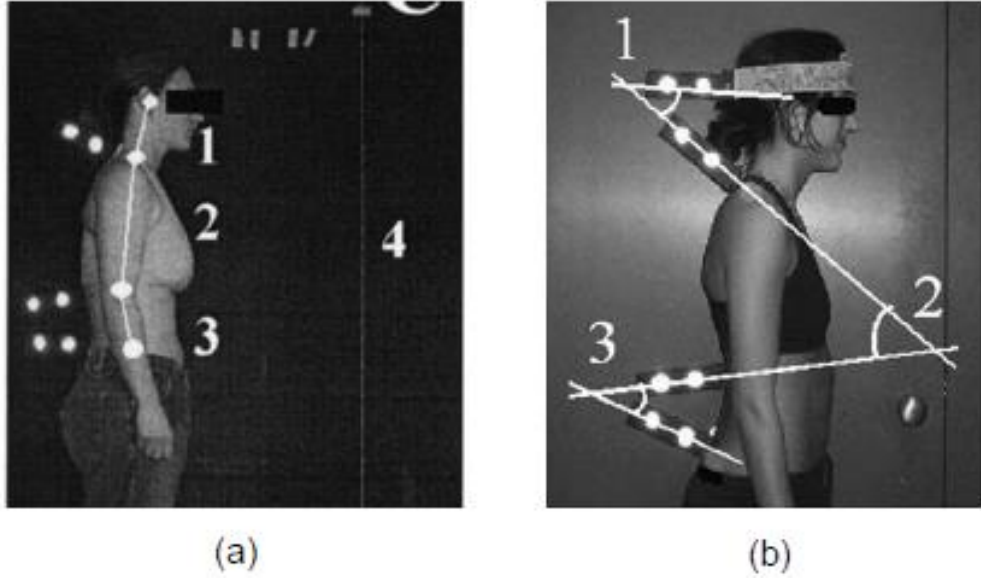
(b)

Şekil 2.11. Dijital omurga pantografı ile ölçüm: a) kullanımı, b) şematik gösterimi (Giglio ve Volpon, 2007)

Dijital omurga pantografı, tripod ile desteklenen dikey bir çubuk, çubuk üzerine sabitlenmiş yukarı-aşağı hareket eden ve omurgayı deri üzerinden takip eden bir kola sahiptir. Gönüllüler, ayakta duruş pozisyonunda, ayaklar birbirine paralel ve çıplak, humerusun omurga ile üst üste gelmemesi için omuz ve dirsekler yarı fleksiyon durumunda, eller önlerinde bulunan yatay destek çubuğunu tutar şekilde konumlanmışlardır. Pantograf hareketli kolu, C7 spinöz prosesine konumlandırılarak L5 spinöz prosesine kadar sabit hızla omurga üzerinde hareket ettirilmiştir. Pantograf kolunun hareketi bir yazılım vasıtasıyla kaydedilmiş, bilgisayarda sagittal plan omurga eğrisi oluşturulmuş ve oluşturulan omurga eğrisi kullanılarak torakal ve lomber eğrilik açılarının hesaplanması otomatik olarak gerçekleştirilmiştir. Öncelikle 20 sağlıklı kişinin pantograf ölçüm sonuçları ile lateral radyografik Cobb ölçümleri karşılaştırılarak pantografin doğruluğu test edilmiş ve iki yöntemin sonuçları arasında istatistiksel olarak bir fark olmadığı görülmüştür.

2.4.2. Fotogrametre

Dunk vd. (2004), dijital kamera tarafından normal ayakta duruş konumunda alınan toplam 9 lateral fotoğraf görüntüsü üzerinde (fotogrametre) çalışma yapmışlardır (Şekil 2.12a). Öncelikle C7, T12 ve L5 spinöz prosesleri seviyesinde her bir kişinin derisi üzerine işaretler yapıştırılmıştır. Her bir işarete birbirine 6 cm aralıkla yerleştirilmiş yansıma özellikli iki nokta bulunmaktadır. Bu işaretler C7-T1, T12-L1 ve L4-L5 eklem merkezlerine doğru uzatılmış çizgilerin eğimlerini hesaplamak için kullanılmıştır. Görüntülerin dijitalleştirilmesi ve açıların hesaplanması özel olarak hazırlanmış bir bilgisayar yazılımı ile gerçekleştirilmiştir. Dijitalleştirilmiş görüntüler üzerindeki yansıyan beyaz noktalar birleştirilerek elde edilen çizgiler servikal bölgeyi (1 nolu çizgi), torakal bölgeyi (2 nolu çizgi) ve lomber bölgeyi (3 nolu çizgi) gösterirken dikey çizgi (4 nolu çizgi) referans çizgisi olarak kullanılmıştır. Her bir çizginin dik referans çizgisine göre yaptığı açı hesaplanarak sırasıyla servikal, torakal ve lomber eğrilik açıları elde edilmiştir. Bu çalışma için 7' si bayan 14 sağlıklı ve aktif kişi üniversite öğrencileri arasından seçilmiştir. Çalışma sonucunda aynı kişiler için farklı zamanlarda yapılan ölçümlerde farklılıklar bulunduğu ve tekrarlanabilirlik düzeyinin düşük olduğu görülmüştür. Bu nedenle teşhis ve tedavi sürecinde fotogrametre yöntemi ile elde edilen omurga eğrilik açılarına temkinli yaklaşılması gerektiği belirtilmiştir.



Şekil 2.12. Fotogrametre ile torakal ve lomber eğrilik açısı ölçümü: (a) lateral fotoğraf görüntüsü, (b) işaret noktaları ile açılarının hesaplanması (Dunk vd., 2004 ve 2005)

Dunk vd. (2005), 3 farklı zamanda dijital kamera tarafından normal ayakta duruş konumunda alınan toplam 15 lateral fotoğraf görüntüsü üzerinde (fotogrametre) çalışma yapmışlardır (Şekil 2.12b). Öncelikle C1 noktasını temsil etmek üzere kişinin kafasına bir işaret, T1 ve T12 spinöz prosesleri ile S1 noktası seviyelerinde kişinin derisi üzerine işaretler eklenmiştir. Yansıma özellikli işaretler bilgisayar yazılımı kullanılarak dijitalleştirilmiş ve işaretler üzerinde yer alan ve yansıyan iki nokta birleştirilerek çizgiler elde edilmiştir. Çizgiler arası açılar (servikal, torakal ve lomber eğrilik açıları) bilgisayar yazılımı kullanılarak hesaplanmıştır. Hesaplanmış olan açılar, dik referans çizgisi içeren ve Dunk vd. (2004) tarafından kullanılmış olan yöntemle göre hesaplanmış olan açılarla karşılaştırılmıştır. Bu çalışma için 10'u bayan 20 sağlıklı ve aktif kişi üniversite öğrencileri arasından seçilmiştir. Çalışma sonucunda aynı kişiler için farklı zamanlarda yapılan ölçümlerde uyum olduğu ve tekrarlanabilirlik düzeyinin dik referans çizgisine göre hesaplanan açılara kıyasla iyi seviyede olduğu görülmüştür.

2.4.3. Spinal mouse

Mannion vd. (2004), klinik ortamda kullanmak amacıyla spinal mouse adını verdikleri ve bilgisayar yazılımı ile sagittal plan omurga eğriliklerini değerlendirme imkanı veren ölçüm cihazını geliştirmişlerdir (Şekil 2.13). Küçük tekerlere sahip bir avuç içi cihazı

olan spinal mouse ile omurga boyunca cilt üzerinde elle hareket ettirilerek yaşları ortalama 41 olan 11'i bayan 20 sağlıklı kişi için ölçümler gerçekleştirilmiştir. Ölçümler, 2 ayrı günde, ayakta normal duruş, tam fleksiyon (öne eğilme) ve tam ekstansiyon (arkaya eğilme) konumlarında iki ayrı kişi tarafından üçer defa tekrarlanmıştır.



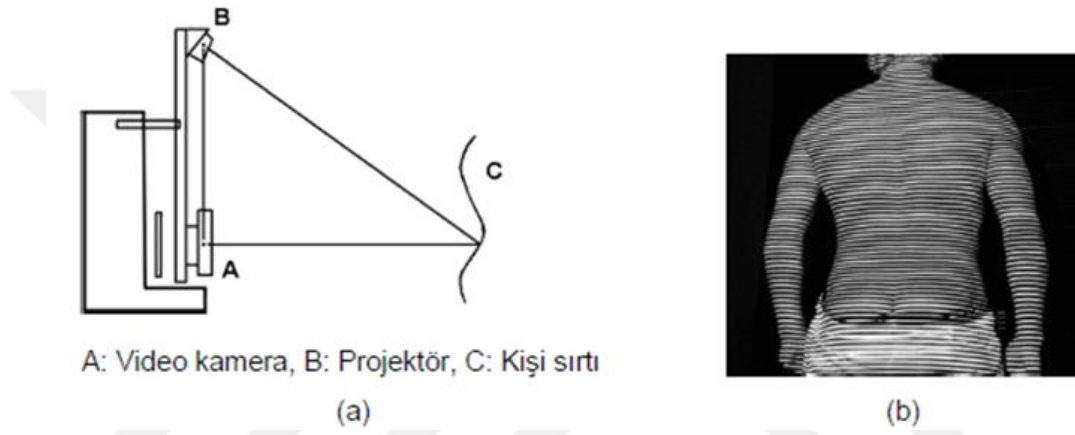
Şekil 2.13. Spinal mouse ile ölçüm (Mannion vd.,2004)

Kellis vd. (2008), tam fleksiyon, normal ayakta duruş ve tam ekstansiyon konumlarında Spinal Mouse ile yapılan sagittal plan omurga eğriliği ölçümlerinin değerlendiriciler arası ve aynı değerlendirici güvenilirliğini göstermek için ortalama yaşı 11 olan 81 sağlıklı çocuk üzerinde üç farklı değerlendirici kullanarak bir çalışma yapmışlardır. Spinal Mouse ile çocuklar üzerinde yapılan ölçümlerin “idare eder” derecesinde güvenilirlikten “yüksek” derecede güvenilirliğe kadar değişim gösterdiğini sonucuna ulaşmışlardır.

Russell vd. (2012), yüksek topuklu ayakkabı giymenin lomber eğrilik açısını artırdığını göstermek için Spinal Mouse kullanmışlardır. Çalışma için 32'si kadın olmak üzere 50 kişi test grubunda, 3'ü kadın olmak üzere 9 kişi kontrol grubunda yer almıştır. Spinal Mouse, önce yalınayak olan hastalarda, daha sonra 3-4 inçlik topuklu ayakkabı giyen hastalarda denenmiştir. Spinal mouse ölçümünün güvenilirliği, öncelikle, insan omurgası taklit edilerek ahşaptan inşa edilen model ile test edilmiştir. Yalınayak ve yüksek topuklu her iki grup arasında lomber eğrilik açısında birinci ve ikinci ölçümlerde anlamlı fark bulamamışlardır.

2.4.4. Video rastersterograf

Goh vd. (1999), yaşları 19 ile 64 arasında değişen 10 kişinin normal ayakta duruş konumunda sırt yüzey görüntüsünü Video Rastersterograf yöntemi ile 3-boyutlu olarak elde etmişler ve bu görüntülerin torakal eğrilik açısı ölçümü için kullanılmasının güvenilirliğini araştırmışlardır. Çalışma sonucunda aynı değerlendirici ve farklı değerlendirici güvenilirliğinin yüksek olduğunu görmüşler ve torakal eğrilik açısı takibinde kliniklerde Rastersterograf yönteminin kullanılma potansiyeli olduğunu ifade etmişlerdir (Şekil 2.14).



Şekil 2.14. Video rastersterograf ile torakal eğrilik açısı ölçümü: (a) sırt yüzey analizi için gereken aksesuarlar, (b) rastersterograf görüntüsü (Melvin vd., 2010)

Melvin vd. (2010), omurga rahatsızlığı olan hastaların takibinde 1989 yılından itibaren kliniklerde kullanılmakta olan Rastersterograf yöntemiyle 3 boyutlu arka yüzey analizinin ve omurga eğrisi oluşturulmasının güvenilirliğini belirlemek üzere 3 farklı değerlendirici kullanarak sağlıklı kişiler üzerinde çalışma yapmışlardır. Yaşları ortalama 24.6 olan 31'i bayan 51 sağlıklı kişi üzerinde her biri üçer ölçüm alacak şekilde 3 farklı değerlendirici ile torakal ve lomber eğrilik açıları başta olmak üzere 8 farklı omurga parametresi kullanmışlardır. Rastersterograf ile 3 boyutlu sırt analizi için kişi normal ayakta duruş konumunda iken sırt yüzeyine bir projektör ile paralel çizgiler yansıtılmış ve yansıtılan çizgiler bir dijital video kamera ile kayıt altına alınarak işlenmek üzere bilgisayara aktarılmıştır (Şekil 2.14). Yansıtılan raster çizgilerinin distorsiyonundan bilgisayar yardımıyla 3-boyutlu omurga eğrinin elde edilmesi mümkün olmaktadır. Çalışmaları sonucunda hem aynı değerlendirici hem de farklı

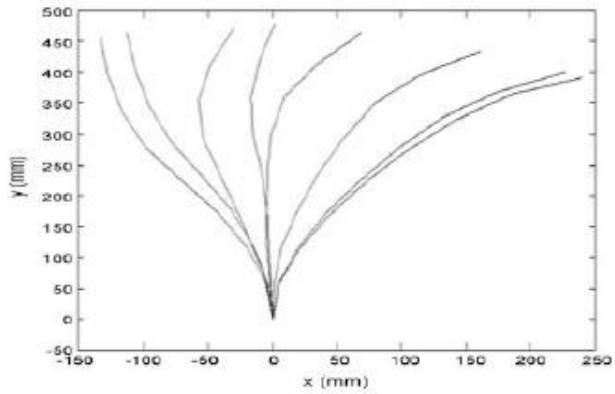
değerlendirici güvenilirliğinin torakal ve lomber eğrilik açısı ölçümleri için çok iyi seviyede olduğunu görmüşlerdir.

2.4.5. Fibro-optik sensör

Williams vd. (2010), fleksiyon konumunda ve bu konumdan ekstansiyon konumuna doğru omurganın hareketi esnasında lomber bölgede sagittal plan omurga eğriliğini dinamik olarak ölçebilmek amacıyla özel modifiye edilmiş fibro-optik sensörler içeren ve sırtta yapıştırılan bir şerit kullanmışlardır (Şekil 2.15). 13 gönüllü üzerinde elde ettikleri sonuçları video-tabanlı ölçüm sisteminden elde edilen sonuçlarla karşılaştırmışlar ve fibro-optik sensör içeren şeritle elde edilen sonuçların doğruluğunu teyit etmişlerdir. Bu nedenle fibro-optik sensör içeren şerit yönteminin lomber bölgede zamana bağlı eğrilik değişimini tespit etmede güvenle kullanılabileceğini belirtmişlerdir.



(a)



(b)

Şekil 2.15. Fibro-optik sensör ile lomber eğrilik açısı ölçümü: (a) fibro-optik sensor kullanımı, (b) farklı duruş konumlarında elde edilen omurga eğrileri (Williams vd., 2010)

2.4.6. Elektrogonyometre

Perriman vd. (2010), torakal eğrilik açısını ölçmede esnek elektrogonyometre kullanmanın güvenilir olup olmadığını belirlemek üzere bu çalışmayı yapmışlardır. Esnek elektrogonyometre genelde laboratuvar dışında normal hayat şartlarında kişinin eklem açılarındaki değişimi ölçmek ve kayıt altına almak amacıyla kullanılmaktadır. Torakal eğrilik açısı için henüz kullanılmamış olmasının bu çalışmayı teşvik ettiğini

belirtmişlerdir. Elektrogonyometre, öncelikle laboratuvar ortamında bir model üzerinde test edilerek doğruluğu kontrol edilmiştir. Sonrasında 7 farklı faaliyet icra eden 12 kişi üzerinde tekrarlanabilirlik güvenilirliğini görmek için birer hafta arayla ölçüm için kullanılmıştır. Daha sonra sırtlarında elektrogonyometre monte edilmiş kişilerin normal ayakta duruş konumunda lateral radyografileri çekilmiştir. Lateral radyografiler üzerinden Cobb yöntemi ile torakal eğrilik açısı hesaplanırken torakal bölgede yapıştırılmış elektrogonyometre bloklarının ölçüm için seçilen noktalarına (üst, alt ve orta noktaları) bağlı olarak üç adet elektrogonyometre açısı hesaplanmıştır. Elektrogonyometre açıları ile Cobb açısı karşılaştırılmıştır.

2.4.7. SpineScan

Finestone vd. (2013), kifoz hastalığının incelenmesinde kullanılan bilgisayar destekli dijital inklinometre olan ve SpineScan (Şekil 2.16) adı verilen sisteminin doğruluğunu radyografik Cobb yöntemiyle teyit etmek için bu çalışmayı yapmışlardır. 28 torakal kifoz hastası radyografik Cobb açısı kullanılarak iki ayrı kişi tarafından değerlendirilmiştir. SpineScan sistemi ile ölçümde ise hastanın kollarını 90° açması istenmiş ve SpineScan C2-L7 arasında kaydırılmıştır. Torakal eğrilik açısı, radyografik Cobb yöntemiyle 28 hastada $51^{\circ} \pm 15^{\circ}$ ve SpineScan yöntemiyle $54^{\circ} \pm 12^{\circ}$ bulunmuştur. İki sonuç arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğu, bunun SpineScan ile yapılan ölçümün hatalı sonuç vermesinden kaynaklandığı ve torakal eğrilik açısı ölçümünde kullanılacak radyasyon içermeyen başka metotların geliştirilmesi için araştırmalara devam edilmesi gerektiği sonucuna varmışlardır.



Şekil 2.16. SpineScan ile torakal eğrilik açısı ölçümü (Finestone vd. 2013)

2.4.8. Zebris

Folsch vd. (2012), hareket analizinde kullanacakları ultrason tabanlı olan ve Zebris adı verilen omurga eğrilik ölçüm sisteminin güvenilirliğini araştırmak amacıyla 24 saat arayla 28 gönüllü üzerinde oturma konumunda torakal eğrilik açısını ölçmek için bu çalışmayı gerçekleştirmişlerdir. Yapılan çalışmalar sonucunda ortalama torakal eğrilik açısını birinci gün $44.8^{\circ}+17.3^{\circ}$, ikinci gün $45.8^{\circ}+16.2^{\circ}$ bulmuşlar ve Zebris omurga eğrilik ölçüm sisteminin hareket analizinde istenilen sonuçları vermese de statik torakal eğrilik açısının ölçümünde güvenilir olduğu sonucuna varmışlardır.

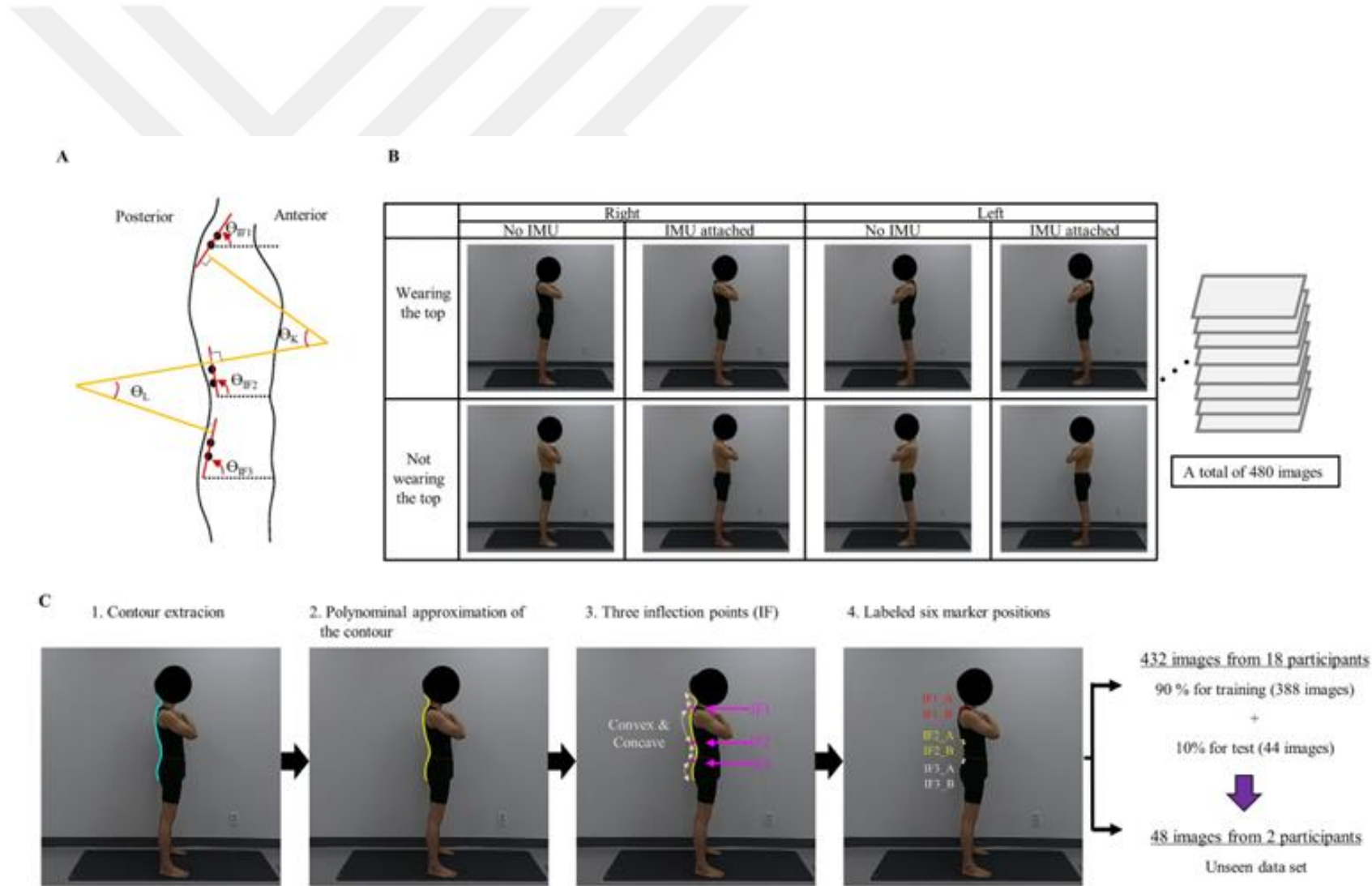
Takacs vd. (2015), ultrason tabanlı Zebris omurga eğrilik ölçüm sistemi kullanarak okul çağındaki çocukların (6-15 yaş arası) sagittal planda omurga eğriliklerini değerlendirmek amacıyla çalışma yapmışlardır. Çalışmalarında sağlıklı 530, duruş bozukluğu olan 394 ve düztaban olan 332 çocuk yer almıştır.

2.4.9. Derin sinir ağı kullanılarak otomatik temassız ölçüm

Park vd. (2024) çalışmalarında video kamera görüntüleri üzerinde omurga eğriliği üzerinde işaretleyici konumlarını izleyen özel bir model geliştirmişler ve işaretleyici konumlarını ne kadar iyi tahmin ettiğini belirlemek için kullanmışlardır. 20 erkek gönüllü üzerinde ayakta duruş pozisyonunda, ayaklar omuz genişliğinde, baş dik ve kollar göğse kavuşturulmuş şekilde ölçüm yapmışlardır. Ölçümleri katılımcılardan 3m uzaklıkta ve yerden 1.3m yüksekliğinde konumlandırmışlardır. Modeli değerlendirmek ve ince ayar yapmak için hem görüntülere hem de sensör verilerine ihtiyaç duyan deneyleri göz önünde bulundurmak için sırt derisindeki dört farklı lokasyona (T1, T5, T12, S1) atalet sensörleri (IMU) yapıştırmışlardır. Oluşturulan makine öğrenmesi modelini geliştirmek için üç deneme ve sekiz farklı senaryodan bir kişi için 24 farklı görüntü verisi elde etmişlerdir (Şekil 2.17). Tüm istatistiksel analizleri Python programında $p<0.05$ kritik alfa düzeyinde gerçekleştirmişlerdir. Çalışma sonucunda sinir ağı modeli ayakta duruş pozisyonlarından alınan görüntülerde sagittal planda omurga hattı boyunca altı işaretleyici pozisyonunun doğru bir şekilde tanımlamıştır. Ayrıca etiketli ve ağ tarafından tahmin edilen işaretleyici konumları kullanılarak hesaplanan açı değerlerini benzer bulmuşlardır. Geliştirilen makine öğrenmesi modelinin kliniklerde ve rehabilitasyonlarda ön tanı çalışmalarında

kullanılabileceği, doğru omurga durumu teşhisi için radyografi tabanlı ölçümlerin kullanılması gerektiğini belirtmişlerdir.

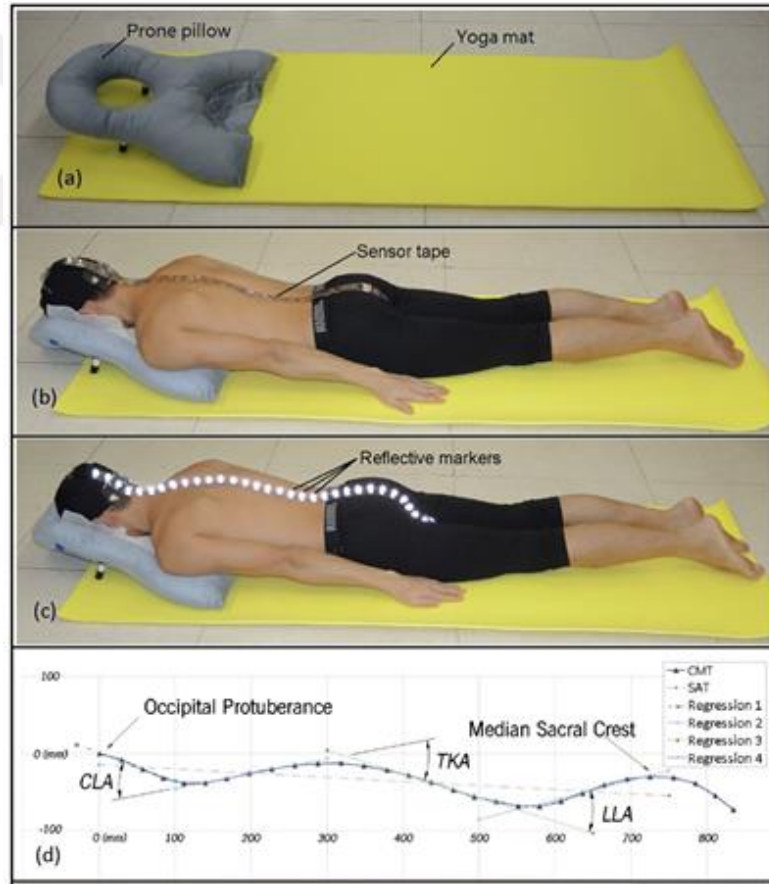




Şekil 2.17. Görüntü verisi toplama ve etiketleme prosedürü ile omurga eğriliği ölçümü (Park vd., 2024)

2.4.10. İvmeölçer bandı

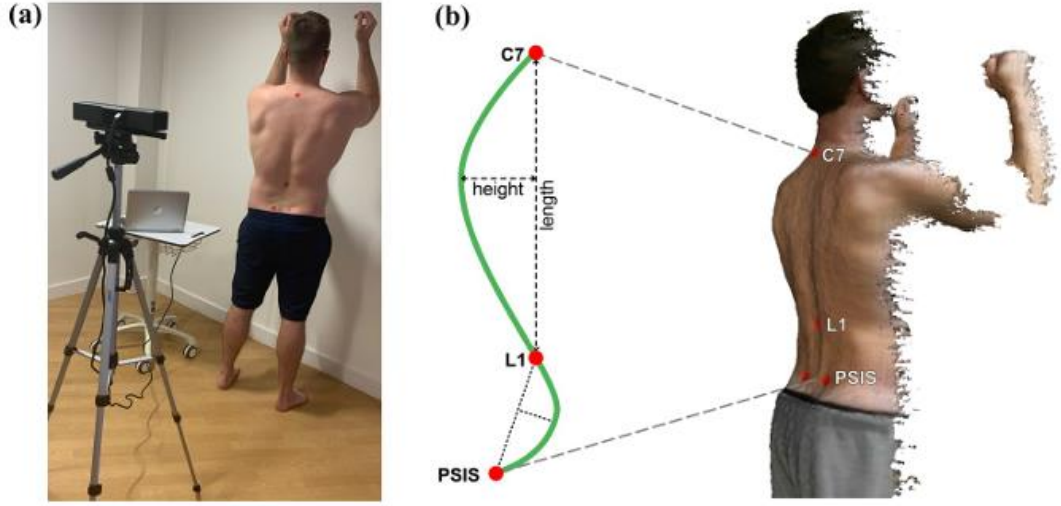
Tung-Ho Hong vd. (2022), çalışmalarında omurga eğriliğini gerçek zamanlı nicel olarak ölçmek için taşınabilir, invaziv olmayan radyasyon içermeyen ve uygun maliyetli ivmeölçerlerden oluşan bir cihaz geliştirmişlerdir. Cihaz bir dizi ivmeölçer, veri toplama kartı ve diğer elektronik bileşenlerden oluşturulmuştur. Ölçüm yapılacak kişi yüzüstü yatar pozisyonda kolları ve ayakları birleşik şekilde servikal bölgeden başlayıp sakral bölge bitimine kadar ivme ölçer sensör bandı yapıştırılarak ölçümleri yapılmıştır (Şekil 2.18). Cihaz ile servikal, torakal ve lomber bölgede ölçüm için 15 kişi yer almıştır. Ölçüm sonuçları üç boyutlu hareket analiz (Vicon sistem) sonuçları ile karşılaştırılmış; servikal, torakal ve lomber bölgede oldukça tutarlı eğrilik uyumu olduğunu görmüşlerdir.



Şekil 2.18. İvmeölçer bandı ile eğrilik açısı ölçümü Tung-Ho Hong vd. (2022)

2.4.11. Yüzey topografya cihazı

Hannink vd. (2022) bu çalışmada yüzey topografya cihazı ile ölçümün torakal ve lomber bölgede geçerliliğini 38 gönüllü üzerinde araştırmışlardır. Ölçüm yapılacak kişilerin öncelikle vertebraları palpasyon yöntemi ile belirlenerek C7, L1 sağ ve sol posterior süperior iliak (PSIS) yapışkan işaretlerle işaretlenmiştir (Şekil 2.19).



Şekil 2.19. Yüzey topografya cihazı ile eğrilik açısı ölçümü: (a) cihaz kurulumu, (b) ana işaretleme noktaları Hannink vd. (2022)

Bir tripod üzerine monte edilen yüzey topografya cihazı katılımcıların torakal ile lomber bölge arasında bir hizaya gelecek şekilde bir metre uzaklığa ayarlanarak ölçümler yapılmıştır (Şekil 2.19). Yapılan ölçümler sonucunda torakal eğrilğinde orta düzeyde uyum ($r = 0.70$, $p \leq 0.001$) varken lomber bölge eğrilğinde çok düşük düzeyde uyum ($r = 0.32$, $p = 0.89$) sağlandığı belirtilmiştir.

2.5. Çoklu Yöntem İçeren Diğer Çalışmalar

Greendale vd. (2011), Debrunner kifometre ve esnek cetvelin güvenilirliklerini ve geçerliliklerini belirlemek amacıyla her iki yöntemle elde edilen torakal eğrilik açılarını radyografik Cobb yönteminden elde edilen torakal eğrilik açısı sonuçlarıyla karşılaştırmışlardır. Radyografik Cobb açısı, normal ayakta duruş konumunda, T4 - T12 aralığında ölçülmüştür. Kifometre ve esnek cetvel ölçümleri ise aynı kişi tarafından üç defa ve ikinci kişi tarafından bir defa olmak üzere dört defa gerçekleştirilmiştir. Sonuçlar birbirine yakın, aynı değerlendirici ve farklı değerlendirici güvenilirliği yüksek bulunmuştur. Debrunner kifometre ile ölçümde

kifometrenin üst kolu C7 üzerine, alt kolu ise T12 üzerine yerleştirilmiş, açı değeri kifometre skalası üzerinden doğrudan okunmuştur.

Babai vd. (2012), lomber eğrilik açısı ölçümünde yazılım yönteminin (AutoCAD) geçerliliğini ve güvenilirliğini belirlemek amacıyla yaşları ortalama 22 olan 30 sağlıklı kişi üzerinde normal ayakta duruş konumunda çalışma yapmışlardır. Çalışmaya katılan tüm kişilerin lateral radyografik lomber görüntüleri (L1-L5) alınmış ve Cobb yöntemine göre lomber eğrilik açıları ölçülmüştür. Daha sonra, aynı kişilerin lomber eğrilik açıları esnek cetvel ve AutoCAD yazılımı birlikte kullanılarak ölçülmüştür. Radyografik Cobb yönteminde lomber eğrilik açısı için L1'in alt uç plakası ile L5'in üst uç plakası seçilmişken yazılım yönteminde T12'nin alt uç plakası ile S2'nin üst uç plakası seçilmiştir. Söz konusu noktalar, lomber eğrilik açısı çalışmalarında Youdas vd. (2006), tarafından kullanılan ve Hoppenfeld metodu olarak da adlandırılan palpasyon yöntemiyle tespit edilmiştir (Hoppenfeld 1976).

Barrett vd. (2014), otuz yüzücü üzerinde torakal bölgede birden fazla değerlendirici kullanarak yaptıkları çalışmalarında, esnek cetvel ve inklinometre kullanılarak elde edilen torakal eğrilik açılarının güvenilirliğini ve her iki yöntemle elde edilen açılar arasındaki uyumu belirlemek istemişlerdir. Esnek cetvel ile gerçekleştirilen açı ölçümünün farklı değerlendirici ölçümleri açısından iyi, aynı değerlendirici ölçümleri açısından ise mükemmel düzeyde güvenilir sonuçlar verdiğini, dolayısıyla her iki ölçüm yönteminin yüzücüler için torakal eğrilik açısı ölçümünde güvenilir olduğu sonucuna varmışlardır.

Azadinia vd. (2014), hiperkifoz olduğu bilinen ve yaşları 10-30 arası olan 55'i bayan 81 hasta ve yaşları 50-80 arası olan 18'i bayan 21 hasta üzerinde iki farklı değerlendirici ile çalışma yapmışlardır. Çalışmalarında esnek cetvel ve dijital inklinometre kullanarak torakal eğrilik açısı ölçmüşler ve iki değerlendiricinin ölçüm sonuçlarını başka bir uzman tarafından elde edilen radyografik Cobb yöntemi sonuçları ile karşılaştırmışlardır. Esnek cetvelle ölçüm için kullandıkları yöntem Teixeira ve Carvalho (2007) tarafından kullanılan yöntem ile aynıdır. Dijital inklinometre yönteminde iki dijital inklinometre T1 ve T12 noktalarına yerleştirilmiş ve torakal eğrilik açısı için bu iki inklinometreden okunan açı değerleri kullanılmıştır. Radyografik Cobb yönteminde ise normal ayakta duruş konumunda alınan lateral

radyografik görüntü üzerinde T4'ün üst yüzeyinden bir çizgi ile T12'nin alt yüzeyinden bir çizgi çizilmiş, bu iki çizgiye dik iki çizgi çizilmiş ve iki dik çizgi arasındaki açı ölçülmüştür. Dijital inklinometre ile elde edilen açı değerlerinin yaşı 30'un altında olan hastalar ile yaşı 50'nin üstünde olan hastalar için kabul edilebilir seviyede olduğu, buna rağmen esnek cetvel ile elde edilen açı değerlerinin bu iki yaş gurubu içinde yer alan hastalar için düşük güvenilirlik derecesine sahip olduğu sonucuna varmışlardır. Aynı değerlendirici güvenilirliğinin her iki yaş gurubu için dijital inklinometre açısından yüksek olduğunu, esnek cetvel açısından ise yüksek olmamakla birlikte kabul edilebilir düzeyde olduğunu belirtmişlerdir. Ayrıca farklı değerlendirici güvenilirliğinin her iki yaş gurubu için dijital inklinometre açısından yüksek olduğunu, esnek cetvel açısından ise 30 yaş altı hastalar için düşük ve 50 yaş üstü hastalar için kabul edilebilir düzeyde olduğunu ifade etmişlerdir.

Radyasyon içermeyen bilgisayar desteksiz ve bilgisayar destekli sistemlerle omurga eğriliği ölçümü yapan ve elde ettikleri sonuçları radyografik Cobb yönteminin sonuçlarıyla karşılaştıran ve kullandıkları sistemin güvenilirliğini gösteren daha birçok çalışma bulunmaktadır. Çalışmaların büyük bir çoğunluğunda, torakal ve lomber eğrilik açılarının ölçümünde kullanılan sistemlerin güvenilirliğini test etmek için her biri en az iki defa ölçüm yapmak üzere en az iki farklı değerlendirici seçilmiştir. Değerlendiricilerin elde ettiği ölçüm sonuçlarının karşılaştırılması değerlendiriciler arası (interrater) güvenilirliği, aynı değerlendiricinin en az iki defa ölçüm yaparak elde ettiği sonuçların karşılaştırılması ise aynı değerlendirici (intrarater) güvenilirliği olarak adlandırılmaktadır.

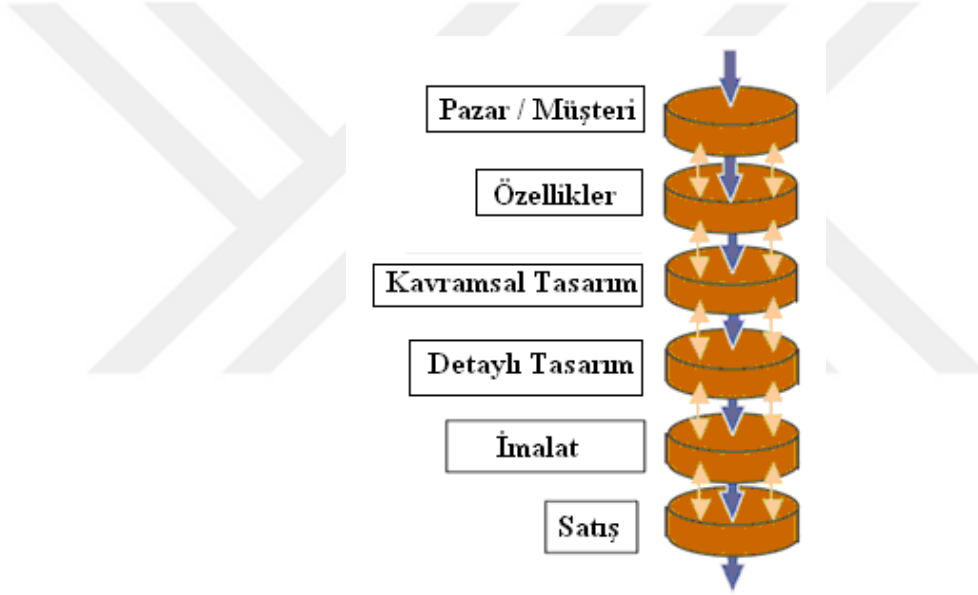
Burada kısaca özetlenen yöntemler kıyaslanırken unutulmaması gereken önemli bir husus bulunmaktadır: Radyografik yöntemler vertebra gövdelerinin oryantasyonunu dikkate alırken, röntgen içermeyen ve deri üzerinden ölçüm alan yöntemler yumuşak doku konturlarını dikkate almaktadırlar. Bu nedenle deri üzerinden yapılan ölçümler; kas kalınlığındaki, yağ dokusundaki, yaralardaki veya deri veya deri altı şişmelerdeki değişiklikler nedeniyle omurganın şeklini tam olarak doğru bir şekilde yansıtmayabilir. (Mannion vd. 2004, Ripani vd. 2008, Chaise vd. 2011, Greendale vd. 2011,, Russell vd. 2012). Bahsedilen faktörlerin daha fazla etkili olacağı düşünülen lomber bölgede gerçekleştirilecek deri üstü ölçümlerin torakal bölgedeki ölçümlere kıyasla daha dikkatle yaklaşılması gereken ölçümler olduğu değerlendirilmektedir.

Burada özetlenen bazı çalışmaların sonuçlarından anlaşılacağı üzere radyografi içermeyen yöntemlerle elde edilen torakal eğrilik açısı sonuçları radyografik Cobb yöntemi sonuçları ile karşılaştırıldığında yüksek düzeyde uyum görülürken lomber eğrilik açısı sonuçları için düşük düzeyde uyum olduğu görülmüştür. (Willner 1981, Gravina vd. 2012, Angvall vd. 2015). Ayrıca yumuşak doku üzerinden tarama başlama ve durma noktalarının palpasyon yöntemiyle tespitinde yapılan hatalar ölçüm sonuçlarını etkilemektedir (Leroux vd. 2000, Greendale vd. 2011).



3. OMURGA EĞRİLİĞİ ÖLÇÜM SİSTEMİNİN (OmÖS) GELİŞTİRİLMESİ

Omurga eğriliği ölçüm sistemini (OmÖS) geliştirmek için Strathclyde Üniversitesi öğretim üyelerinden Prof. Stuard Pugh tarafından geliştirilen ve Toplam Tasarım adı verilen tasarım metodu kullanılmıştır (Pugh, 1991). 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 (Şekil 3.1). Toplam Tasarım basamakları pazar, istenen özellikler, kavramsal tasarım, detay tasarım, imalat ve satıştan oluşur. Toplam Tasarım basamakları arasında geri dönüşler söz konusu olabilmektedir.



Şekil 3.1. Pugh Toplam Tasarım basamakları (Pugh, 1991)

Bu çalışma kapsamında tasarlanan OmÖS bilgisayar destekli olacağından, Pugh Toplam Tasarım metoduna göre, önceden geliştirilmiş bilgisayar destekli omurga eğriliği ölçüm sistemlerinin özellikleri incelenerek bir yöntem-özellikler çizelgesi oluşturulmuş (Çizelge 3.1) ve bu çizelgede ölçüm sistemleri karşılaştırılmıştır. Karşılaştırma sonrasında OmÖS'ün teknik şartnamesi hazırlanarak kavramsal tasarım sürecine başlanmıştır.

Çizelge 3.1. Omurga eğriliği ölçüm sistemlerinin karşılaştırılması

Yöntem	Kullanılan Ölçüm Sistemi	Karşılaştırılan Ölçüm Sistemi	Duruş pozisyonu	Kişi	Yaş Ort..
Fotogrametre	Moiré-based MORA 4 (Walicka-Cupryś vd., 2018)	İnklinometre	Kollar serbest şekilde ayakta duruş	50	62,3±6,9
	DIERS Formetric III 4D (Tabard-Fougère vd., 2019)	Radyografi İnklinometre	Kollar öne doğru omuzla 30° açıda, eller omuzlara dokunur şekilde ayakta duruş	51	13,5±2,0
	Microsoft Kinect Sensör (Hannink vd., 2020)	Yok	Kollar omuzla 90° açıda öne doğru uzatılmış şekilde ayakta duruş	37	51,7±20,6
	Microsoft Kinect Sensör (Hannink vd., 2022)	Radyografi Esnek Cetvel İnklinometre	Kollar omuzla 90° açıda öne doğru uzatılmış şekilde ayakta duruş	29	56,9±18,2
	DIERS Formetric III 4D (Degenhardt vd., 2020)	Yok		30	30,1±10,1
	DIERS Formetric III 4D (Żurawski vd., 2020)	Yok		312	10,7±1,3
	DIERS Formetric III 4D (Dreischarf vd., 2022)	Spine Mouse Epionics SPINE	Kollar serbest şekilde ayakta duruş	30	30,9±4,6
	DIERS Formetric III 4D (Huthwelker vd., 2022)	Yok		201	41,3±13,4
	Microsoft Kinect Sensör (Koda vd., 2023)	Spinal Mouse		24	20,7±0,5
İnklinometre	J Tech Dualer IQ Dijital (Azadinia vd., 2014)	Radyografi ve Esnek cetvel		81	14,7±4,1
	Acumar TM Dual Dijital (Sangtarash vd., 2014)	Radyografi		21	65,8±4,6
	Saunders Dijital (Kluszczyński vd., 2017)	Yok	Kollar serbest şekilde ayakta duruş	20	57,2±7,7
	Baseline Yerçekimsel (Hunter vd., 2018)	Radyografi		87	53,8±13,8
	Suunto Yerçekimsel (Walicka-Cupryś vd., 2018)	Fotogrametre		78	56,4±10,8
				50	62,3±6,9

	Isomed Yerçekimsel (Tabard-Fougère vd., 2019)	Radyografi	Kollar öne doğru omuzla 30° açıda, eller omuzlara dokunur şekilde ayakta duruş	51	13,5±2,0
	Saunders Dijital (Hannink vd., 2020)	Fotogrametre			
		Radyografi	Kollar omuzla 90° açıda öne doğru uzatılmış şekilde ayakta duruş	29	56,9±18,2
	Tozz Base Magnetica (Schmidt vd., 2022)	Fotogrametre			
		Esnek Cetvel			
		Radyografi	Kollar serbest şekilde ayakta duruş	23	15±1,7
	Esnek Cetvel (Azadinia vd., 2014)	Radyografi		81	14,7± 4,1
		İnclinometre	Kollar serbest şekilde ayakta duruş	21	65,8± 4,6
	Esnek Cetvel (Ribeiro vd., 2017)	Radyografi	Omuzlar ve dirsekler 90° fleksiyonda ayakta duruş	31	11,1±3,4
Esnek cetvel	Staedtler Esnek Cetvel (Grindle vd., 2020)	Radyografi	Kollar öne doğru fleksiyonda ayakta duruş	13	-
	Esnek Cetvel (Hannink vd., 2022)	Radyografi	Kollar omuzla 90° açıda öne doğru uzatılmış şekilde ayakta duruş	29	56,9±18,2
	Esnek Cetvel (Shamsi vd., 2022)	Fotogrametre			
		İnclinometre			
		Yok	Kollar serbest şekilde ayakta duruş	200	-
Dijital spinal pantograf	Özel Yapım (Giglio ve Volpon, 2007)	Radyografi	Omuz ve dirsekler yarı fleksiyon durumunda ve eller önde bulunan destek çubuğunun yatay kollarını tutar şekilde ayakta duruş	20	-
	SpineScan (Finestone vd., 2013)	Radyografi	Ayaklar 50-75 mm arası açık ve kollar 90° fleksiyonda ayakta duruş	28	42
	Idiag ValedoShape (Zafereo vd., 2016)	Yok	Kollar aşağıya doğru tam fleksiyon, Kollar omuzla 30° açıda birbirine kavuşturulmuş şekilde tam ekstansiyon	40	29,9±10,2
Spinal mouse	Cihaz ismi yok (Büyükturan vd., 2018)	Radyografi		46	68,1±2,7
	Idiag M360 (Russell vd., 2020)	Radyografi		16	32,6±12,3
	Idiag M360 (Dreischarf vd., 2022)	Fotogrametre	Kollar serbest şekilde ayakta duruş	30	30,9±4,6
	Idiag M360 (Koda vd., 2023)	Epionics SPINE			
		Fotogrametre		24	20,7±0,5

Ultrason tabanlı Zebris	Zebris CMS 20 (Folsch vd., 2012)	Radyografi	Dizler ve kalçalar 90° fleksiyonda, kollar yanlarda, sandalyeye dik oturur şekilde	28	33±14,8
	Zebris CMS 10 (Kowalski vd., 2014)	İnclinometre	Kollar serbest şekilde ayakta duruş	138	14,1±0,4
	Zebris CMS-HS (Takacs vd., 2015)	Yok	Kollar serbest şekilde ayakta duruş	530	9,8±1,6
Akıllı Telefon	Zebris CMS-HS (Takacs vd., 2018)	Radyografi	Kollar serbest şekilde ayakta rahat duruş, Kollar öne doğru 45° açıda ayakta duruş	19	14,5±2,1
	SONY Xperia ion ve Goniometer-Pro App (Shahri ve Hesar, 2020)	Radyografi	Kollar omuzla 90° açıda öne doğru uzatılmış şekilde ayakta duruş	31 40	25,1±4,0 25,1±2,1
	iPhone 11 ve Goniometer-Pro App (Canan Pakeloğlu vd., 2023)	Esnek Cetvel	Kollar omuzla 90° açıda öne doğru uzatılmış şekilde ayakta duruş	30	21,1±1,8
	Clinometer 2.4 App. (Elpeze vd., 2023)	İnclinometre Esnek Cetvel	Kollar serbest şekilde ayakta duruş	60	21,9±1,5
	Clinometer 2.4 App. (Şahinoğlu vd., 2023)	İnclinometre	Kollar serbest şekilde ayakta duruş	80	20,4±1,4

Çizelge 3.1. Omurga eğriliği ölçüm sistemlerinin karşılaştırılması (Devam)

Yöntem	Kullanılan Ölçüm Sistemi	Eğrilik Açısı		Aynı değerlendirici Sonuçları	Farklı değerlendirici sonuçları	Radyografik Cobb açısı ile uyumu
		Torakal	Lomber			
Fotogrametre	Moiré-based MORA 4 (Walicka-Cupryś vd., 2018)			Yok	Yok	Cobb açısı yok
	DIERS Formetric III 4D (Tabard-Fougère vd., 2019)			Var	Var	T:İyi, L:Orta
	Microsoft Kinect Sensör (Hannink vd., 2020)			Var	Var	Cobb açısı yok
	Microsoft Kinect Sensör (Hannink vd., 2022)			Yok	Yok	T:Orta, L:Zayıf
	DIERS Formetric III 4D (Degenhardt vd., 2020)	Var	Var	Var		
	DIERS Formetric III 4D (Żurawski vd., 2020)			Yok		
	DIERS Formetric III 4D (Dreischarf vd., 2022)			Var	Yok	Cobb açısı yok
	DIERS Formetric III 4D (Huthwelker vd., 2022)			Yok		
	Microsoft Kinect Sensör (Koda vd., 2023)			Var		
İnklinometre	J Tech Dualer IQ Dijital (Azadinia vd., 2014)		Yok	Var	Var	T:Orta
	Acumar TM Dual Dijital (Sangtarash vd., 2014)		Yok	Var	Yok	T:Çok İyi
	Saunders Dijital (Kluszczyński vd., 2017)		Var	Yok	Yok	Cobb açısı yok
	Baseline Yerçekimsel (Hunter vd., 2018)	Var	Yok	Var	Var	T:İyi
	Suunto Yerçekimsel (Walicka-Cupryś vd., 2018)		Var	Yok	Yok	Cobb açısı yok
	Isomed Yerçekimsel (Tabard-Fougère vd., 2019)		Var	Var	Var	T:İyi, L:Zayıf
	Saunders Dijital (Hannink vd., 2020)		Var	Yok	Yok	T:Orta, L:Zayıf
	Tozz Base Magnetica (Schmidt vd., 2022)		Var	Yok	Yok	T:İyi, L:Zayıf

Esnek cetvel	Esnek Cetvel (Azadinia vd., 2014)		Yok	Var	Var	T:Zayıf
	Esnek Cetvel (Ribeiro vd., 2017)	Var	Yok	Yok	Yok	T:Zayıf
	Staedtler Esnek Cetvel (Grindle vd., 2020)		Yok	Var	Yok	T:Zayıf Orta
	Esnek Cetvel (Hannink vd., 2022)		Var	Yok	Yok	T:Orta, L:Uyumsuz
	Esnek Cetvel (Shamsi vd., 2022)		Var	Yok	Yok	Cobb açısı yok
Dijital spinal pantograf	Özel Yapım (Giglio ve Volpon, 2007)	Var	Var	Var	Yok	Uyumlu
Spinal mouse	SpineScan (Finestone vd., 2013)	Var	Yok		Var	Uyumsuz
	Idiag ValedoShape (Zafereo vd., 2016)	Var	Var		Var	Cobb açısı yok
	Cihaz ismi yok (Büyükturan vd., 2018)	Var	Var	Var	Var	T:İyi, L:Orta
	Idiag M360 (Russell vd., 2020)	Yok	Var		Var	L:Orta İyi
	Idiag M360 (Dreischarf vd., 2022)	Var	Var		Yok	Cobb açısı yok
	Idiag M360 (Koda vd., 2023)	Var	Var		Yok	Cobb açısı yok
Ultrason tabanlı Zebris	Zebris CMS 20 (Folsch vd., 2012)	Var	Yok	Var	Yok	Cobb açısı yok
	Zebris CMS 10 (Kowalski vd., 2014)			Yok	Yok	Cobb açısı yok
	Zebris CMS-HS (Takacs vd., 2015)	Var	Var	Var	Var	Cobb açısı yok
	Zebris CMS-HS (Takacs vd., 2018)			Var	Var	T: Çok İyi, L:İyi
Akıllı Telefon	SONY Xperia ion ve Goniometer-Pro App (Shahri ve Hesar, 2020)	Var	Yok	Var	Var	T:Orta İyi
	iPhone 11 ve Goniometer-Pro App (Canan Pakeloğlu vd., 2023)	Var	Yok	Var	Var	Cobb açısı yok
	Clinometer 2.4 App. (Elpeze vd., 2023)	Var	Yok	Var	Var	Cobb açısı yok
	Clinometer 2.4 App. (Şahinoğlu vd., 2023)	Var	Yok	Var	Var	Cobb açısı yok

Çizelge 3.1’ de verilen çalışmaların hiçbirinde radyografik Cobb yönteminin yerine geçme iddiasında bulunulmamış, aksine radyografik Cobb yönteminin altın standart olma özelliğini koruduğu belirtilmiştir. Çünkü önceden belirtildiği üzere radyografik Cobb yöntemi vertebra gövdelerinin oryantasyonunu dikkate alırken, Çizelge 3.1’ de verilen açı ölçüm yöntemleri kas kalınlığı 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. Çizelge 3.1’ de verilen tüm ölçüm sistemleri taşınabilirliğine sahip olup bir kısmı sadece torakal eğrilik açısının ölçümünde kullanılmış, bir kısmı ise hem torakal hem lomber eğrilik açılarının ölçümünde kullanılmıştır. Eğrilik açıları, inklinometre ve esnek cetvel hariç, genellikle bilgisayar yazılımı kullanılarak hesaplanmıştır. Geleneksel ölçüm araçlarından inklinometre ve esnek cetvel ile günümüz teknolojisini 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 Çizelge 3.1’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, 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.

Literatür ve ticari ürün araştırmaları sonucunda karşılaştırılan ürünlerin avantaj ve dezavantajlı yönleri belirlenerek OmÖS için hazırlanmış olan teknik şartnamesi maddeler halinde aşağıda verilmektedir.

1. Bilgisayar destekli olması ve verilerin kullanımı kolay bir yazılımla analiz edilmesi
2. Ölçüm platformunun ve ölçüm probleminin aşağı-yukarı ve ileri-geri hareketlerinin otomatik ve yüksek hassasiyetle (≤ 0.05 mm/adım) sağlanabilmesi

3. Ölçümlerin otomatik olarak gerçekleştirilebilmesi
4. Tek kişi tarafından kullanılabilir ve taşınabilir olması
5. Modüler olması
6. 100 cm - 220 cm boy aralığındaki kişilerde torakal ve lomber bölgelerde ölçüm yapılabilmesi
7. Kalibrasyon kontrolü için üzerinde eş zamanlı olarak iki farklı ölçüm aracı ile ölçüm verisinin elde edilmesi
8. Ölçüm sırasında kişinin “kollar gövde ile 30 derece açıda ve el bilekleri klavikula (köprücük kemiği) üzerinde” olmasını sağlayan standart duruş platformuna sahip olması
9. Bileşenlerinin standartlara uygun olarak seçilebilmesi ve değiştirilebilir olması
10. Mekanik ve elektronik bileşenlerin periyodik bakım aralıklarının uzun süreli olması

3.1. OmÖS Kavramsal Tasarımı

OmÖS, kavramsal tasarım sürecinde ana fonksiyonlara ayrılmış ve her bir fonksiyon için alternatif çözümler geliştirilmiştir. Her bir fonksiyon için geliştirilen alternatif çözümlerin mümkün olan farklı kombinasyonlarından muhtemel tasarım konseptleri oluşturulmuş ve bu konseptler arasından en iyi konsepti seçmede kullanılacak OmÖS kriterleri belirlenmiştir. OmÖS kriterleri çerçevesinde en iyi OmÖS tasarım konsepti seçilmiş ve bu konseptin detay tasarım sürecine geçilmiştir.

3.1.1. OmÖS’ün fonksiyonlara ayrılması

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 destek mekanizması
- 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 çalışması için step motora komut veren kontrol kartı
- 6) Veri toplama kartı: Ölçüm sensörlerinden gelen verilerin toplanmasını, bilgisayar yazılımına aktarılmasını ve elektronik bileşenlerin kontrol edilmesini sağlayacak kart
- 7) Dijital kontrol ve veri analiz yazılımı: Veri toplama kartının programlanmasını, elektronik cihazların dijital kontrolünü ve veri analizini sağlayacak yazılım
- 8) Konum ve yer değiştirme ölçüm yöntemi: Omurga eğrilik açısı hesabında kullanılan konum ve yer değiştirme bilgisi içeren parametrelerin ölçüm yöntemi

3.1.2. OmÖS fonksiyonları için alternatif çözümler geliştirilmesi

Her bir fonksiyon için tıbbi parametreler, teknik gereksinimler ve güncel teknolojiler dikkate alınarak alternatif çözümler geliştirilmiştir. Bu çözümler toplu şekilde morfolojik tabloda gösterilmiştir (Çizelge 3.2)

Çizelge 3.2. OmÖS fonksiyonlarına ait alternatif çözümleri gösteren morfolojik tablo

Fonksiyonlar	Çözümler		
	1	2	3
Yürütücü mekanizma (F ₁)	Dişli - zincir (s ₁₁)	Kremayer dişli (s ₁₂)	Trapez profilli mil (s ₁₃)
Yürütücü destek mekanizması (F ₂)	Krom kaplı mil (s ₂₁)	U kanallı makaralar (s ₂₂)	Lineer ray ve araba (s ₂₃)
Ana platform taşıma mekanizması (F ₃)	Emniyet mandallı tekerlekli platform (s ₃₁)	Destek plakalı emniyet mandallı tekerlekli platform (s ₃₂)	Destek ayaklı ve plakalı emniyet mandallı tekerlekli platform (s ₃₃)
Ayakta duruş platformu (F ₄)	Dikey tutma çubuklu platform (s ₄₁)	Yüksekliği ayarlanabilir yatay tutma çubuklu platform (s ₄₂)	Otomatik kontrollü 30° açılı platform (s ₄₃)
Step motor sürücü kartı (F ₅)	L298N (s ₅₁)	TB6600 4.5A (s ₅₂)	HY-DIV268N-5A (s ₅₃)
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)	Labview (s ₇₃)
Konum ve yer değiştirme ölçüm yöntemi (F ₈)	Step motor adımı (s ₈₁)	LVDT (Opkon LPS 125 D 5K C2 RD) (s ₈₂)	Lazer mesafe sensörü (ZX1-LD50A66) (s ₈₃)

OmÖS yürütücü mekanizması (F₁)

Çizelge 3.3’ de OmÖs hareketli mekanik bileşenlerinin dikey ve yatay eksen üzerinde hareketini sağlayacak farklı yürütücü mekanizma çözümleri açıklanmıştır. Bu çözümler dişli-zincir (s₁₁), kremayer dişli (s₁₂) ve trapez profilli mil (s₁₃) mekanizmalarıdır.

OmÖS yürütücü destek mekanizması (F₂)

Çizelge 3.4’ de OmÖS’ün yürütücü mekanizmasının ekseninde kalmasını ve hassas bir şekilde hareket etmesini sağlayan farklı yürütücü destek mekanizması çözümleri açıklanmıştır. Bu çözümler krom kaplı destek mili (s₂₁), U kanallı makaralar (s₂₂) ve lineer ray–araba seti (s₂₃) mekanizmalarıdır.

OmÖS ana platform taşıma mekanizması (F₃)

Çizelge 3.5’ de OmÖS’ün taşınabilir olmasını sağlayan farklı ana platform taşıma mekanizması çözümleri açıklanmıştır. Bu çözümler emniyet mandallı tekerlekli platform (s₃₁), destek plakalı emniyet mandallı tekerlekli platform (s₃₂) ve destek ayaklı ve plakalı emniyet mandallı tekerlekli platform (s₃₃) taşıma mekanizmalarıdır.

OmÖS ayakta duruş platformu (F₄)

Çizelge 3.6’ da kişinin boyuna göre ayarlanabilen farklı ayakta duruş platformu çözümleri açıklanmıştır. Bu çözümler dikey tutma çubuklu platform (s₄₁), yüksekliği ayarlanabilir yatay tutma çubuklu platform (s₄₂) ve otomatik kontrollü 30° açılı platformdur (s₄₁).

OmÖS step motor sürücü kartı (F₅)

OmÖS step motor sürücü kartı çözümleri L298N (s₅₁), TB6600 4.5A (s₅₂) ve HY-DIV268N-5A (s₅₃) sürücü kartlarıdır.

OmÖS veri toplama kartı (F₆)

OmÖS veri kartı çözümleri Arduino (s₆₁), Raspberry Pi (s₆₂) ve Beagle Bone (s₆₃) veri kartlarıdır.

OmÖS dijital kontrol ve veri analiz yazılımı (F₇)

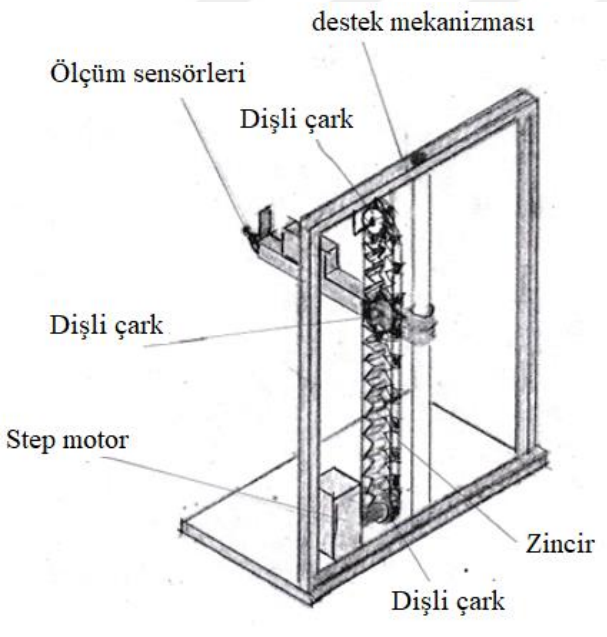
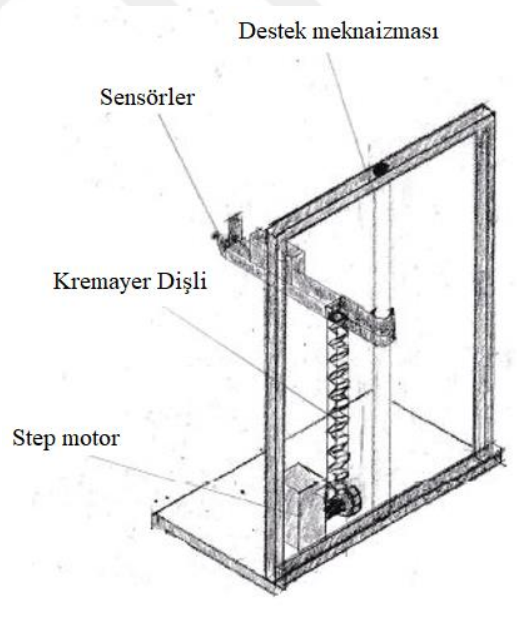
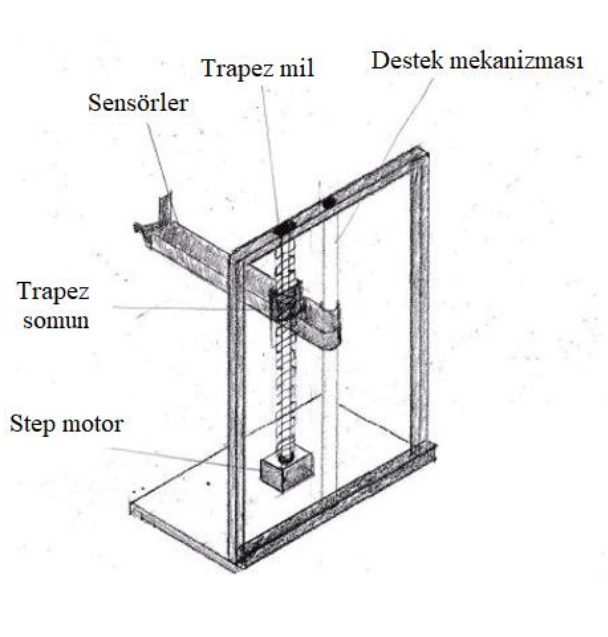
OmÖS dijital kontrol ve veri analiz yazılımı çözümleri Ardublock (s₇₁), C # (s₇₂) ve Labview (s₇₃) yazılımlarıdır.

OmÖS konum ve yer değiştirme ölçüm yöntemi (F₈)

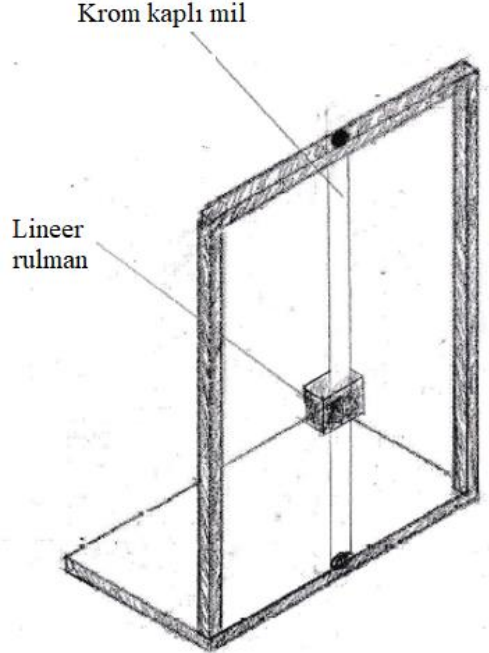
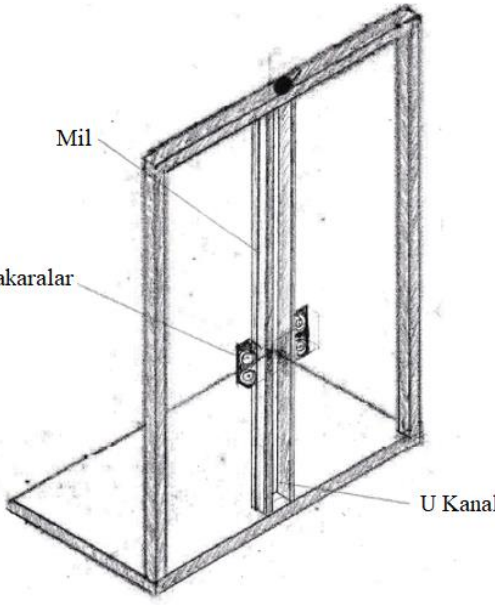
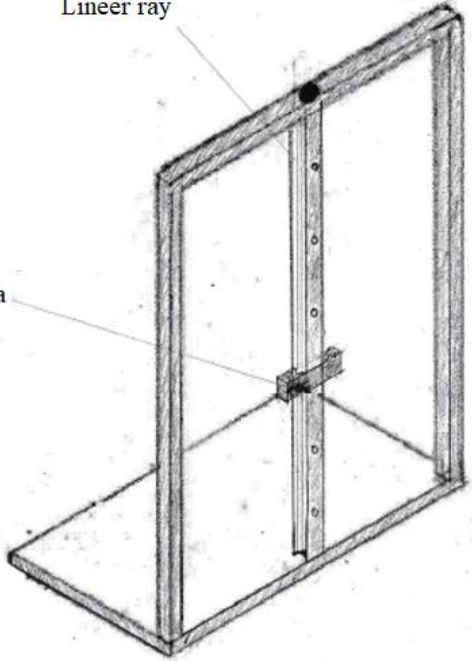
OmÖS konum ve yer değiştirme ölçüm yöntemi çözümleri step motor adımı (s₈₁), LVDT (Opkon LPS 125 D 5K C2 RD) (s₈₂) ve lazer mesafe sensörü (ZX1-LD50A66) (s₈₃) ile ölçümlerdir.



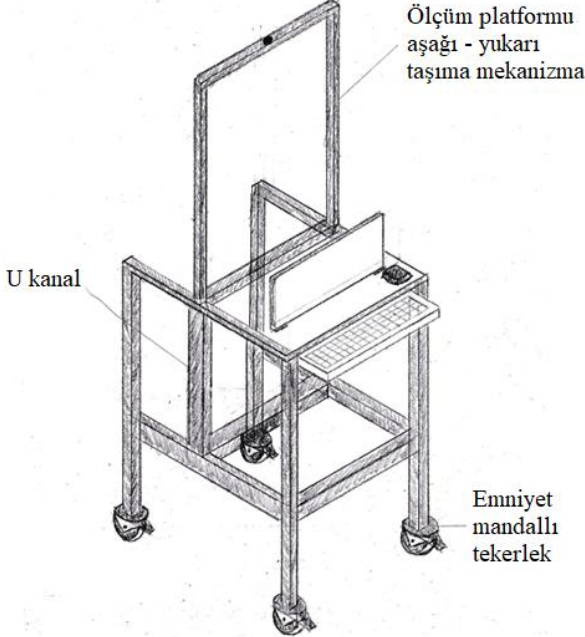
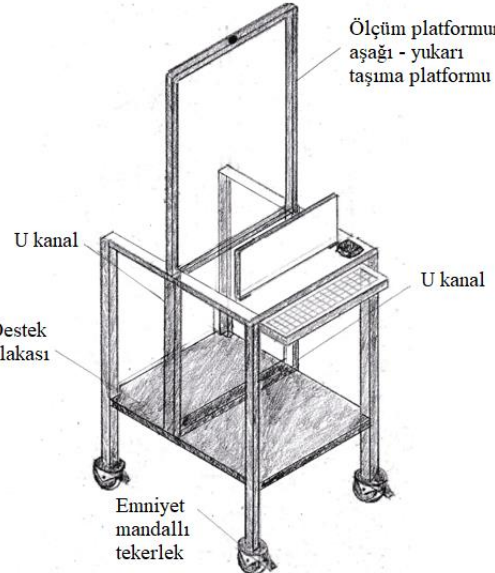
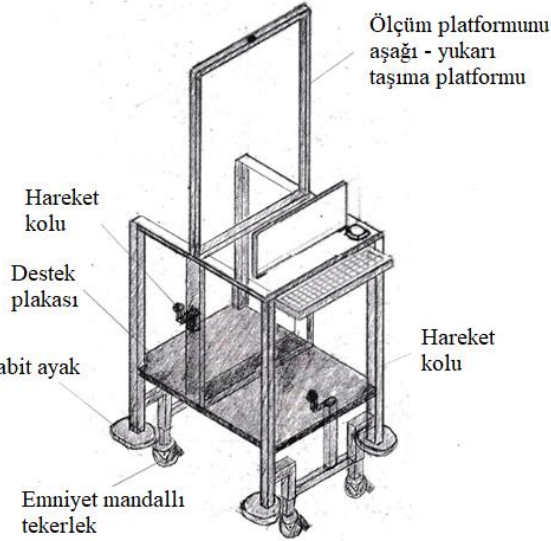
Çizelge 3.3. OmÖS yürütücü mekanizma çözümleri

Dişli-zincir (s ₁₁)	Kremayer dişli (s ₁₂)	Trapez profilli mil (s ₁₃)
 Ölçüm sensörleri Dişli çark Destek mekanizması Dişli çark Step motor Zincir Dişli çark	 Sensörler Destek mekanizması Kremayer Dişli Step motor	 Sensörler Trapez mil Destek mekanizması Trapez somun Step motor

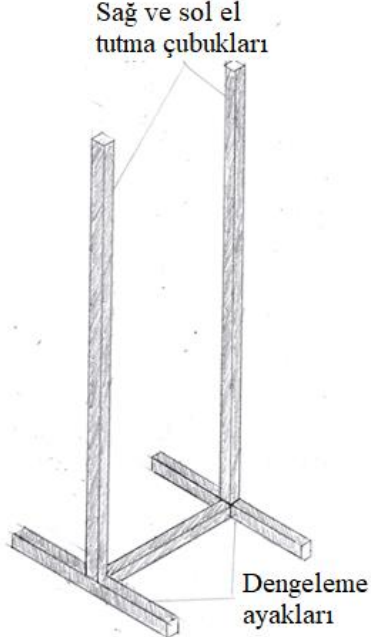
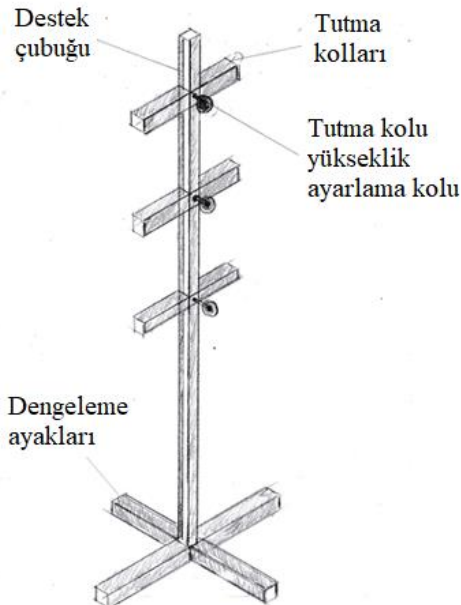
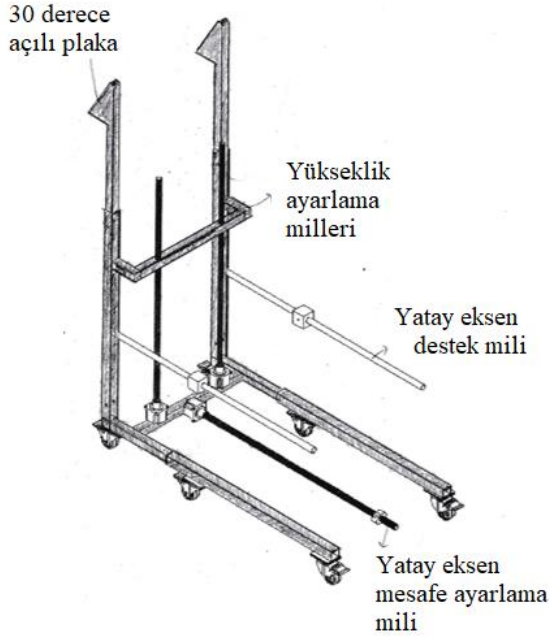
Çizelge 3.4. OmÖS yürütücü destek mekanizması çözümleri

Krom kaplı destek mili (S ₂₁)	U kanallı makaralar (S ₂₂)	Lineer ray-araba seti (S ₂₂)
 Trapez profilli mil ile krom kaplı destek mili arasındaki bağlantı lineer rulman ile sağlanmaktadır. Step motorun trapez profilli mili döndürmesiyle üzerindeki somun dönmekte ve lineer rulmanın bağlı bulunduğu mil sayesinde etrafında dönmeden aşağı-yukarı hareketi sağlanmaktadır.	 Trapez profilli mil ile U kanallar arasındaki bağlantı makaralar ile sağlanmaktadır. Step motorun trapez profilli mili döndürmesiyle üzerindeki somun dönmekte ve makaraların bağlı bulunduğu kanallar sayesinde etrafında dönmeden aşağı-yukarı hareketi sağlanmaktadır.	 Trapez profilli mil ile lineer ray arasındaki bağlantı araba ile sağlanmaktadır. Step motorun trapez profilli mili döndürmesiyle üzerindeki somun dönmekte ve arabanın bağlı bulunduğu lineer ray sayesinde etrafında dönmeden aşağı-yukarı hareketi sağlanmaktadır.

Çizelge 3.5. OmÖS ana platform taşıma mekanizması çözümleri

Emniyet mandallı tekerlekli platform (s ₃₁),	Destek plakalı emniyet mandallı tekerlekli platform (s ₃₂)	Destek ayaklı ve plakalı emniyet mandallı tekerlekli platform (s ₃₃)
 Ölçüm platformu aşağı - yukarı taşıma mekanizması U kanal Emniyet mandallı tekerlek	 Ölçüm platformunu aşağı - yukarı taşıma platformu U kanal Destek plakası Emniyet mandallı tekerlek İlk çözümden farklı olarak OmÖS'e destek plakası eklenmiştir.	 Ölçüm platformunu aşağı - yukarı taşıma platformu Hareket kolu Destek plakası Sabit ayak Emniyet mandallı tekerlek Hareket kolu İkinci çözümden farklı olarak platform tekerleklerinin manuel olarak aşağı yukarı hareket ettirilmesi ile sabit ayaklar üzerinde ölçüm mümkün olmaktadır.
OMÖS'ün taşınması kendi etrafında dönebilen tekerleklerle sağlanmaktadır. Tekerleklerin üzerinde bulunan emniyet mandalları sayesinde OmÖS'ün ölçüm esnasında sabitlenmesi ve hareket etmemesi sağlanmaktadır.		

Çizelge 3.6. OmÖS ayakta duruş platformu çözümleri

Dikey tutma çubuklu platform (s ₄₁)	Yüksekliği ayarlanabilir yatay tutma çubuklu platform (s ₄₂)	Otomatik kontrollü 30 derece açılı platform (s ₄₃)
 Ölçüm yapılan kişinin ayakta duruş platformunun sağında ve solunda bulunan dikey çubukları tutması ile belli bir duruş pozisyonunda kalması sağlanır.	 Ölçüm yapılan kişinin boyuna göre destek çubuğu üzerinde bulunan tutma kollarından birini tutması ile belli bir duruş pozisyonunda kalması sağlanır.	 Ayakta duruş platformunun ölçüm yapılacak kişinin boyuna göre yatay ve dikey eksenlerde ayarlanması step motor bağlantılı trapez profilli millerle sağlanmaktadır.

3.1.3. OmÖS için muhtemel tasarım konseptlerinin oluşturulması

Çizelge 3.2’de verilen morfolojik tabloda gösterilen alternatif çözümlerin farklı ve mümkün olan kombinasyonları ile oluşturulan muhtemel tasarım konseptleri Çizelge 3.7’ de verilmektedir.

Çizelge 3.7. OmÖS konseptler tablosu

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

3.1.4. OmÖS için en iyi tasarım konseptinin seçimi

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 kritere/lere göre konseptler arasındaki farkların doğru şekilde sonuca yansıtılamaması söz konusu olacaktır (Ulrich ve Eppinger, 2012). Çizelge 3.8’ de OmÖS tasarımı için belirlenmiş olan kriterler ve ağırlık değerleri verilmektedir.

Çizelge 3.8. OmÖS tasarımı için konsept karşılaştırma kriterleri

Kriterler	Açıklama	Ağırlık Değeri
1 Ölçüm hassasiyeti	Eğrilik açılarının 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

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 (2007) tarafından kullanılan ve Şekil 2.11' de gösterilen ölçüm sistemi referans sistem olarak seçilmiştir.

Alternatif konseptlerin referans sisteme kıyasla gerçekleştirilen ön değerlendirme sonuçları Çizelge 3.9' da verilmektedir. Ön değerlendirme tablosunda “+” işareti kıyaslanan konseptin referans sistemden daha avantajlı olduğunu, “-“ işareti daha dezavantajlı olduğunu, “A” harfi ise aynı olduğunu göstermektedir.

Çizelge 3.9. Alternatif konseptler için ön değerlendirme tablosu

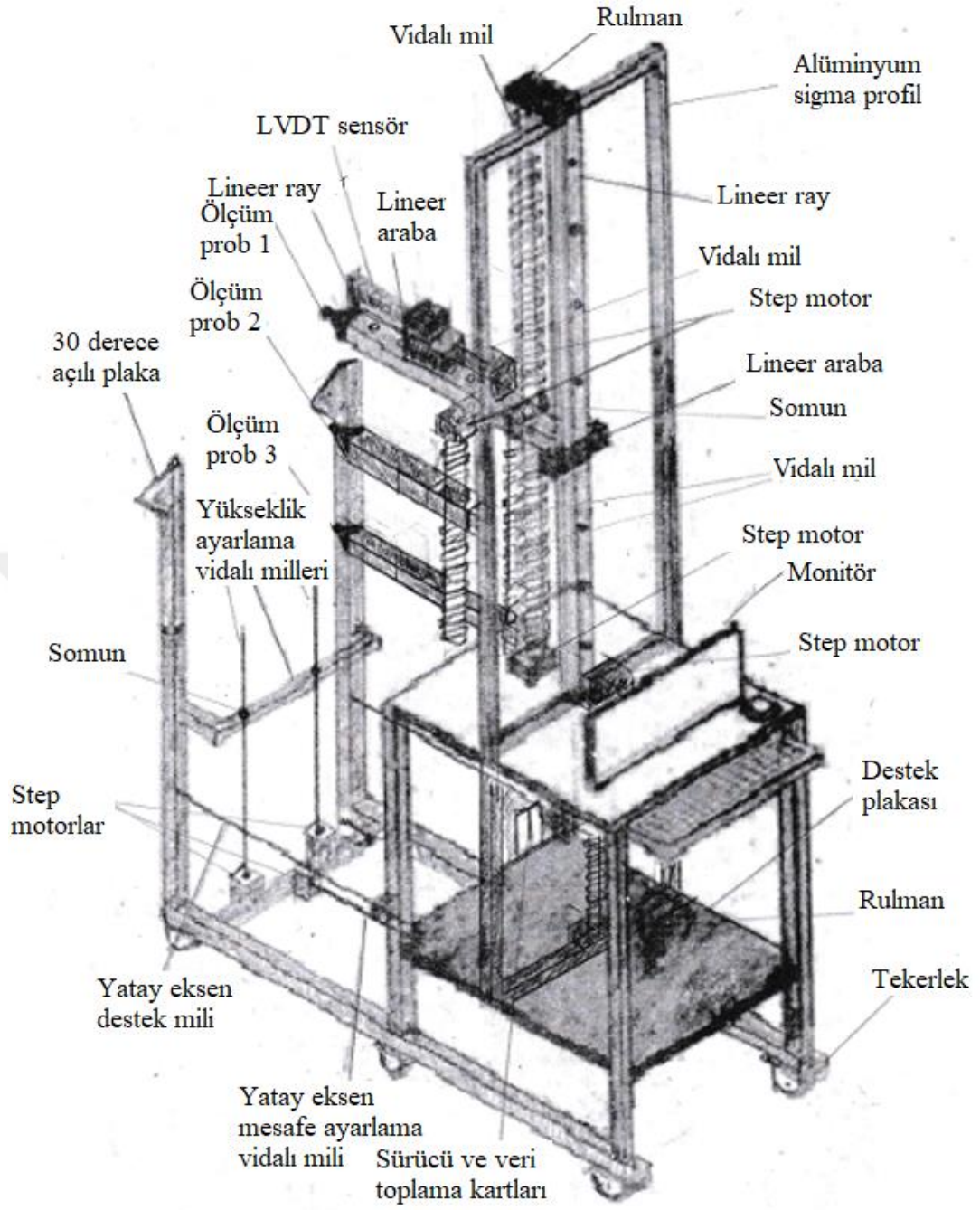
		Alternatif Konseptler									
Kriterler		K1	K2	K3	K4	K5	K6	K7	K8	K9	Ref
1. Ölçüm hassasiyeti		-	+	+	-	A	A	-	A	-	A
2. Duruş pozisyonu		-	+	+	A	A	A	-	A	-	A
3. Sistem kontrolü		-	-	+	-	-	+	-	+	-	A
4. Taşınabilirlik		-	-	-	A	-	-	-	A	-	A
5. Kullanım kolaylığı		-	+	+	-	-	-	-	A	-	A
6. Ölçüm süresi		-	+	+	-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

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 (Çizelge 3.10). 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 konseptle ait fonksiyon çözümleri Çizelge 3.2’de hücreleri boyanarak gösterilmiştir.

Çizelge 3.10. Pugh diyagramı ve en iyi konsept seçimi

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

Konsept geliştirme süreciyle ortaya atılan fikirler ve bulunan çözümler, konsept değerlendirilmesi süreciyle birlikte, detaylı tasarımının yapılacağı en iyi konsepti ortaya çıkarmıştır. Şekil 3.2’ de sekiz fonksiyon için en iyi çözümleri içeren OmÖS’ün karakalem çizimi gösterilmektedir.



Şekil 3.2. OmÖS için seçilen en iyi konseptin karakalem çizimi

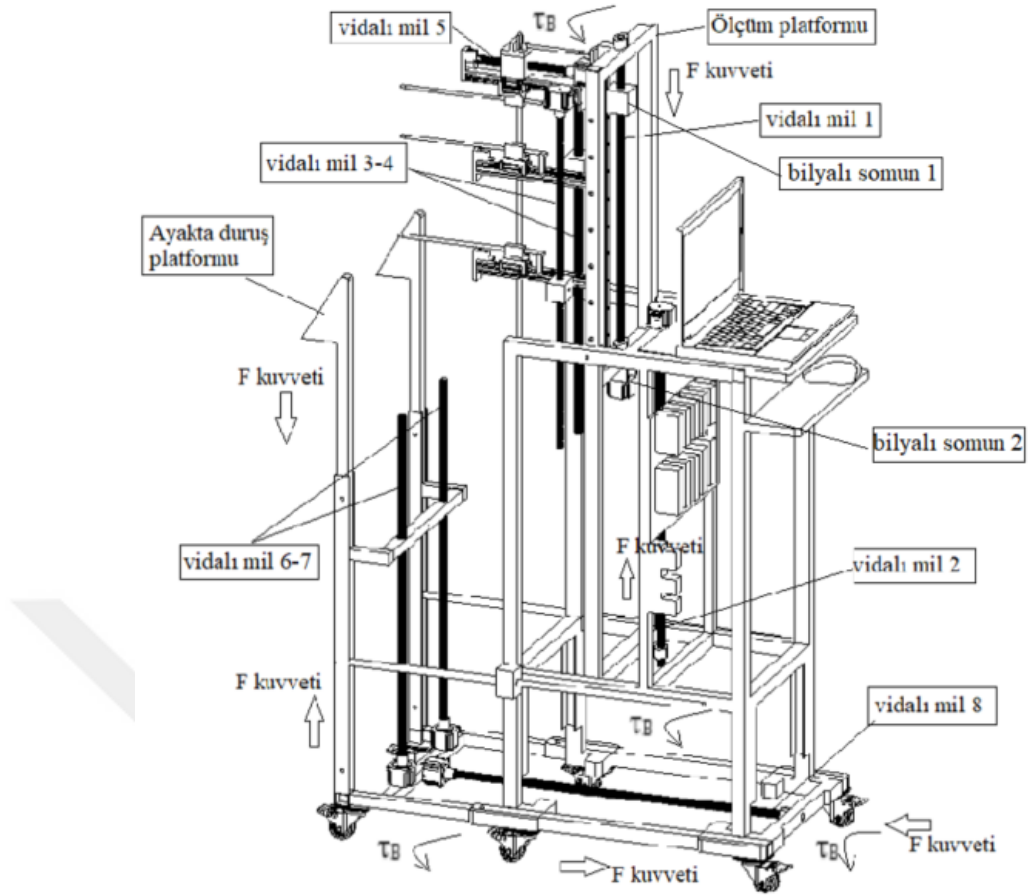
3.2. OmÖS Detay Tasarımı

Detay tasarım sürecinde 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 gerçekleştirilen hesaplamaların sonucuna göre standartlar uyarınca üretici firma kataloglarından seçilmiştir. Daha sonra mekanik ve elektronik bileşenlerin OmÖS'e montajı tamamlanarak ilk kontrolleri yapılmış, dijital kontrol ve veri analizi için bilgisayar yazılımı geliştirilerek OmÖS'e entegre edilmiş ve ilk aşama ölçüm çalışmalarında kullanılacak hale getirilmiştir.

OmÖS'te kullanılan trapez profilli mil ve somun seti, step motor sürücü kartı, Arduino MEGA 2560 R3 veri kartı, LVDT sensörü, mikro switch IC-171 ve güç kaynağı gibi mekanik ve elektronik bileşenlerin teknik özellikleri sırasıyla EK A'daki Şekil A.1-A.6'da verilmektedir.

3.2.1. OmÖS' te kullanılan vidalı mil ve bilyalı somunlarının seçimi

OmÖS'te toplamda sekiz adet vidalı mil kullanılmıştır (Şekil 3.3).



Şekil 3.3. OmÖS'te kullanılan vidalı miller ve üzerlerine etki eden kuvvetler

OmÖS'te hassas hareket ve ölçüm elde edilebilmesi için kullanılan vidalı millerin yüksek yüzey sertliğine, pürüzsüz diş yapısına ve hassas hatve aralığına sahip olması gerekir. OmÖS ölçüm platformunun uzunluğundan dolayı sektörde yaygın olarak kullanılan C malzeme mil grubu içerisinde emniyet katsayısı yüksek olan C45 malzeme mil seçilmiştir ($\sigma_{ak}=500$ MPa, $\sigma_{em}=300$ MPa) (Yılmazlar Çelik, 1965) (Çizelge 3.11).

Çizelge 3.11. Islah çeliklerin mekanik özellikleri (Yılmazlar Çelik, 1965)

Malzeme		Akma Sınırı (MPa)			Çekme Dayanımı (MPa)		
DIN	SAE/AISI	d ≤16 mm	16<d≤40 mm	40<d≤100 mm	d ≤16 mm	16<d≤40 mm	40<d≤100 mm
C35	1035	430	370	320	630-780	600-750	550-700
C45	1045	500	430	370	700-850	650-800	630-780
C55	1055	550	500	430	800-950	750-900	700-850
C60	1060	580	520	450	850-1000	800-950	750-900

Seçilen C45 malzeme milin emniyetli olup olmadığını belirlemek için OmÖS'te en büyük kuvvet ve dolayısıyla en büyük gerilmeye maruz kalan 2 nolu vidalı mil esas alınara boyutlandırma ve kontrol hesapları yapılmıştır. Bunun için öncelikle 2 nolu vidalı mil üzerine etki eden toplam kuvvet belirlenmiştir. 2 nolu vidalı mil üzerine OmÖS ölçüm platformuna monte edilmiş mekanik ve elektronik bileşenler yük olarak etki etmektedir. Bu bileşenler sigma profiller, lineer raylar ve arabaları, step motorlar, bağlantı elemanları, krom kaplı mil, LVDT, ölçüm problemleri, lineer rulmanlar, vidalı mil ve somunları olup toplam kütleleri yaklaşık 30 kg' dır. Bunun sonucunda 2 nolu vidalı mil üzerine etki eden toplam kuvvet 294,3 N'dir. 2 nolu vidalı mil basma, burulma ve burkulmaya maruz kalmaktadır. Basmadan kaynaklı normal gerilme hesabında burulmanın etkisi, burulma etki katsayısı (k=1,3) kullanılarak göz önüne alınmıştır. 2 nolu vidalı milin dış dibi çapı d_1 için ön hesaplama Denklem 3.1 ile gerçekleştirilmiştir.

$$\sigma_B = (F_B \cdot k) / ((\pi \cdot d_1^2) / 4) \leq \sigma_{em} \quad (3.1)$$

Yukarıdaki denklemde; σ_B : basmadan kaynaklı normal gerilme (MPa), σ_{em} : normal emniyet gerilmesi (MPa), F_B : basma kuvveti (N), k : burulma etki katsayısı, d_1 : vidalı mil dış dibi çapıdır (mm)

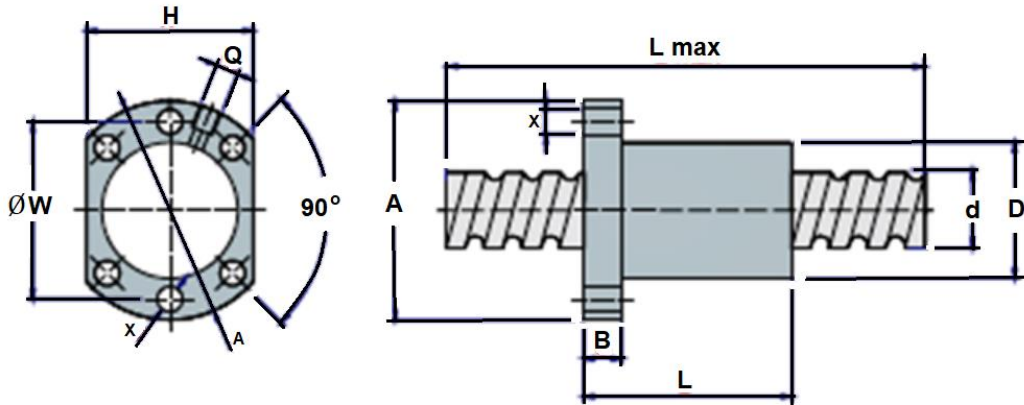
Denklem 3.1' de normal gerilme, normal emniyet gerilmesine (C45 malzeme için $\sigma_{em}=300$ MPa) eşitlenerek kullanılması gereken vidalı mil dış dibi çapının minimum değeri, d_1 , hesaplanmıştır.

$$(294,3 \cdot 1,3) / ((\pi \cdot d_1^2) / 4) = 300 \quad \Rightarrow \quad d_1 = 1,27 \text{ mm} \quad (3.1a)$$

Hesaplanan mil diş dibi çapı çok küçük olduğundan standart mil çapları arasında bulunmamaktadır. Ayrıca OmÖS'te milin çapının küçük seçilmesinden dolayı ölçüm esnasında titreşim oluşma ve oluşacak titreşimin hassas ölçüm yapılmasını etkileme ihtimali yüksektir (Bozacı vd., 2012). Ayrıca standart dışı mil çapı kullanılması durumunda hem maliyet artışı hem de temininin zorlaşması söz konusu olacağından standart mil çapları arasından mil seçilmesine karar verilmiştir. Yapılan araştırmalara göre küçük boyutlu sistemlerde kullanılan vidalı mil çapları genellikle 12, 16, 20, 25, 32 ve 40 mm şeklinde üretilmektedir (Doğuş Kalıp, 1995). Çizelge 3.12' den 2 nolu vidalı mil için piyasada en çok bulunan ve çapı 16 mm olan mil ve mil çapına uygun bilyalı somun seçilmiştir. Somunun bilyalı seçilmesinin nedeni çalışma esnasında sürtünmenin azaltılması ve daha yüksek hassasiyette çalışmasının sağlanmasıdır. Çizelge 3.12'de yer alan vidalı mil ve somun ile ilgili boyutsal parametreler Şekil 3.4'de gösterilmektedir.

Çizelge 3.12. Vidalı mil ve somunları (Doğuş Kalıp, 1995)

Stok adı	Model	L _{max} (mm)	A	X	H	W	B	L	d	D	Q
Vidalı mil (d16-05)		4000							16		
Flanşlı somun (d16-05)	1605FSU		48	5,5	40	38	10	43		28	M6
Vidalı mil (d16-10)		4000							16		
Flanşlı somun (d16-10)	1610FSU		48	5,5	40	38	10	47		28	M6



Şekil 3.4. Vidalı mil ve bilyalı somun ölçüleri (Doğuş Kalıp, 1995)

Seçilen vidalı milin diş dibi çapı $d_1=11,5$ mm alınarak diş dibi kesitinde basma kuvvetinden dolayı oluşan normal gerilme değeri Denklem 3.2 ile bulunur.

$$\sigma_B = (F_B)/((\pi \cdot d_1^2)/4) \quad (3.2)$$

$$\sigma_B = (294,3)/(3,14 \cdot (11,5^2)/4) \cong 2,84 \text{ MPa} \quad (3.2a)$$

Vidalı milin diş dibi kesitinde burulmadan dolayı oluşan kesme gerilmesi (τ_B) Denklem 3.3 ile bulunur.

$$\tau_B = (M_S(d_1/2)/J_p) \quad (3.3)$$

Yukarıdaki denklemde; M_S : vidalı mile etki eden toplam sıkma momenti (Nmm), J_p : milin diş dibi kesitinin kutupsal atalet momentidir (mm^4).

$$M_S = M_1 + M_2 \quad (3.4)$$

Vidalı mile etki eden toplam sıkma momenti (M_S), somun içinde kenetlenen dişler arasındaki sşrtünme direncinin karşılığı olan M_1 ile cıvata başı ve rulman arasındaki sşrtünmenin karşılığı olan ve burulmada hesaba katılan M_2 ' nin toplamıdır (Bozacı vd., 2012). M_2 , bu çalışmada hesaba katılmamaktadır.

$$M_1 = F_B(d_2/2)\tan(\alpha + \rho') \quad (3.5)$$

Yukarıdaki denklemde; α : vida eğim açısı ($^\circ$) ve ρ : vida sşrtünme açısıdır ($^\circ$).

$$\alpha = \arctan(h/\pi \cdot d_2) \quad (3.6)$$

$$\rho' = \arctan(\mu/\cos(\beta/2)) \quad (3.7)$$

Yukarıdaki denklemde; μ : sşrtünme katsayısı ve β : vida profili tepe açısıdır ($^\circ$).

$$J_p = \pi d_1^4 / 32 \quad (3.8)$$

Sürtünme katsayısı $\mu = 0,12$, kısa hatveli profilli vidalarda $\beta = 25^\circ$, seçilen vidalı milin ortalama çapı $d_2 = 14$ mm, adımı $h = 3$ mm ve vidalı mile etki eden basma kuvveti, F_B , 294,3 N alınırsa şu sonuçlar elde edilir:

$$J_p = 3,14 * (11,5)^4 / 32 = 1716,2 \text{ mm}^4 \quad (3.8a)$$

$$\rho' = \arctan(0,12 / \cos(25/2)) = 7,01^\circ \quad (3.7a)$$

$$\alpha = \arctan(3 / 3,14 * 14) = 3,9^\circ \quad (3.6a)$$

$$M_1 = 294,3 * (14/2) \tan(3,9 + 7,01) = 397,09 \text{ Nmm} \quad (3.5a)$$

$$M_S = 397,09 \text{ Nmm} \quad (3.4a)$$

$$\tau_B = (397,09 * (11,5/2)) / 1716,2 = 1,33 \text{ MPa} \quad (3.3a)$$

Eşdeğer gerilme ($\sigma_{eş}$), Denklem 3.9 ile bulunur.

$$\sigma_{eş} = \sqrt{(\sigma_B^2 + 3\tau_B^2)} \quad (3.9)$$

$$\sigma_{eş} = \sqrt{(2,84^2 + 3 * 1,33^2)} = 3,66 \text{ MPa} \quad (3.9a)$$

$\sigma_{eş} < \sigma_{em} = 300 \text{ MPa}$ olduğundan seçilen vidalı mil emniyetlidir.

2 nolu vidalı milin burkulma kontrolü Denklem 3.10' da verilen Euler formülü kullanılarak gerçekleştirilmiştir.

$$\sigma_{br} = \frac{\pi^2 E}{\lambda^2} \quad (3.10)$$

Yukarıdaki denklemde; σ_{br} : burkulma gerilmesi, E : elastiklik modülü ve λ : milin narinlik oranıdır.

Milin narinlik oranı (λ), Denklem 3.11 kullanılarak hesaplanır.

$$\lambda = \frac{L_{br}}{i} \quad (3.11)$$

Yukarıdaki denklemde; L_{br} : milin burkulma uzunluğu ve i : milin atalet yarıçapıdır.

Milin burkulma uzunluğu (L_{br}), Denklem 3.12 kullanılarak hesaplanır.

$$L_{br} = (L)(k_{br}) \quad (3.12)$$

Yukarıdaki denklemde; L : mil uzunluğu ve k_{br} : burkulma uzunluk katsayısıdır.

Milin atalet yarıçapı (i), Denklem 3.13 kullanılarak hesaplanır.

$$i = \sqrt{I/A_1} = \sqrt{(\pi d_1^4/64)/(\pi d_1^2/4)} = d_1/4 \quad (3.13)$$

Yukarıdaki denklemde; I : vidalı mil diş dibi kesit alanının atalet momenti, A : vidalı mil diş dibi kesit alanı ve d_1 : vidalı mil diş dibi çapıdır.

OmÖS' te kullanılan 2 nolu mil her iki ucundan sabit mesnetleme şeklinde mesnetlendiğinden burkulma uzunluk katsayısı (k_{br}), 0.5 olarak alınır. Burkulmaya maruz mil uzunluğu $L=600$ mm ve mil diş dibi çapı $d_1=11,5$ mm için hesaplanan atalet yarıçapı (i) ve burkulma uzunluğu (L_{br}) sonuçları aşağıda verilmektedir:

$$L_{br} = (L)(k_{br}) = 600 \cdot 0,5 = 300 \text{ mm} \quad (3.12a)$$

$$i = \frac{d_1}{4} = \frac{11,5}{4} = 2,875 \text{ mm} \quad (3.13a)$$

Hesaplanan burkulma uzunluğu (L_{br}) ve atalet yarıçapı (i) kullanılarak milin narinlik oranı (λ) hesaplanır:

$$\lambda = \frac{L_{br}}{i} = \frac{300}{2,875} \cong 104,4 \quad (3.11a)$$

Denklem 3.11a' da hesaplanan milin narinlik oranı (λ), milin geometrisine ve mesnetleme şeklinde bağlıdır. Milin malzemesine bağlı olan kritik narinlik oranını (λ_{kr}) bulmak için Denklem 3.10' da burkulma gerilmesi (σ_{br}) yerine ($0,8\sigma_{ak}$) yazılır (Denklem 3.14).

$$\lambda_{kr} = \sqrt{\frac{\pi^2 * E}{0,8\sigma_{ak}}} \quad (3.14)$$

C45 çelik malzemenin elastiklik modülü, $E=210$ GPa ve akma gerilmesi, $\sigma_{ak}=350$ MPa olarak alınırsa kritik narinlik oranı (λ_{kr}) Denklem 3.14 kullanılarak şu şekilde hesaplanır:

$$\lambda_{kr} = \sqrt{\frac{\pi^2 * 210^3}{0,8 * 350}} = 86 \quad (3.14a)$$

($\lambda = 104,4$) > ($\lambda_{kr} = 86$) olduğundan kritik burkulma kuvveti için Euler formülü (Denklem 3.10) kullanılır.

$$P_{kr} = \sigma_{br} * A_1 = \frac{\pi^2 E A_1}{\lambda^2} \quad (3.15)$$

$$P_{kr} = \sigma_{br} * A_1 = \frac{\pi^2 * 210000 * (\pi * 11,5^2)}{4 * 104,4^2} = 19721 \text{ N} \quad (3.15a)$$

Vidalı mile etki eden basma kuvveti $F_B=294,3$ N, burkulma için hesaplanan kritik basma kuvvetinden çok daha küçük olduğundan vidalı mil burkulma açısından emniyetlidir.

Vidalı millerin titreşimi burulma ve eğilme yönünden kontrol edilmesine rağmen OmÖS'te mili eğilmeye zorlayacak bir kuvvet bulunmadığı için sadece burulma dikkate alınarak hesaplama yapılmıştır. Burulmada milin rad/sn cinsinden kritik açısal hızı (ω_{kr}) Denklem 3.16 kullanılarak bulunur. OmÖS'ün bu açısal hızda çalışması burulma titreşimleri açısından risklidir.

$$\omega_{kr} = \sqrt{c_b/I_m} \quad (3.16)$$

Yukarıdaki denklemde; ω_{kr} : milin kritik açısal hızı (rad/sn), c_b : milin burulmada yaylanma katsayısı (N/mm), I_m : milin ve mil üzerindeki bileşenlerin kütleli atalet momentidir (kgmm²).

$$c_b = J_p.(G/L) \quad (3.17)$$

Yukarıdaki denklemde; J_p : milin dışüstü kesitinin kutupsal atalet momenti (mm⁴), G : mil malzemesinin kayma modülü (MPa) ve L : milin uzunluğudur (mm).

$$J_p = (\pi.d^4)/32 \quad (3.18)$$

Yukarıdaki denklemde; d : milin dışüstü çapıdır (mm).

$$I_m = (m.r_s^2)/2 \quad (3.19)$$

Yukarıdaki denklemde; m : milin ve mil üzerindeki bileşenlerin kütlelerin toplamı (kg), r_s : mil üzerinde bulunan somunun dış yarıçapıdır (mm).

Vidalı mil çapı $d=16$ mm, vidalı mil uzunluğu $L = 700$ mm, $r_s= 25$ mm, C45 çelik malzemenin kayma modülü $G= 83$ GPa alınırsa şu sonuçlar elde edilir:

$$I_m = (294,3/9810)(25)^2/2 = 9,375 \text{ kgmm}^2 \quad (3.19a)$$

$$J_p = (\pi.16^4)/32 = 6430,72 \text{ mm}^4 \quad (3.18a)$$

$$C_b = 6430,72 \cdot (83 \times 10^3 / 700) \cong 762500 \text{ N/mm} \quad (3.17a)$$

$$\omega_{kr} = \sqrt{(762500 / 9,375)} = 285,19 \text{ rad/sn} \quad (3.16a)$$

Burulmada milin dev/dk cinsinden kritik açısal hızı (n_{kr}) Denklem 3.20 kullanılarak bulunur.

$$n_{kr} = (30/\pi) \omega_{kr} = (30/\pi) \sqrt{(k/I_m)} \quad (3.20)$$

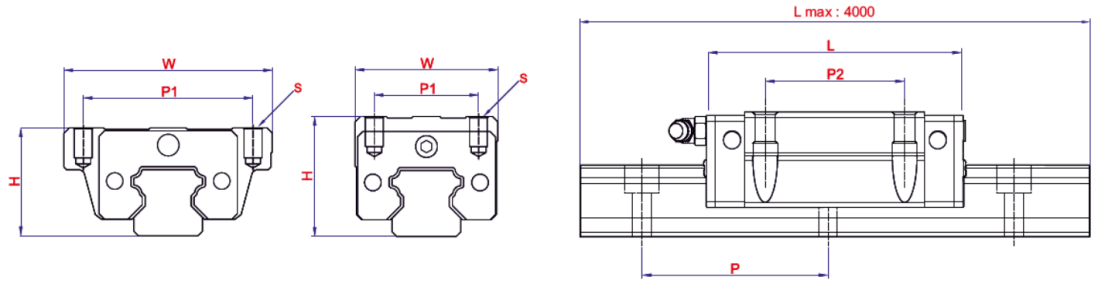
$$n_{kr} = (30/\pi) \cdot 285,19 \cong 2725 \text{ dev/dk} \quad (3.20a)$$

Burulma titreşimleri açısından milin dönme hızının 2725 dev/dk' ya yaklaşmaması gerekir (Bozacı vd., 2012).

OmÖS'te, üzerinde en büyük kuvvet ve dolayısıyla en büyük gerilme meydana gelen 2 nolu vidalı mil dışında, 1 ve 5 nolu vidalı miller ölçüm platformunda hassas ölçümlerde kullanıldığından 2 nolu vidalı mil ile aynı çapta olacak şekilde seçilmiştir. Diğer vidalı miller, 2 nolu vidalı mile göre çok daha düşük kuvvet ve dolayısıyla gerilmeye maruz kaldığı için daha küçük çaplı seçilmiştir.

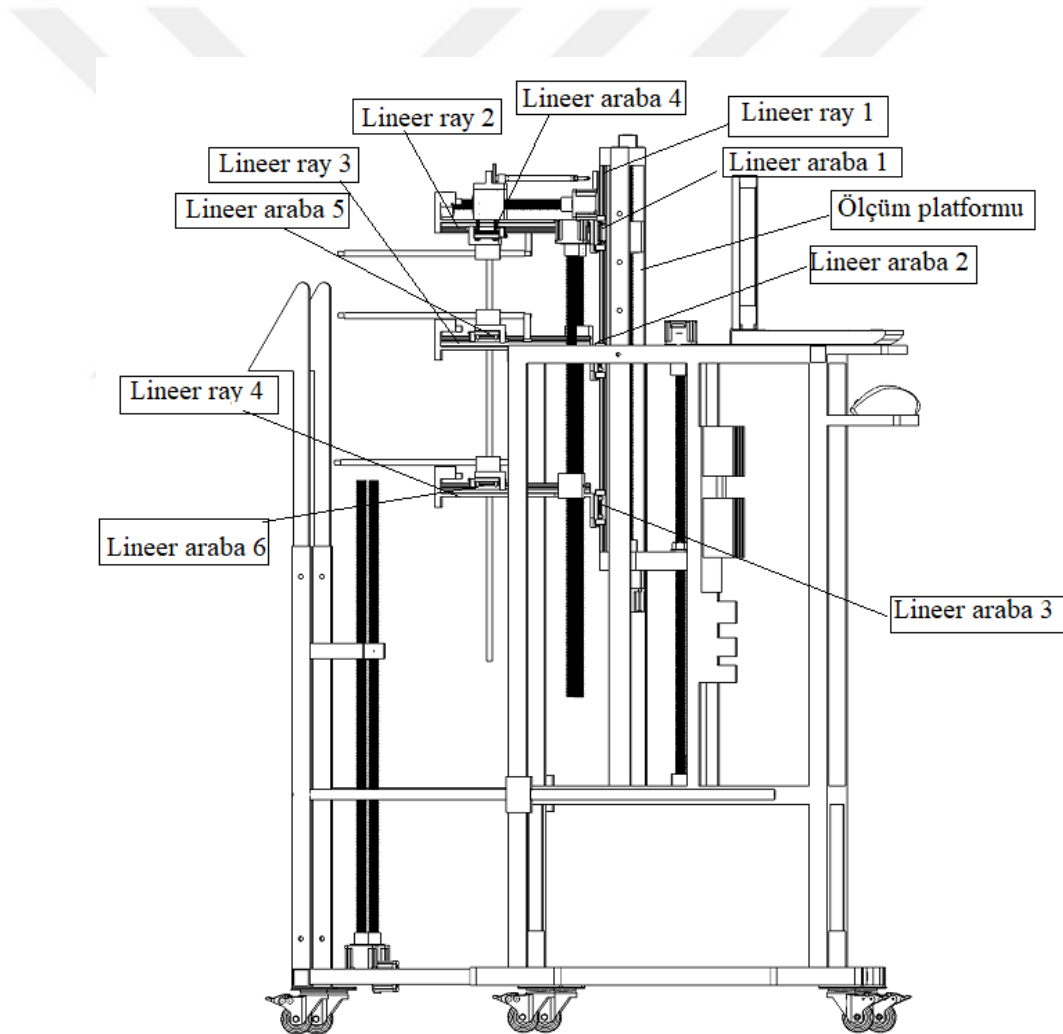
3.2.2. OmÖS' te kullanılan lineer ray-araba seti seçimi

Lineer ray-araba setinde yürütme direnci lineer ray ile tekerlek arasındaki sürtünme ile tekerlek yataklamasında ortaya çıkan sürtünmelerden meydana gelmektedir. Yatak malzemeleri seçimi ve yağlaması uygun yapıldığında yürütme direnci de küçülmektedir (Kurbanoglu, C., 2022). Burada OmÖS ile hassas bir şekilde ölçüm yapabilmek için raylar, araba içinde bulunan bilyeler ile dört farklı noktadan temas halindedir. Böylelikle lineer ray ile araba arasındaki boşluk minimuma indirilmiş olur (Şekil 3.5).



Şekil 3.5. Lineer ray-araba seti montaj ölçüleri (Sankaya Mekatronik, 2011)

Standartlarda lineer raylar 15, 20, 25, 30, 35 ve 45 mm' lik ölçülerde üretilmektedir. OmÖS'te toplamda dört adet lineer ray ve altı adet lineer araba kullanılmıştır (Şekil 3.6).



Şekil 3.6. OmÖS'te kullanılan lineer raylar ve arabalar

OmÖS'te en çok yüke maruz kalan 1 nolu lineer ray ve 1 nolu lineer arabadır. 1 nolu lineer araba, ölçüm problemlerinin aynı hızda hareket etmelerini sağlayan 2 nolu lineer ray ile step motorları ve bileşenlerini taşımaktadır. Bu elemanların hepsinin montajlandığı taşıma aparatının bağlantı delikleri arası mesafe en az 40 mm olarak ölçülmüştür. Dolayısıyla 1 nolu lineer ray üzerine montajlanacak 1 nolu lineer arabanın montaj vida delik merkezleri arası mesafe $P_1 = 38$ mm olarak seçilmiştir. Bu durumu dikkate alarak Çizelge 3.13'den K değeri 15 olan lineer ray ile K değeri 15 ve P_1 değeri 38 mm olan geniş lineer araba seçilmiştir. OmÖS'te kullanılan diğer lineer rayların tamamı K değeri 15, diğer lineer arabaların tamamı ise K değeri 15 ve P_1 değeri 26 mm olan dar yüksek olacak şekilde seçilmiştir.

Çizelge 3.13. Lineer ray ve arabalar (Sankaya Mekatronik, 2011)

Ürün Adı	H mm	H1 mm	K	P1 mm	P2 mm	P mm	L mm	S	W mm	Statik Kg	Dinamik Kg
15 lik lineer ray			15			60					
15 lik lineer araba - dar alçak	24	19,7	15	26	26	60	61,4	M5	34	1697	1138
15 lik lineer araba - dar yüksek	28	23,7	15	26	26	60	61,4	M5	34	1697	1138
15 lik lineer araba - geniş	24	19,7	15	38	38	60	61,4	M5	47	1697	1138
20 lik lineer ray			17,5			60					
20 lik lineer araba - dar yüksek	30	25,4	17,5	32	38	60	77,5	M6	44	2776	1775
20 lik lineer araba - geniş	30	25,4	17,5	53	40	60	77,5	M5	63	2776	1775

Lineer ray ve arabadan dolayı step motora yürütme direnci etki etmektedir. Bu direnci hesaplayabilmek için Denklem 3.21 kullanılır.

$$W_T = F_{teker} (2f + \mu_y d_m) / D \quad (3.21)$$

Yukarıdaki denklemde; W_T : yürütme direnci (N), F_{teker} : tekerleğin uyguladığı kuvvet (N), d_m : muylu çapı (lineer araba yarı yüksekliği, mm), D : tekerlek çapı (lineer araba

yüksekliği, mm), μ_y : yatak sürtünme katsayısı, f: yuvarlanma direnci moment kolu uzunluğudur (mm).

Lineer raya tekerleğin uyguladığı yaklaşık kuvvet $F_{teker}=255$ N (lineer raylar – arabalar, step motorlar, bağlantı elemanları, krom kaplı mil, LVDT, ölçüm problemleri, lineer rulmanlar, vidalı mil ve somun), yuvarlanma direnci moment kolu uzunluğu $f=0,5$ mm, yatak sürtünme katsayısı $\mu_y=0,0015$, tekerlek çapı (lineer araba yüksekliği) $D=24$ mm ve muylu çapı (lineer araba yarı yüksekliği) $d_m=12$ mm alınmış ve bu değerlere göre yürütme direnci W_T hesaplanmıştır.

$$W_T = 255*(2*0,5 + 0,0015*12)/24 \cong 10,82 \text{ N} \quad (3.21a)$$

Uygun bir yürütme motoru seçimi için yürütme direnci (1,2 1,5) arası katsayı ile çarpılmaktadır (Kurbanoğlu, C., 2022). Lineer ray üzerinde lineer arabayı hareket ettirmek için gerekli olan yürütme motoru güç hesabı Denklem 3.22 kullanılarak gerçekleştirilir (Kurbanoğlu, C., 2022).

$$N=((W_T*v_y)/(1000*n_{top}))*1,2 \quad (3.22)$$

Yukarıdaki denklemde; N: Yürütme motor gücü (kW), v_y : yürütme hızı (m/s) ($v_y>1$ m/s), n_{top} : motordan tekerleklere kadar olan verimdir (0,85 – 0,90).

$$N=((10,87*1,5)/(1000*0,85))*1,2 = 0,023 \text{ kW} \quad (3.22a)$$

Yürütme motor gücü, Denklem 3.23 kullanılarak döndürme momentine (Nm) çevrilir.

$$M_b=((9550.N)/n) \quad (3.23)$$

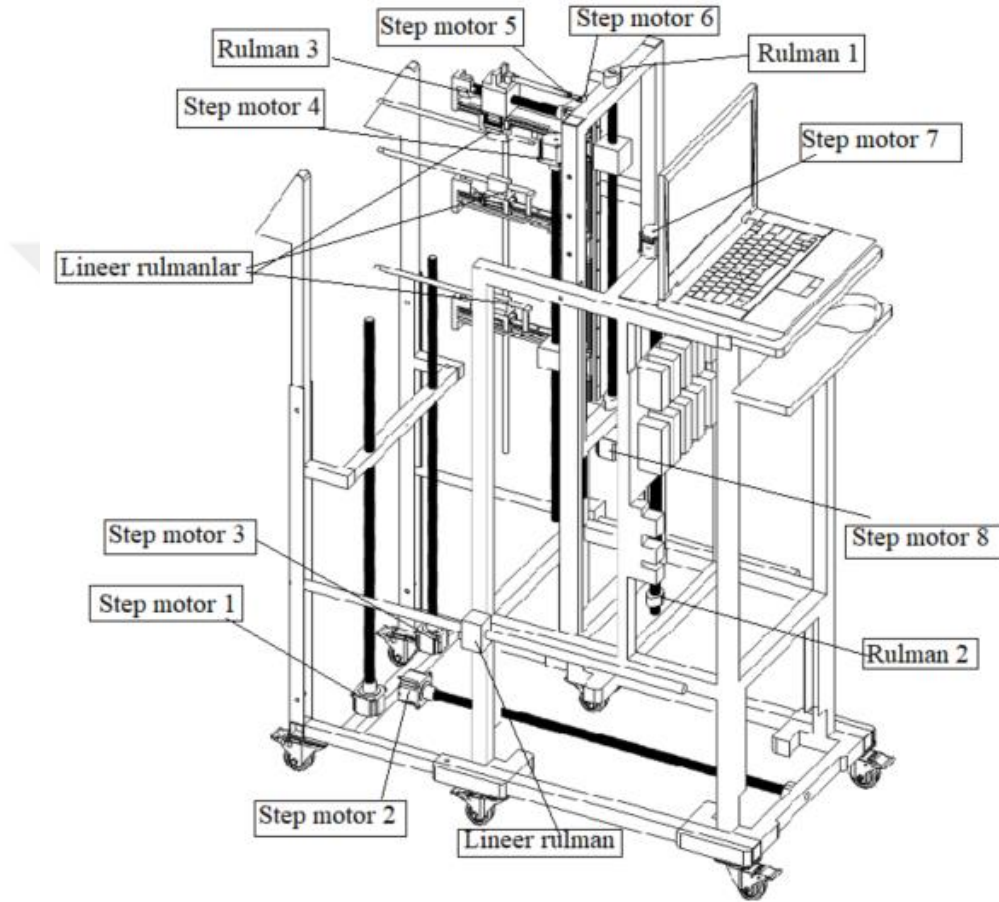
Yukarıdaki denklemde; M_b : döndürme momenti (Nm), n: devir sayısıdır (dev/dk).

$$M_b=((9550*0,023)/1500) = 0,146 \text{ Nm} \quad (3.23a)$$

M_b değeri, üzerinde yaklaşık 255 N’luk ağırlık bulunan 1 nolu lineer arabayı hareket ettirmek için gerekli olan tork değeridir.

3.2.3. OmÖS'te kullanılan step motorların seçimi

OmÖS'te üç farklı tork değerinde sekiz adet step motor kullanılmıştır. Step motor seçimi, en fazla yüke maruz kalan 8 nolu step motorun hesaplarına göre gerçekleştirilmiştir (Şekil 3.7).



Şekil 3.7. OmÖS'te kullanılan step motorlar ve rulmanlar

Bunun için ilk olarak 8 nolu step motora etki eden toplam yük, Denklem 3.24 ile bulunur.

$$W_{\text{toplam}} = W_{\text{mil}} + W_{\text{LVDT}} + W_{\text{araba}} + W_{\text{taşıma}} + W_{\text{somun}} + W_{\text{diğer}} \quad (3.24)$$

Yukarıdaki denklemde; W_{toplam} : step motorun tahrik edeceği toplam yük (N), W_{mil} : mil ağırlığı, W_{LVDT} : LVDT ağırlığı, W_{araba} : lineer araba ağırlığı, $W_{\text{taşıma}}$: LVDT taşıma aparatı ağırlığı, W_{somun} : vidalı somun ağırlığı, $W_{\text{diğer}}$: diğer yüklerdir.

Mil ağırlığını (W_{mil}) bulmak için Denklem 3.25 kullanılır.

$$W_{mil} = \rho_{mil} * v_{mil} * 9,81 = \rho_{mil} * (\pi r_{mil}^2 h_{mil}) * 9,81 \quad (3.25)$$

Yukarıdaki denklemde; ρ_{mil} : milin malzeme yoğunluğu (kg/m^3), v_{mil} : milin hacmi (m^3), r_{mil} = mil yarıçapı (mm), h_{mil} : mil uzunluğudur (mm).

Vidalı milin yarıçapı 8 mm ve toplam uzunluğu 700 mm alınırsa şu sonuç elde edilir:

$$W_{mil} = 7,85 * (3,14 * 8^2 * 700) * 9,81 * 10^{-6} = 10,83 \text{ N} \quad (3.25a)$$

Step motorun tahrik edeceği toplam kütle 30 kg ve $W_{toplam} = 294,3 \text{ N}$ ise mile ve yüke ait kütle atalet momentleri sırasıyla Denklem 3.26 ve 3.27 kullanılarak bulunur.

$$J_{mil} = m_{mil}(r_{mil}^2/2) \cdot 10^{-6} \quad (3.26)$$

Yukarıdaki denklemde; J_{mil} : vidalı mile ait kütle atalet momenti ($kg.m^2$), m_{mil} : mil kütlesidir (kg).

$$J_{mil} = (10,83/9,81) * (8^2/2) * 10^{-6} = 35,33 * 10^{-6} \text{ kgm}^2 \quad (3.26a)$$

$$J_W = m_{yük}(h/2\pi)^2 \cdot 10^{-6} + J_{mil} \quad (3.27)$$

Yukarıdaki denklemde ; J_W = yüke ait kütle atalet momenti ($kg.m^2$), $m_{yük}$ = mil yükünün toplam kütlesi (LVDT, lineer araba, sensör taşıma aparatı ve somun kütlesi, kg), h = vida adımıdır (m).

Milin vida adımı 3mm alınırsa yüke ait kütle atalet moment, J_W , şu şekilde elde edilir:

$$J_W = ((294,3-10,83)/9,81)(3 \times 10^{-3}/2\pi)^2 + 35,33 * 10^{-6} = 4,192 \times 10^{-5} \text{ kgm}^2 \quad (3.27a)$$

OmÖS'ün ölçme işlemini 10 saniye içinde tamamlaması hedeflenmiştir. Kısa hatveli milin vida adımının 3 mm olduğu göz önünde bulundurulduğunda ölçümün 10 sn

içinde tamamlanabilmesi için somunun bir turunu 0,04 saniyede tamamlaması gerekir. Bu değerlere göre, öncelikle Denklem 3.28 kullanılarak sabit açısal ivme değeri (rad/sn^2), daha sonra Denklem 3.29 kullanılarak mili döndürmek için ihtiyaç duyulan tork değeri (Nm) bulunur.

$$\theta_{\text{mil}} = (1/2) * \alpha_{\text{mil}} * t_{\text{mil}}^2 \quad (3.28)$$

Yukarıdaki denklemde; θ_{mil} : milin dönmesi istenen açı değeri (rad), α_{mil} : milin açısal ivme değeri (rad/sn^2), t_{mil} : milin dönmesi istenen açı değerine karşılık gelen süredir (sn).

Milin 0,04 sn' de bir tur yani 2π radyan dönmesi için milin açısal ivme değeri, α_{mil} , şu şekilde elde edilir:

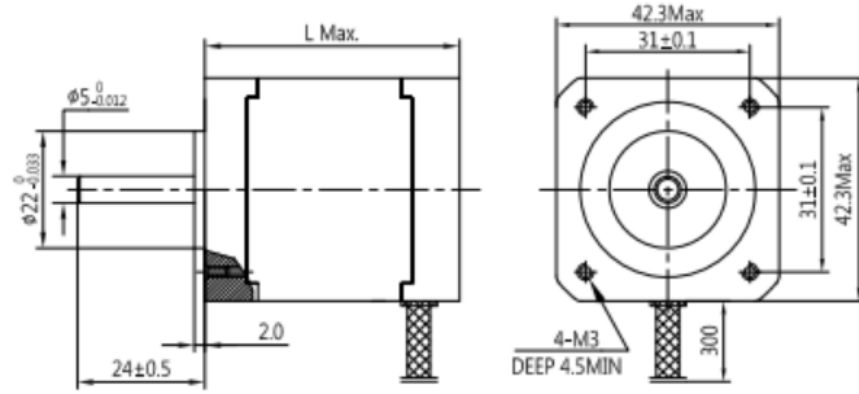
$$\alpha_{\text{mil}} = 2\theta_{\text{mil}}/t_{\text{mil}}^2 = (2*2\pi)/(0,04)^2 \cong 7854 \text{ rad/sn}^2 \quad (3.28a)$$

$$T_{\text{mil}} = J_W * \alpha_{\text{mil}} \quad (3.29)$$

Yukarıdaki denklemde; T_{mil} : mil için ihtiyaç duyulan tork değeridir (Nm).

$$T_{\text{mil}} = (4,192 \times 10^{-5}) * 7854 = 0,329 \text{ Nm} \quad (3.29a)$$

OmÖS'te kullanılacak 16 mm çapındaki milin toplam 294,3 N' luk yük altında hareket ettirilebilmesi için gereken minumum tork değeri 0,329 Nm' dir. OmÖS'te kullanılan step motorların tork değerleri, normal çalışma tork değerlerinin üzerinde seçilerek (0,4 Nm, 1 Nm ve 2 Nm) ilk çalışma anındaki titreşim ve çalışma süresi boyunca oluşacak ısınma en az seviyelerde tutulmaya çalışılmıştır. Yük miktarı nispeten düşük olan 1, 2 ve 3 nolu step motorlar 0,4 Nm' lik tork değerinde sahip olacak şekilde seçilmiştir (Şekil 3.8 ve Çizelge 3.14).

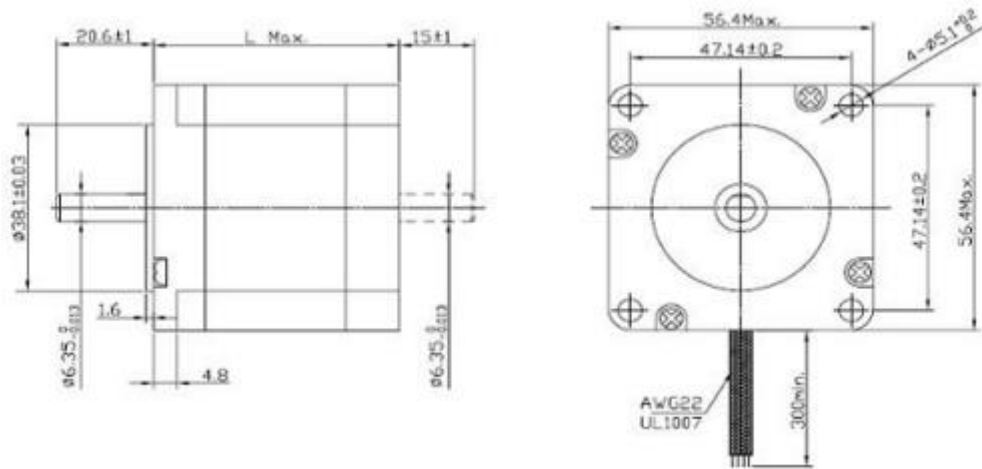


Şekil 3.8. 0,4 Nm Nema 17 step motor ölçüleri

Çizelge 3.14. 0,4 Nm step motor özellikleri

Marka / Kod	Sankaya Motor / PHB42S40 NEMA 17
Tork (N.m)	0,4
Adım açısı (°)	1,8
Çalışma gerilimi (V)	2,8
Çalışma sıcaklığı (°C)	-10, +50
Akım (A)	1,7
Uzunluk (mm)	42X42x63
Ağırlık (kg)	0,5

Yük miktarı orta olan 4, 5 ve 6 nolu step motorlar 1 Nm tork değerine sahip olacak şekilde seçilmiştir (Şekil 3.9 ve Çizelge 3.15).

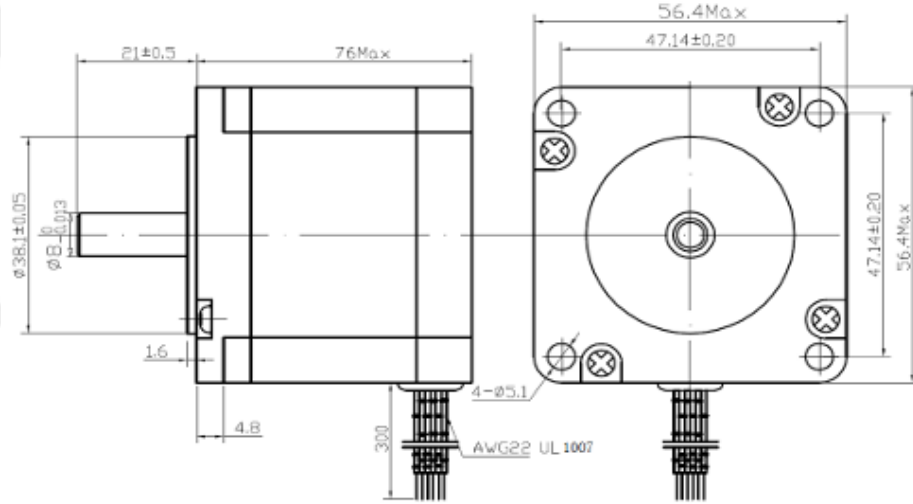


Şekil 3.9. 1 Nm Nema 23 step motor boyutları

Çizelge 3.15. 1 Nm step motor özellikleri

Marka / Kod	Sankaya Motor / SL57STH41-1006A NEMA 23
Tork (N.m)	1
Adım açısı (°)	1,8
Çalışma gerilimi (V)	3
Çalışma sıcaklığı (°C)	-10, +50
Akım (A)	2
Uzunluk (mm)	56x56x54
Ağırlık (kg)	0,8

Yük miktarı nispeten yüksek olan 7 ve 8 nolu step motorlar ise 2 Nm tork değerine sahip olacak şekilde seçilmiştir (Şekil 3.10 ve Çizelge 3.16).



Şekil 3.10. 2 Nm Nema 23 step motor boyutları

Çizelge 3.16. 2 Nm step motor özellikleri

Marka / Kod	Sankaya Motor / JK57HS82-3004 NEMA 23
Tork (N.m)	2
Adım açısı (°)	1,8
Çalışma gerilimi (V)	4,3
Çalışma sıcaklığı (°C)	-10, +50
Akım (A)	3
Uzunluk (mm)	56X56X76
Ağırlık (kg)	1,1

Kontrol paneline, her bir step motor özelliğine göre, step motor sürücü kartı ile teknik özellikleri EK A'daki Şekil A.6' da gösterilen güç kaynağı montajları yapılmıştır.

3.2.4. OmÖS' te kullanılan rulmanların seçimi

OmÖS'te en çok yüke maruz kalan 7 ve 8 nolu step motorlara bağlı vidalı miller ve vidalı millerin OmÖS gövdesine bağlantısını sağlayan rulmanlar radyal yük altında çalışmaktadır. Bunun için hesaplamalar eksenel yük olmadığı varsayılarak yapılmış ve rulman seçimleri, 8 nolu step motorun vidalı mil sonuçlarına göre gerçekleştirilmiştir. Duran veya çok yavaş dönen rulmanlı yatakların statik eşdeğer yük değeri esas alınarak seçilmeleri daha uygun olduğundan rulman seçimi için statik eşdeğer yük, Denklem 3.30 kullanılarak bulunur. Hesaplamalarda radyal bilyalı rulmanlı yatak için statik radyal yük faktörü 0,6 ve emniyet faktörü 1,2 olarak alınmış (Bozacı vd., 2012) ve eksenel yük olmadığı varsayılmıştır. Rulman devir sayısının çok düşük olmasından, yavaş salınım hareketlerinde bulunmasından ve çoğu zaman hareketsiz iken yük altında bulunmasından dolayı rulman seçiminde statik yük esas alınmıştır.

$$F_0 = X_0 * F_{\text{radyal}} + Y_0 * F_{\text{eksenel}} \quad (3.30)$$

Yukarıdaki denklemde; F_0 : statik eşdeğer yük (N), X_0 :statik radyal yük faktörü, Y_0 : statik eksenel yük faktörü, F_{radyal} : statik radyal yük (N), F_{eksenel} : statik eksenel yük (N).

$$F_{\text{radyal}} = (m_{\text{toplam}}) * 9,81 \quad (3.31)$$

$$F_{\text{radyal}} = (30) * 9,81 = 294,3 \text{ N} \quad (3.31a)$$

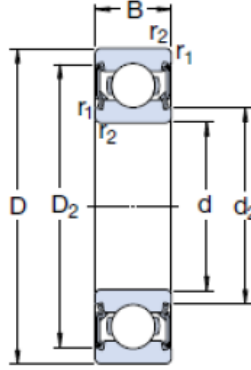
$$F_0 = X_0 * F_{\text{radyal}} = (0,6) * 294,3 = 176,58 \text{ N} \quad (3.30a)$$

$$S_0 = C_0 / F_0 \quad (3.32)$$

Yukarıdaki denklemde; S_0 : statik emniyet faktörü ve C_0 : statik yük sayısıdır (N).

$$C_0 = S_0 * F_0 = (1,2) * 176,58 = 211,89 \text{ N} \quad (3.32a)$$

Bulunan statik yük sayısı ($C_0 = 211,89 \text{ N}$), seçilen mil çapı ($d=16 \text{ mm}$) ve Şekil 3.11’de verilen rulman ölçülendirme sembolleri göz önünde bulundurularak Çizelge 3.17’de verilen “Vidalı mile ait rulman özellikleri” başlıklı tablodan $d=17 \text{ mm}$ çapındaki 6203 numaralı rulman seçilmiştir.



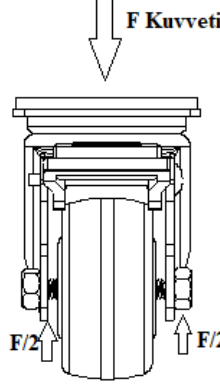
Şekil 3.11. Rulman ölçüleri (Bozacı vd., 2012)

Çizelge 3.17. Vidalı mile ait rulman özellikleri (Bozacı vd., 2012)

Temel boyutlar (mm)			Yük sayısı (N)		Yorulma yük sınırı (N)	Çalışma hızı (dev/dk)		Kütle (kg)	Rulman numarası
d	D	B	Dinamik C	Statik Co	Pu	Gres	Sıvı yağ		
15	24	5	1560	800	34	28000	34000	0,0074	61802
	28	7	4030	2040	85	24000	30000	0,016	61902
	32	8	5590	2850	120	22000	28000	0,025	16002
	32	9	5590	2850	120	22000	28000	0,030	6002
	35	11	7800	3750	160	19000	24000	0,045	6202
	42	13	11400	5400	228	17000	20000	0,082	6302
17	26	5	1680	930	39	24000	30000	0,00082	61803
	30	7	4360	2320	98	22000	28000	0,018	61903
	35	8	6050	3250	137	19000	24000	0,032	160003
	35	10	6050	3250	137	19000	24000	0,039	6003
	40	12	9560	4750	200	17000	20000	0,065	6203
	47	14	13500	6550	275	16000	19000	0,12	6303
	62	17	22900	10800	455	12000	15000	0,27	6403

3.2.5. OmÖS' te kullanılan taşıyıcı tekerleklerin seçimi

Mobil platformu taşıyacak tekerleklerin platforma bağlantısı pimlerle sağlanmıştır. Bağlantı geometrisinden dolayı her bir tekerlek pimi iki kesit düzleminde kesilmeye zorlanmaktadır ($n_p=2$) (Şekil 3.12).



Şekil 3.12. Tekerleğin mobil platforma pimle bağlantısı

Çizelge 3.18' den pim çapı $d_p=8$ mm, pim malzemesi Fe 33 çeliği seçilmiştir. Fe 33 çeliğinin akma gerilmesi $\sigma_{ak}=174$ N/mm², normal emniyet gerilmesi $\sigma_{em}=87$ N/mm², emniyet katsayısı $e=2$ ve kesme emniyet gerilmesi $\tau_{em}=30$ N/mm² alınmıştır.

Çizelge 3.18. Genel imalat (kütle) çelikleri (Bozacı vd., 2012)

Çelik	Kalite grubu	%C	Akma sınırı $R_{eh}(\sigma_{ak})$ N/mm ²	Çekme dayanımı $R_m(\sigma_k)$ N/mm ²	Kopma uzaması %
Fe 33	1,2	-	174	310	18
Fe 34	1,2	0,17	205	335	28
Fe 37	1,2,3	0,20	235	360	25
Fe 42	1,2,3		255	410	22
Fe 44	1,2,3		275	430	22
Fe 52	3		355	510	22
Fe 50	1,2	0,30	295	490	20
Fe 60	1,2	0,40	335	590	15
Fe 70	2	0,50	365	690	10

Her bir pim kesitine etki eden kesme gerilmesi Denklem 3.33 kullanılarak bulunabilir (Bozacı vd., 2012).

$$\tau_v = (V_p / ((\pi \cdot d_p^2) / 4)) \quad (3.33)$$

Yukarıdaki denklemde ; τ_v : pim kesitine etki eden kesme gerilmesi (MPa), d_p : pim çapıdır (mm).

$$V_p = (F_p / n_p) \quad (3.34)$$

Yukarıdaki denklemde ; V_p : pim kesitine etki eden iç kesme kuvveti (N), F_p : pime etki eden dikey kuvvet (N), n_p : pimde kesmeye zorlanan kesit sayısıdır.

OmÖS'ün dört tekerine etki eden toplam kuvvet 600 N olduğundan her bir tekere etki eden kuvvet şu şekilde elde edilir:

$$V_p = (600/4)=150 \text{ N} \quad (3.34a)$$

$$\tau_v = (150/2) / ((\pi \cdot 8^2) / 4) = 1,492 \text{ N/mm}^2 \quad (3.33a)$$

$\tau = 1,492 \text{ N/mm}^2 \leq \tau_{em}$ olduğundan mobil platform taşıma teker pimleri kesme açısından emniyetlidir.

3.2.6. OmÖS katı model çizimi

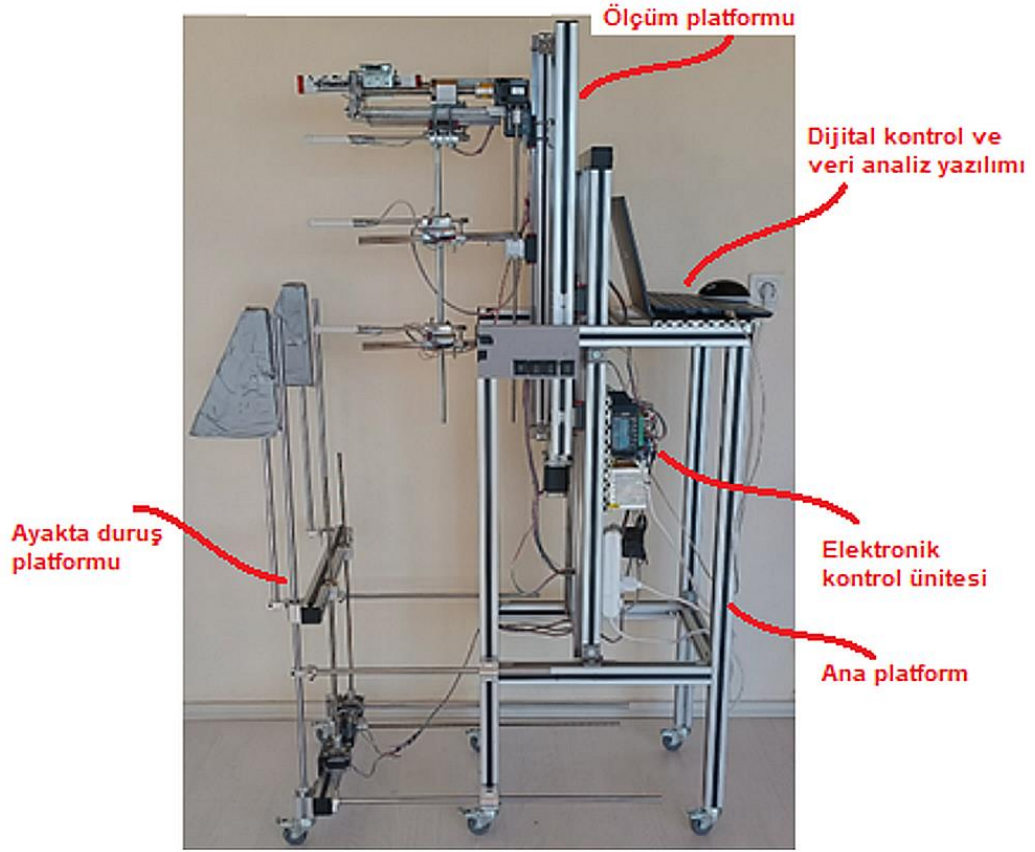
Detay tasarım sürecinde mekanik bağlantı elemanlarının boyutlandırılmasından sonra OmÖS'ün katı model çizimleri oluşturulmuştur (Şekil 3.13).



Şekil 3.13. OmÖS katı modeli

3.2.7. OmÖS bileşenlerin imalatı ve montajı

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 3.14).



Şekil 3.14. Yandan OmÖS görüntüsü ve ana bölümleri

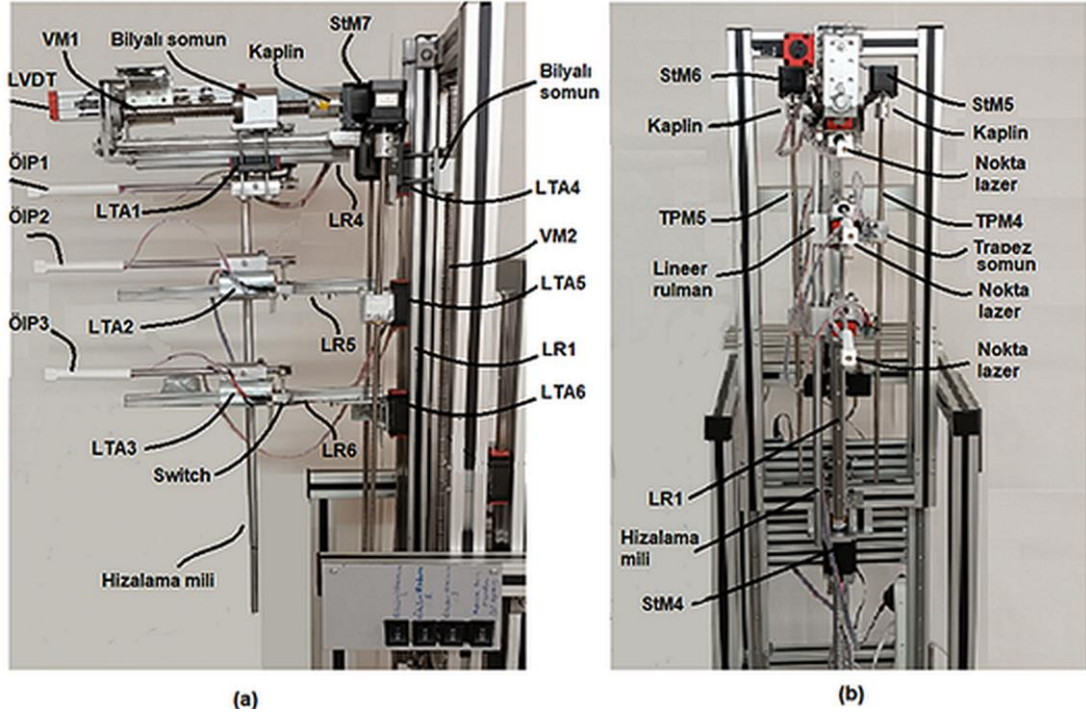
3.2.7.1. OmÖS ana platform

OmÖS ana platformu 40x40 mm boyutlarında alüminyum sigma profilleri kullanılarak imal edilmiştir (Şekil 3.14). 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.

3.2.7.2. OmÖS ölçüm platformu

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 3.14 ve 3.15). 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 (ÖİP1-3) monte edilmiştir. 4 nolu step motor (StM4) üç ölçüm probunu birlikte, 5 nolu step motor (StM5) 2 nolu ölçüm probunu (ÖİP2), 6 nolu step motor (StM6) 3 nolu ölçüm probunu (ÖİP3) dikey ekseninde aşağı-yukarı hareket ettirmek üzere kullanılmaktadır.



Şekil 3.15. OmÖS ölçüm platformu (a) yandan görünüşü (b) önden görünüşü (LR: lineer ray, LTA: lineer taşıyıcı araba, ÖİP: ölçüm probu, StM: step motor, TPM: trapez profil mil, VM: vidalı mil)

Üç ölçüm probunun (ÖİP1-3) yatay ekseninde 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 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

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 kılavuz mil kullanılmıştır. Platform gövdesinin hareket kabiliyetini artırmak ve ana platform ile birlikte taşınmasını sağlamak için emniyet mandallı iki tekerlek monte edilmiştir.

3.2.7.4. OmÖS elektronik kontrol ünitesi

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.

3.2.7.5. OmÖS dijital kontrol ve veri analiz yazılımı

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 3.17). OmÖS Labview tabanlı yazılımın blok diyagramları EK B’ de verilmektedir.

OmÖS yazılımı kullanılarak gerçekleştirilecek eğrilik açısı ölçümleri için uygulanacak işlem sırası şu şekildedir:

- 1) Omurga eğriliği ölçümü yapılacak kişinin bilgileri OmÖS yazılımının “Hasta Bilgileri” bölümüne girilir (Şekil 3.17).
- 2) OmÖS yazılımının “Ayarlar” bölümünde tüm sistemde yer alan mekanik ve elektronik bileşenlerin bağlantı durumları, yön ve frekans gibi genel kontrolleri yapılır (Şekil 3.18).
- 3) OmÖS dijital kontrolünün sağlanabilmesi için yazılım arayüzündeki “COM 3” bağlantı noktası üzerinden OmÖS'ün veri toplama kartına bağlantı sağlanır.

- 4) OmÖS yazılım arayüzündeki “Refresh” butonuna tıklanarak sıfırlama yapılır, ölçüm yapılacak bölge seçilir ve sonrasında swicth kontrol ekranından switchlerin çalışma kontrolü yapılır (Şekil 3.19).
- 5) Torakal veya lomber bölgede ölçüme başlamadan öncelikle ölçüm probleminin konumları “Konumları Sıfırla” butonu kullanılarak otomatik olarak sıfırlanır ve “Lazer Aç/Kapat” butonu ile nokta lazerler açılır (Şekil 3.20).
- 6) Ölçüm problemlerinden 1 nolu ölçüm probunun (ÖLP1) ölçüm bölgesinde belirlenen üç ölçüm noktasından en üsttekine hizalanması OmÖS yazılımı “Hizalama” bölümü kullanılarak sağlanır ve bu nokta konum ölçümleri için referans noktası olarak tanımlanır (Şekil 3.20).
- 7) Ölçüm bölgesinde belirlenen üç ölçüm noktasından en üsttekine ÖLP1’in hizalanmasından sonra diğer iki ölçüm probunun (ÖLP2 ve ÖLP3) kalan iki ölçüm noktasına dikey olarak hizalanmaları OmÖS yazılımı “Tarama” bölümünde bulunan “h1” ve “h2” kodlu butonlarla sağlanır (Şekil 3.19).
- 8) Ölçüm problemlerinin dikey hizalanmaları tamamlandığında ÖLP2 ve ÖLP3 ölçüm problemlerinin referans noktasına göre dikey konumları “h1” ve “h2” ölçüm verileri olarak kaydedilir (Şekil 3.19).
- 9) Ayakta duruş platformunun kişinin boyuna göre hizalanması OmÖS yazılımı “Hizalama” bölümünde bulunan “Hizalama” butonları kullanılarak sağlanır (Şekil 3.20).
- 10) OmÖS’te tüm hizalamalar yapıldıktan sonra “Play” butonuna basılarak ölçüm problemlerinin belirlenen ölçüm noktalarına temas etmek üzere hareket etmesi sağlanır (Şekil 3.19).
- 11) Ölçüm problemleri belirlenen ölçüm noktalarına temas ettiklerinde switchlerden gelen sinyaller doğrultusunda step motor adımı ve LVDT sensör verilerine bağlı olarak hesaplanan yatay hareket değerleri; f_a , f ve f_b ölçüm verileri olarak kaydedilir (Şekil 3.19).
- 12) Ölçüm verileri kullanılarak OmÖS yazılımı ile hesaplanan torakal ve lomber bölge eğrilik açıları ile torakal ve lomber bölge için nötr, hipo ve hiper eğrilik açısı aralıkları OmÖS yazılımı “Sonuçlar” bölümünde gösterilir (Şekil 3.21).
- 13) OmÖS yazılımı “Sonuçlar” bölümündeki gösterilen eğrilik açısı sonuçlarına bağlı olarak ölçüm yapılan kişi için ileri derece değerlendirme gerekip gerekmediğine hekim tarafından karar verilir.

- 14) OmÖS yazılımı “Sonuçlar” bölümünde gösterilen torakal ve lomber eğrilik açısı sonuçları OmÖS yazılımı “Rapor” bölümünde kayıt altına alınır (Şekil 3.22).
- 15) Hasta ile ilgili detaylı hekim değerlendirmesi, uygulanan tedavi yöntemleri, kontrol amaçlı periyodik ölçüm tarihleri ve sonuçları OmÖS yazılımı “Rapor” bölümünde yer alır (Şekil 3.22).
- 16) Ölçüm yapılan kişinin istemesi durumunda kendisine ölçüm sonuçlarını içeren bir çıktı verilir (Şekil 3.23).



Hasta Bilgileri

Ad- Soyad

T.C. No

Tel. No

Yaş

Boy - Ağırlık

Sürekli Kullandığı İlaç

Geçirdiği Cerrahi Operasyon

Kişiyi Kaydet

Şekil 3.17. OmÖS yazılımı kullanıcı arayüzü

Hasta Bilgileri Hızalema Tarama Sonuçlar Rapor Ayarlar Bağlantı COM3 Device Name Arduino Mega Durum: Hazır STOP

Motor Bağlantı Ayarları

Makinenin bağlı olduğu motor pin uçlarının listesi (Sırasıyla Enable, Yön, Frekans)

Motor Ch	Channel	Enable	Yön	Frekans (Hz)
Motor Ch 1	Channel 1	32	33	17
Motor Ch 2	Channel 2	36	37	3
Motor Ch 3	Channel 3	30	31	2
Motor Ch 4	Channel 4	14	15	16
Motor Ch 5	Channel 5	18	19	20
Motor Ch 6	Channel 6	6	7	8
Motor Ch 7	Channel 7	10	11	12

Enable Channels: 0, 32, 36, 30, 14, 18, 6, 10

Enable Values: 0, 32, 36, 30, 14, 18, 6, 10

Duration (ms) 1: 30, Duration (ms) 2: 30, Duration (ms) 3: 30, Duration (ms) 4: 40, Duration (ms) 5: 30, Duration (ms) 6: 30, Duration (ms) 7: 30

Freq (Hz) 1: 300, Freq (Hz) 2: 400, Freq (Hz) 3: 400, Freq (Hz) 4: 350, Freq (Hz) 5: 350, Freq (Hz) 6: 350, Freq (Hz) 7: 350

Switch ayarları

Switches DI: 0, 21, 22, 23, 24 (lazer çıkışı)

Switch Values 2: 0, 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 13, 14, 15, 16, 17, 18, 19, 20, 21, 22, 23, 24, 25, 26, 27, 28, 29, 30, 31, 32, 33, 34, 35, 36, 37, 38, 39, 40, 41, 42, 43, 44, 45, 46, 47, 48, 49, 50, 51, 52, 53, 54, 55, 56, 57, 58, 59, 60, 61, 62, 63, 64, 65, 66, 67, 68, 69, 70, 71, 72, 73, 74, 75, 76, 77, 78, 79, 80, 81, 82, 83, 84, 85, 86, 87, 88, 89, 90, 91, 92, 93, 94, 95, 96, 97, 98, 99, 100, 101, 102, 103, 104, 105, 106, 107, 108, 109, 110, 111, 112, 113, 114, 115, 116, 117, 118, 119, 120, 121, 122, 123, 124, 125, 126, 127, 128, 129, 130, 131, 132, 133, 134, 135, 136, 137, 138, 139, 140, 141, 142, 143, 144, 145, 146, 147, 148, 149, 150, 151, 152, 153, 154, 155, 156, 157, 158, 159, 160, 161, 162, 163, 164, 165, 166, 167, 168, 169, 170, 171, 172, 173, 174, 175, 176, 177, 178, 179, 180, 181, 182, 183, 184, 185, 186, 187, 188, 189, 190, 191, 192, 193, 194, 195, 196, 197, 198, 199, 200, 201, 202, 203, 204, 205, 206, 207, 208, 209, 210, 211, 212, 213, 214, 215, 216, 217, 218, 219, 220, 221, 222, 223, 224, 225, 226, 227, 228, 229, 230, 231, 232, 233, 234, 235, 236, 237, 238, 239, 240, 241, 242, 243, 244, 245, 246, 247, 248, 249, 250, 251, 252, 253, 254, 255, 256, 257, 258, 259, 260, 261, 262, 263, 264, 265, 266, 267, 268, 269, 270, 271, 272, 273, 274, 275, 276, 277, 278, 279, 280, 281, 282, 283, 284, 285, 286, 287, 288, 289, 290, 291, 292, 293, 294, 295, 296, 297, 298, 299, 300, 301, 302, 303, 304, 305, 306, 307, 308, 309, 310, 311, 312, 313, 314, 315, 316, 317, 318, 319, 320, 321, 322, 323, 324, 325, 326, 327, 328, 329, 330, 331, 332, 333, 334, 335, 336, 337, 338, 339, 340, 341, 342, 343, 344, 345, 346, 347, 348, 349, 350, 351, 352, 353, 354, 355, 356, 357, 358, 359, 360, 361, 362, 363, 364, 365, 366, 367, 368, 369, 370, 371, 372, 373, 374, 375, 376, 377, 378, 379, 380, 381, 382, 383, 384, 385, 386, 387, 388, 389, 390, 391, 392, 393, 394, 395, 396, 397, 398, 399, 400, 401, 402, 403, 404, 405, 406, 407, 408, 409, 410, 411, 412, 413, 414, 415, 416, 417, 418, 419, 420, 421, 422, 423, 424, 425, 426, 427, 428, 429, 430, 431, 432, 433, 434, 435, 436, 437, 438, 439, 440, 441, 442, 443, 444, 445, 446, 447, 448, 449, 450, 451, 452, 453, 454, 455, 456, 457, 458, 459, 460, 461, 462, 463, 464, 465, 466, 467, 468, 469, 470, 471, 472, 473, 474, 475, 476, 477, 478, 479, 480, 481, 482, 483, 484, 485, 486, 487, 488, 489, 490, 491, 492, 493, 494, 495, 496, 497, 498, 499, 500, 501, 502, 503, 504, 505, 506, 507, 508, 509, 510, 511, 512, 513, 514, 515, 516, 517, 518, 519, 520, 521, 522, 523, 524, 525, 526, 527, 528, 529, 530, 531, 532, 533, 534, 535, 536, 537, 538, 539, 540, 541, 542, 543, 544, 545, 546, 547, 548, 549, 550, 551, 552, 553, 554, 555, 556, 557, 558, 559, 560, 561, 562, 563, 564, 565, 566, 567, 568, 569, 570, 571, 572, 573, 574, 575, 576, 577, 578, 579, 580, 581, 582, 583, 584, 585, 586, 587, 588, 589, 590, 591, 592, 593, 594, 595, 596, 597, 598, 599, 600, 601, 602, 603, 604, 605, 606, 607, 608, 609, 610, 611, 612, 613, 614, 615, 616, 617, 618, 619, 620, 621, 622, 623, 624, 625, 626, 627, 628, 629, 630, 631, 632, 633, 634, 635, 636, 637, 638, 639, 640, 641, 642, 643, 644, 645, 646, 647, 648, 649, 650, 651, 652, 653, 654, 655, 656, 657, 658, 659, 660, 661, 662, 663, 664, 665, 666, 667, 668, 669, 670, 671, 672, 673, 674, 675, 676, 677, 678, 679, 680, 681, 682, 683, 684, 685, 686, 687, 688, 689, 690, 691, 692, 693, 694, 695, 696, 697, 698, 699, 700, 701, 702, 703, 704, 705, 706, 707, 708, 709, 710, 711, 712, 713, 714, 715, 716, 717, 718, 719, 720, 721, 722, 723, 724, 725, 726, 727, 728, 729, 730, 731, 732, 733, 734, 735, 736, 737, 738, 739, 740, 741, 742, 743, 744, 745, 746, 747, 748, 749, 750, 751, 752, 753, 754, 755, 756, 757, 758, 759, 760, 761, 762, 763, 764, 765, 766, 767, 768, 769, 770, 771, 772, 773, 774, 775, 776, 777, 778, 779, 780, 781, 782, 783, 784, 785, 786, 787, 788, 789, 790, 791, 792, 793, 794, 795, 796, 797, 798, 799, 800, 801, 802, 803, 804, 805, 806, 807, 808, 809, 810, 811, 812, 813, 814, 815, 816, 817, 818, 819, 820, 821, 822, 823, 824, 825, 826, 827, 828, 829, 830, 831, 832, 833, 834, 835, 836, 837, 838, 839, 840, 841, 842, 843, 844, 845, 846, 847, 848, 849, 850, 851, 852, 853, 854, 855, 856, 857, 858, 859, 860, 861, 862, 863, 864, 865, 866, 867, 868, 869, 870, 871, 872, 873, 874, 875, 876, 877, 878, 879, 880, 881, 882, 883, 884, 885, 886, 887, 888, 889, 890, 891, 892, 893, 894, 895, 896, 897, 898, 899, 900, 901, 902, 903, 904, 905, 906, 907, 908, 909, 910, 911, 912, 913, 914, 915, 916, 917, 918, 919, 920, 921, 922, 923, 924, 925, 926, 927, 928, 929, 930, 931, 932, 933, 934, 935, 936, 937, 938, 939, 940, 941, 942, 943, 944, 945, 946, 947, 948, 949, 950, 951, 952, 953, 954, 955, 956, 957, 958, 959, 960, 961, 962, 963, 964, 965, 966, 967, 968, 969, 970, 971, 972, 973, 974, 975, 976, 977, 978, 979, 980, 981, 982, 983, 984, 985, 986, 987, 988, 989, 990, 991, 992, 993, 994, 995, 996, 997, 998, 999, 1000

DI üst taraf limit: 39, DI alt taraf limit: 40

Motor1 konum: 0, Motor2 konum: 0, Motor3 konum: 0, Motor6 adım: 1250, Motor7 adım: 2950

Motor1 limit: 0, Motor2 limit: 0, Motor3 limit: 0, Motor6 konum: 50, Motor7 konum: 118

Motor6 limit: 0, Motor7 limit: 0

file path (dialog if empty): D:\OSMAN L...veri kayit.csv

Motor konum kaydetme: Off/On

LVDT Sensör ayarları

aktif/ pasif: aktif

DO Channel for AI: 38, Analog Channel: 0

h1 boşluk: 41, h2 boşluk: 66

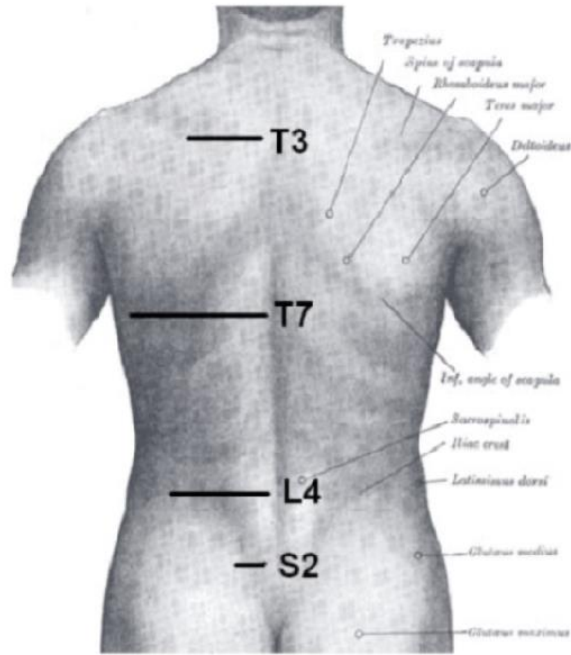
ortadaki ölçüm robu ile en yukardaki arasındaki boşluk: 41

ortadaki ölçüm robu ile en alttaki arasındaki boşluk: 66

Şekil 3.18. OmÖS yazılımı “Ayarlar” bölümü

Hasta Bilgileri Hizalama Tarama Sonuçlar Rapor Ayarlar

Bağlantı COM3 Device Name Arduino Mega Durum: Hazır STOP



Ger Stop Button

fa geri fa ileri

FA mm 35,0567 FA mm 2 35,2991

Loop Rate (Hz) 3 25

FA adım say 1412,56 Loop Rate (Hz) 34

FA adım say 2 1417,19 Loop Rate (Hz) 2FA OK Button 67

FA Baslat

Ölçüm Bölgesi

☒ Trokal Kifo ☐ Lomber Lordoz

Switch Values

switch 1 ölçüm fa 23,2185

switch 2 ölçüm f 11,1833

switch 3 ölçüm fb 34,7993

Değerleri Sıfırla

h1 yukarı loop rate h1 geri m 6 konum 67 50

h2 yukarı loop rate h2 geri m 7 konum 62 118

h1 aşağı loop rate h1 ileri h1 ölçüsü 62 50

h2 aşağı loop rate h2 ileri h2 ölçüsü 63 68

Boolean ☒

LVDT mesafe referans mesafe lvd ölçüm

9,2395 1,31104 2,65869

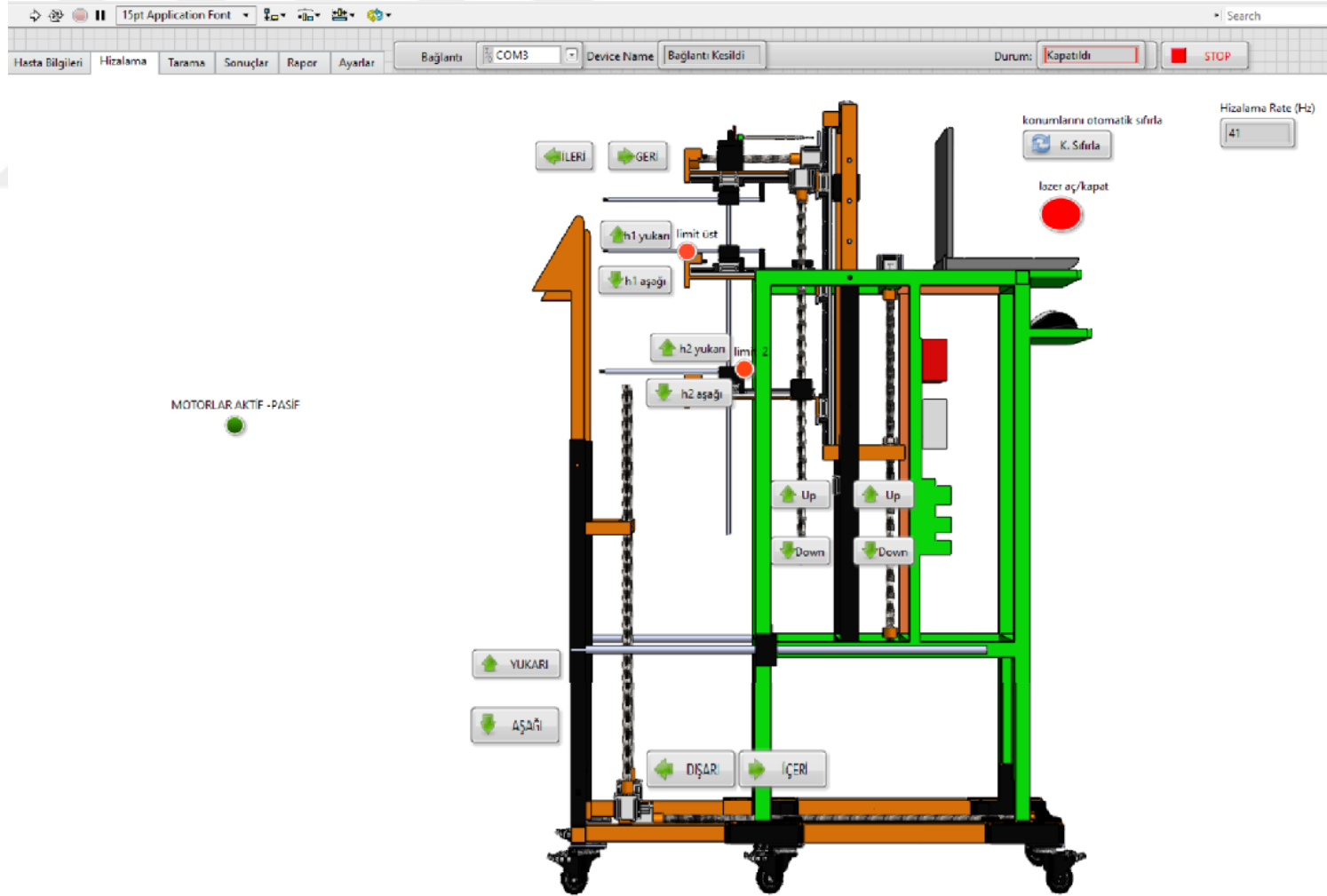
mesafe 20,00 17,50 15,00 12,50 10,00 7,50 5,00 2,50 0,00

lvdt fa 20 17,5 15 12,5 10 7,5 5 2,5 0 1,95557

lvdt f 20,00 17,50 15,00 12,50 10,00 7,50 5,00 2,50 0,00 1,09131

lvdt fb 20,00 17,50 15,00 12,50 10,00 7,50 5,00 2,50 0,00 2,71729

Şekil 3.19. OmÖS yazılımı “Tarama” bölümü



Şekil 3.20. OmÖS yazılımı “Hizalama” bölümü

Hasta Bilgileri

Hizalama

Tarama

Sonuçlar

Rapor

Ayarlar

Bağlantı

COM3

Device Name

Arduino Mega

Durum: Hazır

STOP

fa

47,1012

f1=abs(fa-f)

28,8579

f

18,2433

f2=abs(fb-f)

28,536

fb

46,7793

h1

152,22

h2

133,37

Trokal Kifoz

Step Cobb açısı: 45,6403

LVDT Cobb açısı: 44,7062

Sıfırla

Lomber Lordoz

Step Cobb açısı: 0

LVDT Cobb açısı: 0

Sıfırla

Omurga Eğrilik Açıları Genel Bilgilendirme

35° - 45° Nötr Servikal Lordoz

<35° Servikal Hipolordoz

>45° Servikal Hiperlordoz

Yochum ve Rowe (1996)

20° - 40° Nötr Torasik Kiföz

<20° Torasik Hipokiföz

>40° Torasik Hiperkiföz

Tüzün vd. (1999)

20° - 45° Nötr Lomber Lordoz

<20° Lomber Hipolordoz

>45° Lomber Hiperlordoz

Tüzün vd. (1999)

Şekil 3.21. OmÖS yazılımı “Sonuçlar” bölümü

Hasta Bilgileri
Hizalama
Tarama
Sonuçlar
Rapor
Ayarlar
Bağlantı
COM3
Device Name
Arduino Mega
Durum: Hazır
STOP

RAPOR SONUÇLARI

Omurga Eğrilik Ölçüm Sonuçları

Ad - Soyad: Em

Ölçüm Tarihi: 03.01.2025

> Trokal Bölge Eğrilik Açısı: 45,64°

> Sonuç: TORASİK HİPERKİFOZ

Kaydet

> Lomber Bölge Eğrilik Açısı: 29,63°

> Sonuç: NÖTR LOMBER LORDOZ

Kaydet

Hekim Değerlendirmesi Detaylı Açıklama (03.01.2025)

LOMBER BÖLGE eğrilik açısı normal sınırlar içindedir. TORAKAL BÖLGEDE kifoz eğrilik açısı normal sınırları olan 20 - 40 arasına gelene kadar korse ve fizik tedavi uygulamasına devam edilecektir. Hastanın ağır yük kaldırma, ani hareket etme ve ergonomi koşullarına dikkat etmesi gerekir.

Kaydet

HASTA LİSTESİ

Adı Soyadı	T.C. No	Tel. No	Yaş	Boy	Ağırlık
Emr	297	0539	31	176	85
Osm	297	0539	36	175	82
Ahn	297	0537	61	182	87
Fatih	297	0537	33	177	84
Muh	297	0536	46	173	81

TOKAL BÖLGE ÖLÇÜM SONUÇLARI VE DEĞERLENDİRMELER

Ölçüm Tarihi	Eğrilik Açısı	Hekim Değerlendirmesi	Kontrol Periyodu
03.05.2024	55,27	Korse ve fizik tedavi uygulaması	Bir ay sonra kontrol
04.06.2024	54,26	Korse ve fizik tedavi uygulaması	Bir ay sonra kontrol
07.07.2024	53,56	Korse ve fizik tedavi uygulaması	Bir ay sonra kontrol
10.08.2024	52,64	Korse ve fizik tedavi uygulaması	Bir ay sonra kontrol
09.09.2024	51,14	Korse ve fizik tedavi uygulaması	İki ay sonra kontrol
12.11.2024	48,16	Korse ve fizik tedavi uygulaması	İki ay sonra kontrol
03.01.2025	45,64	Korse ve fizik tedavi uygulaması	İki ay sonra kontrol

LOMBER BÖLGE ÖLÇÜM SONUÇLARI VE DEĞERLENDİRMELER

Ölçüm Tarihi	Eğrilik Açısı	Hekim Değerlendirmesi	Kontrol Periyodu
03.05.2024	27,78	Nötr Lomber Lordoz	
04.06.2024	28,45	Nötr Lomber Lordoz	
07.07.2024	29,56	Nötr Lomber Lordoz	
10.08.2024	28,23	Nötr Lomber Lordoz	
09.09.2024	30,12	Nötr Lomber Lordoz	
12.11.2024	29,45	Nötr Lomber Lordoz	
03.01.2025	29,63	Nötr Lomber Lordoz	

Hastanın Sürekli Kullandığı İlaç / Geçirdiği Cerrahi Operasyonlar

Hasta omurga bölgesinde herhangi bir cerrahi operasyon geçirmemiştir. Sürekli kullandığı bir ilaç bulunmamaktadır.

PDF olarak Kaydet

Raporu Yazdır

Şekil 3.22. OmÖS yazılımı “Rapor” bölümü



SÜLEYMAN DEMİREL ÜNİVERSİTESİ
MAKİNE MÜHENDİSLİĞİ BÖLÜMÜ
OMURGA EĞRİLİĞİ ÖLÇÜM SİSTEMİ (OmÖS)



OmÖS V3 (2025)

Hasta Bilgileri

Rapor Tarihi: 3.01.2025 10:25

Adı Soyadı	T.C. No	Tel. No	Yaş	Boy	Ağırlık
Emi	29	0539 2	31	176	85

TROKAL BÖLGE ÖLÇÜM SONUÇLARI VE DEĞERLENDİRMELER

Ölçüm Tarihi	Eğrilik Açısı	Hekim Değerlendirmesi	Kontrol Periyodu
3.05.2024	55,27	Korse ve fizik tedavi uygulaması	Bir ay sonra kontrol
4.06.2024	54,26	Korse ve fizik tedavi uygulaması	Bir ay sonra kontrol
7.07.2024	53,56	Korse ve fizik tedavi uygulaması	Bir ay sonra kontrol
10.08.2024	52,64	Korse ve fizik tedavi uygulaması	Bir ay sonra kontrol
9.09.2024	51,14	Korse ve fizik tedavi uygulaması	İki ay sonra kontrol
12.11.2024	48,16	Korse ve fizik tedavi uygulaması	İki ay sonra kontrol
3.01.2025	45,64	Korse ve fizik tedavi uygulaması	İki ay sonra kontrol

LOMBER BÖLGE ÖLÇÜM SONUÇLARI VE DEĞERLENDİRMELER

Ölçüm Tarihi	Eğrilik Açısı	Hekim Değerlendirmesi	Kontrol Periyodu
3.05.2024	27,78	Nötr Lomber Lordoz	
4.06.2024	28,45	Nötr Lomber Lordoz	
7.07.2024	29,56	Nötr Lomber Lordoz	
10.08.2024	28,23	Nötr Lomber Lordoz	
9.09.2024	30,12	Nötr Lomber Lordoz	
12.11.2024	29,45	Nötr Lomber Lordoz	
3.01.2025	29,63	Nötr Lomber Lordoz	

Hastanın Sürekli Kullandığı İlaç / Geçirdiği Cerrahi Operasyonlar

Hasta omurga bölgesinde herhangi bir cerrahi operasyon geçirmemiştir.
Sürekli kullandığı bir ilaç bulunmamaktadır.

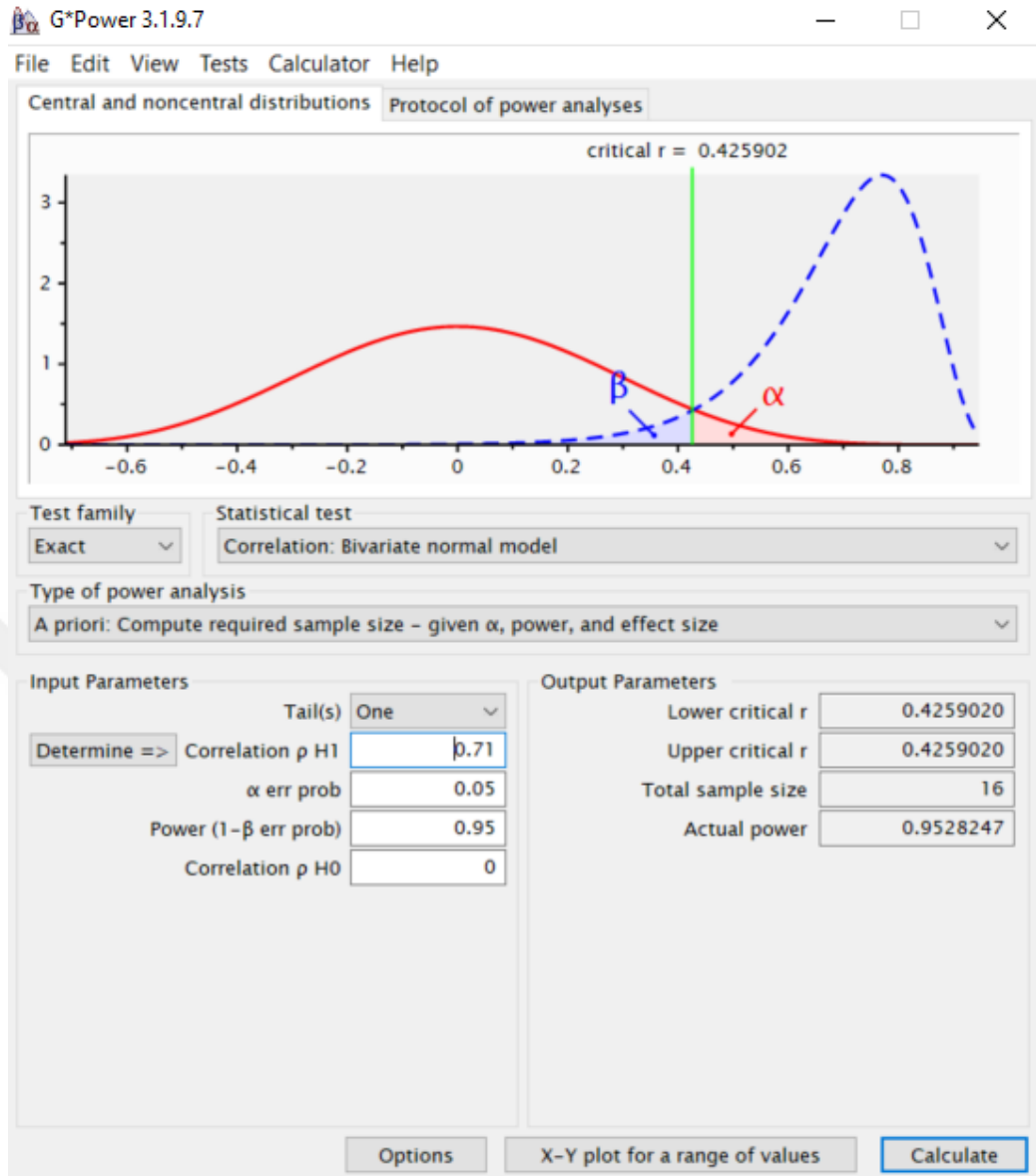
Hekim Değerlendirmesi Detaylı Açıklama (03.01.2025)

LOMBER BÖLGE eğrilik açısı normal sınırlar içesindedir. TORAKAL BÖLGEDE kifoz eğrilik açısı normal sınırları olan 20 - 40 arasına gelene kadar korse ve fizik tedavi uygulamasına devam edilecektir. Hastanın ağır yük kaldırma, ani hareket etme ve ergonomi koşullarına dikkat etmesi gerekir.

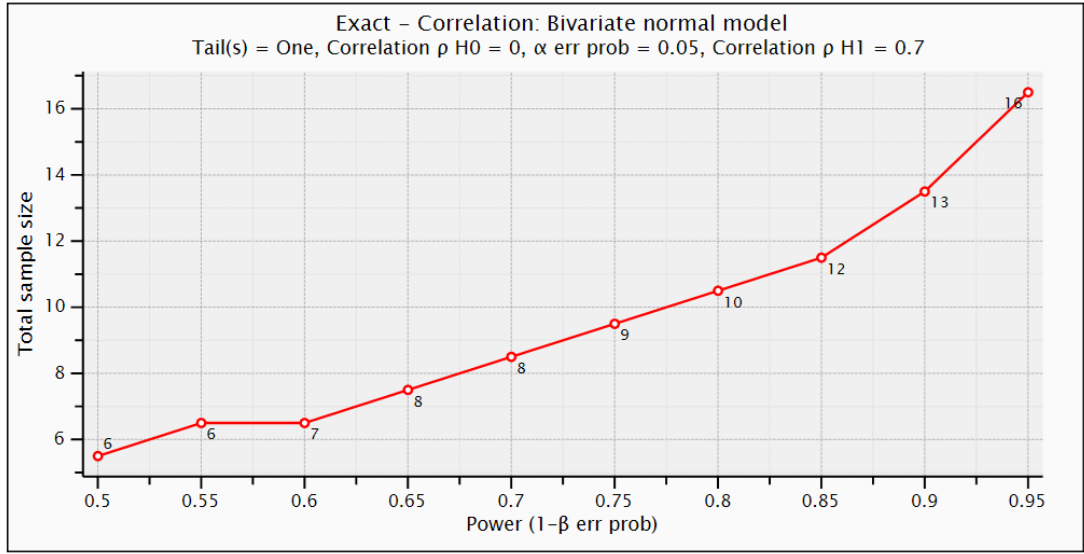
Şekil 3.23. OmÖS yazılımı “Rapor” bölümü çıktısı örneği

4. DENEYSEL ÇALIŞMA

Deneysel çalışmalar iki aşamadan oluşmaktadır. İlk aşama omurga modeli üzerinde gerçekleştirilen ölçüm çalışmalarını, ikinci aşama ise gönüllü katılımcılar üzerinde gerçekleştirilen ölçüm çalışmalarını içermektedir. Her iki aşamada minimum örneklem büyüklüğünü hesaplamak için Heinrich Heine Üniversitesi tarafından sağlanan G*Power programı kullanılmıştır (Faul vd., 2009.). G*Power program analizinde torakal ve lomber eğrilik açısı ölçümünde arkometre ve Debrunner kifometre kullanılarak elde edilen sonuçlarla lateral omurga röntgeni kullanılarak elde edilen sonuçlarının karşılaştırıldığı iki çalışmada [Chaise vd., 2011, Todd vd., 2015) 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 omurga modeli için 20, gönüllü katılımcılar için 16 örneklem olacak şekilde ölçüm çalışması oluşturulmuştur. Belirlenen test gücüne göre omurga modeli ve gönüllü katılımcı minimum test sayısı için G*Power programı sonuçları Şekil 4.1 ve 4.2 'de gösterilmektedir.



Şekil 4.1. G*Power programı ile deneysel çalışmada gerekli olan örneklem büyüklüğünün hesaplanması (Faul vd., 2009)



Şekil 4.2. Test gücü- örneklem büyüklüğü ilişkisi (Faul vd., 2009)

4.1. Omurga Modeli Ölçümleri

Tez çalışması kapsamında tasarlanan ve protipi oluşturulan OmÖS'ün ilk aşama ölçüm çalışmaları için eğriliği değiştirilebilen omurga modeli kullanılmıştır (Şekil 4.3). Omurga modelinin mekanik yapısı röntgen çekimlerinde kullanılan ideal ayakta duruş pozisyon durumuna göre oluşturulmuş (Marks vd., 2009; Suzuki vd., 2010; Sieh vd., 2018), 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 (Ecerkale, 2006). Omurga modeli üzerinde bulunan ayarlama kolları ile torakal ve lomber bölgede istenilen eğrilik açıları elde edilebilmektedir. Model üzerinde ayarlanan torakal ve lomber bölge eğriliklerinin başlangıç ve bitiş omurlarına cetvel yardımıyla çizilen dik doğruların kesiştiği bölgeler GnM ile ölçülmüş ve model üzerinde torakal ve lomber eğrilik açıları elde edilmiştir.



Şekil 4.3. Omurga modeli

4.1.1. Ölçüm prosedürü

Omurga modeli üzerinde ayarlanmış 20 farklı torakal ve lomber eğrilik açısı, gonyometre (GnM), inklinometre (İnM) ve OmÖS kullanılarak ölçülmüş ve elde edilen ölçüm sonuçları referans değerler olarak kabul edilen GnM eğrilik açılarıyla karşılaştırılmıştır.

OmÖS'ün omurga modeli üzerinde gerçekleştirilecek ilk aşama ölçüm çalışması, üç farklı kontrolü mümkün kılacak şekilde düzenlenmiştir. Bunlar sırasıyla aşağıda verilmektedir:

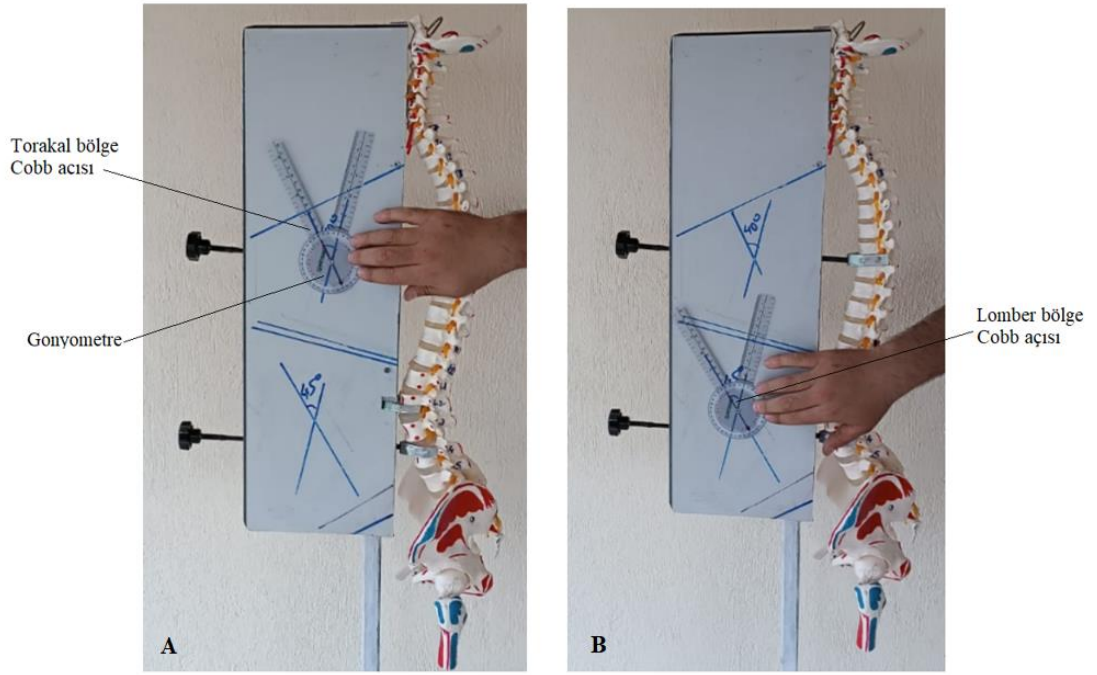
1. OmÖS StM eğrilik açısı ölçüm verileriyle OmÖS LVDT eğrilik açısı ölçüm verilerinin karşılaştırılmasına dayalı OmÖS cihaz içi kalibrasyon kontrolü
2. GnM eğrilik açısı ölçüm verileriyle OmÖS eğrilik açısı ölçüm verilerinin karşılaştırılmasına dayalı OmÖs kontrolü

3. GnM eğrilik açısı ölçüm verileriyle İnM eğrilik açısı ölçüm verilerinin karşılaştırılmasına dayalı dolaylı OmÖS kontrolü

Omurga modelinin lateral görünümü ile lateral omurga röntgeni, her ikisinde ölçüm için kullanılacak vertebralar 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 düşünüldük ilk aşama ölçüm çalışmasında eğrilik açısı karşılaştırmalarında GnM ile ölçülen eğrilik açıları referans kabul edilmiştir.

4.1.2. GnM ölçümleri

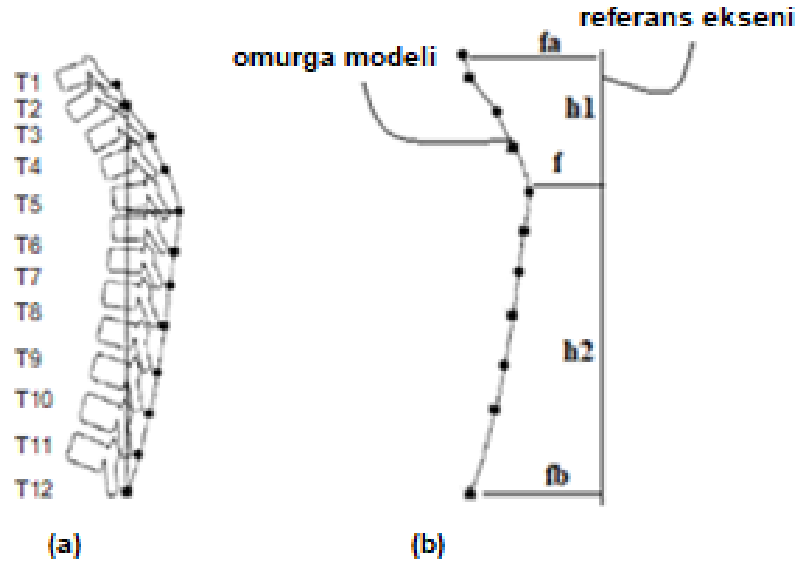
Omurga modeli üzerinde gerçekleştirilen GnM ölçümlerinde önceden hazırlanmış beyaz tahta üzerinde T1 alt uç plakasına ve T12 alt uç plakasına paralel çizilen çizgilerin kesiştikleri bölge arasında kalan açı (Şekil 4.4a) torakal eğrilik açısı, L1 üst uç plakasına ve L5 alt uç plakasına paralel çizilen çizgilerin kesiştikleri bölge arasında kalan açı (Şekil 4.4b) lomber eğrilik açısı olarak alınmıştır (Harrison vd., 2001; Vrtovec vd., 2009).



Şekil 4.4. Omurga modeli üzerinde GnM ile Cobb açısı ölçümleri (a) torakal bölge (b) lomber bölge.

4.1.3. OmÖS ölçümleri

Bilgisayarda oluşturulan OmÖS yazılımında omurga torakal ve lomber eğrilik açılarının hesaplanabilmesi için f , f_a , f_b , h_1 ve h_2 parametreleri şeklinde ifade edilen beş farklı ölçüm verisine ihtiyaç bulunmaktadır. Şekil 4.5' de açı hesabında gerekli olan beş parametre torakal bölge için gösterilmektedir.



Şekil 4.5. (a) Torakal bölge vertebralarının yandan görünümü (b) Torakal eğrilik açısının hesabında kullanılan parametreler (Chaise vd., 2011)

OmÖS yazılımında torakal ve lomber eğrilik açıları Chaise vd. (2011) tarafından geliştirilen 4.1-4.5 numaralı denklemler kullanılarak hesaplanmaktadır. 4.1-4.5 numaralı denklemlerin elde edilişi EK C' de anlatılmaktadır.

$$f_1 = f_a - f \quad (4.1)$$

$$f_2 = f_b - f \quad (4.2)$$

$$\varphi_1 = \left| 180 - 2\arctan\left(\frac{h_1}{f_1}\right) \right| \quad (4.3)$$

$$\varphi_2 = \left| 180 - 2\arctan\left(\frac{h_2}{f_2}\right) \right| \quad (4.4)$$

$$\theta = \varphi_1 + \varphi_2 \quad (4.5)$$

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

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

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

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

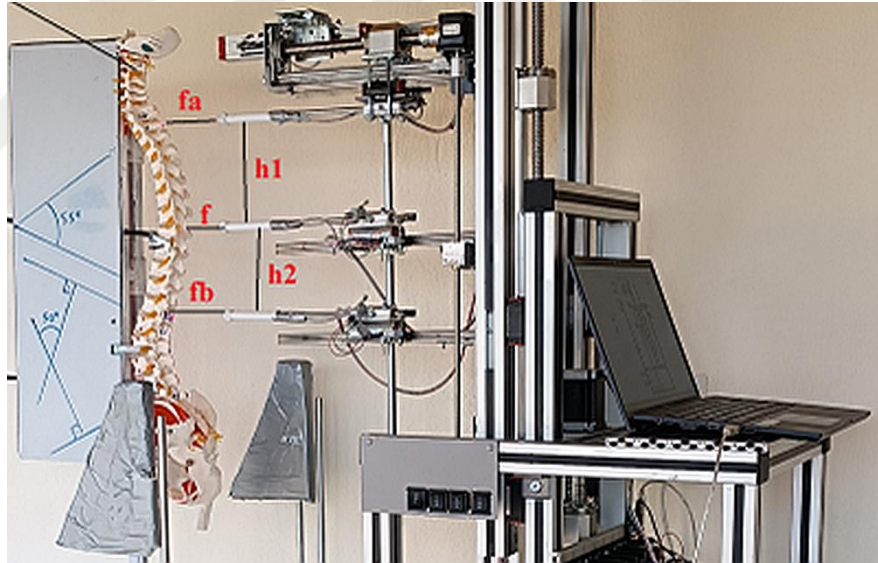
h_2 : eğriliğin bitiş vertebra ile en tepe/en dip vertebra arasındaki dikey mesafe (mm)

φ_1 : eğriliğin başlangıç vertebra ile en tepe/en dip vertebra arasındaki yaya karşılık gelen açı (°)

φ_2 : eğriliğin bitiş vertebraşı ile en tepe/en dip vertebraşı arasındaki yaya karşılık gelen açı (°)

θ : eğrilik açısı (°)

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 proses konumları ile bu bölge içinde eğriliğin en tepe noktasını oluşturan vertebra spinöz proses konumu (Şekil 4.6), lomber bölgede ise L1 ve L5 vertebra spinöz proses konumları ile bu bölge içinde eğriliğin en dip noktasını oluşturan vertebra spinöz proses konumu işaretlenmiştir. OmÖS ölçüm problemlerinin her biri ucuna eklenmiş nokta lazer yardımıyla omurga modeli üzerinde işaretlenmiş olan ölçüm yapılacak vertebra spinöz proseslere dikey olarak hizalanmış ve yatay hareket ettirilerek teması sağlanmıştır.



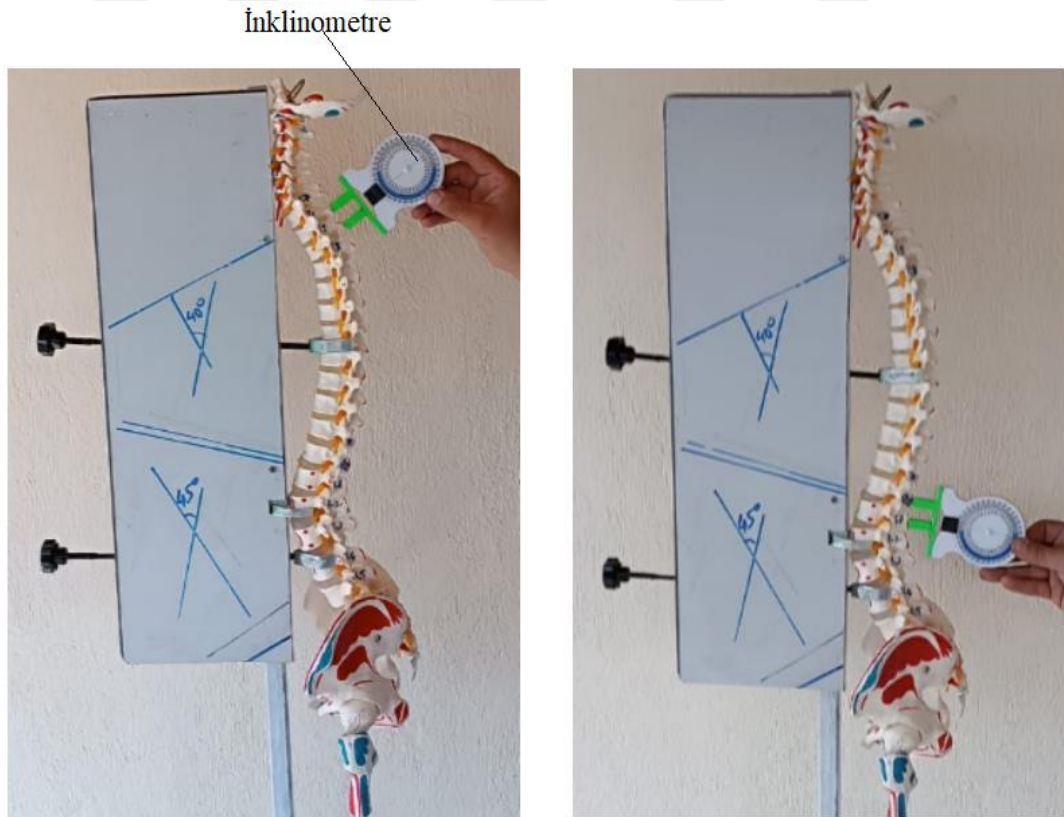
Şekil 4.6 Torakal eğrilik açısının OmÖS ile ölçümü

Referans eksenine göre ölçüm problemlerinin spinöz proseslere temas ettikleri andaki konumları, ölçüm problemlerini dikey ve yatay ekseninde 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.

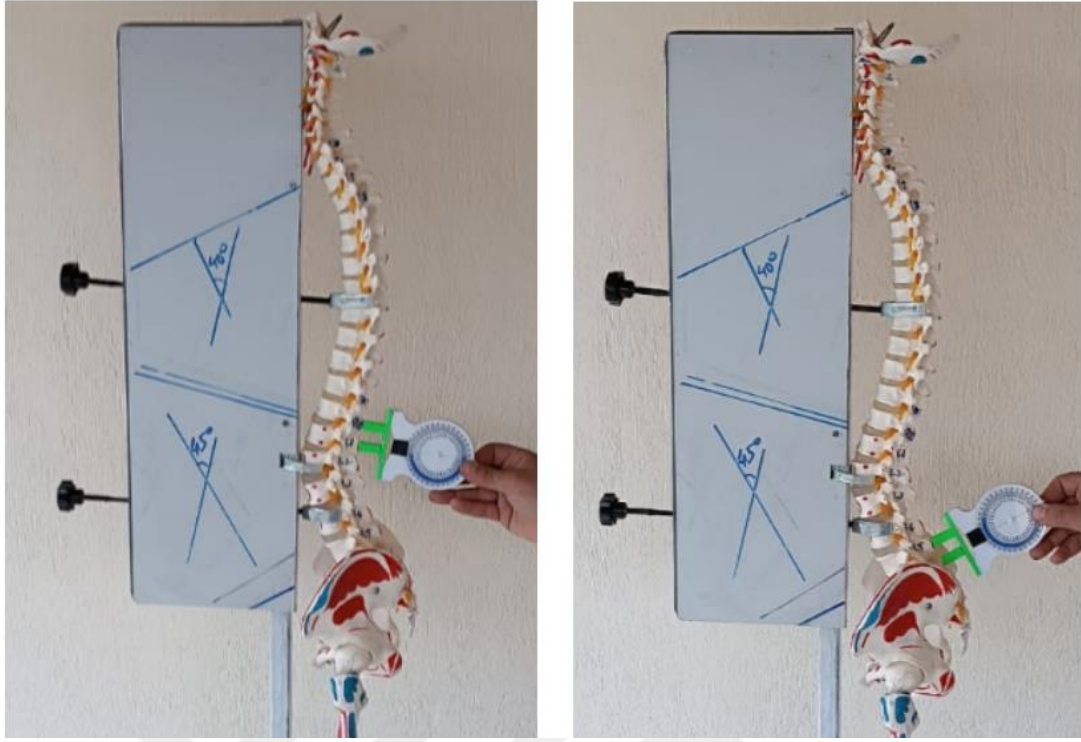
OmÖS'ün omurga modeli üzerinde uygulanması ile insan üzerinde uygulanması arasındaki fark, insanın kollarının öne doğru omuzla 30° açıda ve ellerinin omuzlara dokunur şekilde ayakta duruşunun sağlanması ve ölçüm için kullanılacak üç vertebra spinöz prosesinin insan derisi üzerinden palpasyon (elle muayene)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

4.1.4. İnM ölçümleri

Omurga modeli üzerinde gerçekleştirilen İnM ölçümlerinde torakal eğrilik açısı, T1 ve T2 vertebra spinöz prosesleri kullanılarak ölçülen açı ile T12 ve L1 vertebra spinöz prosesleri kullanılarak ölçülen açının toplanması ile elde edilmiştir (Şekil 4.7). Lomber eğrilik açısı ise T12 ve L1 vertebra spinöz prosesleri kullanılarak ölçülen açı ile L5 ve S1 vertebra spinöz prosesleri kullanılarak ölçülen açının toplanması ile elde edilmiştir (Şekil 4.8) (Lewis ve Valentine, 2010).



Şekil 4.7. Omurga modeli üzerinde İnM ile torakal eğrilik açısının ölçülmesi



Şekil 4.8. Omurga modeli üzerinde İnM ile lomber eğrilik açısının ölçülmesi

4.2. Gönüllü Katılımcı Ölçümleri

Çalışmaya yaş ortalaması 43,5 (SS=3,71) yıl, vücut ağırlığı 79,56 kg (SS=3,88) ve boyu 171,75 cm (SS=2,99) olan 16 gönüllü katılımcı dahil edilmiştir. Vertebral kırığı bulunanlar, bağımsız olarak ayakta duramayanlar, düşük röntgen görüntü kalitesi veya obstrüktif omurga implantları nedeniyle ölçüm yapılamayan katılımcılar çalışmaya dahil edilmemiştir.

4.2.1. Ölçüm prosedürü

Geliştirilen OmÖS'ün güvenilir sonuçlar verip vermediğini belirlemek için gönüllü katılımcılar üzerinden veri toplama işlemi dört farklı kontrolü mümkün kılacak şekilde düzenlenmiştir. Bunlar sırasıyla aşağıda verilmektedir:

1. OmÖS StM eğrilik açısı ölçüm verileriyle OmÖS LVDT eğrilik açısı ölçüm verilerinin karşılaştırılmasına dayalı OmÖS cihaz içi kalibrasyon kontrolü
2. RaG eğrilik açısı ölçüm verileri ile OmÖS eğrilik açısı ölçüm verilerinin karşılaştırılmasına dayalı OmÖS geçerlilik kontrolü

3. RaG eğrilik açısı ölçüm verileriyle İnM eğrilik açısı ölçüm verilerinin karşılaştırılmasına dayalı dolaylı OmÖS geçerlilik kontrolü
4. Aynı değerlendirici tarafından iki hafta arayla gerçekleştirilen OmÖS StM ve OmÖS StM (tekrar) eğrilik açısı ölçüm verilerinin karşılaştırılmasına dayalı OmÖS değerlendirici içi tekrarlanabilirlik kontrolü

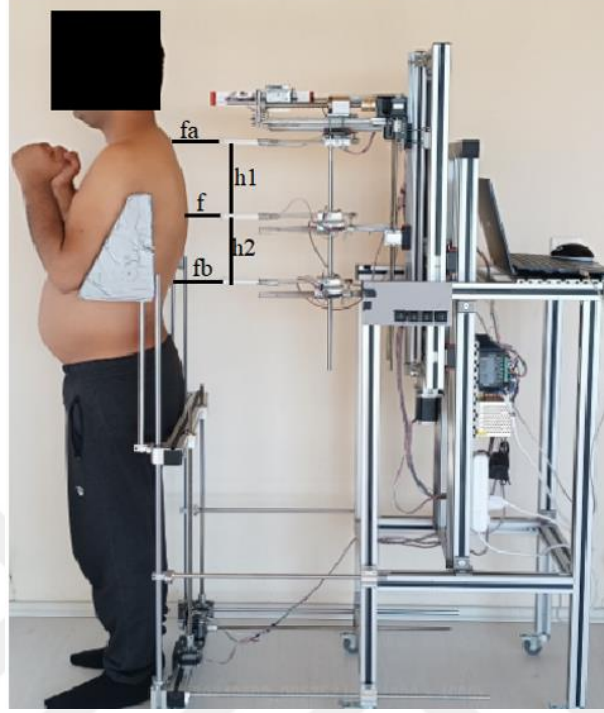
Deneyssel çalışmalarda OmÖS otomatik ölçüm yaptığı için değerlendiriciler arası tekrarlanabilirlik kontrolü yapılmamıştır. Başlangıçta çalışmaya gönüllü olarak dahil olmaları için davet edilen katılımcılara çalışmanın amacı hakkında bilgi verilmiş, daveti kabul edenlere gönüllü katılımcı onay formları imzalatılmıştır (EK D).

Katılımcıların öncelikle röntgen çekimlerini ve OmÖS’le ölçümelerini yapmadan önce ideal ayakta duruş için kol ile gövde açısının 30 derece kollar bükük olacak şekilde, dizler düz, ayaklar paralel ve kafa dik karşıya bakar pozisyonda durmaları gerektiği bilgilendirmesi yapılmıştır (Şekil 4.9). Bu şekilde duruş pozisyonunun uygulanmasının amacı humerusun omurga görüntüsünü engellememesi ve daha net bir görüntüsü elde edilmesidir (Leroux vd., 2000).



Şekil 4.9. Lateral röntgen çekimi için ideal duruş pozisyonu

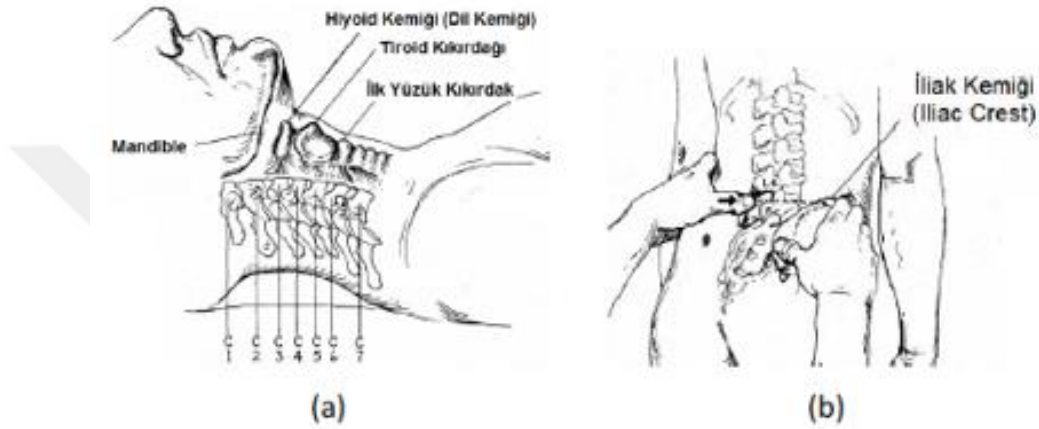
Röntgen çekimlerinde uygulanan ayakta duruş pozisyonu OmÖS ve İnM ölçümlerinde de uygulanmıştır (Şekil 4.10).



Şekil 4.10. OmÖS ölçümü için ideal duruş pozisyonu

OmÖS ve İnM ölçümleri için omurga üzerindeki vertebra spinöz prosesleri Hoppenfeld metodu olarak adlandırılan palpasyon (elle muayene) ile tespit edilmiş ve konum işaretlemeleri yapılmıştır. Torakal bölge T1 ölçüm başlangıç vertebraasını bulabilmek için servikal bölgede yer alan Şekil 4.11a’ da gösterilen C7 vertebra spinöz prosesi referans olarak alınmış, sonrasında C7’ nin altında yer alan T1 vertebra spinöz prosesi işaretlenmiştir. C7 vertebra spinöz prosesinin omurga üzerinde en sivri vertebra olmasından ve bulunduğu bölgede herhangi bir kas dokusu geçmemesinden dolayı palpasyon ile yerinin tespiti kolaydır. Lomber bölge L5 ölçüm bitiş vertebraasını bulabilmek için iliak kemiğinden yararlanılmıştır. İliak kemiğinin üst kısmı ile L4-L5 arası boşluk dikey olarak aynı hizadadır. Öncelikle iliak kemiğinin üst kısmı her iki tarafta sağ ve sol el parmakları ile bulunmuş ve başparmak ile aynı hizada omurga hattına dokunularak L4-L5 arası boşluk tespit edilmiştir. Bu boşluğun hemen üstündeki L4 vertebra spinöz prosesi ile hemen altındaki L5 vertebra spinöz prosesi yine palpasyon yöntemiyle tespit edilmiştir (Şekil 4.11b) (Hoppenfeld 1976). Daha sonra torakal ve lomber bölge ölçümlerini birbirinden ayırmak için T12 vertebra

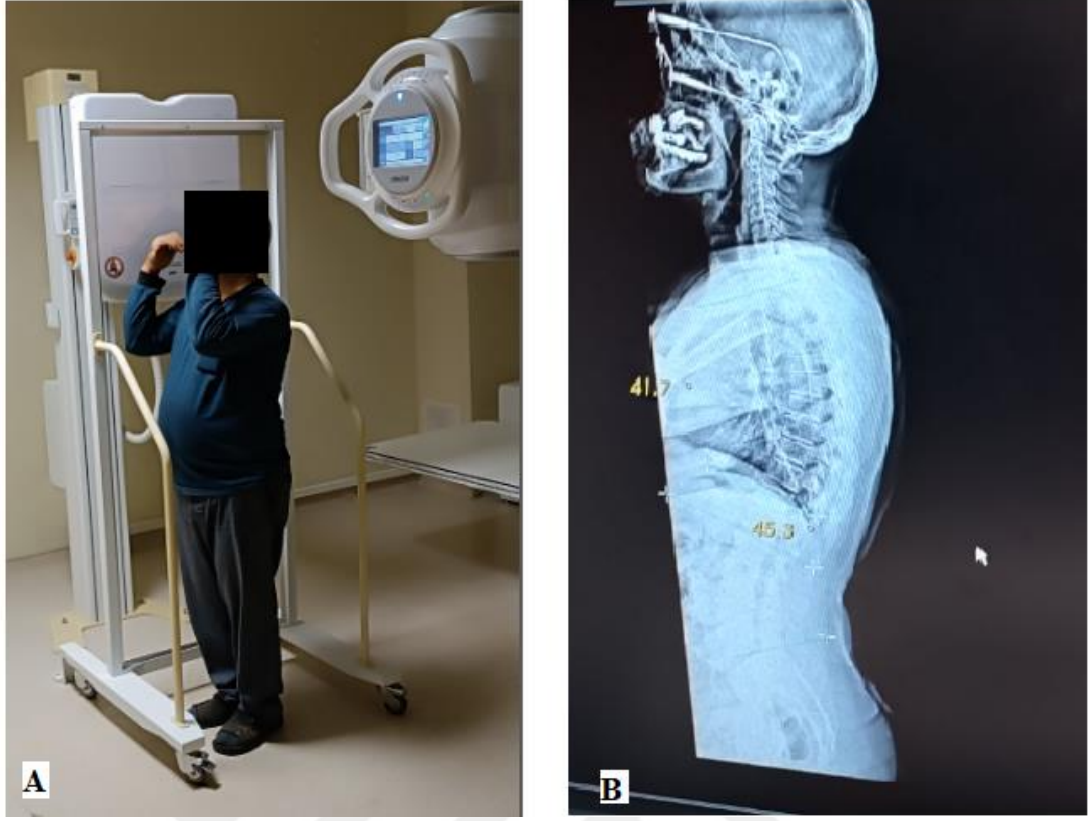
spinöz prosesi sağ ve sol tarafta bulunan en alt kaburga kemikleri sağ ve sol el parmakları ile tespit edilerek ve başparmak ile aynı hizada omurga hattına dokunularak L1 vertebra spinöz prosesi tespit edildikten sonra bir üst vertebra olan T12 vertebra spinöz prosesi işaretlenmiştir. Son olarak OmÖS ölçümleri için cetvel yardımı ile torakal bölgede sagittal plandan bakıldığında en üstte yer alan vertebra spinöz prosesi ile lomber bölgede en dip vertebra spinöz prosesi işaretlenerek katılımcılar OmÖS ve İnM ölçümleri için hazır hale getirilmiştir.



Şekil 4.11. (a) C7 spinöz prosenin servikal omurga ve boğazdaki konumu, (b) palpasyon yöntemiyle L4 ve L5 spinöz proseslerin tespiti (Hoppenfeld, 1976)

4.2.2. RaG ölçümleri

Katılımcıların lateral röntgen çekimleri yapıldıktan sonra ortopedi uzmanı tarafından torakal ve lomber bölge Cobb açısı değerleri, Akgun PACS V4.5.0.0 yazılımı kullanılarak belirlenmiştir (Şekil 4.12a ve b). Omuz kasları üst torakal vertebraların görünümünü genellikle engellediği için torakal bölge Cobb açısı ölçümünde T1 yerine T4 vertebra kullanılmaktadır (Harrison vd., 2001). Bu çalışmada katılımcıların lateral röntgen görüntülerinde T1 vertebraasının görünümü engellenmediği için torakal Cobb açısı ölçümünde başlangıç vertebra olarak T4 değil T1 kullanılmıştır. T1 alt uç plakasına ve T12 alt uç plakasına paralel çizilen çizgilerin kesiştikleri bölge arasında kalan açı torakal Cobb açısı, L1 üst uç plakasına ve L5 alt uç plakasına paralel çizilen çizgilerin kesiştikleri bölge arasında kalan açı lomber Cobb açısı olarak kabul edilmiştir (Harrison vd., 2001, Vrtovec vd., 2009).

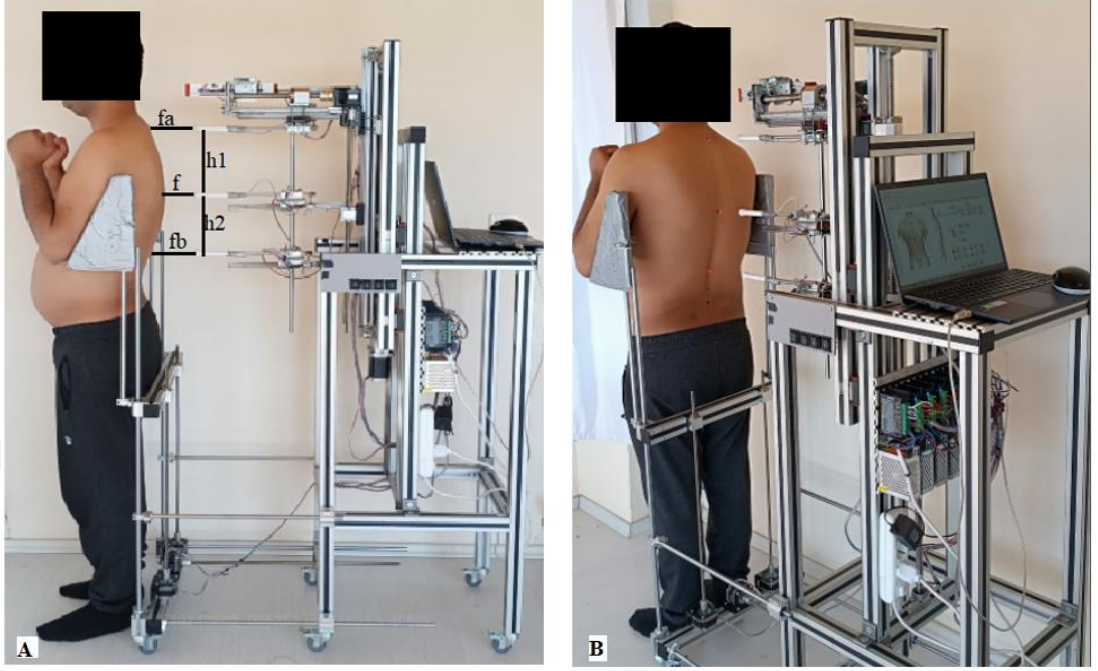


Şekil 4.12. (a) Gönüllü katılımcı lateral röntgen çekimi, (b) Cobb açısı ölçümü

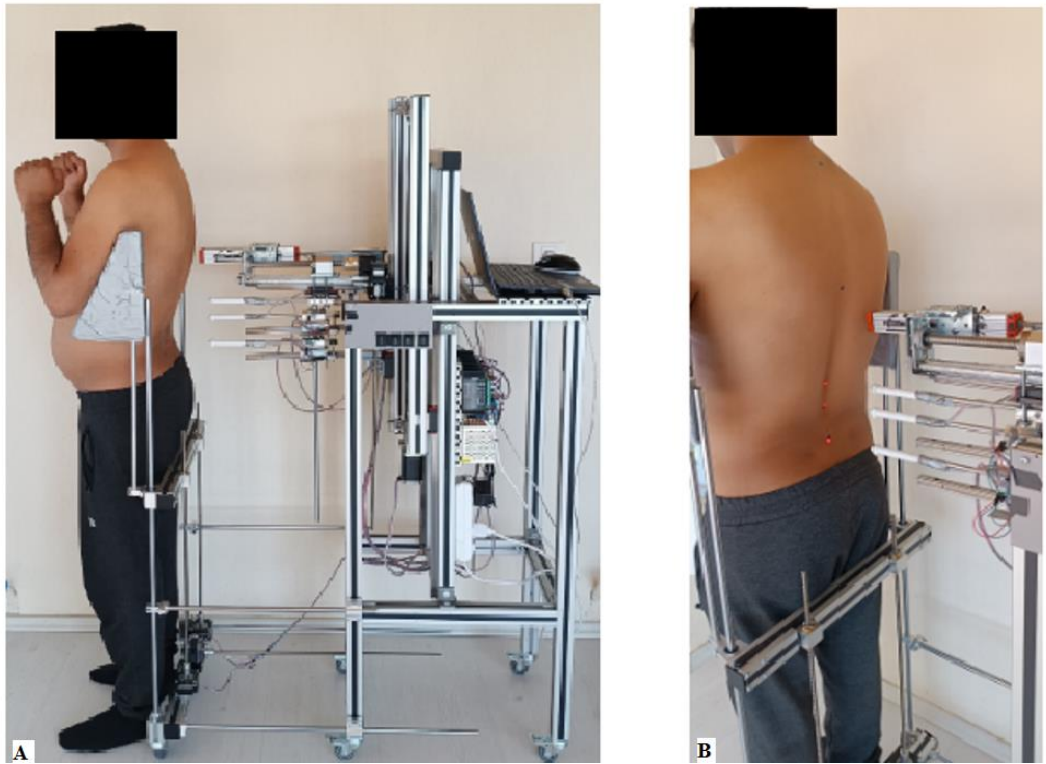
4.2.3. OmÖS ölçümleri

Torakal ve lomber eğrilik açılarının çıkarımında Denklem 4.1-4.5' de verilen matematiksel bağıntılar kullanılmıştır. Bu bağıntılarda yer alan parametrelerin OmÖS ile elde edilebilmesi için röntgen çekimi yapan uzman tarafından gönüllü katılımcıların torakal bölgede T1 ve T12 spinöz proses konumları ile bu bölge içinde eğriliğin tepe noktasını oluşturan vertebra spinöz proses konumu, lomber bölgede ise L1 ve L5 spinöz proses konumları ile bu bölge içinde eğriliğin dip noktasını oluşturan vertebra spinöz proses konumu işaretlenmiştir. OmÖS ile ölçüm için katılımcılar öncelikle ayakta duruş platformundan destek alarak ideal duruş pozisyonuna getirilmişler, daha sonra önceden işaretlenen vertebra spinöz proses konumlarına nokta lazerlerle ölçüm problemleri hizalanmıştır. Ölçüm problemleri torakal bölgede işaretlenen T1 ve T12 spinöz proses konumları ile bu bölge içinde eğriliğin tepe noktasını oluşturan vertebra spinöz proses konumuna hareket ettirilmiş ve işaretlenen noktalara temas ettikleri anda f_a , f_b , f , h_1 ve h_2 parametrelerinin otomatik olarak ölçülmesi sağlanmıştır (Şekil 4.13). Torakal bölgede uygulanan prosedürler lomber bölge için tekrarlanarak aynı parametreler elde edilmiştir (Şekil 4.14). OmÖS ile

ölçüm esnasında StM ve LVDT ölçüm verileri eş zamanlı alınarak cihaz içi kalibrasyon kontrolünde kullanılmıştır.



Şekil 4.13. OmÖS ile gönüllü katılımcı torakal eğrilik açısı parametrelerinin ölçülmesi



Şekil 4.14. OmÖS ile gönüllü katılımcı lomber eğrilik açısı parametrelerinin ölçülmesi

4.2.4. İnM ölçümleri

RaG ve OmÖS ile ölçümleri yapılan gönüllü katılımcıların ideal duruş pozisyonunda kalmaları sağlanmış ve İnM ölçümlerinde torakal eğrilik açısı için T1-T2 ve T12- L1 vertebra spinöz proseslerinden elde edilen açılar (Şekil 4.15), lomber eğrilik açısı için T12-L1 ve L5-S1 vertebra spinöz proseslerinden elde edilen açılar (Şekil 4.16) toplanmıştır (Lewis ve Valentine, 2010).



Şekil 4.15. İnM ile gönüllü katılımcı torakal eğrilik açısı ölçümü



Şekil 4.16. İnM ile gönüllü katılımcı lomber eğrilik açısı ölçümü

4.3. Ölçüm Verilerinin İstatistiksel Analizi

IBM SPSS Statistics 29.0 yazılımı kullanılarak çalışmanın ilk aşamasında omurga modeli üzerinde gerçekleştirilen GnM eğrilik açısı ölçüm sonuçları ile OmÖS ve İnM eğrilik açısı ölçüm sonuçlarının, ikinci aşamasında gönüllü katılımcılar üzerinde gerçekleştirilen RaG eğrilik açısı ölçüm sonuçları ile OmÖS ve İnM eğrilik açısı ölçüm sonuçlarının istatistiksel analizi ve karşılaştırılması gerçekleştirilmiştir.

Çalışmanın her iki aşamasında her bir ölçüm yöntemi için örneklem sayısı 50'in altında olduğu için öncelikle ölçüm sonuçlarının normalliği Shapiro–Wilk testi kullanılarak kontrol edilmiştir. Bir veri setinin normal dağılımdan gelip gelmediğine dair istatistiksel testlerin yanında grafiksel yöntemlerden de faydalanılır. Bunlardan en yaygın olarak kullanılanı Q-Q grafiğidir. Q-Q grafiğinde veriler düz bir doğru etrafında yayılım gösterdiğinde, veri setinin dağılımının normal olduğu sonucuna varılır. Bu çalışmada Shapiro–Wilk testine ilaveten aynı amaçla grafiksel yöntem olan Q-Q grafiği de kullanılmıştır.

Omurga modeli ölçümlerinde referans kabul edilen GnM ölçüm sonuçları ile İnM ve OmÖS ölçüm sonuçları arasındaki, gönüllü katılımcı ölçümlerinde referans kabul

edilen RaG ölçüm sonuçları ile İnM ve OmÖS ölçüm sonuçları arasındaki ilişkiyi değerlendirmek ve OmÖS ölçümlerini doğrulamak amacıyla parametrik değişkenler için kullanılan Pearson korelasyon testi uygulanmıştır. Pearson korelasyon testi sonucunda elde edilen çizelgede bakılması gereken yer, Pearson Correlation satırındaki korelasyon katsayısı (r) ve Sig. satırındaki anlamlılık (p) değeridir. Korelasyon katsayı (r) aralığı çok yüksek (0,90–1,00), yüksek (0,70-0,90), orta (0,50-0,70), zayıf (0,30-0,50) ve çok zayıf (0,00-0,30) olarak değerlendirilmiştir (Hinkle vd., 2002). Anlamlılık düzeyi $p < 0,05$ olarak belirlenmiştir. Pearson korelasyon testinden önce eğrilik açısı ölçüm sonuçlarının saçılım grafikleri çizilerek doğrusallık kontrolü gerçekleştirilmiştir. Korelasyon testi, değişkenler arasındaki ilişkinin gücünü ve yönünü belirlemek için kullanılır. Korelasyon, iki değişken arasındaki ilişkinin doğrusallığını ölçer ve -1 ile +1 arasında değer alır. Pozitif korelasyon, iki değişken arasındaki ilişkinin doğru orantılı olduğunu gösterir. Negatif korelasyon ise iki değişken arasındaki ilişkinin ters orantılı olduğunu gösterir.

Farklı yöntemlerle elde edilen eğrilik açısı sonuçları arasında istatistiksel olarak anlamlı olan güçlü ya da çok yüksek bir pozitif doğrusal ilişki elde edilmiş olması durumunda, Pearson korelasyonu katsayısı (r) sadece ölçülen değişkenler arasındaki ilişkiyi gösterdiğinden, eğrilik açısı sonuçları arasındaki uyuma da bakılması gerekmektedir. Çünkü veriler arasında yüksek bir pozitif doğrusal ilişkinin olması Bland ve Altman' a göre yüksek düzeyde bir uyumun ortaya çıkacağı anlamına gelmemektedir (Bland ve Altman, 1986). Bundan dolayı farklı yöntemlerle elde edilen eğrilik açısı sonuçları arasındaki uyumu doğrulamak için Bland ve Altman tarafından önerilen istatistiksel analiz uygulanmıştır. 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 tutarlılığı değerlendirmek için kullanılan istatistiksel bir yöntem olup Bland-Altman grafiği kullanır. Bland-Altman grafiği, ölçümler arasındaki farklarla ölçümlerin ortalamalarını karşılaştıran ve sonucu görsel olarak gösteren bir grafiğdir. Eğrinin dikey eksen, iki yöntem arasındaki farkı ($Y1 - Y2$) temsil ederken, yatay eksen ise bu farkların ortalamasını $[(Y1 + Y2)/2]$ gösterir. Dolayısıyla, her veri noktası, ölçümler arasındaki farkı ve farkı alınan ölçümlerin ortalamasını belirtir. 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,

klirik gerekliliğe ve/veya diğer tasarımı ve kullanım hedeflerine dayanarak belirlenmesi gerekmektedir.

Literatürde torakal ve lomber eğrilik açıları için klinik olarak kabul edilebilir farklılık sınırları ile ilgili 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°-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 (Youdas vd., 1995). Polly vd. (1996) 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. Hicks vd. (2006) 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. Norton vd. (2002) inklinometre ve koordinat ölçümüne dayalı dijital sistem kullanarak gerçekleştirdikleri lomber eğrilik açısı ölçüm çalışmalarında, iki yöntemin sonuçları arasında 3°-10° arasında fark bulmuşlardır. Bu çalışmada, Ortopedi ve Travmatoloji Uzmanı Prof.Dr. Halil Burç ile yapılan kişisel görüşmede (Burç, H., 2024), önceki çalışmalarda rapor edilen değerler ile GnM, RaG, OmÖS StM ve İnM arasındaki ölçüm yöntemi farklılıkları (Cobb, trigonometrik ya da teğet yöntemi gibi) birlikte değerlendirilerek kabul edilebilir farklılık sınırları için omurga modeli ve gönüllü katılımcı ölçümleri için iki kriter belirlenmiş ve ölçüm yöntemlerinin sonuçları arasındaki uyum, bu kriterler çerçevesinde değerlendirilmiştir. Omurga modeli ölçümleri için bu kriterler şunlardır: (1) iki yöntemin sonuçları arasındaki farkların ortalaması (yanlılık değeri) $\pm 4^\circ$, (2) farklılık sınırları, “yanlılık değeri” $\pm 4^\circ$ aralığında olmalıdır. Gönüllü katılımcı ölçümleri için klinik olarak kabul edilebilir farklılık sınırları ile ilgili birinci kriter aynı kabul edilmekle birlikte ikinci kriter, deri üzerinden ölçüm yapılmasından ve ölçüm yapılan noktalarda deri altı yağ dokusu bulunmasından dolayı her iki eğrilik açısı için “yanlılık değeri” $\pm 5^\circ$ olarak belirlenmiştir.

Daha sonra farklı ölçüm sistemlerine ait eğrilik açıları arasında Bland-Altman analizine benzer şekilde ölçümler arasındaki farklar ve farkı alınan ölçümlerin ortalamaları kullanılarak basit doğrusal regresyon analizi gerçekleştirilmiştir. Analiz sonucunun “Ortalamalar” satırındaki B değerinin sıfıra olabildiğince yakın olması ve aynı zamanda bu satırdaki p değerinin anlamlı olmaması istenir. Bu ikisinin sağlanması iki ölçüm aracının, herhangi bir yanlılığa düşmeden ölçüm yaptıkları anlamına gelmektedir.

Son olarak gönüllü katılımcılar üzerinde OmÖS StM kullanılarak iki hafta arayla gerçekleştirilen ölçümlerden elde edilen eğrilik açısı sonuçlarını karşılaştırmak için bağımlı örneklem t-testi ve ölçümler arasındaki uyumluluğu, ölçümlerin tekrarlanabilirliğini veya tutarlılığını değerlendirmek için Sınıf İçi Korelasyon Katsayısı (ICC) analizi uygulanmıştır. Sınıf içi korelasyon katsayı (r) aralığı çok iyi (0,90–1,00), iyi (0,75-0,90), orta (0,50-0,75) ve zayıf (0,00-0,50) olarak değerlendirilmiştir (Koo ve Li, 2016). Anlamlılık düzeyi $p < 0,05$ olarak belirlenmiştir.

5. ARAŞTIRMA BULGULARI

İlk aşamada omurga modeli üzerinde, ikinci aşamada gönüllü katılımcılar üzerinde gerçekleştirilen torakal ve lomber eğrilik açısı ölçümlerinden elde edilen sonuçlar “Omurga Modeli Ölçüm Sonuçları” ve “Gönüllü Katılımcı Ölçüm Sonuçları” olmak üzere iki başlıkta ele alınmıştır. Omurga modeli kullanılarak elde edilen sonuçlar gönüllü katılımcı ölçümleri öncesinde OmÖS’ün kalibrasyonu ve revizyonu için kullanılmış olup ilk aşama çalışma sonuçları olarak değerlendirilmiştir.

5.1. Omurga Modeli Ölçüm Sonuçları

Önceden ayarlanmış 20 farklı torakal ve lomber eğrilik açısına sahip omurga modeli üzerinde GnM, OmÖS StM, OmÖS LVDT ve İnM ile elde edilen torakal eğrilik açısı sonuçları EK E’deki Çizelge E.1’de, lomber eğrilik açısı sonuçları ise Çizelge E.2’de verilmektedir.

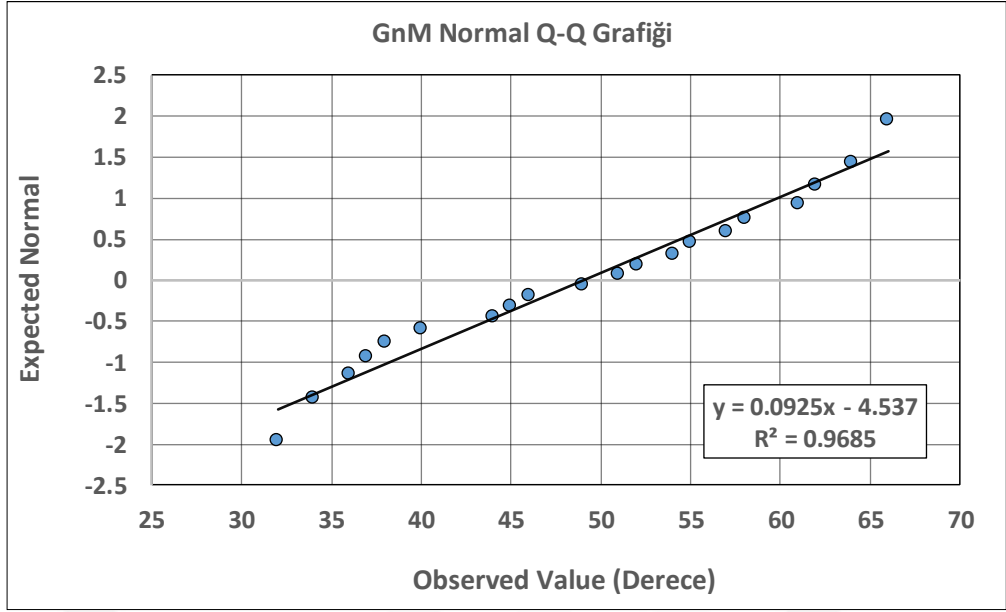
5.1.1. Torakal ve lomber eğrilik açısı sonuçlarının Shapiro-Wilk normallik test sonuçları

Çizelge 5.1’de GnM, OmÖS StM, OmÖS LVDT ve İnM torakal eğrilik açılarının Shapiro-Wilk normallik test sonuçları verilmektedir.

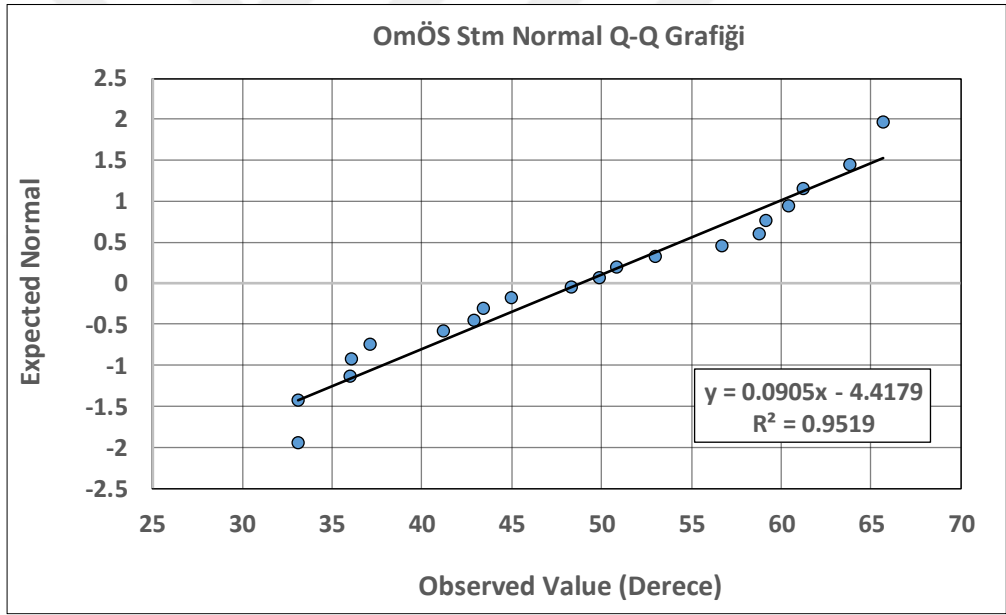
Çizelge 5.1. GnM, OmÖS StM, OmÖS LVDT ve İnM torakal eğrilik açıları Shapiro-Wilk normallik test sonuçları

	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig. (p)
GnM	0,104	20	0,200*	0,956	20	0,471
OmÖS.StM	0,124	20	0,200*	0,938	20	0,215
OmÖS LVDT	0,117	20	0,200*	0,946	20	0,316
İnM	0,153	20	0,200*	0,953	20	0,421

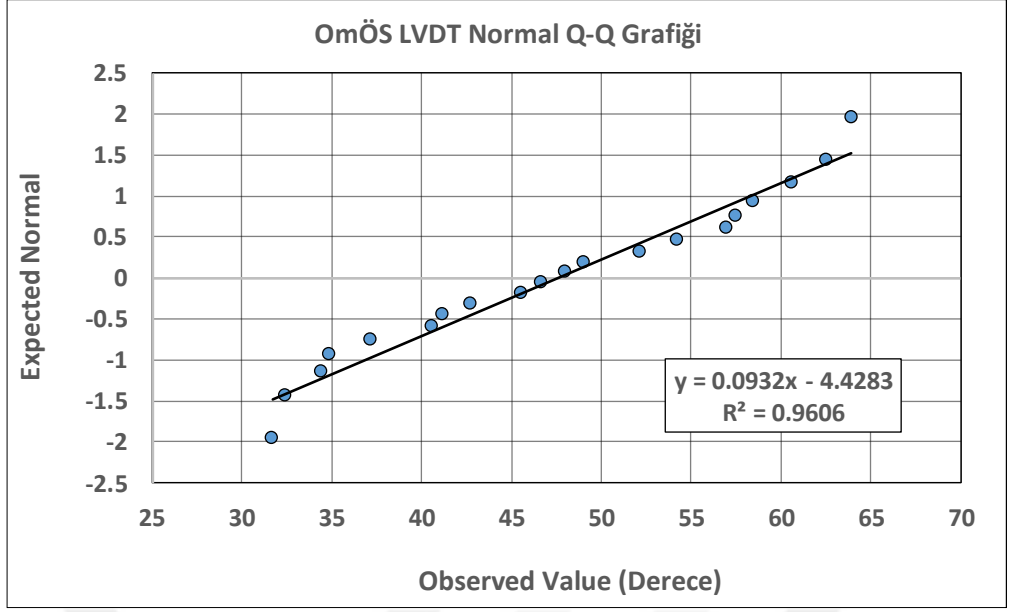
Şekil 5.1-5.4’te sırasıyla GnM, OmÖS StM, OmÖS LVDT ve İnM torakal eğrilik açıları normal Q-Q grafikleri gösterilmektedir.



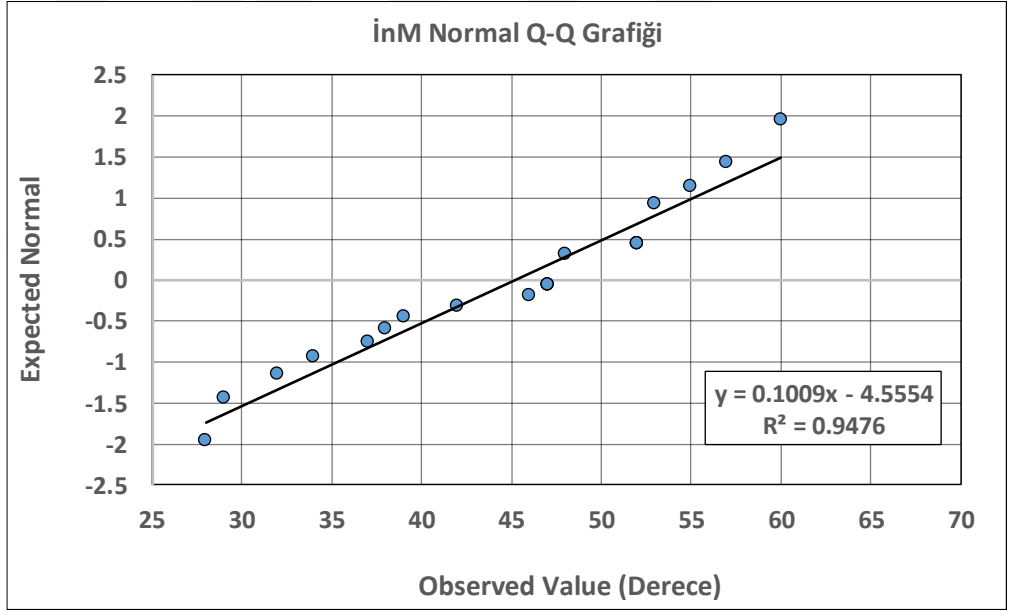
Şekil 5.1. GnM torakal eğrilik açıları normal Q-Q grafiği



Şekil 5.2. OmÖS StM torakal eğrilik açıları normal Q-Q grafiği



Şekil 5.3. OmÖS LVDT torakal eğrilik açıları normal Q-Q grafiği



Şekil 5.4. İnM torakal eğrilik açıları normal Q-Q grafiği

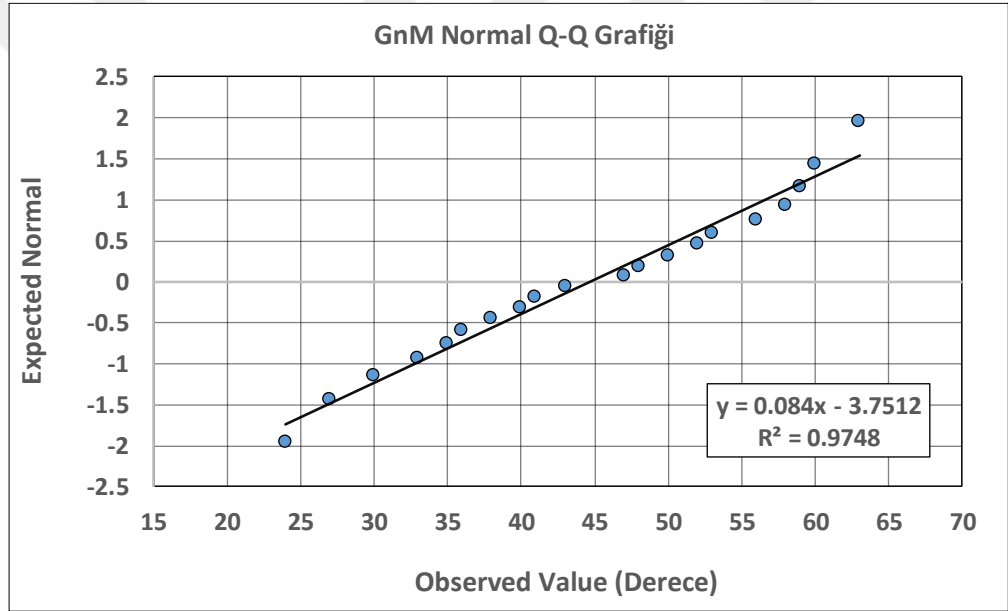
Shapiro-Wilk test sonuçlarına göre p değerleri 0,05'den büyük olduğundan ve Q-Q grafiklerindeki veriler düz bir doğru etrafında yayılım gösterdiğinden torakal bölge veri setlerinin dağılımının normal olduğu sonucuna varılmıştır.

Çizelge 5.2'de GnM, OmÖS StM, OmÖS LVDT ve İnM lomber eğrilik açılarının Shapiro-Wilk normallik test sonuçları verilmektedir.

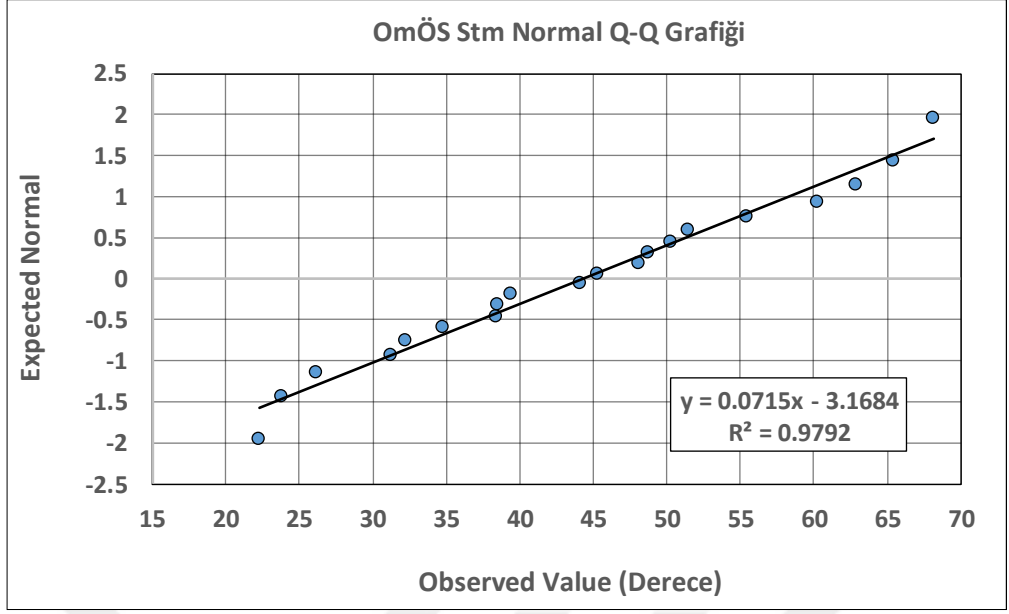
Çizelge 5.2. GnM, OmÖS StM, OmÖS LVDT ve İnM lomber eğrilik açıları Shapiro-Wilk normallik test sonuçları

	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig. (p)
GnM	0,085	20	0,200*	0,964	20	0,632
OmÖS StM	0,091	20	0,200*	0,968	20	0,718
OmÖS LVDT	0,079	20	0,200*	0,970	20	0,756
İnM	0,167	20	0,148	0,948	20	0,338

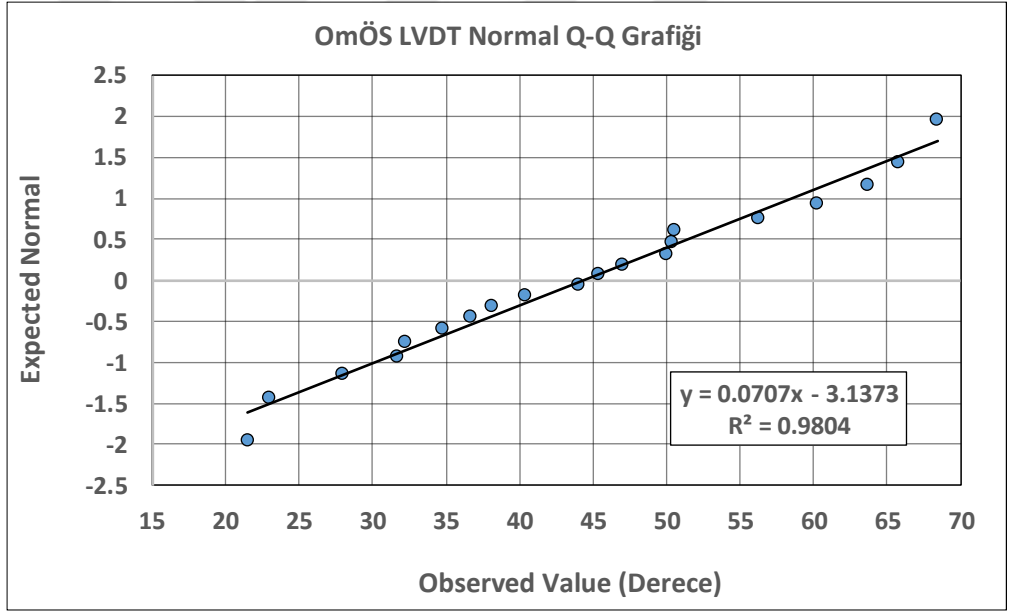
Şekil 5.5-5.8’de sırasıyla GnM, OmÖS StM, OmÖS LVDT ve İnM lomber eğrilik açıları normal Q-Q grafikleri gösterilmektedir.



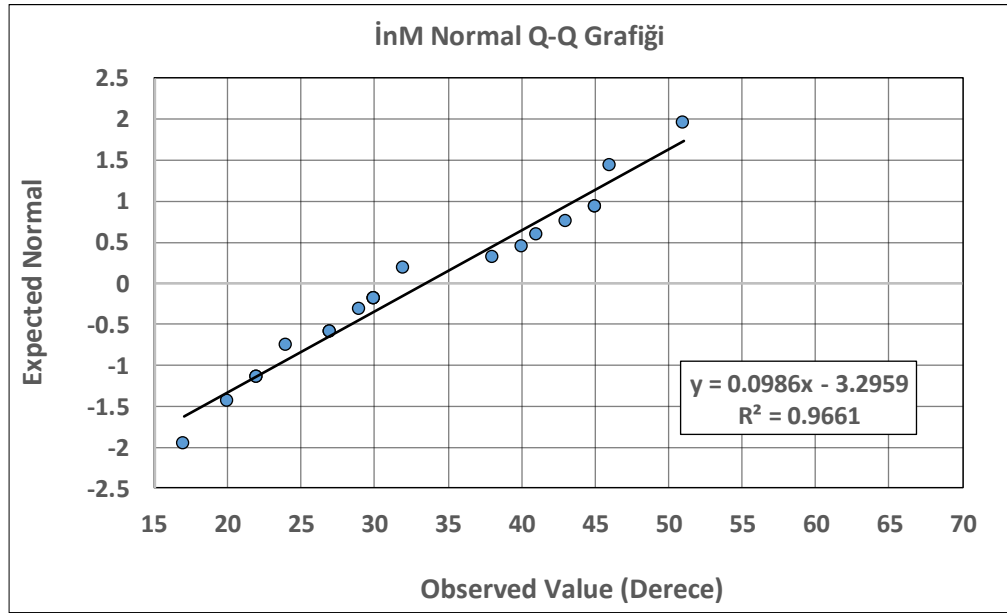
Şekil 5.5. GnM lomber eğrilik açıları normal Q-Q grafiği



Şekil 5.6. OmÖS StM lomber eğrilik açıları normal Q-Q grafiği



Şekil 5.7. OmÖS LVDT lomber eğrilik açıları normal Q-Q grafiği



Şekil 5.8. İnM lomber eğrilik açıları normal Q-Q grafiği

Shapiro-Wilk test sonuçlarına göre p değerleri 0,05'den büyük olduğundan ve Q-Q grafiklerindeki veriler düz bir doğru etrafında yayılım gösterdiğinden lomber bölge veri setlerinin dağılımının normal olduğu sonucuna varılmıştır.

5.1.2. OmÖS StM ve OmÖS LVDT torakal ve lomber eğrilik açısı sonuçları ve istatistiksel karşılaştırmaları

OmÖS'ün elektronik ve mekanik bileşenlerinin kalibrasyon kontrolü için eş zamanlı üretilen StM ve LVDT ölçüm verileri ile elde edilen eğrilik açısı sonuçları karşılaştırılmıştır.

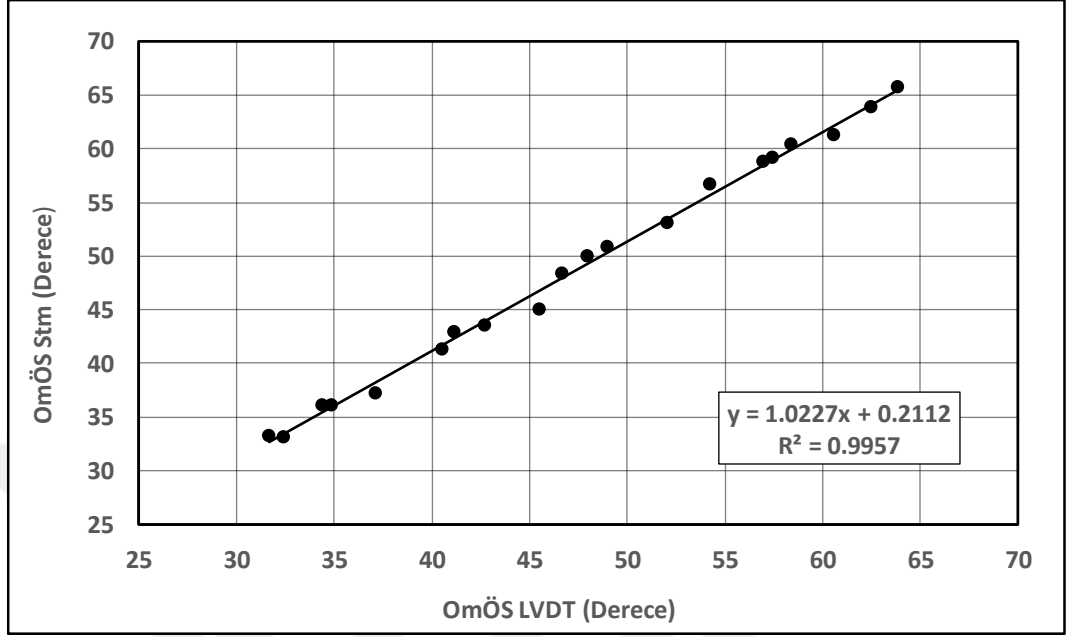
Çizelge 5.3'te OmÖS StM ve OmÖS LVDT torakal eğrilik açılarının ortalama değerleri verilmektedir.

Çizelge 5.3. OmÖS StM ve OmÖS LVDT torakal eğrilik açıları ortalama değerleri

	Ortalama	Std. Sapma	N	Minimum	Maksimum
OmÖS StM	48,83°	10,72°	20	33,13°	65,71°
OmÖS LVDT	47,54°	10,46°	20	31,68°	63,91°

OmÖS StM ve OmÖS LVDT torakal eğrilik açısı ölçüm sonuçlarının saçılım grafikleri Şekil 5.9'da gösterilmektedir. Saçılım grafiklerinden torakal bölge için OmÖS StM ve

OmÖS LVDT eğrilik açısı ölçüm sonuçları arasında doğrusal bir ilişki olduğu anlaşılmaktadır.



Şekil 5.9. OmÖS StM ve OmÖS LVDT torakal eğrilik açıları saçılım grafiği

OmÖS StM ve OmÖS LVDT torakal eğrilik açıları Pearson korelasyon testi sonuçları Çizelge 5.4’te verilmektedir.

Çizelge 5.4. OmÖS StM ve OmÖS LVDT torakal eğrilik açıları Pearson korelasyon testi sonuçları

		OmÖS StM	OmÖS LVDT
OmÖS StM	Pearson Correlation (r)	1	0,998**
	Sig. (2-tailed) (p)		<0,001
	N	20	20
OmÖS LVDT	Pearson Correlation (r)	0,998**	1
	Sig. (2-tailed) (p)	<0,001	
	N	20	20
**. Correlation is significant at the 0,01 level (2-tailed).			

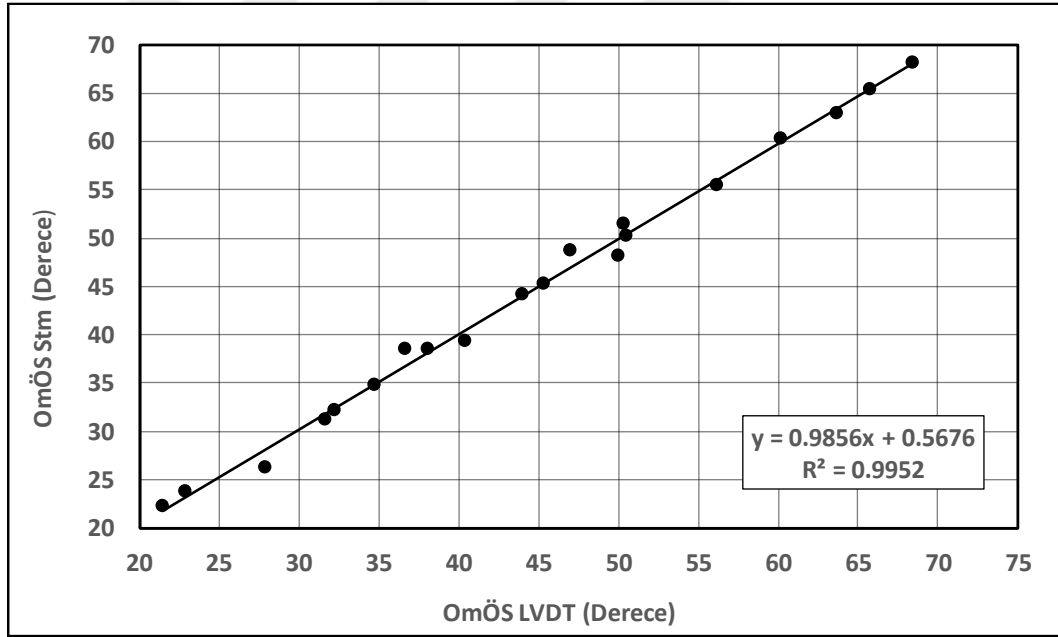
Pearson korelasyon testi korelasyon katsayısı (r) ve anlamlılık (p) değerleri (r=0,998 ve p<0,001) OmÖS StM ve OmÖS LVDT torakal eğrilik açısı sonuçları arasında istatistiksel olarak anlamlı olan çok yüksek bir pozitif doğrusal ilişki olduğunu göstermektedir.

Çizelge 5.5'te OmÖS StM ve OmÖS LVDT lomber eğrilik açılarının ortalama değerleri verilmektedir.

Çizelge 5.5. OmÖS StM ve OmÖS LVDT lomber eğrilik açıları ortalama değerleri

	Ortalama	Std. Sapma	N	Minimum	Maksimum
OmÖS StM	44,33°	13,76°	20	22,27°	68,15°
OmÖS LVDT	44,40°	13,93°	20	21,49°	68,44°

OmÖS StM ve OmÖS LVDT lomber eğrilik açısı ölçüm sonuçlarının saçılım grafikleri Şekil 5.10'da gösterilmektedir. Saçılım grafiklerinden lomber bölge için OmÖS StM ve OmÖS LVDT eğrilik açısı ölçüm sonuçları arasında doğrusal bir ilişki olduğu anlaşılmaktadır.



Şekil 5.10. OmÖS StM ve OmÖS LVDT lomber eğrilik açıları saçılım grafiği

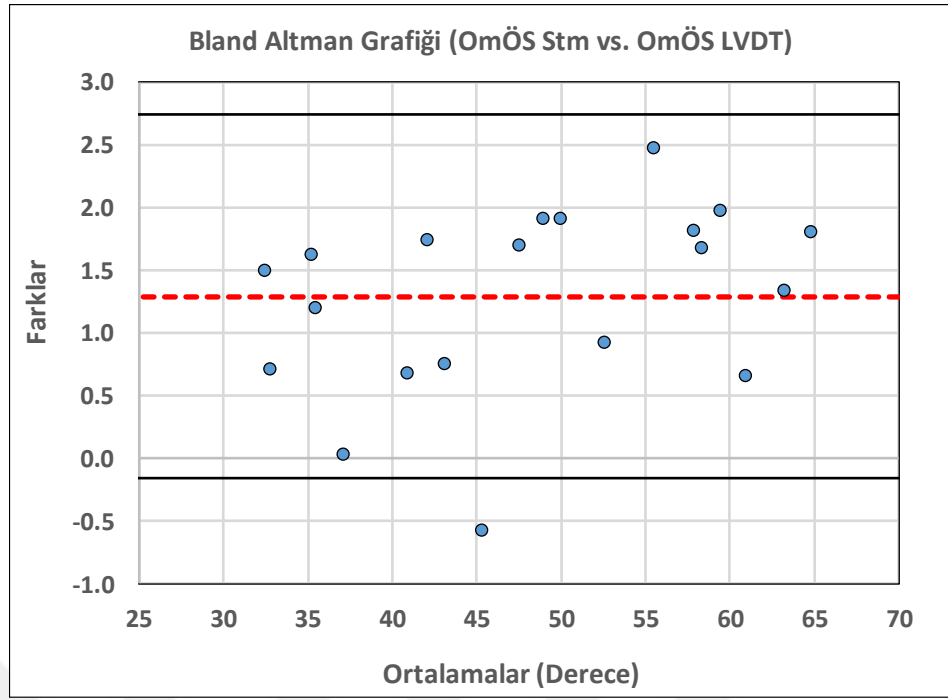
OmÖS StM ve OmÖS LVDT lomber eğrilik açıları Pearson korelasyon testi sonuçları Çizelge 5.6'da verilmektedir.

Çizelge 5.6. OmÖS StM ve OmÖS LVDT lomber eğrilik açıları Pearson korelasyon testi sonuçları

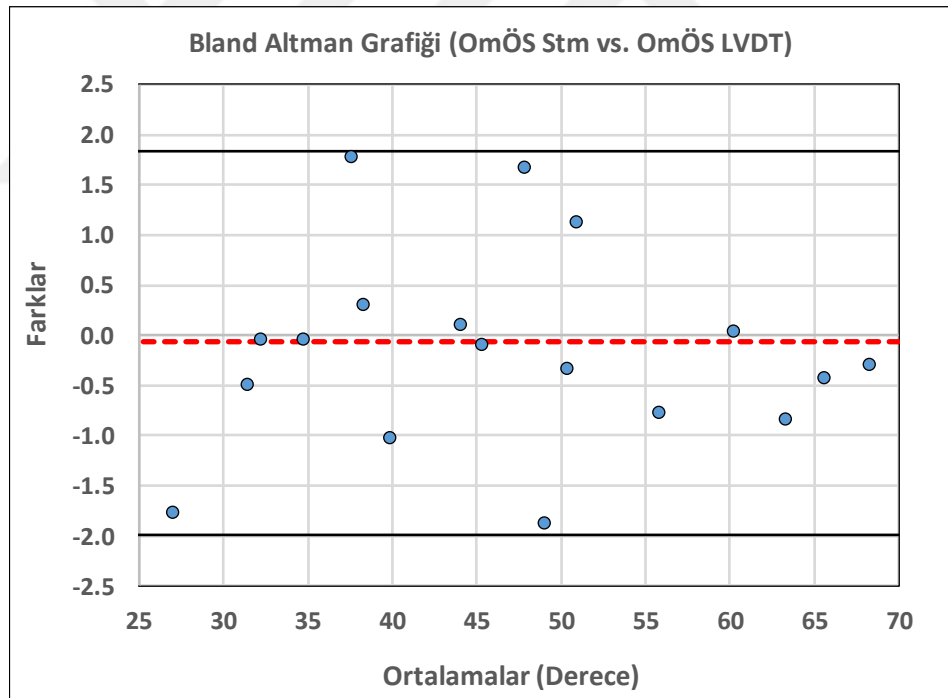
		OmÖS StM	OmÖS LVDT
OmÖS StM	Pearson Correlation (r)	1	0,998**
	Sig. (2-tailed) (p)		<0,001
	N	20	20
OmÖS LVDT	Pearson Correlation (r)	0,998**	1
	Sig. (2-tailed) (p)	<0,001	
	N	20	20
**. Correlation is significant at the 0,01 level (2-tailed).			

Pearson korelasyon testi korelasyon katsayısı (r) ve anlamlılık (p) değerleri ($r=0,998$ ve $p<0,001$) OmÖS StM ve OmÖS LVDT lomber eğrilik açısı sonuçları arasında istatistiksel olarak anlamlı olan çok yüksek bir pozitif doğrusal ilişki olduğunu göstermektedir.

OmÖS StM ve OmÖS LVDT eğrilik açıları arasındaki uyumu doğrulamak için Bland-Altman analizi uygulanmış ve Şekil 5.11'deki grafikler elde edilmiştir. Bland-Altman analizine göre torakal eğrilik açıları için yanlılık değeri $+1,29^\circ$, standart sapması $0,74^\circ$ ve %95 güven aralığı alt ve üst uyum sınırları $-0,16^\circ/+2,75^\circ$ dir. Lomber eğrilik açıları için yanlılık değeri $-0,07^\circ$, standart sapması $0,98^\circ$ ve %95 güven aralığı alt ve üst uyum sınırları $-1,99^\circ/+1,84^\circ$ dir.



(a)



(b)

Şekil 5.11. OmÖS StM ve OmÖS LVDT (a) torakal ve (b) lomber eğrilik açıları Bland-Altman grafiği

Çizelge 5.7’de OmÖS StM ve OmÖS LVDT torakal eğrilik açıları basit doğrusal regresyon analizi sonuçları verilmektedir.

Çizelge 5.7. OmÖS StM ve OmÖS LVDT torakal eğrilik açıları basit doğrusal regresyon analizi sonuçları

Model		Unstandardized Coefficients		Standardized Coefficients	t	Sig. (p)
		B	Std. Error	Beta		
1	(Constant)	0,104	0,762		0,136	0,893
	Ortalamalar ((OmÖS StM+OmÖS LVDT)/2)	0,025	0,015	0,351	1,593	0,129
a. Dependent Variable: Farklar (OmÖS StM–OmÖS LVDT)						

Regresyon analizi sonuçlarına ($p=0,129$ ve $B=0,025$) ve Şekil 5.11’de gösterilen Bland-Altman grafiğine göre OmÖS StM ve OmÖS LVDT torakal eğrilik açıları birbirleriyle uyum göstermekte; yanlılık değeri ($+1,29^\circ$) ile alt ve üst uyum sınırları ($-0,16^\circ/+2,75^\circ$), klinik olarak kabul edilebilir farklılık sınırları ile ilgili olarak yöntemler arası uyum için belirlenmiş olan iki kriteri ($\pm 4^\circ$ ve $+1,29^\circ \pm 4^\circ$) sağlamakta ve OmÖS’te yer alan elektronik ve mekanik bileşenlerin kalibrasyonunu doğrulamaktadır.

Çizelge 5.8’de OmÖS StM ve OmÖS LVDT lomber eğrilik açıları basit doğrusal regresyon analizi sonuçları verilmektedir.

Çizelge 5.8. OmÖS StM ve OmÖS LVDT lomber eğrilik açıları basit doğrusal regresyon analizi sonuçları

Model		Unstandardized Coefficients		Standardized Coefficients	t	Sig. (p)
		B	Std. Error	Beta		
1	(Constant)	0,465	0,760		0,612	0,548
	Ortalamalar ((OmÖS StM+OmÖS LVDT)/2)	-0,012	0,016	-0,171	-0,738	0,470
a. Dependent Variable: Farklar (OmÖS StM–OmÖS LVDT)						

Regresyon analizi sonuçlarına ($p=0,47$ ve $B=-0,012$) ve Şekil 5.11’de gösterilen Bland-Altman grafiğine göre OmÖS StM ve OmÖS LVDT lomber eğrilik açıları birbirleriyle uyum göstermekte; yanlılık değeri ($-0,07^\circ$) ile alt ve üst uyum sınırları ($-1,99^\circ/+1,84^\circ$), klinik olarak kabul edilebilir farklılık sınırları ile ilgili olarak yöntemler arası uyum için belirlenmiş olan iki kriteri ($\pm 4^\circ$ ve $-0,07^\circ \pm 4^\circ$) sağlamakta ve OmÖS’te yer alan elektronik ve mekanik bileşenlerin kalibrasyonunu doğrulamaktadır.

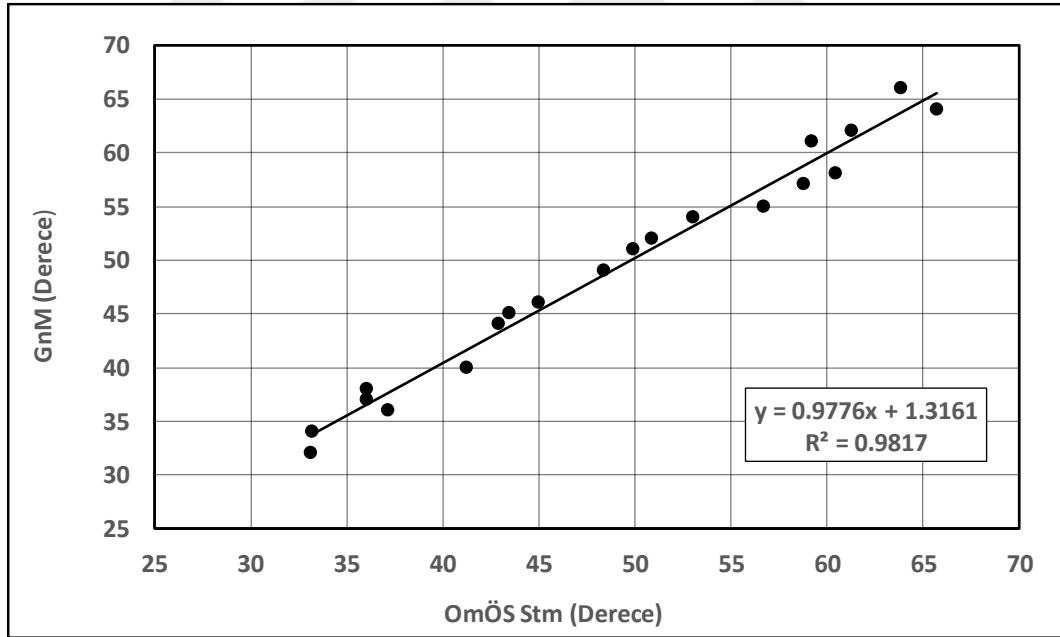
5.1.3. GnM ve OmÖS torakal ve lomber eğrilik açısı sonuçları ve istatistiksel karşılaştırılmaları

Çizelge 5.9’da GnM ve OmÖS StM torakal eğrilik açılarının ortalama değerleri verilmektedir.

Çizelge 5.9. GnM ve OmÖS StM torakal eğrilik açıları ortalama değerleri

	Ortalama	Std. Sapma	N	Minumum	Maksimum
GnM	49,05°	10,58°	20	32,00°	66,00°
OmÖS. StM	48,83°	10,72°	20	33,13°	65,71°

GnM ve OmÖS StM torakal eğrilik açısı ölçüm sonuçlarının saçılım grafikleri Şekil 5.12’de gösterilmektedir. Saçılım grafiklerinden torakal bölge için GnM ve OmÖS StM eğrilik açısı ölçüm sonuçları arasında doğrusal bir ilişki olduğu anlaşılmaktadır.



Şekil 5.12. GnM ve OmÖS StM torakal eğrilik açıları saçılım grafiği

GnM ve OmÖS StM torakal eğrilik açıları Pearson korelasyon testi sonuçları Çizelge 5.10’da verilmektedir.

Çizelge 5.10. GnM ve OmÖS StM torakal eğrilik açıları Pearson korelasyon testi sonuçları

		GnM	OmÖS StM
GnM	Pearson Correlation (r)	1	0,991**
	Sig. (2-tailed) (p)		<0,001
	N	20	20
OmÖS StM	Pearson Correlation (r)	0,991**	1
	Sig. (2-tailed) (p)	<0,001	
	N	20	20
**. Correlation is significant at the 0,01 level (2-tailed).			

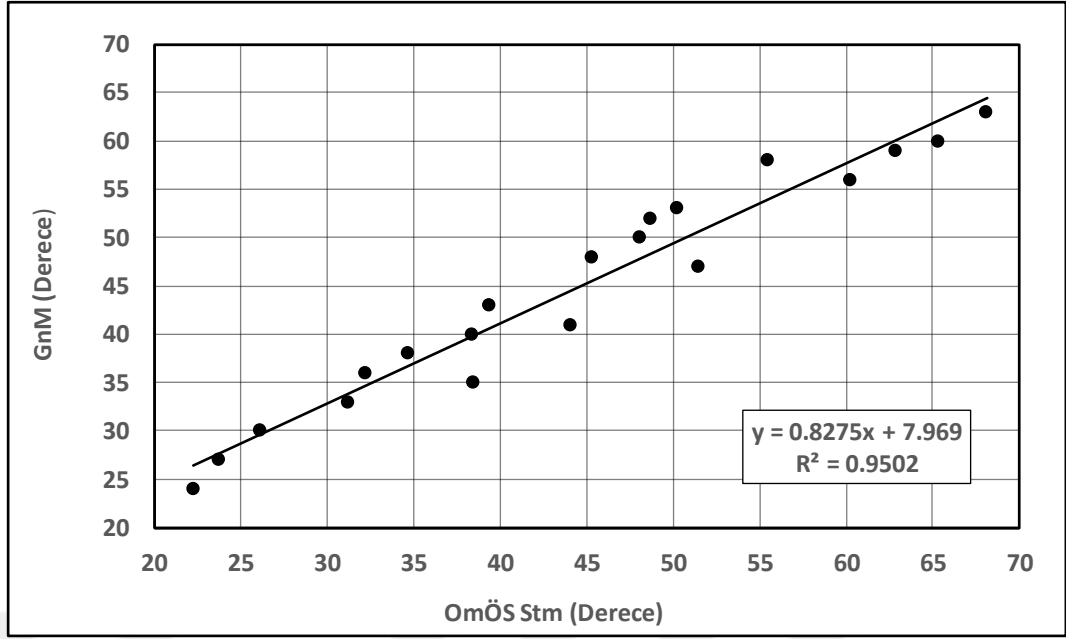
Pearson korelasyon testi korelasyon katsayısı (r) ve anlamlılık (p) değerleri (r=0,991 ve p<0,001) GnM ve OmÖS StM torakal eğrilik açısı sonuçları arasında istatistiksel olarak anlamlı olan çok yüksek bir pozitif doğrusal ilişki olduğunu göstermektedir.

Çizelge 5.11’de GnM ve OmÖS StM lomber eğrilik açılarının ortalama değerleri verilmektedir.

Çizelge 5.11. GnM ve OmÖS StM lomber eğrilik açıları ortalama değerleri

	Ortalama	Std. Sapma	N	Minumum	Maksimum
GnM	44,65°	11,68°	20	24,00°	63,00°
OmÖS StM	44,33°	13,76°	20	22,27°	68,15°

GnM ve OmöS StM lomber eğrilik açısı ölçüm sonuçlarının saçılım grafikleri Şekil 5.13’de gösterilmektedir. Saçılım grafiklerinden lomber bölge için GnM ve OmÖS StM eğrilik açısı ölçüm sonuçları arasında doğrusal bir ilişki olduğu anlaşılmaktadır.



Şekil 5.13. GnM ve OmÖS StM lomber eğrilik açıları saçılım grafiği

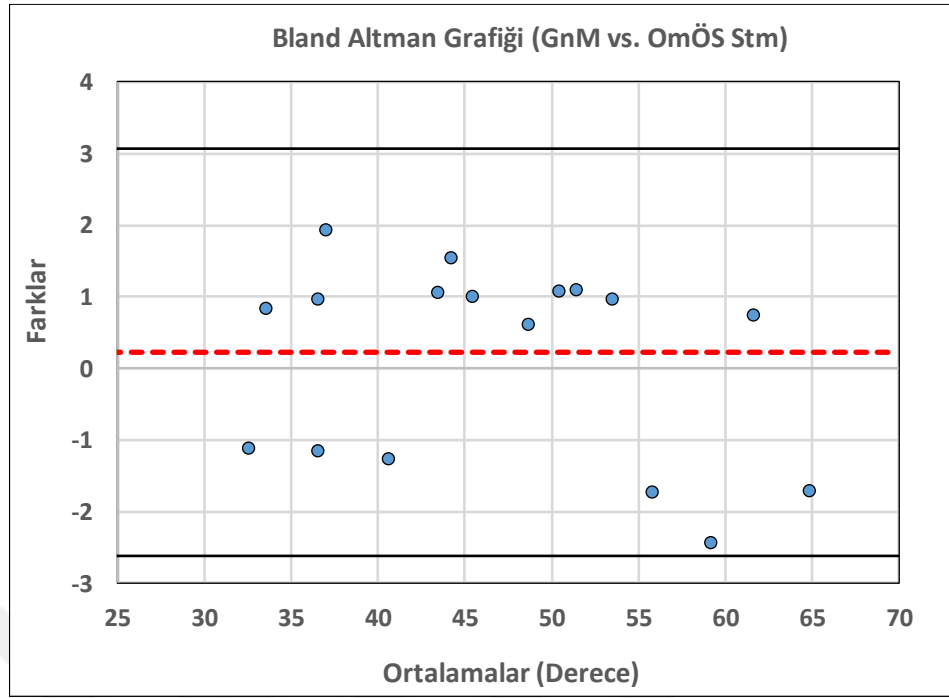
GnM ve OmÖS StM lomber eğrilik açıları Pearson korelasyon testi sonuçları Çizelge 5.12’de verilmektedir.

Çizelge 5.12. GnM ve OmÖS StM lomber eğrilik açıları Pearson korelasyon testi sonuçları

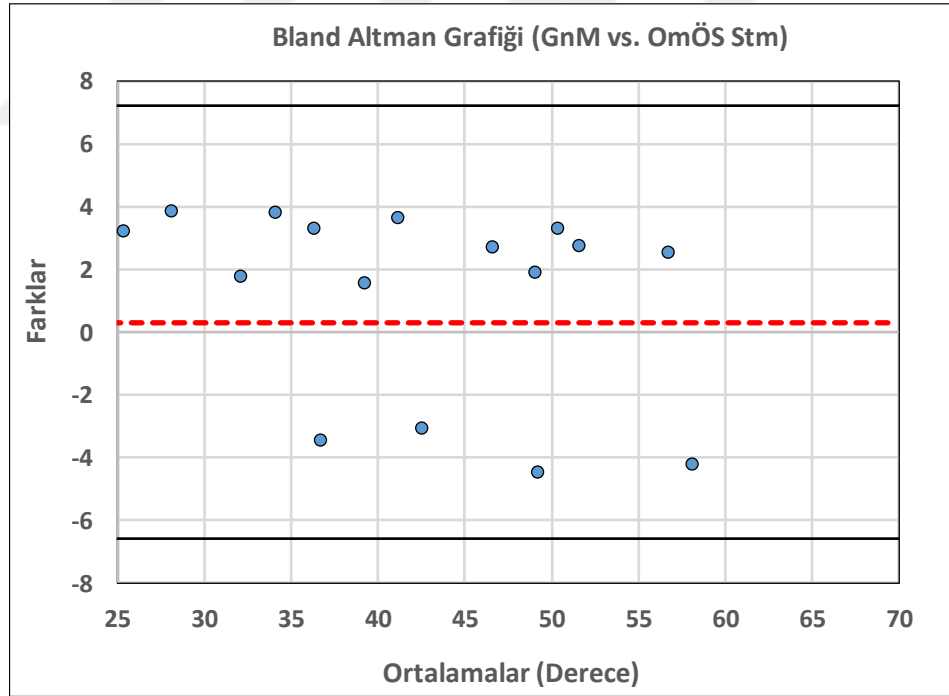
		GnM	OmÖS StM
GnM	Pearson Correlation (r)	1	0,975**
	Sig. (2-tailed) (p)		<0,001
	N	20	20
OmÖS StM	Pearson Correlation (r)	0,975**	1
	Sig. (2-tailed) (p)	<0,001	
	N	20	20
**. Correlation is significant at the 0,01 level (2-tailed).			

Pearson korelasyon testi korelasyon katsayısı (r) ve anlamlılık (p) değerleri ($r=0,975$ ve $p<0,001$) GnM ve OmÖS StM lomber eğrilik açısı sonuçları arasında istatistiksel olarak anlamlı olan çok yüksek bir pozitif doğrusal ilişki olduğunu göstermektedir.

GnM ve OmÖS StM eğrilik açıları arasındaki uyumu doğrulamak için Bland-Altman analizi uygulanmış ve Şekil 5.14’teki grafikler elde edilmiştir.



(a)



(b)

Şekil 5.14. GnM ve OmÖS StM (a) torakal ve (b) lomber eğrilik açıları Bland-Altman grafiği

Bland-Altman analizine göre torakal eğrilik açıları için yanlılık değeri $+0,22^\circ$, standart sapması $1,45^\circ$ ve %95 güven aralığı alt ve üst uyum sınırları $-2,63^\circ/+3,07^\circ$ dir. Lomber eğrilik açıları için yanlılık değeri $+0,32^\circ$, standart sapması $3,52^\circ$ ve %95 güven aralığı alt ve üst uyum sınırları $-6,58^\circ/+7,23^\circ$ dir.

Çizelge 5.13'te GnM ve OmÖS StM torakal eğrilik açıları basit doğrusal regresyon analizi sonuçları verilmektedir.

Çizelge 5.13. GnM ve OmÖS StM torakal eğrilik açıları basit doğrusal regresyon analizi sonuçları

Model		Unstandardized Coefficients		Standardized Coefficients	t	Sig. (p)
		B	Std. Error	Beta		
1	(Constant)	0,881	1,604		0,549	0,589
	Ortalamalar ((GnM+OmÖS StM)/2)	-0,014	0,032	-0,099	-0,421	0,679
a. Dependent Variable: Farklar (GnM–OmÖS StM)						

Regresyon analizi sonuçlarına ($p=0,679$ ve $B=-0,014$) ve Şekil 5.14'te gösterilen Bland-Altman grafiğine göre GnM ile OmÖS StM torakal eğrilik açıları birbirleriyle uyum göstermekte ve yanlılık değeri ($+0,22^\circ$) ile alt ve üst uyum sınırları ($-2,63^\circ/+3,07^\circ$), klinik olarak kabul edilebilir farklılık sınırları ile ilgili olarak yöntemler arası uyum için belirlenmiş olan iki kriteri ($\pm 4^\circ$ ve $+0,22^\circ \pm 4^\circ$) sağlamaktadır.

Çizelge 5.14'te GnM ve OmÖS StM lomber eğrilik açıları basit doğrusal regresyon analizi sonuçları verilmektedir.

Çizelge 5.14. GnM ve OmÖS StM lomber eğrilik açıları basit doğrusal regresyon analizi sonuçları

Model		Unstandardized Coefficients		Standardized Coefficients	t	Sig. (p)
		B	Std. Error	Beta		
1	(Constant)	7,687	2,441		3,148	0,006
	Ortalamalar ((GnM+OmÖS StM)/2)	-0,165	0,053	-0,594	-3,129	0,006
a. Dependent Variable: Farklar (GnM–OmÖS StM)						

Regresyon analizi sonuçlarına ($p=0,006$ ve $B=-0,165$) ve Şekil 5.14'te gösterilen Bland-Altman grafiğine göre GnM ile OmÖS StM lomber eğrilik açıları birbirleriyle uyum göstermemektedir. Yanlılık değeri ($+0,32^\circ$) birinci kriterde ifade edilen klinik olarak kabul edilebilir yanlılık değer aralığının ($\pm 4^\circ$) içinde yer almasına rağmen alt ve üst uyum sınırları ($-6,58^\circ/+7,23^\circ$), klinik olarak kabul edilebilir farklılık sınırları ile ilgili olarak yöntemler arası uyum için belirlenmiş olan ikinci kriteri ($+0,32^\circ \pm 4^\circ$) sağlamamaktadır.

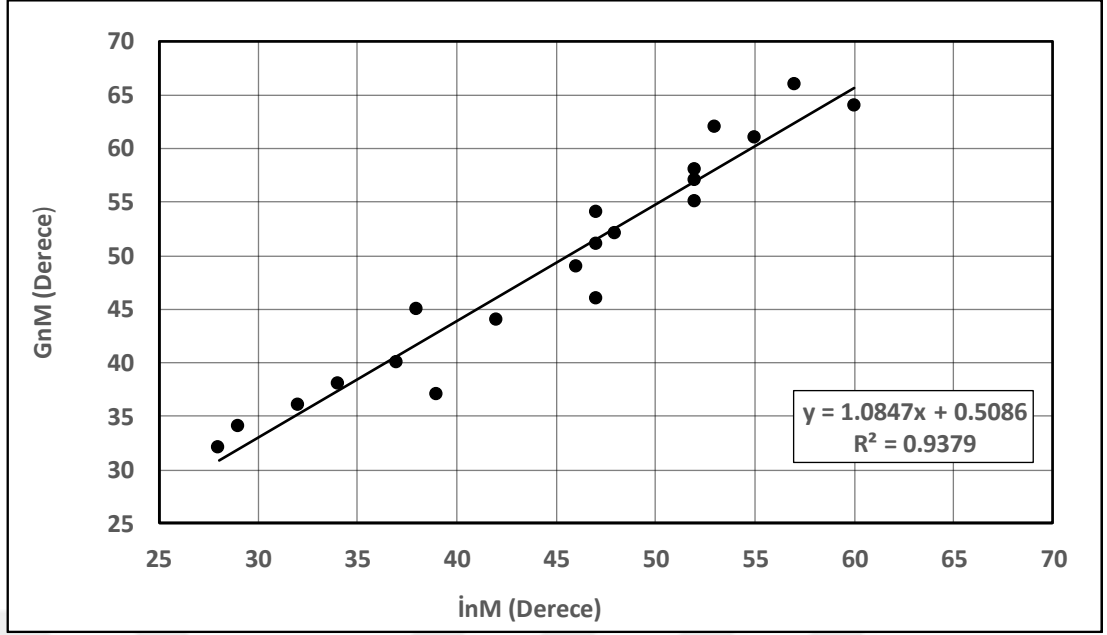
5.1.4. GnM ve İnM torakal ve lomber eğrilik açısı sonuçları ve istatistiksel karşılaştırılmaları

Çizelge 5.15'te GnM ve İnM torakal eğrilik açılarının ortalama değerleri verilmektedir.

Çizelge 5.15. GnM ve İnM torakal eğrilik açıları ortalama değerleri

	Ortalama	Std. Sapma	N	Minumum	Maksimum
GnM	49,05°	10,58°	20	32,00°	66,00°
İnM	44,75°	9.44°	20	28,00°	60,00°

GnM ve İnM torakal eğrilik açısı ölçüm sonuçlarının saçılım grafikleri Şekil 5.15'te gösterilmektedir. Saçılım grafiklerinden torakal bölge için GnM ve İnM eğrilik açısı ölçüm sonuçları arasında doğrusal bir ilişki olduğu anlaşılmaktadır.



Şekil 5.15. GnM ve İnM torakal eğrilik açıları saçılım grafiği

GnM ve İnM torakal eğrilik açıları Pearson korelasyon testi sonuçları Çizelge 5.16’da verilmektedir.

Çizelge 5.16. GnM ve İnM torakal eğrilik açıları Pearson korelasyon testi sonuçları

		GnM	İNM
GnM	Pearson Correlation (r)	1	0,968**
	Sig. (2-tailed) (p)		<0,001
	N	20	20
İNM	Pearson Correlation (r)	0,968**	1
	Sig. (2-tailed) (p)	<0,001	
	N	20	20
**. Correlation is significant at the 0,01 level (2-tailed).			

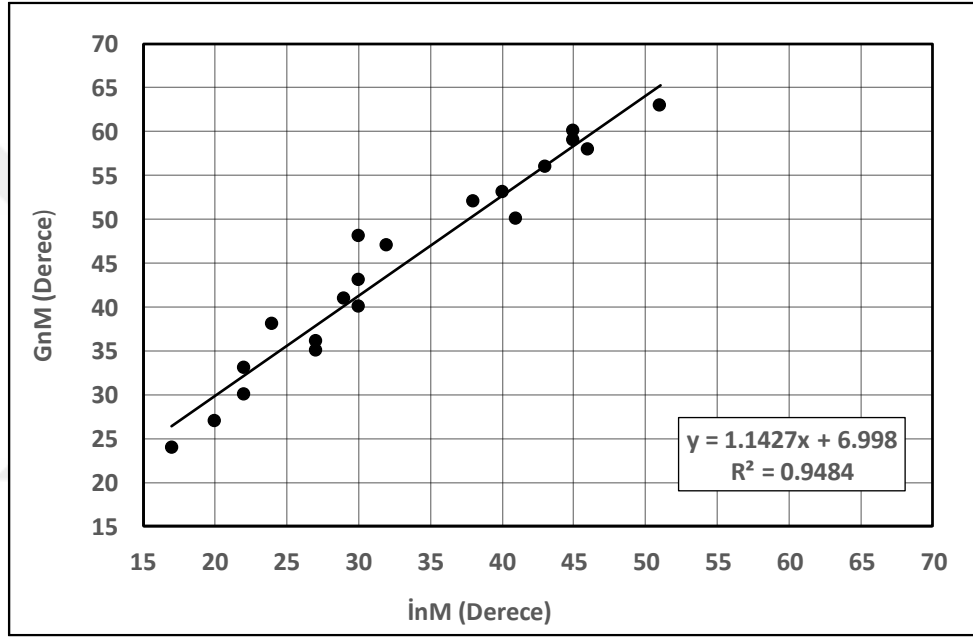
Pearson korelasyon testi korelasyon katsayısı ve anlamlılık düzeyi ($r=0,968$ ve $p<0,001$) GnM ve İnM torakal eğrilik açıları sonuçları arasında istatistiksel olarak anlamlı olan çok yüksek bir pozitif doğrusal ilişki olduğunu göstermektedir.

Çizelge 5.17’de GnM ve İnM lomber eğrilik açılarının ortalama değerleri verilmektedir.

Çizelge 5.17. GnM ve İnM lomber eğrilik açıları ortalama değerleri

	Ortalama	Std. Sapma	N	Minumum	Maksimum
GnM	44,65°	11,68°	20	24,00°	63,00°
İnM	32,95°	9,96°	20	17,00°	51,00°

GnM ve İnM lomber eğrilik açısı ölçüm sonuçlarının saçılım grafikleri Şekil 5.16’da gösterilmektedir. Saçılım grafiklerinden lomber bölge için GnM ve İnM eğrilik açısı ölçüm sonuçları arasında doğrusal bir ilişki olduğu anlaşılmaktadır.



Şekil 5.16. GnM ve İnM lomber eğrilik açıları saçılım grafiği

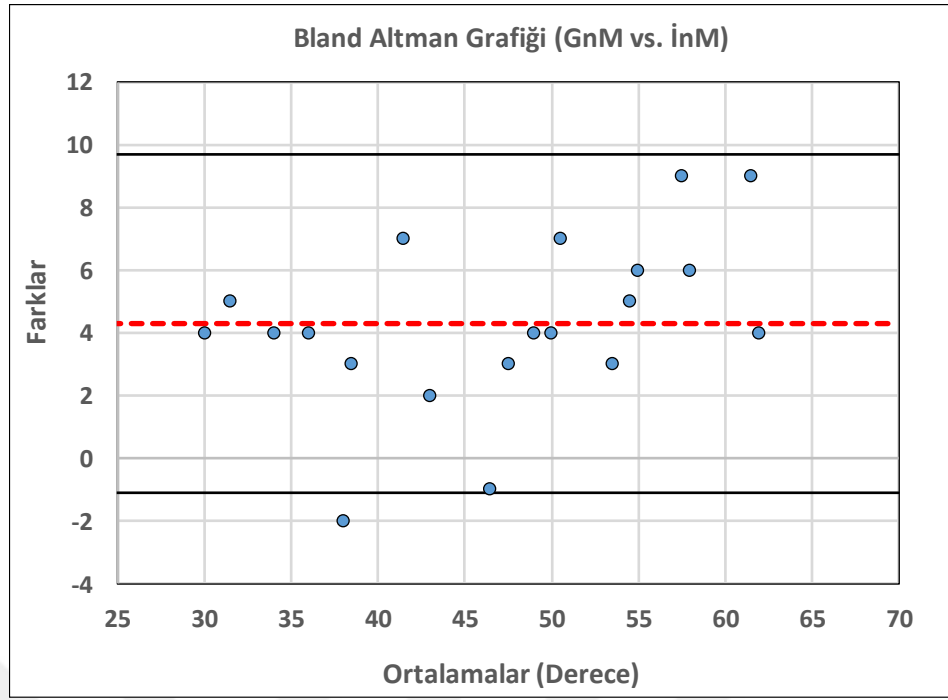
GnM ve İnM lomber eğrilik açıları Pearson korelasyon testi sonuçları Çizelge 5.18’de verilmektedir.

Çizelge 5.18. GnM ve İnM lomber eğrilik açıları Pearson korelasyon testi sonuçları

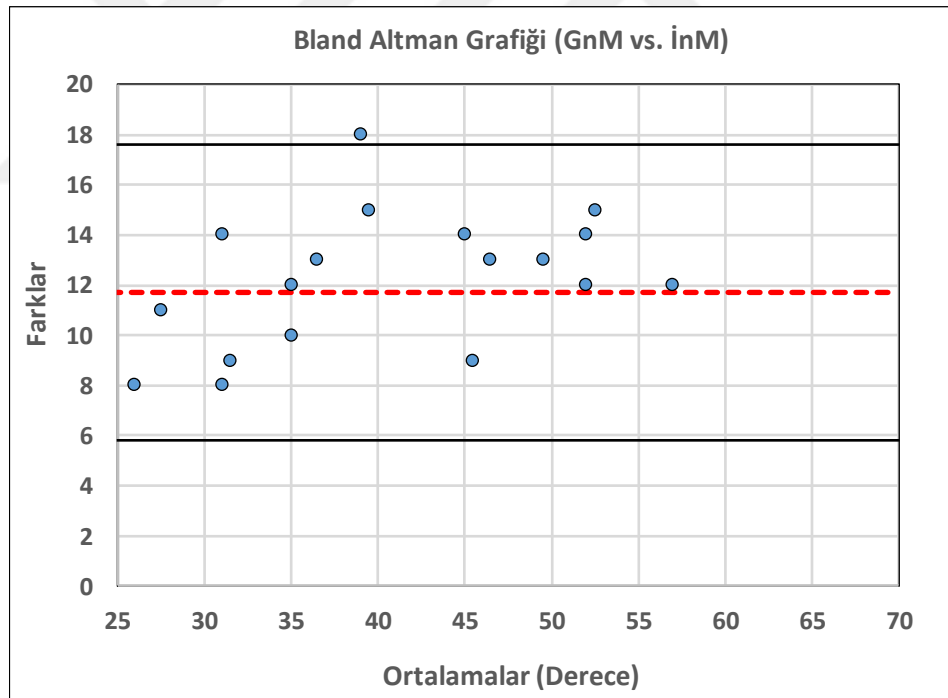
		GnM	İnM
GnM	Pearson Correlation (r)	1	0,974**
	Sig. (2-tailed) (p)		<0,001
	N	20	20
İnM	Pearson Correlation (r)	0,974**	1
	Sig. (2-tailed) (p)	<0,001	
	N	20	20
**. Correlation is significant at the 0,01 level (2-tailed).			

Pearson korelasyon testi korelasyon katsayısı ve anlamlılık düzeyi ($r=0,974$ ve $p<0,001$), GnM ve İnM lomber eğrilik açısı sonuçları arasında istatistiksel olarak anlamlı olan çok yüksek bir pozitif doğrusal ilişki olduğunu göstermektedir.

GnM ve İnM eğrilik açıları arasındaki uyumu doğrulamak için Bland-Altman analizi uygulanmış ve Şekil 5.17' deki grafikler elde edilmiştir.



(a)



(b)

Şekil 5.17. GnM ve İnM (a) torakal ve (b) lomber eğrilik açıları Bland-Altman grafiği

Bland-Altman analizine göre torakal eğrilik açıları için yanlılık değeri $+4,30^\circ$, standart sapması $2,75^\circ$ ve %95 güven aralığı alt ve üst uyum sınırları $-1,1^\circ/+9,7^\circ$ dir. Lomber

eğrilik açıları için yanlılık değeri $+11,7^\circ$, standart sapması $3,01^\circ$ ve %95 güven aralığı alt ve üst uyum sınırları $+5,8^\circ/+17,6^\circ$ dir.

GnM ve İnM torakal ve lomber eğrilik açıları basit doğrusal regresyon analizi sonuçları sırasıyla Çizelge 5.19 ve 5.20’ de verilmektedir.

Çizelge 5.19. GnM ve İnM torakal eğrilik açıları basit doğrusal regresyon analizi sonuçları

Model		Unstandardized Coefficients		Standardized Coefficients	t	Sig. (p)
		B	Std. Error	Beta		
1	(Constant)	-1,098	2,849		-0,385	0,705
	Ortalamalar ((GnM+İnM)/2)	0,115	0,060	0,415	1,934	0,069
a. Dependent Variable: Farklar (GnM–İnM)						

Regresyon analizi sonuçlarına ($p=0,069$ ve $B=0,115$) ve Şekil 5.17’de gösterilen Bland-Altman grafiğine göre GnM ile İnM torakal eğrilik açıları birbirleriyle uyum göstermesine rağmen yanlılık değeri ($+4,3^\circ$) ile alt ve üst uyum sınırları ($-1,1^\circ/+9,7^\circ$), klinik olarak kabul edilebilir farklılık sınırlarının ($\pm 4^\circ$ ve $+4,3^\circ \pm 4^\circ$) çok az dışında yer almakta ve yöntemler arası uyum için belirlenmiş olan iki kriteri sağlamamaktadır.

Çizelge 5.20. GnM ve İnM lomber eğrilik açıları basit doğrusal regresyon analizi sonuçları

Model		Unstandardized Coefficients		Standardized Coefficients	t	Sig. (p)
		B	Std. Error	Beta		
1	(Constant)	5,428	2,167		2,505	0,022
	Ortalamalar ((GnM+İnM)/2)	0,162	0,054	0,577	2,998	0,008
a. Dependent Variable: Farklar (GnM–İnM)						

Regresyon analizi sonuçları ($p=0,008$ ve $B=0,162$) ve Şekil 5.17’de gösterilen Bland-Altman grafiğine göre GnM ve İnM ölçüm sonuçları birbirleriyle uyum göstermemektedir. Aynı zamanda yanlılık değeri ($+11,7^\circ$) ile alt ve üst uyum sınırları ($+5,8^\circ/+17,6^\circ$), klinik olarak kabul edilebilir farklılık sınırları ile ilgili olarak

yöntemler arası uyum için belirlenmiş olan iki kriteri ($\pm 4^\circ$ ve $+11,7^\circ \pm 4^\circ$) sağlamaktan çok uzaktır.

5.2. Gönüllü Katılımcı Ölçüm Sonuçları

Çalışmaya katılan 16 gönüllü katılımcı üzerinde RaG, OmÖS StM, OmÖS LVDT ve İnM ile elde edilen torakal eğrilik açısı sonuçları Çizelge E.3'te, lomber eğrilik açısı sonuçları Çizelge E.4'te, OmÖS StM ile iki hafta arayla ölçüm yapılarak elde edilen torakal ve lomber eğrilik açısı sonuçları ise Çizelge E.5'te verilmektedir.

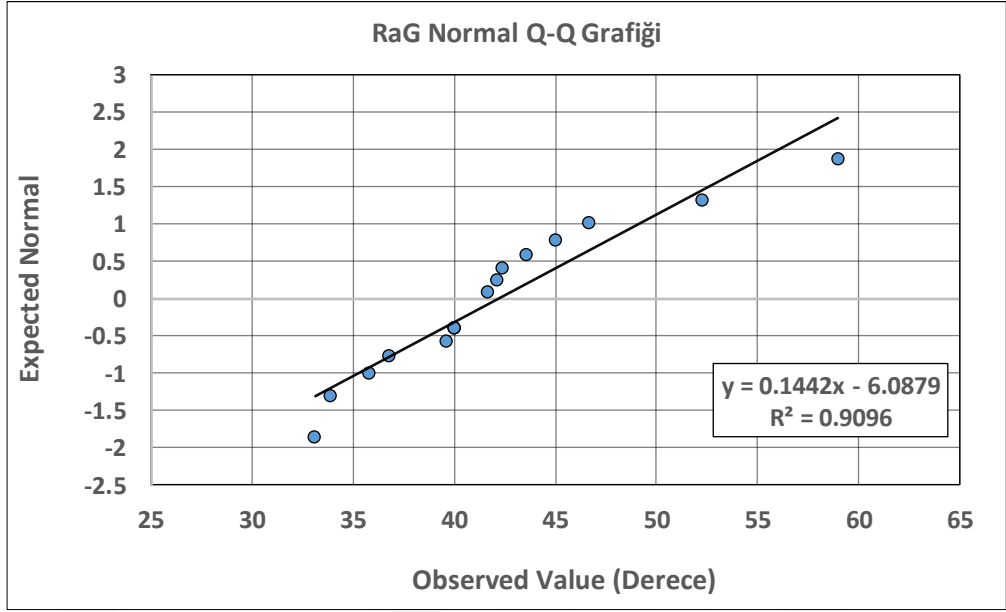
5.2.1. Torakal ve lomber eğrilik açısı sonuçlarının Shapiro-Wilk normallik test sonuçları

Çizelge 5.21'de RaG, OmÖS StM, OmÖS LVDT, OmÖS StM (tekrar) ve İnM torakal eğrilik açılarının Shapiro-Wilk normallik test sonuçları verilmektedir.

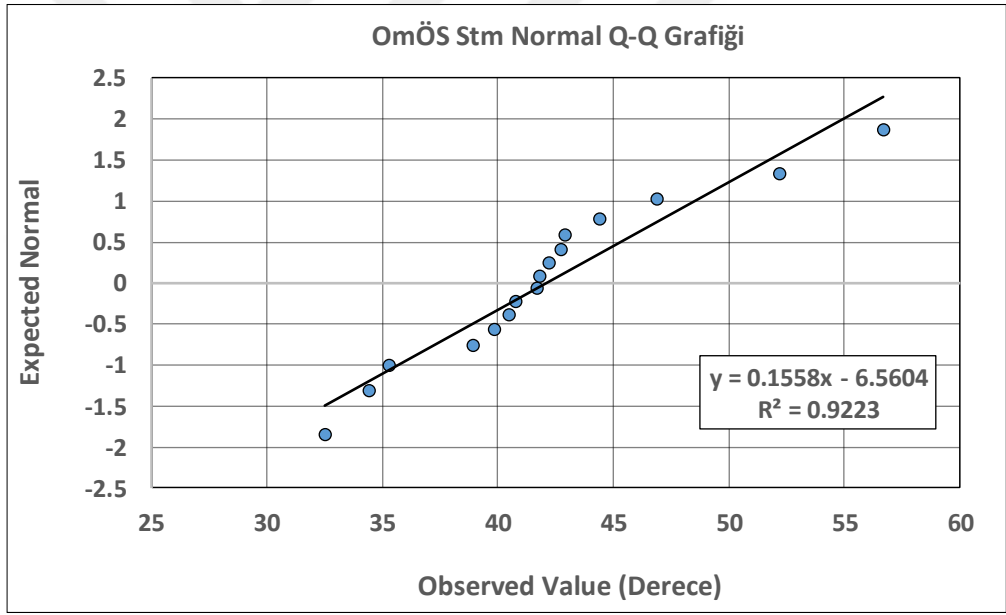
Çizelge 5.21. RaG, OmÖS StM, OmÖS LVDT, OmÖS StM (tekrar) ve İnM torakal eğrilik açıları Shapiro-Wilk normallik test sonuçları

	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig. (p)
RaG	0,163	16	0,200	0,911	16	0,121
OmÖS StM	0,199	16	0,090	0,928	16	0,224
OmÖS LVDT	0,229	16	0,024	0,902	16	0,087
OmÖS StM (tekrar)	0,227	16	0,027	0,898	16	0,075
İnM	0,194	16	0,111	0,895	16	0,066

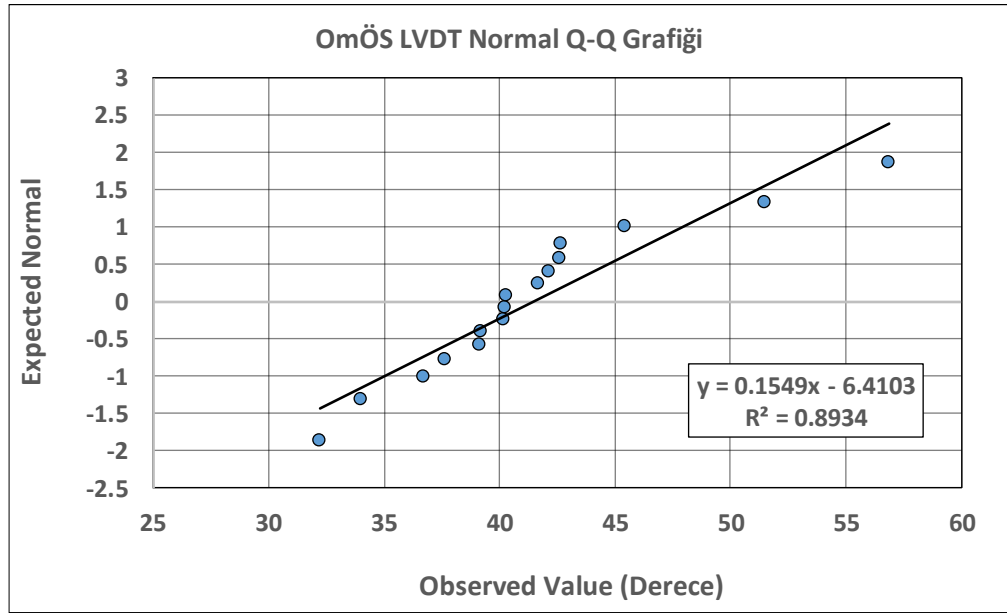
Şekil 5.18- 5.22'de sırasıyla RaG, OmÖS StM, OmÖS LVDT, OmÖS StM (tekrar) ve İnM torakal eğrilik açıları normal Q-Q grafikleri gösterilmektedir.



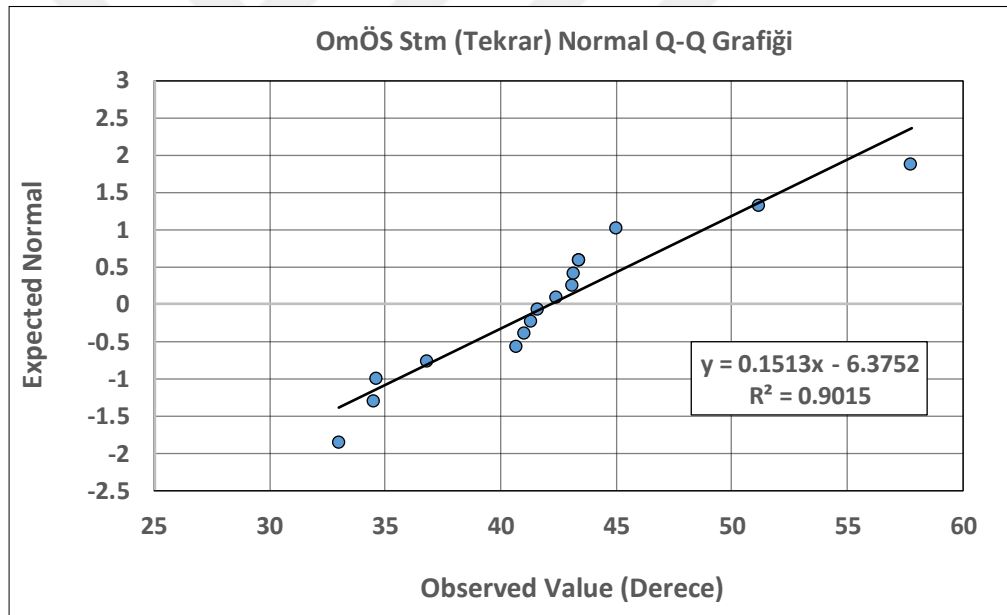
Şekil 5.18. RaG torakal eğrilik açıları normal Q-Q grafiği



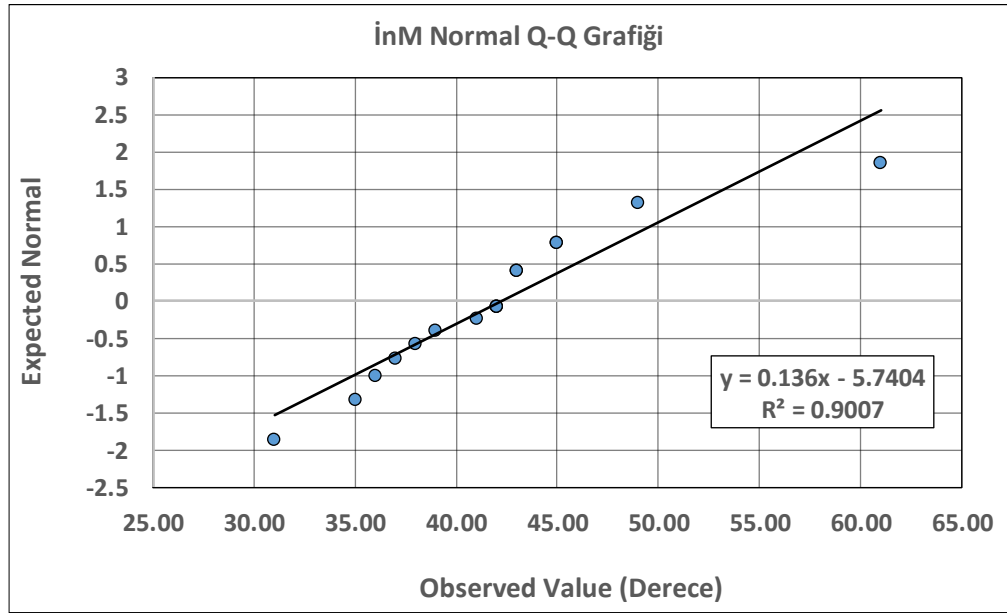
Şekil 5.19. OmÖS StM torakal eğrilik açıları normal Q-Q grafiği



Şekil 5.20. OmÖS LVDT torakal eğrilik açıları normal Q-Q grafiği



Şekil 5.21. OmÖS StM (tekrar) torakal eğrilik açıları normal Q-Q grafiği



Şekil 5.22. İnM torakal eğrilik açıları normal Q-Q grafiği

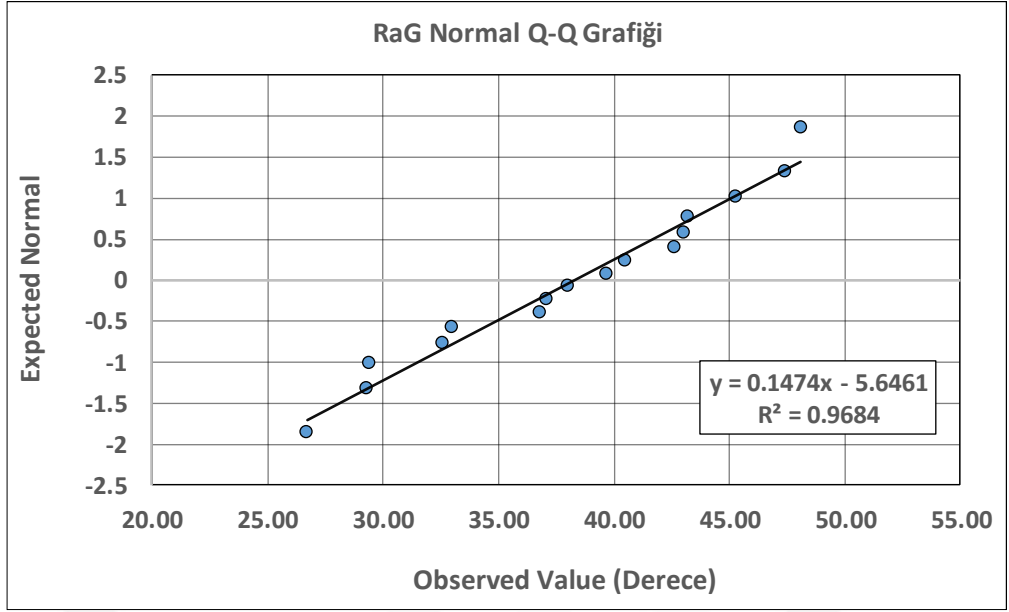
Shapiro-Wilk test sonuçlarına göre p değerleri 0,05'den büyük olduğundan ve Q-Q grafiklerindeki veriler düz bir doğru etrafında yayılım gösterdiğinden torakal bölge veri setlerinin dağılımının normal olduğu sonucuna varılmıştır.

Çizelge 5.22'de RaG, OmÖS StM, OmÖS LVDT, OmÖS StM (tekrar) ve İnM lomber eğrilik açılarının Shapiro-Wilk normallik test sonuçları verilmektedir.

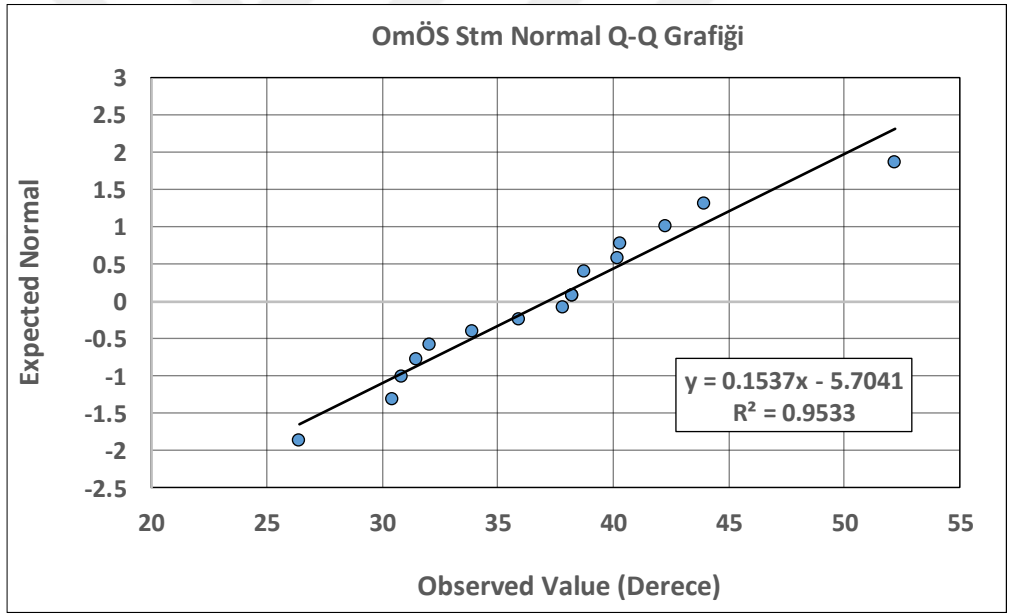
Çizelge 5.22. RaG, OmÖS StM, OmÖS LVDT, OmÖS StM (tekrar) ve İnM lomber eğrilik açıları Shapiro-Wilk normallik test sonuçları

	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig. (p)
RaG	0,117	16	0,200	0,957	16	0,611
OmÖS StM	0,115	16	0,200	0,961	16	0,680
OmÖS LVDT	0,152	16	0,200	0,968	16	0,810
OmÖS StM (tekrar)	0,123	16	0,200	0,952	16	0,522
İnM	0,161	16	0,200	0,966	16	0,764

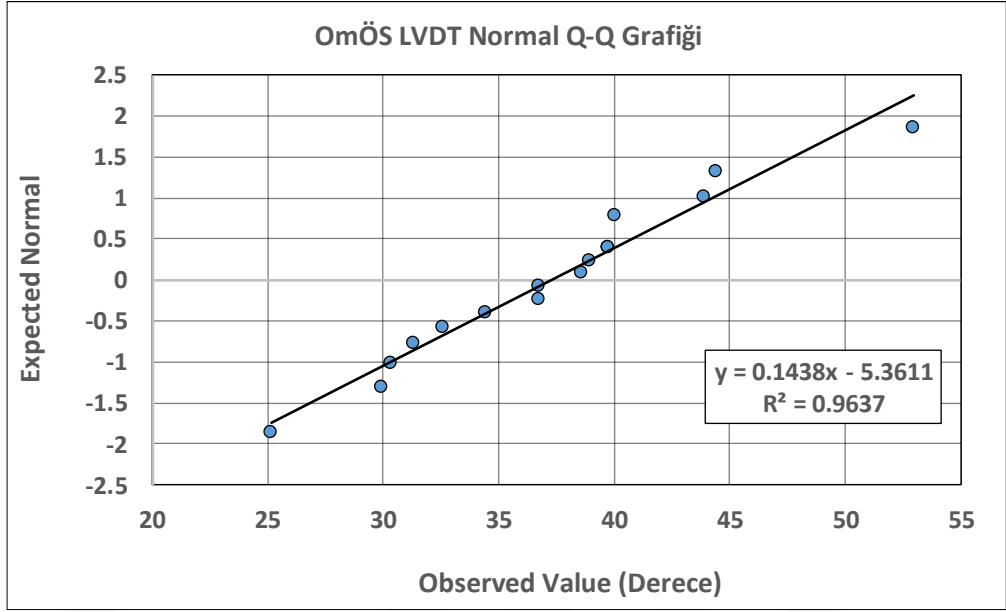
Şekil 5.23- 5.27' de sırasıyla RaG, OmÖS StM, OmÖS LVDT, OmÖS StM (tekrar) ve İnM lomber eğrilik açıları normal Q-Q grafikleri gösterilmektedir.



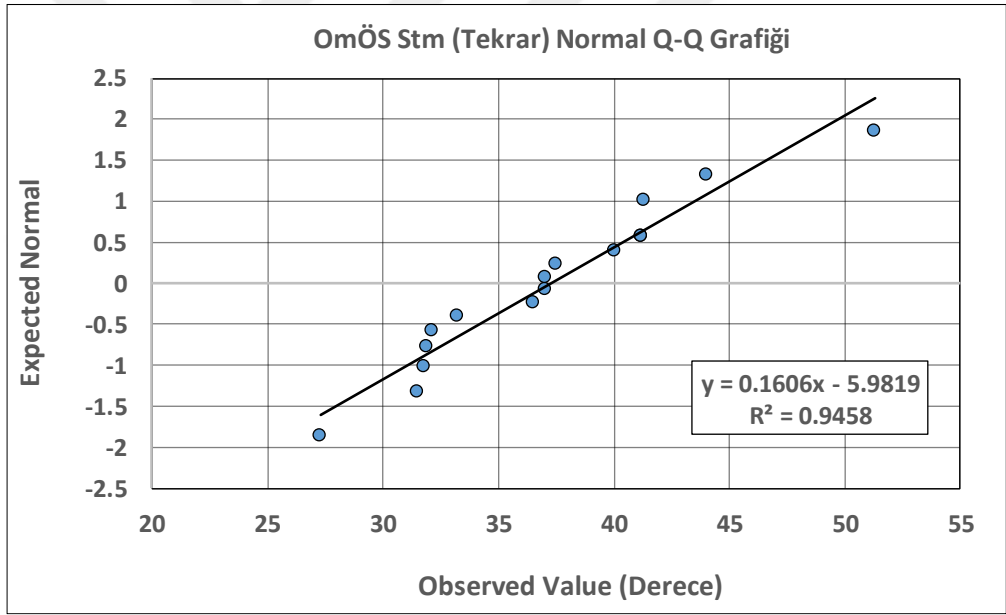
Şekil 5.23. RaG lomber eğrilik açıları normal Q-Q grafiği



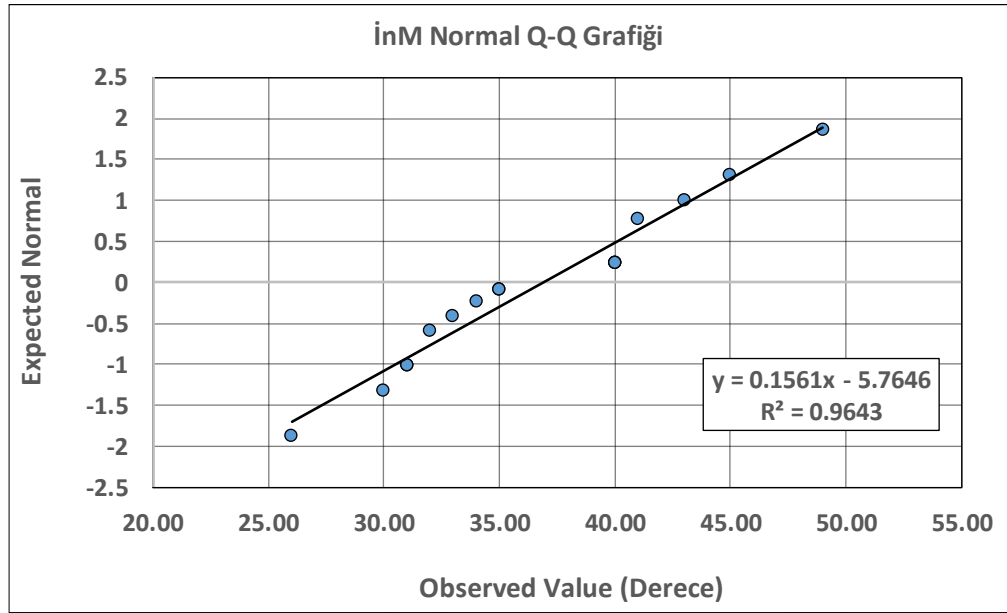
Şekil 5.24. OmÖS StM lomber eğrilik açıları normal Q-Q grafiği



Şekil 5.25. OmÖS LVDT lomber eğrilik açıları normal Q-Q grafiği



Şekil 5.26. OmÖS StM (tekrar) lomber eğrilik açıları normal Q-Q grafiği



Şekil 5.27. İnM lomber eğrilik açıları normal Q-Q grafiği

Shapiro-Wilk test sonuçlarına göre p değerleri 0,05'den büyük olduğundan ve Q-Q grafiklerindeki veriler düz bir doğru etrafında yayılım gösterdiklerinden lomber bölge veri setlerinin dağılımının normal olduğu sonucuna varılmıştır.

5.2.2. OmÖS StM ve OmÖS LVDT torakal ve lomber eğrilik açısı sonuçları ve istatistiksel karşılaştırmaları

OmÖS'ün elektronik ve mekanik bileşenlerinin kalibrasyon kontrolü için eş zamanlı üretilen StM ve LVDT ölçüm verileri ile elde edilen eğrilik açısı sonuçları karşılaştırılmıştır.

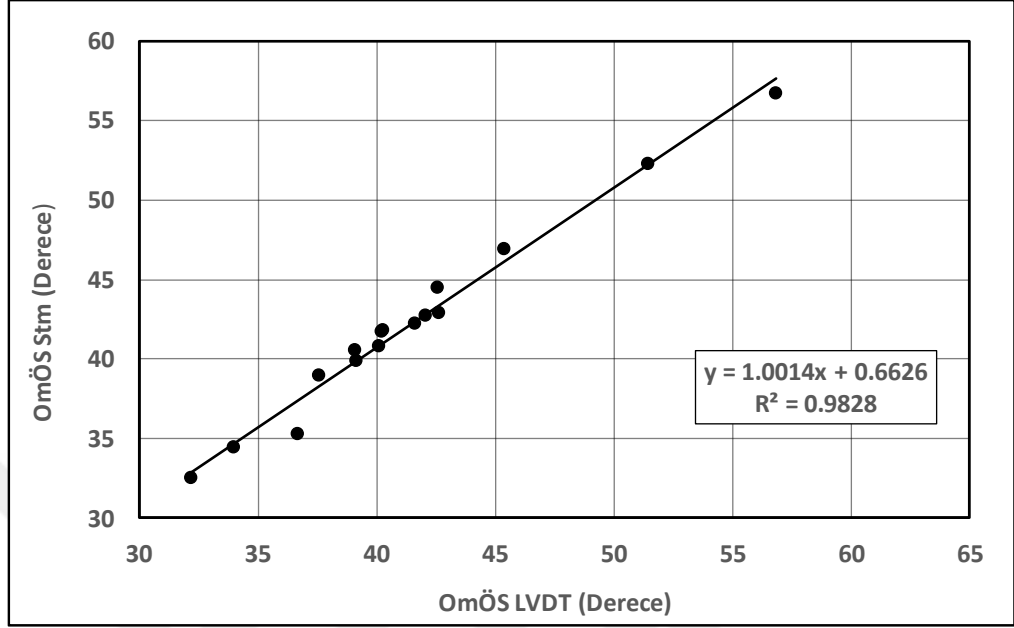
Çizelge 5.23'te OmÖS StM ve OmÖS LVDT torakal eğrilik açılarının ortalama değerleri verilmektedir.

Çizelge 5.23. OmÖS StM ve OmÖS LVDT torakal eğrilik açıları ortalama değerleri

	Ortalama	Std. Sapma	N	Minimum	Maksimum
OmÖS StM	42,12°	6,12°	16	32,50°	56,70°
OmÖS LVDT	41,39°	6,06°	16	32,20°	56,86°

OmÖS StM ve OmÖS LVDT torakal eğrilik açısı ölçüm sonuçlarının saçılım grafikleri Şekil 5.28'de gösterilmektedir. Saçılım grafiklerinden torakal bölge için OmÖS StM

ve OmÖS LVDT eğrilik açısı ölçüm sonuçları arasında doğrusal bir ilişki olduğu anlaşılmaktadır.



Şekil 5.28. OmÖS StM ve OmÖS LVDT torakal eğrilik açıları saçılım grafiği

OmÖS StM ve OmÖS LVDT torakal eğrilik açıları Pearson korelasyon testi sonuçları Çizelge 5.24'te verilmektedir.

Çizelge 5.24. OmÖS StM ve OmÖS LVDT torakal eğrilik açıları Pearson korelasyon testi sonuçları

		OmÖS StM	OmÖS LVDT
OmÖS StM	Pearson Correlation (r)	1	0,991**
	Sig. (2-tailed) (p)		<0,001
	N	16	16
OmÖS LVDT	Pearson Correlation (r)	0,991**	1
	Sig. (2-tailed) (p)	<0,001	
	N	16	16
**. Correlation is significant at the 0,01 level (2-tailed).			

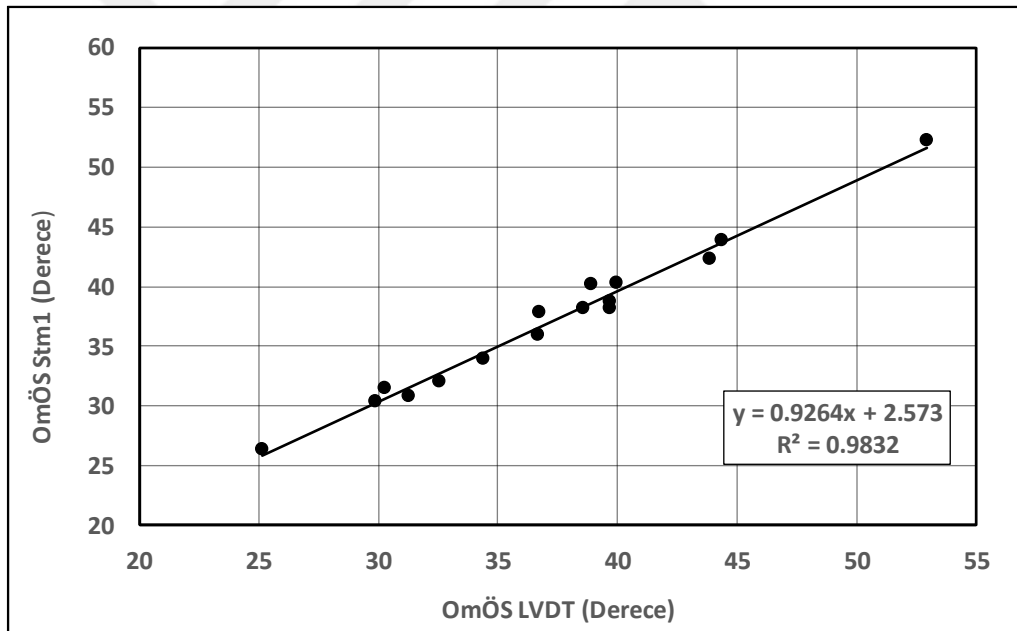
Pearson korelasyon testi korelasyon katsayısı (r) ve anlamlılık (p) değerleri (r=0,991 ve p<0,001) OmÖS StM ve OmÖS LVDT torakal eğrilik açısı sonuçları arasında istatistiksel olarak anlamlı olan çok yüksek bir pozitif doğrusal ilişki olduğunu göstermektedir.

Çizelge 5.25'te OmÖS StM ve OmÖS LVDT lomber eğrilik açılarının ortalama değerleri verilmektedir.

Çizelge 5.25. OmÖS StM ve OmÖS LVDT lomber eğrilik açıları ortalama değerleri

	Ortalama	Std. Sapma	N	Minimum	Maksimum
OmÖS StM	37,04°	6,29°	16	26,40°	52,20°
OmÖS LVDT	37,21°	6,74°	16	25,15°	52,96°

OmÖS StM ve OmÖS LVDT lomber eğrilik açısı ölçüm sonuçlarının saçılım grafikleri Şekil 5.29'da gösterilmektedir. Saçılım grafiklerinden lomber bölge için OmÖS StM ve OmÖS LVDT eğrilik açısı ölçüm sonuçları arasında doğrusal bir ilişki olduğu anlaşılmaktadır.



Şekil 5.29. OmÖS StM ve OmÖS LVDT lomber eğrilik açıları saçılım grafiği

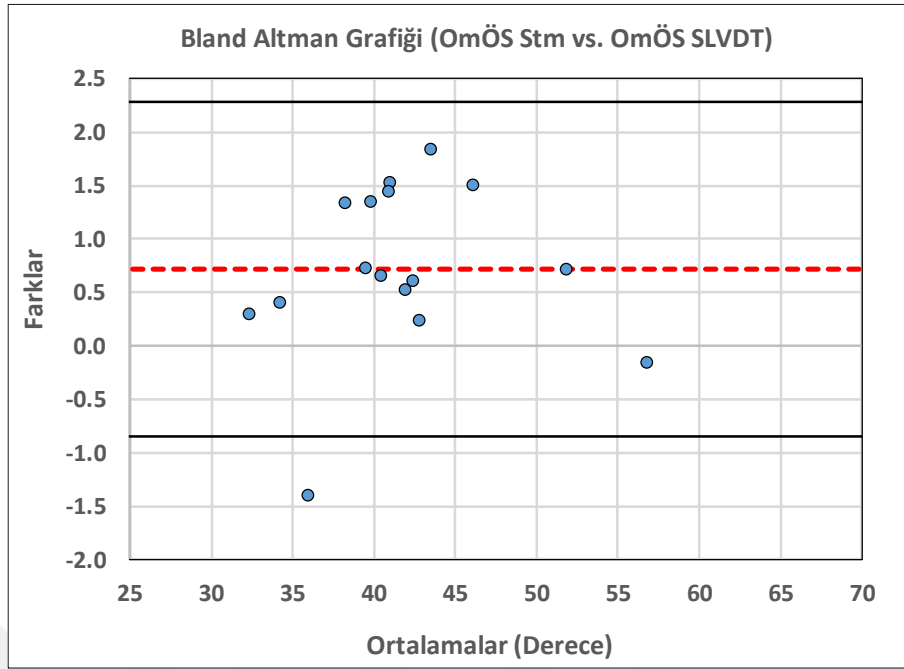
OmÖS StM ve OmÖS LVDT lomber eğrilik açıları Pearson korelasyon testi sonuçları Çizelge 5.26'da verilmektedir.

Çizelge 5.26. OmÖS StM ve OmÖS LVDT lomber eğrilik açıları Pearson korelasyon testi sonuçları

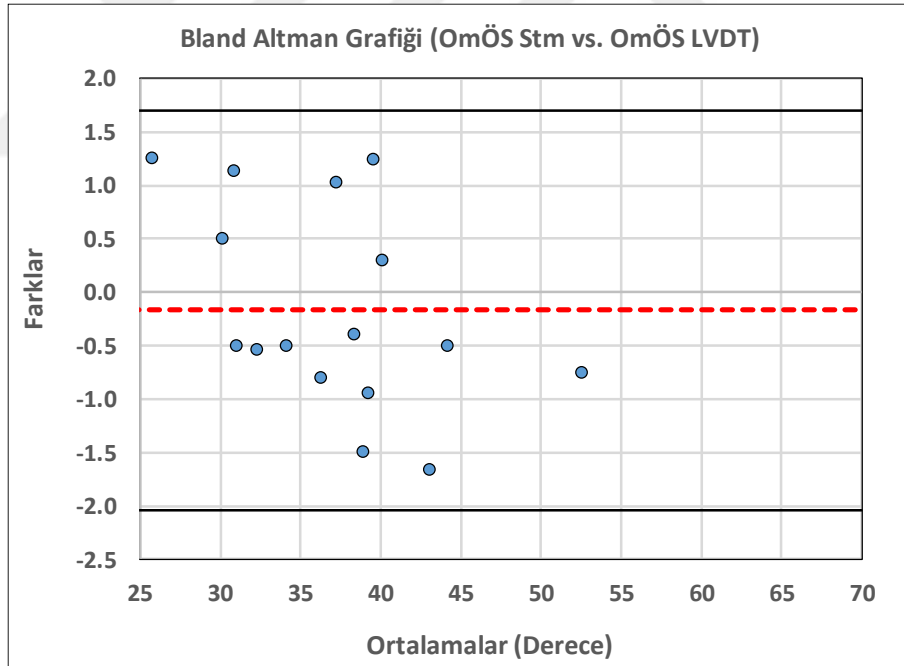
		OmÖS StM	OmÖS LVDT
OmÖS StM	Pearson Correlation (r)	1	0,992**
	Sig. (2-tailed) (p)		<0,001
	N	16	16
OmÖS LVDT	Pearson Correlation (r)	0,992**	1
	Sig. (2-tailed) (p)	<0,001	
	N	16	16
**. Correlation is significant at the 0,01 level (2-tailed).			

Pearson korelasyon testi korelasyon katsayısı (r) ve anlamlılık (p) değerleri ($r=0,992$ ve $p<0,001$) OmÖS StM ve OmÖS LVDT lomber eğrilik açısı sonuçları arasında istatistiksel olarak anlamlı olan çok yüksek bir pozitif doğrusal ilişki olduğunu göstermektedir.

OmÖS StM ve OmÖS LVDT eğrilik açıları arasındaki uyumu doğrulamak için Bland-Altman analizi uygulanmış ve Şekil 5.30'daki grafikler elde edilmiştir. Bland-Altman analizine göre torakal eğrilik açıları için yanlılık değeri $+0,72^\circ$, standart sapması $0,80^\circ$ ve %95 güven aralığı alt ve üst uyum sınırları $-0,85^\circ/+2,29^\circ$ dir. Lomber eğrilik açıları için yanlılık değeri $-0,17^\circ$, standart sapması $0,95^\circ$ ve %95 güven aralığı alt ve üst uyum sınırları $-2,04^\circ/+1,70^\circ$ dir.



(a)



(b)

Şekil 5.30. OmÖS StM ve OmÖS LVDT (a) torakal ve (b) lomber eğrilik açıları uyum sınırlarını gösteren Bland-Altman grafiği

Çizelge 5.27’de OmÖS StM ve OmÖS LVDT torakal eğrilik açıları basit doğrusal regresyon analizi sonuçları verilmektedir.

Çizelge 5.27. OmÖS StM ve OmÖS LVDT torakal eğrilik açıları basit doğrusal regresyon analizi sonuçları

Model		Unstandardized Coefficients		Standardized Coefficients	t	Sig. (p)
		B	Std. Error	Beta		
1	(Constant)	0,299	1,482		0,202	0,843
	Ortalamalar ((OmÖS StM+OmÖS LVDT)/2)	0,010	0,035	0,077	0,288	0,778
a. Dependent Variable: Farklar (OmÖS StM–OmÖS LVDT)						

Regresyon analizi sonuçlarına ($p=0,778$ ve $B=0,010$) ve Şekil 5.30’da gösterilen Bland-Altman grafiğine göre OmÖS StM ve OmÖS LVDT torakal eğrilik açıları bir veri haricinde birbirleriyle uyum göstermekte; yanlılık değeri ($+0,72^\circ$) ile alt ve üst uyum sınırları ($-0,85^\circ/+2,29^\circ$), klinik olarak kabul edilebilir farklılık sınırları ile ilgili olarak yöntemler arası uyum için belirlenmiş olan iki kriteri ($\pm 4^\circ$ ve $+0,72^\circ \pm 5^\circ$) sağlamakta ve OmÖS’te yer alan elektronik ve mekanik bileşenlerin kalibrasyonunu doğrulamaktadır.

Çizelge 5.28’de OmÖS StM ve OmÖS LVDT lomber eğrilik açıları basit doğrusal regresyon analizi sonuçları verilmektedir.

Çizelge 5.28. OmÖS StM ve OmÖS LVDT lomber eğrilik açıları basit doğrusal regresyon analizi sonuçları

Model		Unstandardized Coefficients		Standardized Coefficients	t	Sig. (p)
		B	Std. Error	Beta		
1	(Constant)	2,368	1,308		1,811	0,092
	Ortalamalar ((OmÖS StM+OmÖS LVDT)/2)	0,068	0,035	-0,465	-1,965	0,070
a. Dependent Variable: Farklar (OmÖS StM–OmÖS LVDT)						

Regresyon analizi sonuçlarına ($p=0,070$ ve $B=0,068$) ve Şekil 5.30’da gösterilen Bland-Altman grafiğine göre OmÖS StM ve OmÖS LVDT lomber eğrilik açıları birbirleriyle uyum göstermekte; yanlılık değeri ($-0,17^\circ$) ile alt ve üst uyum sınırları ($-2,04^\circ/+1,70^\circ$), klinik olarak kabul edilebilir farklılık sınırları ile ilgili olarak yöntemler

arası uyum için belirlenmiş olan iki kriteri ($\pm 4^\circ$ ve $-0,17^\circ \pm 5^\circ$) sağlamakta ve OmÖS'te yer alan elektronik ve mekanik bileşenlerin kalibrasyonunu doğrulamaktadır.

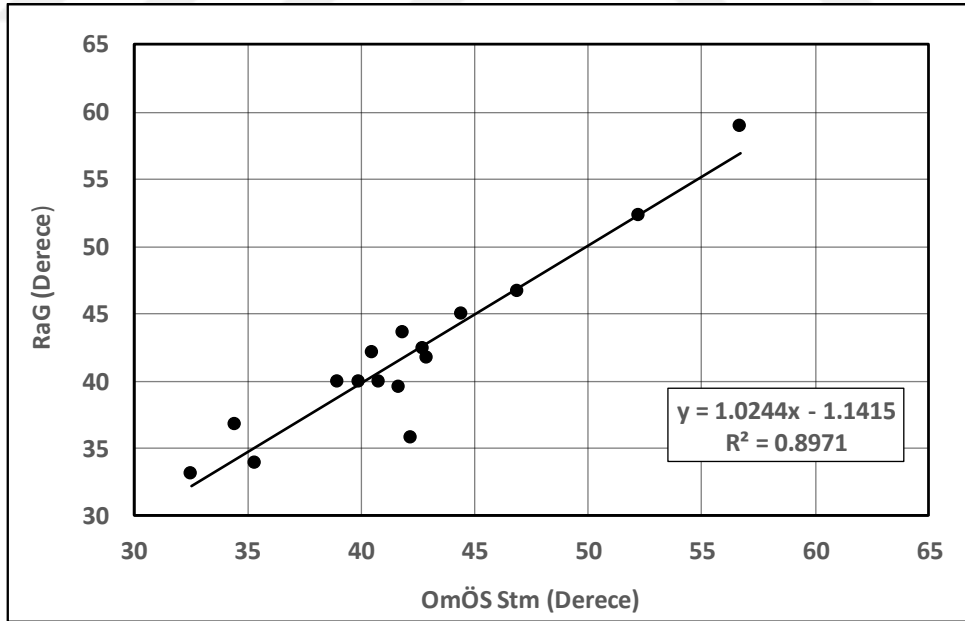
5.2.3. RaG ve OmÖS torakal ve lomber eğrilik açısı sonuçları ve istatistiksel karşılaştırmaları

Çizelge 5.29'da RaG ve OmÖS StM torakal eğrilik açılarının ortalama değerleri verilmektedir.

Çizelge 5.29. RaG ve OmÖS StM torakal eğrilik açıları ortalama değerleri

	Ortalama	Std. Sapma	N	Minumum	Maksimum
RaG	42,00°	6,62°	16	33,10°	59,00°
OmÖS StM	42,12°	6,12°	16	32,50°	56,70°

RaG ve OmÖS StM torakal eğrilik açısı ölçüm sonuçlarının saçılım grafikleri Şekil 5.31'de gösterilmektedir. Saçılım grafiklerinden torakal bölge için RaG ve OmÖS StM eğrilik açısı ölçüm sonuçları arasında doğrusal bir ilişki olduğu anlaşılmaktadır.



Şekil 5.31. RaG ve OmÖS StM torakal eğrilik açıları saçılım grafiği

RaG ve OmÖS StM torakal eğrilik açıları Pearson korelasyon testi sonuçları Çizelge 5.30'da verilmektedir.

Çizelge 5.30. RaG ve OmÖS StM torakal eğrilik açıları Pearson korelasyon analizi sonuçları

		RaG	OmÖS StM
RaG	Pearson Correlation (r)	1	0,947**
	Sig. (2-tailed) (p)		<0,001
	N	16	16
OmÖS StM	Pearson Correlation (r)	0,947**	1
	Sig. (2-tailed) (p)	<0,001	
	N	16	16
*. Correlation is significant at the 0,01 level (2-tailed).			

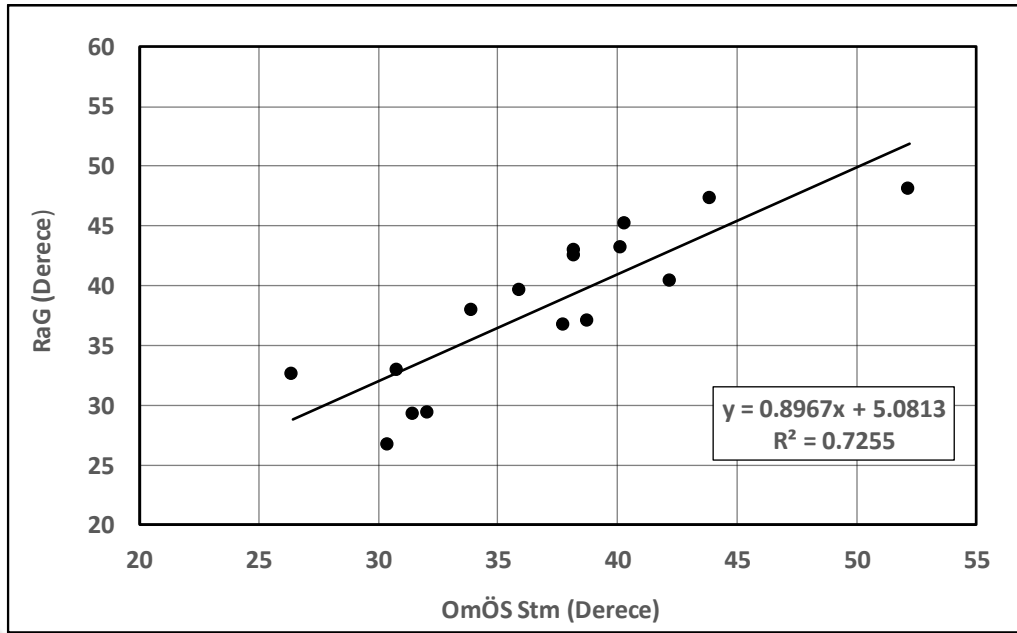
Pearson korelasyon testi korelasyon katsayısı (r) ve anlamlılık (p) değerleri (r=0,947 ve p<0,001) RaG ve OmÖS StM torakal eğrilik açısı sonuçları arasında istatistiksel olarak anlamlı olan çok yüksek bir pozitif doğrusal ilişki olduğunu göstermektedir.

Çizelge 5.31’de RaG ve OmÖS StM lomber eğrilik açılarının ortalama değerleri verilmektedir.

Çizelge 5.31. RaG ve OmÖS StM lomber eğrilik açıları ortalama değerleri

	Ortalama	Std. Sapma	N	Minumum	Maksimum
RaG	38,29°	6,63°	16	26,70°	48,10°
OmÖS StM	37,04°	6,29°	16	26,40°	52,20°

RaG ve OmöS StM lomber eğrilik açısı ölçüm sonuçlarının saçılım grafikleri Şekil 5.32’de gösterilmektedir. Saçılım grafiklerinden lomber bölge için RaG ve OmÖS StM eğrilik açısı ölçüm sonuçları arasında güçlü olmasa da doğrusal bir ilişki olduğu anlaşılmaktadır.



Şekil 5.32. RaG ve OmÖS StM lomber eğrilik açıları saçılım grafiği

RaG ve OmÖS StM lomber eğrilik açıları Pearson korelasyon testi sonuçları Çizelge 5.32’ de verilmektedir.

Çizelge 5.32. RaG ve OmÖS StM lomber eğrilik açıları Pearson korelasyon analizi sonuçları

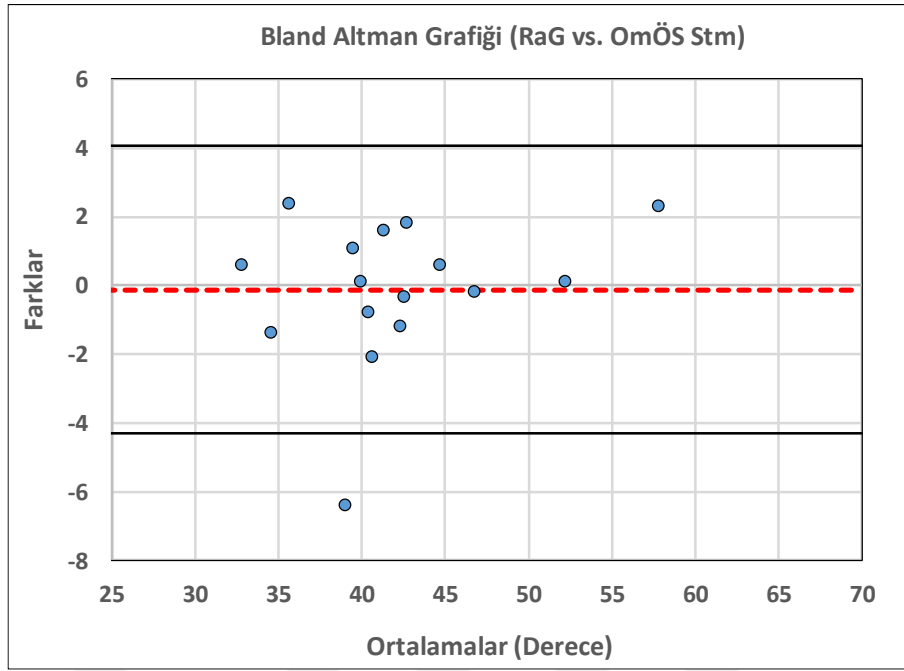
		RaG	OmÖS StM
RaG	Pearson Correlation (r)	1	0,852**
	Sig. (2-tailed) (p)		<0,001
	N	16	16
OmÖS StM	Pearson Correlation (r)	0,852**	1
	Sig. (2-tailed) (p)	<0,001	
	N	16	16
*. Correlation is significant at the 0,01 level (2-tailed).			

Pearson korelasyon testi korelasyon katsayısı (r) ve anlamlılık (p) değerleri (r=0,852 ve p<0,001) RaG ve OmÖS StM lomber eğrilik açısı sonuçları arasında istatistiksel olarak anlamlı olan çok güçlüye yakın bir pozitif doğrusal ilişki olduğunu göstermektedir.

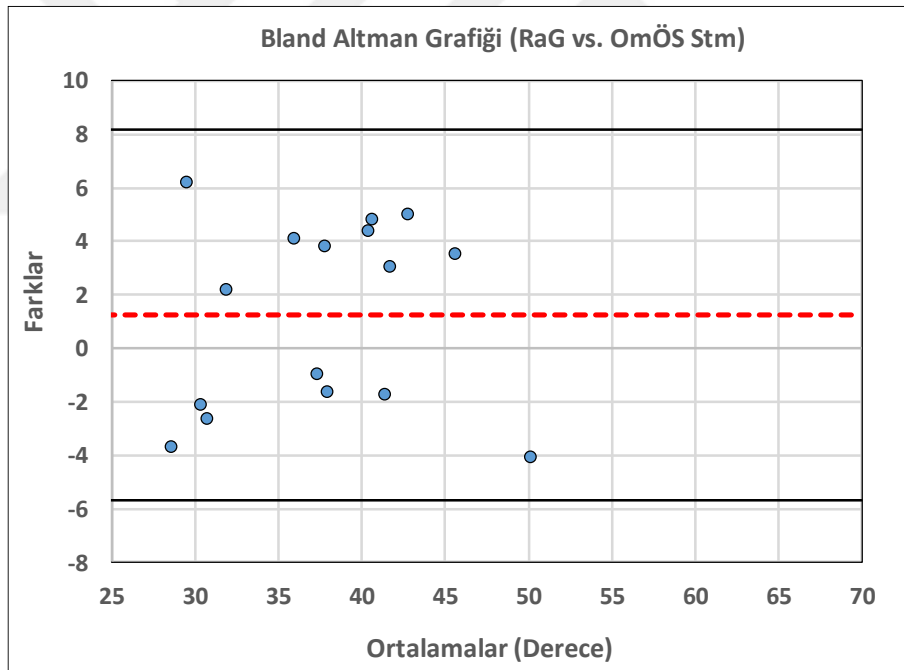
RaG ve OmÖS StM eğrilik açıları arasındaki uyumu doğrulamak için Bland-Altman analizi uygulanmış ve Şekil 5.33’deki grafikler elde edilmiştir. Bland-Altman

analizine göre torakal eğrilik açıları için yanlılık değeri $-0,12^{\circ}$, standart sapması $2,13^{\circ}$ ve %95 güven aralığı alt ve üst uyum sınırları $-4,29^{\circ}/+4,06^{\circ}$ dir. Lomber eğrilik açıları için yanlılık değeri $+1,25^{\circ}$, standart sapması $3,53^{\circ}$ ve %95 güven aralığı alt ve üst uyum sınırları $-5,67^{\circ}/+8,18^{\circ}$ dir.





(a)



(b)

Şekil 5.33. RaG ve OmÖS StM (a) torakal ve (b) lomber eğrilik açıları Bland-Altman grafiği

Çizelge 5.33’ te RaG ve OmÖS StM torakal eğrilik açıları basit doğrusal regresyon analizi sonuçları verilmektedir.

Çizelge 5.33. RaG ve OmÖS StM torakal eğrilik açıları basit doğrusal regresyon analizi sonuçları

Model		Unstandardized Coefficients		Standardized Coefficients	t	Sig. (p)
		B	Std. Error	Beta		
1	(Constant)	-3,499	3,736		-0,936	0,365
	Ortalamalar ((RaG+OmÖS StM)/2)	0,080	0,088	0,238	0,915	0,376
a. Dependent Variable: Farklar (RaG–OmÖS StM)						

Regresyon analizi sonuçlarına ($p=0,376$ ve $B=0,080$) ve Şekil 5.33’de gösterilen Bland-Altman grafiğine göre bir veri haricinde RaG ile OmÖS StM torakal eğrilik açıları birbirleriyle uyum göstermektedir. Ayrıca torakal eğrilik açısı için yanlılık değeri ($-0,12^\circ$) ile alt ve üst uyum sınırları ($-4,29^\circ/+4,06^\circ$), klinik olarak kabul edilebilir farklılık sınırlarıyla ilgili olarak yöntemler arası uyum için belirlenmiş olan iki kriteri ($\pm 4^\circ$ ve $-0,12^\circ \pm 5^\circ$) sağlamaktadır.

Çizelge 5.34’te RaG ve OmÖS StM lomber eğrilik açısı basit doğrusal regresyon analizi sonuçları verilmektedir.

Çizelge 5.34. RaG ve OmÖS StM lomber eğrilik açıları basit doğrusal regresyon analizi sonuçları

Model		Unstandardized Coefficients		Standardized Coefficients	t	Sig. (p)
		B	Std. Error	Beta		
1	(Constant)	-0,836	5,765		-0,145	0,887
	Ortalamalar ((RaG+OmÖS StM)/2)	0,055	0,151	0,098	0,367	0,719
a. Dependent Variable: Farklar (RaG–OmÖS StM)						

Regresyon analizi sonuçlarına ($p=0,719$ ve $B=0,055$) ve Şekil 5.33’te gösterilen Bland-Altman grafiğine göre RaG ile OmÖS StM lomber eğrilik açıları birbirleriyle uyum göstermesine ve yanlılık değeri ($+1,25^\circ$), birinci kriterde ifade edilen klinik olarak kabul edilebilir yanlılık değer aralığında ($\pm 4^\circ$) yer almasına rağmen alt ve üst uyum sınırları ($-5,67^\circ/+8,18^\circ$), klinik olarak kabul edilebilir farklılık sınırlarının

($+1,25^{\circ} \pm 5^{\circ}$) dışında yer almakta ve yöntemler arası uyum için belirlenmiş olan ikinci kriteri sağlamamaktadır.

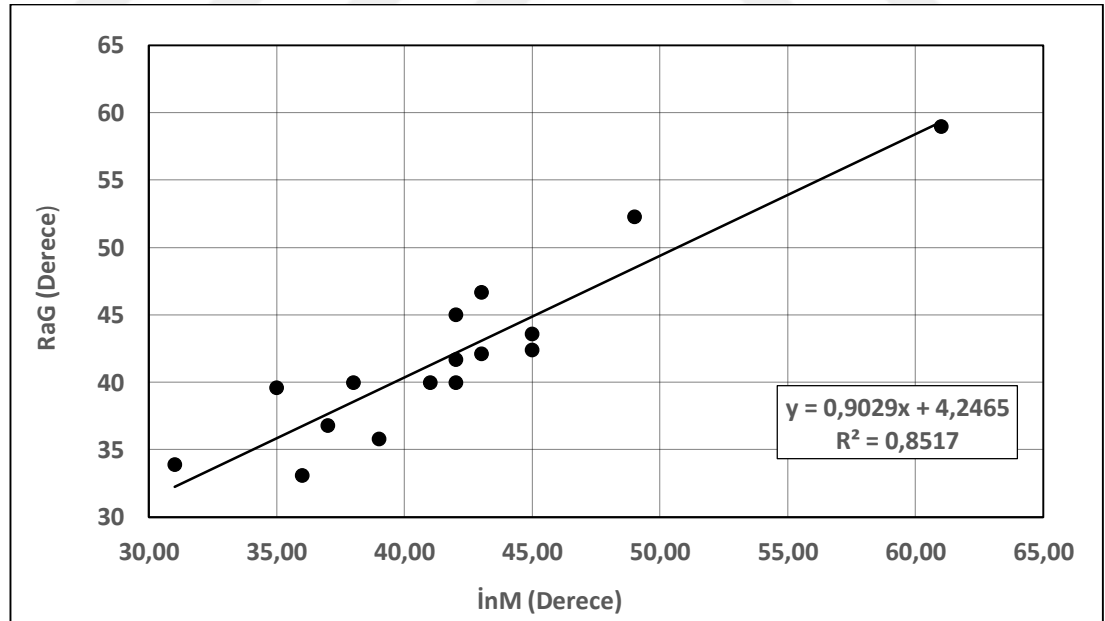
5.2.4. RaG ve İnM torakal ve lomber eğrilik açısı sonuçları ve istatistiksel karşılaştırmaları

Çizelge 5.35’de RaG ve İnM torakal eğrilik açılarının ortalama değerleri verilmektedir.

Çizelge 5.35. RaG ve İnM torakal eğrilik açıları ortalama değerleri

	Ortalama	Std. Sapma	N	Minumum	Maksimum
RaG	42,00°	6,62°	16	33,10°	59,00°
İnM	41,81°	6,77°	16	31,00°	61,00°

RaG ve İnM torakal eğrilik açısı ölçüm sonuçlarının saçılım grafikleri Şekil 5.34’te gösterilmektedir. Saçılım grafiklerinden torakal bölge için RaG ve İnM eğrilik açısı ölçüm sonuçları arasında doğrusal bir ilişki olduğu anlaşılmaktadır.



Şekil 5.34. RaG ve İnM torakal eğrilik açıları saçılım grafiği

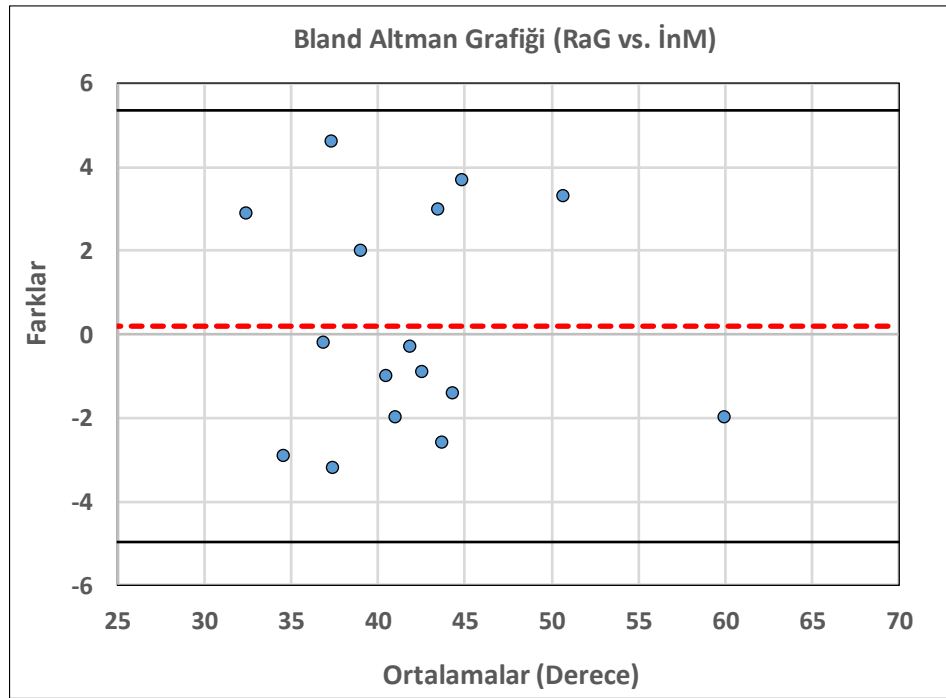
Çizelge 5.36’da RaG ve İnM torakal eğrilik açıları Pearson korelasyon testi sonuçları verilmektedir.

Çizelge 5.36. RaG ve İnM torakal eğrilik açıları Pearson korelasyon testi sonuçları

		RaG	İnM
RaG	Pearson Correlation (r)	1	0,923**
	Sig. (2-tailed) (p)		<0,001
	N	16	16
İnM	Pearson Correlation (r)	0,923**	1
	Sig. (2-tailed) (p)	<0,001	
	N	16	16
*. Correlation is significant at the 0,01 level (2-tailed).			

Pearson korelasyon testi korelasyon katsayısı (r) ve anlamlılık (p) değerleri (r=0,923 ve p<0,001) RaG ve İnM torakal eğrilik açısı sonuçları arasında istatistiksel olarak anlamlı olan çok yüksek bir pozitif doğrusal ilişki olduğunu göstermektedir.

RaG ve İnM torakal eğrilik açıları arasında istatistiksel olarak anlamlı olan çok yüksek bir pozitif doğrusal ilişki elde edilmiş olmasına rağmen aralarındaki uyumu doğrulamak için Bland-Altman analizi uygulanmış ve Şekil 5.35'deki grafik elde edilmiştir



Şekil 5.35 RaG ve İnM torakal eğrilik açıları Bland-Altman grafiği

Bland-Altman analizine göre torakal eğrilik açıları için yanlılık değeri $+0,19^\circ$, standart sapması $2,63^\circ$ ve %95 güven aralığı alt ve üst uyum sınırları $-4,97^\circ/+5,35^\circ$ dir.

RaG ve İnM torakal eğrilik açıları basit doğrusal regresyon analizi sonuçları Çizelge 5.37’de verilmektedir.

Çizelge 5.37. RaG ve İnM torakal eğrilik açıları basit doğrusal regresyon analizi sonuçları

Model		Unstandardized Coefficients		Standardized Coefficients	t	Sig. (p)
		B	Std. Error	Beta		
1	(Constant)	1,141	4,536		0,251	0,805
	Ortalamalar ((RaG+İnM)/2)	-0,023	0,107	-0,057	-0,213	0,835
a. Dependent Variable: Farklar (RaG–İnM)						

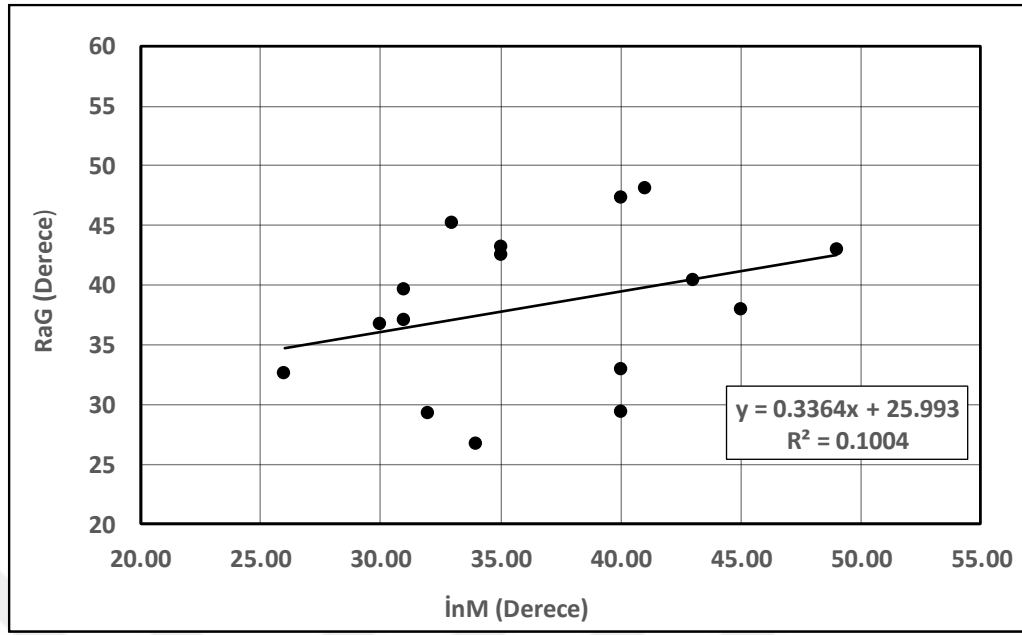
Regresyon analizi sonuçları ($p=0,835$ ve $B=-0,023$) ve Bland-Altman grafiği sonuçları birlikte değerlendirildiğinde, torakal eğrilik açıları için RaG ve İnM ölçüm sonuçları birbirleriyle uyum göstermesine ve yanlılık değeri ($+0,19^\circ$), birinci kriterde ifade edilen klinik olarak kabul edilebilir yanlılık değer aralığında ($\pm 4^\circ$) yer almasına rağmen alt ve üst uyum sınırları ($-4,97^\circ/+5,35^\circ$), klinik olarak kabul edilebilir farklılık sınırlarının ($+0,19^\circ \pm 5^\circ$) hemen dışında yer almakta ve yöntemler arası uyum için belirlenmiş olan ikinci kriteri sağlamamaktadır.

Çizelge 5.38’de RaG ve İnM lomber eğrilik açılarının ortalama değerleri verilmektedir.

Çizelge 5.38. RaG ve İnM lomber eğrilik açıları ortalama değerleri

	Ortalama	Std. Sapma	N	Minumum	Maksimum
RaG	38,29°	6,63°	16	26,70°	48,10°
İnM	36,56°	6,24°	16	26,00°	49,00°

RaG ve İnM lomber eğrilik açısı ölçüm sonuçlarının saçılım grafikleri Şekil 5.36’da gösterilmektedir. Saçılım grafiklerinden lomber bölge için RaG ve İnM eğrilik açısı ölçüm sonuçları arasında çok zayıf bir pozitif doğrusal ilişki olduğu anlaşılmaktadır.



Şekil 5.36. RaG ve İnM lomber eğrilik açıları saçılım grafiği

RaG ve İnM lomber eğrilik açıları Pearson korelasyon testi sonuçları Çizelge 5.39’da verilmektedir.

Çizelge 5.39. RaG ve İnM lomber eğrilik açıları Pearson korelasyon testi sonuçları

		RaG	İnM
RaG	Pearson Correlation (r)	1	0,317
	Sig. (2-tailed) (p)		0,232
	N	16	16
İnM	Pearson Correlation (r)	0,317	1
	Sig. (2-tailed) (p)	0,232	
	N	16	16

Pearson korelasyon testi korelasyon katsayısı (r) ve anlamlılık (p) değerleri (r=0,317 ve p=0,232) RaG ve İnM lomber eğrilik açısı sonuçları arasında istatistiksel olarak anlamlı olmayan çok zayıf bir pozitif doğrusal ilişki olduğunu göstermektedir.

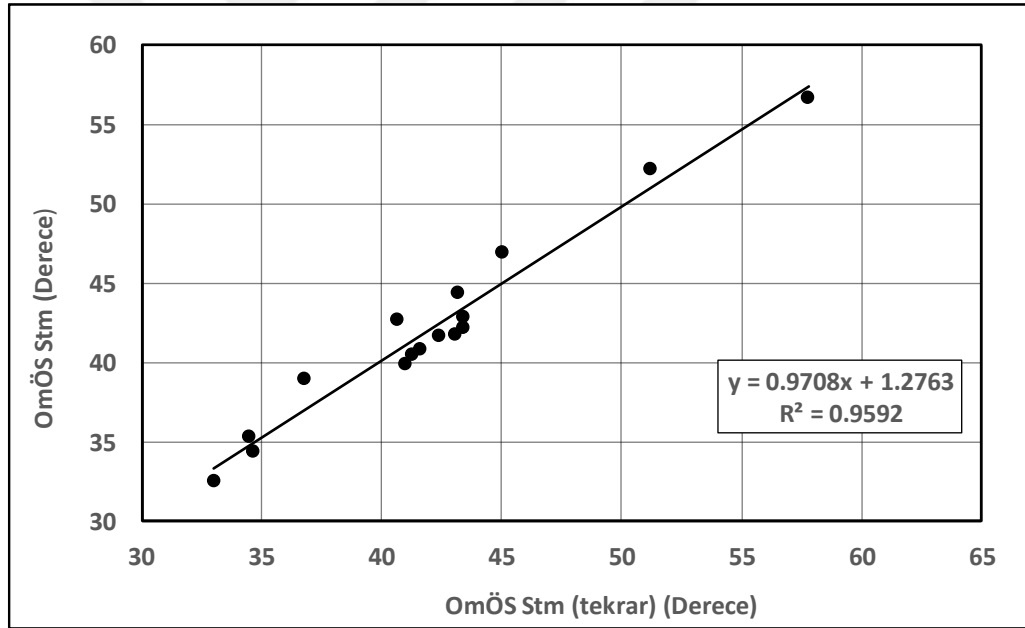
5.2.5. Aynı değerlendirici/iki hafta aralı OmÖS StM torakal ve lomber eğrilik açısı sonuçları ve istatistiksel karşılaştırmaları

Çizelge 5.40’da OmÖS StM ve OmÖS StM (tekrar) torakal eğrilik açılarının ortalama değerleri verilmektedir.

Çizelge 5.40. OmÖS StM ve OmÖS StM (tekrar) torakal eğrilik açıları ortalama değerleri

	Ortalama	Std. Sapma	N	Minimum	Maksimum
OmÖS StM	42,12°	6,12°	16	32,50°	56,70°
OmÖS StM (tekrar)	42,07°	6,17°	16	33,01°	57,08°

OmÖS StM ve OmÖS StM (tekrar) torakal eğrilik açısı ölçüm sonuçlarının saçılım grafikleri Şekil 5.37’de gösterilmektedir. Saçılım grafiklerinden torakal bölge için OmÖS StM ve OmÖS StM (tekrar) eğrilik açısı ölçüm sonuçları arasında doğrusal bir ilişki olduğu anlaşılmaktadır.



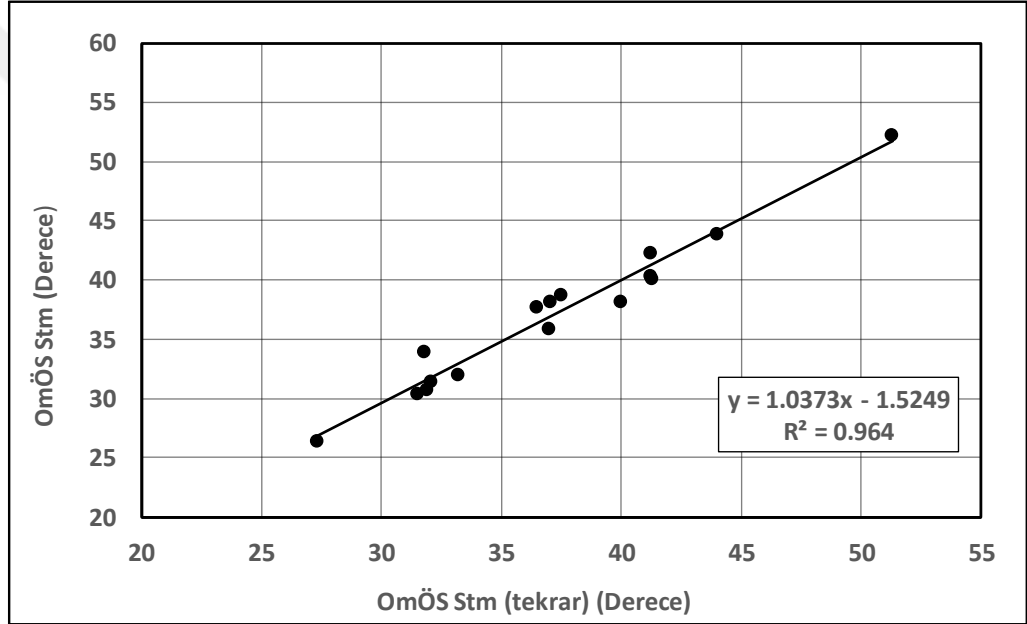
Şekil 5.37. OmÖS StM ve OmÖS StM (tekrar) torakal eğrilik açıları saçılım grafiği

Çizelge 5.41’de OmÖS StM ve OmÖS StM (tekrar) lomber eğrilik açılarının ortalama değerleri verilmektedir.

Çizelge 5.41. OmÖS StM ve OmÖS StM (tekrar) lomber eğrilik açıları ortalama değerleri

	Ortalama	Std. Sapma	N	Minimum	Maksimum
OmÖS StM	37,04°	6,29°	16	26,40°	52,20°
OmÖS StM (tekrar)	37,18°	5,96°	16	27,3°	51,3°

OmÖS StM ve OmÖS StM (tekrar) lomber eğrilik açısı ölçüm sonuçlarının saçılım grafikleri Şekil 5.38’de gösterilmektedir. Saçılım grafiklerinden lomber bölge için OmÖS StM ve OmÖS StM (tekrar) eğrilik açısı ölçüm sonuçları arasında doğrusal bir ilişki olduğu anlaşılmaktadır.



Şekil 5.38. OmÖS StM ve OmÖS StM (tekrar) lomber eğrilik açıları saçılım grafiği

OmÖS StM ve OmÖS StM (tekrar) torakal ve lomber eğrilik açıları arasında bağımlı örneklem t-testi (paired samples t test) uygulanmış ve sınıf içi korelasyon analizi gerçekleştirilmiştir. OmÖS StM ve OmÖS StM (tekrar) torakal ve lomber eğrilik açıları normal dağılım gösterdiğinden ve eşit varyanslara sahip olduğundan bağımlı örneklem t-testi için gerekli olan ön şartları sağlamaktadır.

Torakal eğrilik açısı için bağımlı örneklem t-testi sonuçları Çizelge 5.42’de, sınıf içi korelasyon analizi sonuçları ise Çizelge 5.43’te verilmektedir.

Çizelge 5.42. Aynı değerlendirici/iki hafta aralı OmÖS StM ve OmÖS StM (tekrar) torakal eğrilik açılarının bağımlı örneklem t-testi sonuçları

Paired Samples Test							
		Paired Differences					
		Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	t	df	Sig. (2-tailed) (p)
Pair 1	OmÖS StM – OmÖS StM (tekrar)	0,05000	1,24950	0,31238	0,160	15	0,875

Çizelge 5.43. Aynı değerlendirici/iki hafta aralı OmÖS StM ve OmÖS StM (tekrar) torakal eğrilik açılarının sınıf içi korelasyon analizi sonuçları

Intraclass Correlation Coefficient							
	Intraclass Correlation ^b	95% Confidence Interval		F Test with True Value 0			
		Lower Bound	Upper Bound	Value	df1	df2	Sig (p)
Single Measures	0,979 ^a	0,942	0,993	95,794	15	15	<0,001
Average Measures (r)	0,990 ^c	0,970	0,996	95,794	15	15	<0,001
Two-way mixed effects model where people effects are random and measures effects are fixed.							
a. The estimator is the same, whether the interaction effect is present or not.							
b. Type C intraclass correlation coefficients using a consistency definition. The between-measure variance is excluded from the denominator variance.							
c. This estimate is computed assuming the interaction effect is absent, because it is not estimable otherwise.							

Bağımlı örneklem t-testi (p=0,875) ve sınıf içi korelasyon katsayısı analizi (r=0,990 ve p<0,001) iki hafta arayla elde edilen OmÖS StM ve OmÖS StM (tekrar) torakal eğrilik açıları sonuçları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadığını ve sonuçların birbirleriyle uyumun çok iyi düzeyde olduğunu göstermektedir.

Lomber eğrilik açısı için bağımlı örneklem t-testi sonuçları Çizelge 5.44’de, sınıf içi korelasyon analizi sonuçları ise Çizelge 5.45’te verilmektedir.

Çizelge 5.44. Aynı değerlendirici/iki hafta aralı OmÖS StM ve OmÖS StM (tekrar) lomber eğrilik açılarının bağımlı örneklem t-testi sonuçları

Paired Samples Test							
		Paired Differences					
		Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	t	df	Sig. (2-Sided) (p)
Pair 1	OmÖS StM – OmÖS StM (tekrar)	-0,13938	1,21408	0,30352	-0,0459	15	0,653

Çizelge 5.45. Aynı değerlendirici/iki hafta aralı OmÖS StM ve OmÖS StM (tekrar) lomber eğrilik açılarının sınıf içi korelasyon analizi sonuçları

Intraclass Correlation Coefficient							
	Intraclass Correlation ^b	95% Confidence Interval		F Test with True Value 0			
		Lower Bound	Upper Bound	Value	df1	df2	Sig (p)
Single Measures	0,980 ^a	0,945	0,993	100,888	15	15	<0,001
Average Measures (r)	0,990	0,972	0,997	100,888	15	15	<0,001
Two-way mixed effects model where people effects are random and measures effects are fixed.							
a. The estimator is the same, whether the interaction effect is present or not.							
b. Type C intraclass correlation coefficients using a consistency definition. The between-measure variance is excluded from the denominator variance.							
c. This estimate is computed assuming the interaction effect is absent, because it is not estimable otherwise.							

Bağımlı örneklem t-testi ($p=0,653$) ve sınıf içi korelasyon katsayısı analizi ($r=0,990$ ve $p<0,001$) iki hafta arayla elde edilen OmÖS StM ve OmÖS StM (tekrar) lomber eğrilik açıları sonuçları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadığını ve ve sonuçların birbirleriyle uyumun çok iyi düzeyde olduğunu göstermektedir.

Bu bulgular OmÖS'ün belirlenen prosedürler kapsamında kullanılması durumunda farklı günlerdeki ölçümlerinin güvenilir olduğunu ve tekrarlanabilir sonuçlar verdiğini göstermektedir.

6. TARTIŞMA VE SONUÇLAR

Bu çalışmada öncelikle geliştirilmiş olan OmÖS'ün kalibrasyonunu test etmek ve insan üzerinde ölçüm çalışmalarına başlanabileceğini belirlemek için ilk aşama olarak omurga modeli üzerinde 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 ve OmÖS'e ilaveten farklı bir ölçüm yöntemi olarak İnM seçilmesinin nedeni, ölçümlerde OmÖS gibi deri üzerinden vertebra spinöz proses konumlarını 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 konumları yerine ilgili bölgenin en üst vertebraından en alt vertebraına kadar olan sırt eğrisi kullanıldığından tercih edilmemiştir.

OmÖS ölçüm problemlerini 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 OmÖS StM ve LVDT ile elde edilen açılar OmÖS LVDT açıları olarak adlandırılmıştır. 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 OmÖS torakal hem OmÖS lomber eğrilik açısı sonuçları, Bland-Altman grafiği %95 güven aralığı alt ve üst uyum sınırları içinde yer almakta, alt ve üst uyum sınırları ile yanlılık değerleri ise klinik olarak kabul edilebilir farklılık sınırları ile ilgili olarak yöntemler arası uyum için belirlenmiş olan iki kriteri sağlamaktadır.

Torakal eğrilik açısı için GnM ve OmÖS sonuçları arasında istatistiksel olarak anlamlı olan çok yüksek bir pozitif doğrusal ilişki ($r=0,991$ ve $p<0,001$) ve yüksek düzeyde uyum bulunmakta; klinik olarak kabul edilebilir farklılık sınırları ile ilgili olarak yöntemler arası uyum için belirlenmiş olan iki kriter sağlanmaktadır. GnM ve OmÖS lomber eğrilik açısı sonuçları arasında istatistiksel olarak anlamlı olan çok yüksek bir pozitif doğrusal ilişki ($r=0,975$ ve $p<0,001$) bulunmasına rağmen klinik olarak kabul

edilebilir farklılık sınırları ile ilgili olarak yöntemler arası uyum için belirlenmiş olan iki kriter sağlanmamaktadır. Torakal eğrilik açısı için GnM ve İnM sonuçları arasında istatistiksel olarak anlamlı olan çok yüksek bir pozitif doğrusal ilişki ve düşük düzeyde uyumsuzluk görülmekte, lomber eğrilik açısı için GnM ve İnM sonuçları arasında istatistiksel olarak anlamlı olan çok yüksek bir pozitif doğrusal ilişki ve torakal bölgeye kıyasla yüksek düzeyde uyumsuzluk görülmektedir. Ayrıca ne torakal ne de lomber bölgede klinik olarak kabul edilebilir farklılık sınırları ile ilgili olarak yöntemler arası uyum için belirlenmiş olan iki kriter sağlanmamaktadır. Omurga modeli üzerinde gerçekleştirilen ölçümlerden elde edilen bu sonuçlar göz önünde bulundurulduğunda OmÖS kullanılarak, özellikle torakal bölge olmak üzere torakal ve lomber bölgede, gerçekleştirilen eğrilik açısı ölçümlerinin, referans kabul edilen GnM ölçümlerine kıyasla, İnM ile gerçekleştirilen ölçümlerden daha güvenilir olduğu ve doğruluğu daha yüksek sonuçlar verdiği anlaşılmaktadır. İnM ile lomber eğrilik açısı ölçümlerinde görülen yüksek düzeydeki uyumsuzluğa 1) lomber bölgede vertebra arası mesafenin torakal bölgeye kıyasla daha kısa olmasının, 2) lomber bölgede vertebra arası mesafenin torakal bölgeye kıyasla daha kısa olmasından kaynaklı omurga modeli eğrilik açısı ayarlamalarının hassas ve doğru bir şekilde gerçekleştirilememiş olmasının, 3) İnM'nin ölçüm hassasiyetinin düşük olmasının, 4) GnM ile ölçümlerde vertebra uç plakalarını referans alan Cobb yöntemi kullanılırken İnM ile ölçümlerde vertebra spinöz prosesleri referans alan arka teğet yönteminin kullanılmasının, 5) İnM ayaklarının ölçüm için kullanılan vertebra spinöz prosesler üzerine tam olarak doğru konumda yerleştirilememiş olmasının yol açtığı değerlendirilmektedir.

Torakal eğrilik açısı için RaG ve OmÖS sonuçları arasında istatistiksel olarak anlamlı olan çok yüksek bir pozitif doğrusal ilişki ($r=0,947$ ve $p<0,001$) ve uyum, lomber eğrilik açısı için istatistiksel olarak anlamlı olan yüksek bir pozitif doğrusal ilişki ($r=0,852$ ve $p<0,001$) ve uyum görülürken sadece torakal eğrilik açısı için klinik olarak kabul edilebilir farklılık sınırları ile ilgili olarak yöntemler arası uyum için belirlenmiş olan iki kriter sağlanmaktadır.

Torakal eğrilik açısı için RaG ve İnM sonuçları arasında istatistiksel olarak anlamlı olan çok yüksek bir pozitif doğrusal ilişki ($r=0,923$ ve $p<0,001$) bulunmasına rağmen lomber eğrilik açısı sonuçları arasında istatistiksel olarak anlamlı olmayan çok zayıf

bir ilişki ($r=0,317$ ve $p>0,05$) bulunmaktadır. Ayrıca ne torakal ne de lomber bölgede klinik olarak kabul edilebilir farklılık sınırları ile ilgili olarak yöntemler arası uyum için belirlenmiş olan iki kriter sağlanmamaktadır. RaG ve İnM arasında lomber eğrilik açısı sonuçları arasında istatistiksel olarak anlamlı olmayan çok zayıf bir ilişki olduğu göz önünde bulundurulduğunda OmÖS ile lomber bölgede gerçekleştirilen eğrilik açısı ölçümlerinin İnM ile gerçekleştirilen ölçümlere kıyasla daha güvenilir ve doğruluğu yüksek sonuçlar verdiği anlaşılmaktadır. Özellikle RaG ve İnM torakal ve lomber eğrilik açısı sonuçlarının karşılaştırılması ile daha fazla belirgenleşen ve RaG-InM ile RaG-OmÖS lomber eğrilik açısı sonuçları arasındaki ilişkide görülen farkı oluşturan nedenler, daha önce yapılmış farklı torakal ve lomber eğrilik açısı çalışmalarında değerlendirilmiştir. Literatürde yer alan ve bu çalışmada elde edilen sonuçları da etkilediği düşünülen değerlendirmelerden bazıları aşağıda verilmektedir.

Omurga eğriliğinin radyasyon içermeyen yöntemlerle ölçülüp değerlendirilebilmesi için torakal ve lomber bölge başlangıç ve bitiş vertebralarının yerlerinin doğru belirlenmesi önemlidir (Burton, 1986). Servikal bölge hattından herhangi bir kas dokusu geçmediğinden C7, T1 ve T2 vertebralarının yerlerinin tespit edilmesi daha kolaydır (Hoppenfeld, 1976). Anatomik açıdan bakıldığında torakal bölge vertebraları uzun ve çıkıntılıdır. Omurga üzerinde en çıkıntılı vertebranın C7 olması, T1 ve T4 vertebralarının servikal bölgedeki vertebralara benzer özelliklere sahip olmaları, vertebra çıkıntılarının yerlerini palpasyon ile belirlemeyi kolaylaştırmaktadır. Torakal bölgede bahsedilen anatomik özelliklerin bulunması, bu çalışmada geliştirilen OmÖS ve diğer omurga ölçüm sistemlerinin kullanılabilmesi için önem arz etmektedir. Dolayısıyla, torakal bölgede vertebra çıkıntılarının kolay bir şekilde belirlenmesinin ve lomber bölgeye kıyasla ölçüm yapılan vertebralar arası mesafenin fazla olmasının RaG ile OmÖS arasında istatistiksel olarak anlamlı olan çok yüksek bir pozitif doğrusal ilişki ve uyum bulunmasında önemli bir katkısının olduğu anlaşılmaktadır.

Omurga üzerinde yeri en zor tespit edilen lomber bölge vertebralarıdır. Lomber bölgede vertebraların anatomik özellikleri ve cilt altı yağ dokusunun fazlalığı özellikle kilolu kişilerde vertebraların yerlerinin belirlenmesini zorlaştırmaktadır (Whittle ve Levine, 1997). Harlick vd (2007) beş fizyoterapistle lomber bölgede L1, L3 ve L5 vertebralarının yerlerini belirlemek için 75 katılımcı üzerinde çalışma gerçekleştirmişlerdir. Öncelikle lomber bölgede L1, L3 ve L5 vertebralarının yerlerini

tahmin edip işaretleme yapmışlar, daha sonra röntgen görüntüleri çekilerek tahmin ettikleri vertebra yerlerini değerlendirmişlerdir. Katılımcıların deri altı doku kalınlığı ortalama 31,6 mm ile en fazla L5’ te, ortalama 18,5 mm ile en az L1’ de belirlenmiştir. Çalışma sonucunda doku kalınlığının ve spinöz proses yüksekliğinin vertebranın yerinin belirlenmesinde etkili olduğunu, doku kalınlığı arttıkça vertebra çıkıntılarının yerlerini tahmin etmenin zorlaştığını, bu nedenle en az doğrulukla tahmin edilen vertebranın en fazla doku kalınlığına sahip olan L5, en yüksek doğrulukla tahmin edilen vertebranın ise en az doku kalınlığına sahip olan L1 olduğunu görmüşlerdir.

Leroux vd. (2000), lomber bölgede vertebraları belirlemenin zorluğundan bahsederek vertebralar arası mesafenin kısa olmasının eğrilik açısını belirlemeyi zorlaştırdığını, bunun da korelasyonun azalmasında etkili olduğunu belirtmişlerdir.

Omurga eğriliği ölçümünde radyasyon içeren ve içermeyen sistemlerin hepsinde etkili olan diğer bir husus da ayakta duruş pozisyonudur. İdeal olmayan ayakta duruş pozisyonları omurga eğrilik açısının yanlış tespit edilmesine neden olmaktadır (Marks vd., 2009; Sieh_vd., 2018). Radyasyon içeren ve içermeyen omurga eğriliği ölçümlerinde genel olarak tercih edilen ideal duruş pozisyonları olarak iki duruş pozisyonu ile karşılaşılmaktadır: 1) Baş dik karşıya bakacak, kollar gövde ile 30 derece açı yapacak ve eller desteğe dayalı olacak şekilde duruş pozisyonu (Stagnara vd., 1982), (2) Kollar bükülmüş ve kol gövde açısı 30 derece olacak şekilde ayakta dik duruş pozisyonu (Kim , 2010).

Bu çalışma kapsamında geliştirilmiş olan OmÖS kullanılarak elde edilen sagittal plan torakal eğrilik açılarının, RaG’den elde edilen eğrilik açılarıyla uyum içerisinde olduğu görülmüş, bu nedenle OmÖS’ün özellikle okullar ve askeri birlikler gibi büyük popülasyonların olduğu kurumlarda ön tarama amacıyla özellikle torakal eğrilik açılarının farklı değerlendiriciler tarafından aynı veya farklı günlerde tekrarlı ölçülmesinde ve sonuçların değerlendirilmesinde kullanılabileceği sonucuna varılmıştır. RaG ve OmÖS lomber eğrilik açısı sonuçları karşılaştırıldığında Bland-Altman analizine göre tüm ölçüm verileri %95 alt ve üst uyum sınırları (-5,67°/+8,18°) içerisinde yer almasına rağmen bu sınırların torakal ve lomber bölge için belirlenmiş olan klinik olarak kabul edilebilir farklılık sınırlarının ($\pm 5^\circ + 1,25^\circ$) çok az dışında yer aldığı görülmektedir. Lomber bölgenin anatomik yapısının torakal bölgeden farklılığı

göz önünde bulundurularak klinik olarak kabul edilebilir farklılık sınırlarının lomber bölge için ($\pm 7^\circ + 1,25^\circ$) olarak kabul edilmesi durumunda %95 alt ve üst uyum sınırlarının klinik olarak kabul edilebilir farklılık sınırları içinde yer alacağı anlaşılmaktadır. Bu sonuçtan hareketle OmÖS'ün büyük popülasyonların olduğu kurumlarda, torakal eğrilik açısı ile kıyaslandığında aynı güvenilirlikte olmasa da, lomber eğrilik açısı için ön tarama amacıyla kullanılabileceği düşünülmektedir.

Bu çalışmada tasarlanan ve prototipi oluşturulan OmÖS'ün omurga eğriliği ölçümünü deri üzerinden gerçekleştiren diğer sistemlerde olduğu gibi kullanımıyla ilgili sınırlamalar bulunmaktadır. Bu sınırlamalar aşağıda maddeler halinde sıralanmıştır:

- 1) Lomber bölgede vertebraların anatomik özellikleri ve cilt altı yağ dokusunun fazlalığı, özellikle kilolu kişilerde vertebraların yerlerinin belirlenmesini zorlaştırdığından, lomber eğrilik açısının istenilen hassasiyette ve doğrulukta ölçülmesini engellemektedir.
- 2) Ölçüm süresince ideal ayakta duruş pozisyonunun aynı şekilde devam ettirilmesinde ölçüm yapılan kişiye bağlı olarak zorluklar yaşanabilmektedir.
- 3) İleri derecede skolyoz eğriliği olan hastalar ile ayakta dik duramayan hastalarda sagittal plan omurga eğriliği ölçümü yapılamamaktadır.
- 4) OmÖS ile ölçüm sırasında ölçüm için kullanılan vertebra spinöz proses konumlarının tespiti eğitilmiş uzman gerektirmektedir.

OmÖS ile ilgili ileride yapılabilecek çalışmalar aşağıda maddeler halinde sıralanmıştır:

- 1) OmÖS'e sök-tak şeklinde duvara monte edilebilirlik özelliği kazandırılması.
- 2) OmÖS'ün gözlemciler arası ve gözlemci içi değişkenliğinin ve güvenilirliğinin daha geniş popülasyona sahip farklı yaş ve cinsiyette test grupları ile değerlendirilmesi.
- 3) Ölçüm sırasında ideal ayakta duruş pozisyonunda meydana gelecek değişimin omurga eğriliği ölçüm sonuçları üzerindeki etkisinin araştırılması.
- 4) OmÖS ölçüm bileşenlerinin yatay ve dikey ekseninde düzlemsel hareketine ilaveten üçüncü eksen doğrultusunda hareket etmesini sağlayacak mekanik ve yazılımsal

revizyonu ile frontal plan eğrilik açısı ölçümünde kullanılarak skolyoz değerlendirmesinin yapılması.

5) OmÖS'te kullanılan step motor adımını esas alan ölçüm problemleri yerine farklı konum ve yer değiştirme ölçüm sensörleri kullanılarak sagittal ve frontal plan eğrilik açısı ölçüm çalışmalarının yapılması.

6) OmÖS'teki ölçüm problemlerini taşıyan yatay ve düşey eksen bilyalı somun (ana taşıyıcı bilyalı somun hariç) tahrik mekanizmaları yerine kayış kasnaklı mekanizmalar kullanılarak daha hızlı ölçümlerin gerçekleştirilmesi.



KAYNAKLAR

- Adams, W., 1865. Lectures on the Pathology and Treatment of Lateral and Other Forms of Curvature of the Spine. Churchill, 334p, London.
- Adar, B.Z., 2004. Risk Factors of Prolonged Sitting and Lack of Physical Activity in Relate to Postural Deformities, Muscles Tension and Backache Among İsraili Children. Semmelweis University, Budapest Doctoral School, Expertise Thesis, 66p, Budapest.
- Akgül, T., 2010. Erken Başlangıçlı Omurga Eğriliklerinin Tedavisinde Uzayabilen Rod Uygulamaları. İstanbul Üniversitesi, Tıp Fakültesi, Ortopedi Ve Travmatoloji Ana Bilim Dalı, Uzmanlık Tezi, 124s, İstanbul.
- Agnvall, C., Todd, C., Kovac, P., Swärd, A., Johansson, C., Swärd, L., Karlsson, J., Baranto, A., 2015. Validation of Spinal Sagittal Alignment with Plain Radiographs and the Debrunner Kyphometer. Medical Research Archives, [S.l.], v. 2, n. 1, aug. 2015. ISSN 2375-1924.
- Azadinia, F., Kamyab, M., Behtash, H., Ganjavian, M.S., Javaheri, M.R.M., 2014. The Validity and Reliability of Noninvasive Methods for Measuring Kyphosis. Journal of Spinal Disorders & Techniques, 27, E212-E218.
- Babai, E., Khodamoradi, A., Mosavi, Z., Bahari, S., 2012. An Innovative Software Method for Measuring Lumbar Lordosis. Annals of Biological Research, 3(1), 204-213.
- Barrett, E., Mccreesh, K., Lewis, J., 2014. Reliability and Validity of Non-radiographic Methods of Thoracic Kyphosis Measurement: A Systematic Review. Manual Therapy, 19, 10-17.
- Barış, F.G., 2009. Ankara İli Sincan İlçesinde Bir İlköğretim Okulu ve Bir Lisede Öğrenim Gören Öğrencilerde Skolyoz ve Kifoz Sıklığının Belirlenmesi. Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi, 113s, Ankara.
- Been, E., Kalichman, L., 2014. Lumbar lordosis. The Spine Journal, 14(1), 87-97.
- Bland J.M., Altman D.G., 1986. Statistical Methods for Assessing Agreement between Two Methods of Clinical Measurement. Lancet, 1(8476), 307-310.
- Bozacı, A., Çolak,Ö.Ü., Koçaş,İ., 2012 Makine Elemanlarının Projelendirilmesi. Çağlayan Kitabevi, 416s, İstanbul.
- Burç, H., 2024. “Torakal ve Lomber Eğrilik Açısı Ölçüm Yöntemleri için Klinik Kabul Edilebilirlik Sınırları”, İstanbul Beykent Üniversitesi, Ortopedik Protez ve Ortez Bölümü, İstanbul, Türkiye, Kişisel Görüşme.
- Burton, A.K., 1986. Regional Lumbar Sagittal Mobility; Measurement by Flexicurves. Clinical Biomechanics, 1(1), 20–26.

- Büyükturan, Ö., Büyükturan, B., Yetiş, M., Yetiş, A., 2018. Yaşlı Bireylerde Cilt Yüzeyi Üzerinden Torasik Kifoz ve Lumbal Lordoz Açılarının Değerlendirilmesi: Spinal Mouse Geçerliliği ve Güvenilirliği. *diclemedj*, 45(2), 121-127.
- Canan Pakeloğlu, A., Koç, M., Yılmaz, A., Bayar, B., Bayar, K., 2023. 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.
- Chaise, F.O., Candotti, C.T., Torre, M.L, Furlanetto, T.S., Pelinson, P., Loss, J.F., 2011. Validation, Repeatability and Reproducibility of a Noninvasive Instrument for Measuring Thoracic and Lumbar Curvature of the Spine in the Sagittal Plane. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, 15(6), 511-517.
- Debrunner, H., 1972. das Kyphometer. *Zeitschrift für Orthopädie und Ihre Grenzgebiete*, 110, 389-392.
- Degenhardt, B.F., Starks, Z., Bhatia, S., 2020. Reliability of the DIERS Formetric 4D Spine Shape Parameters in Adults without Postural Deformities. *Biomed Res Int*, 2020, 1796247.
- de Oliveira, T.S., Candotti, C.T., La Torre, M., Pelinson, P.P.T., Furlanetto, T.S., Kutchak, F.M., Loss, J.F., 2012. Validity and Reproducibility of the Measurements Obtained Using the Flexicurve Instrument to Evaluate the Angles of Thoracic and Lumbar Curvatures of the Spine in the Sagittal Plane. *Rehabilitation Research and Practice*, Article ID 186156.
- Doğuş Kalıp Metal ve Form Sanayi Dış Ticaret A.Ş., 1995. Vidalı Mil ve Somunları. Erişim Tarihi: 07.10.2022. <https://www.doguskalip.com.tr/>
- D’Oswaldo, F., Schierano, S., Iannis, M., 1997. Validation of Clinical Measurement of Kyphosis with a Simple Instrument, the Arcometer. *Spine*, 22(4), 408–413.
- Dreischarf, B., Koch, E., Dreischarf, M., Schmidt, H., Pumberger, M., Becker, L., 2022. Comparison of Three Validated Systems to Analyse Spinal Shape and Motion. *Sci Rep*, 12, 10222.
- Dunk, N.M., Chung, Y.Y., Compton, D.S., Callaghan, J.P., 2004. The Reliability of Quantifying Upright Standing Postures as a Baseline Diagnostic Clinical Tool. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 27(2), 91-96.
- Dunk, N.M., Lalonde, J., Callaghan, J.P., 2005. Implications for the Use of Postural Analysis as a Clinical Diagnostic Tool: Reliability of Quantifying Upright Standing Spinal Postures from Photographic Images. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 28(6), 386-392.
- Ecerkale, E., 2006. Postür Analizinde Symmetrigrاف ile Orthoröntgenogram Sonuçlarının Değerlendirilmesi. T.C. Sağlık Bakanlığı Okmeydanı Eğitim ve Araştırma Hastanesi, Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Kliniği, Uzmanlık Tezi, 71s, İstanbul.

- Elpeze, G., Usgu, G., Yiğit, S., 2023. Reliability of the Smartphone Application Inclinator and Flexicurve in Measuring Thoracic Kyphosis. *Cureus*, 15(3), e35886.
- Faul, F., Erdfelder, E., Buchner, A., Lang, A.G., 2009. Statistical Power Analyses Using G*Power 3.1: Tests for Correlation and Regression Analyses. *Behavior Research Methods*, 41, 1149-1160.
- Finestone, A.S., Marcus, G., Anekstein, Y., Mirovsky, Y., Agar, G., 2013. Assessing Kyphosis with SpineScan: Another Attempt to Reduce Our Dependence on Radiography. *The Spine Journal*, 13(8), 926-931.
- Folsch, C., Schlögel, S., Lakemeier, S., Wolf, U., Timmesfeld, N., Skwara, A., 2012. Test-Retest Reliability of 3D Ultrasound Measurements of the Thoracic Spine. *PM & R : The Journal of Injury, Function, and Rehabilitation*, 4(5), 335-341.
- Giglio, C.A., Volpon, J.B., 2007. Development and Evaluation of Thoracic Kyphosis and Lumbar Lordosis during Growth. *Journal of Children's Orthopaedics*, 1(3), 187-193.
- Goh, S., Price, R.I., Leedman, P.J., Singer, K.P., 1999. Rasterstereographic Analysis of the Thoracic Sagittal Curvature: A Reliability Study. *Journal of Musculoskeletal Research*, 3(2), 137-142.
- Gravina, A.R., Ferraro, C., Frizziero, A., Ferraro, M., Masiero, S., 2012. Goniometer Evaluation of Thoracic Kyphosis and Lumbar Lordosis in Subjects during Growth Age: A Validity Study. *Studies in Health Technology and Informatics*, 176, 247-251.
- Greendale, G.A., Nili, N.S., Huang, M.H., Seeger, L., Karlamangla, A.S., 2011. The Reliability and Validity of Three Non-Radiological Measures of Thoracic Kyphosis and Their Relations to the Standing Radiological Cobb Angle. *Osteoporosis International*, 22, 1897-1905.
- Grindle, D., Mousavi, S.J., Allaire, B., White, A., Anderson, D., 2020. Validity of Flexicurve and Motion Capture for Measurements of Thoracic Kyphosis vs Standing Radiographic Measurements. *JOR Spine*, 3(3), e1120.
- Hannink, E., Shannon, T., Barker, K., Dawes, H., 2020. The Reliability and Reproducibility of Sagittal Spinal Curvature Measurement Using the Microsoft Kinect V2. *J Back Musculoskeletal Rehabil*, 33(2), 295-301.
- Hannink, E., Dawes, H., Shannon, T.M.L. Barker, K.L., 2022. Validity of Sagittal Thoracolumbar Curvature Measurement Using a Non-Radiographic Surface Topography Method. *Spine Deformity*, 10, 1299-1306.
- Harlick, J.C., Milosavljevic, S., Milburn, P.D., 2007. Palpation Identification of Spinous Processes in the Lumbar Spine. *Manual Therapy*, 12(1), 56-62.

- Harrison, D.E. DC., Cailliet, Rene MD., Harrison, Donald D. PhD, DC, MSE., Janik, Tadeusz J. PhD., Holland, Burt PhD, 2001. Reliability of Centroid, Cobb, and Harrison Posterior Tangent Methods: Which to Choose for Analysis of Thoracic Kyphosis. *Spine* 26(11):p e227-e234
- Harrison, D.E., Harrison, D.D., Cailliet, R., Troyanovich, S.J., Janik, T.J., Holland, B., 2000. Cobb Method or Harrison Posterior Tangent Method: Which to Choose for Lateral Cervical Radiographic Analysis. *Spine* 25(16), 2072-2078.
- Hicks, G.E., George, S.Z., Nevitt, M.A., Cauley, J.A., Vogt, M.T., 2006. Measurement of Lumbar Lordosis: Inter-rater Reliability, Minimum Detectable Change and Longitudinal Variation. *Journal of Spinal Disorders & Techniques*, 19(7), 501-506,
- Hinkle, D.E., Wiersma, W., Jurs, S.G., 2002. *Applied Statistics for the Behavioral Sciences*. 5th Edition. Houghton Mifflin, 792p, Boston.
- Hoppenfeld, S., 1976. *Physical Examination of the Spine and Extremities*. Prentice Hall, 276p, New York.
- Hunter, D.J., Rivett, D.A., McKiernan, S., Weerasekara, I., Snodgrass, S.J., 2018. Is the Inclinator a Valid Measure of Thoracic Kyphosis? A Cross-Sectional Study. *Braz J Phys Ther*, 22(4), 310-317.
- Huthwelker, J., Konradi, J., Wolf, C., Westphal, R., Schmidtman, I., Drees, P., Betz, U., 2022. Reference Values for 3D Spinal Posture Based on Videorasterstereographic Analyses of Healthy Adults. *Bioengineering*, 9(12), 809.
- Kellis, E., Adamou, G., Tziliou, G., Emmanouilidou, M., 2008. Reliability of Spinal Range of Motion in Healthy Boys Using a Skin-Surface Device. *Journal of Manipulative & Physiological Therapeutics*, 31(8), 570-576.
- Kim, W.J., 2010. Optimal Standing Radiographic Positioning in Patients with Sagittal Imbalance. *Journal of Korean Society of Spine Surgery*, 17(4), 198-204.
- Kluszczyński, M., Wąsik, J., Ortenburger, D., Zarzycki, D., Siwik, P., 2017. Prognostic Value of Measuring the Angles of Lumbar Lordosis and Thoracic Kyphosis with the Saunders Inclinator in Patients with Low Back Pain. *Pol Ann Med*, 24(1), 31-35.
- Koda, H., Kai, Y., Kida, N., Morihara, T., 2023. Spinal Alignment Measurement with Kinect Sensor is Valid for Thoracic Kyphosis but not for Lumbar Lordosis. *J Orthop Surg Res*, 18, 214.
- Koo, T.K., Li, M.Y., 2016. A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. *J Chiropr Med*, 15(2), 155-163.

- Korovessis, P., Petsinis, G., Papazisis, Z., Baikousis, A., 2001. Prediction of Thoracic Kyphosis Using the Debrunner Kyphometer. *Journal of Spinal Disorders*, 14(1), 67-72.
- Kowalski, I.M., Protasiewicz-Fałdowska, H., Dwornik, M., Pierożyński, B., Raistenskis, J., Kiebzak, W., 2014. Objective Parallel-Forms Reliability Assessment of 3 Dimension Real Time Body Posture Screening Tests. *BMC Pediatr*, 14, 221.
- Kurbanoğlu, C., 2022. *Transport Tekniği*. Nobel Yayınevi, 401s, İstanbul.
- Leroux, M.A., Zabjek, K., Simard, G., Badeaux, J., Coillard, C., Rivard, C.H., 2000. A Non-Invasive Anthropometric Technique for Measuring Kyphosis and Lordosis, An Application for Idiopathic Scoliosis. *Spine*, 25(13), 1689-1694.
- Lewis, J.S., Valentine, R.E., 2010. Clinical Measurement of the Thoracic Kyphosis. A Study of the Intra-Rater Reliability in Subjects with and without Shoulder Pain. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 11, 39.
- Mannion, A.F., Knecht, K., Balaban, G., Dvorak, J., Grob, D., 2004. A New Skin-Surface Device for Measuring the Curvature and Global and Segmental Ranges of Motion of the Spine: Reliability of Measurements and Comparison with Data Reviewed from the Literature. *European Spine Journal*, 13(2), 122-136.
- Marks, M., Stanford, C., Newton, P., 2009. Lateral Radiographic Positioning Technique Provides the Most Reliable and Functional Representation of a Patient's Sagittal Balance. *Spine*, 34(9), 949-954.
- Melvin, M., Sylvia, M., Udo, W., Helmut, S., Paletta, J.R., Adrian, S., 2010. Reproducibility of Rasterstereography for Kyphotic and Lordotic Angles, Trunk Length and Trunk Inclination, A Reliability Study. *Spine*, 35(14), 1353-1358.
- Norton, B.J., Hensler, K., Zou, D., 2002. Comparisons among Noninvasive Methods for Measuring Lumbar Curvature in Standing. *J Orthop Sports Phys Ther*, 32(8), 405-414.
- Öhlen, G., Aaro, S., Bylund, P., 1988. The Sagittal Configuration and Mobility of the Spine in Idiopathic Scoliosis. *Spine*, 13, 413-416.
- Öhlen, G., Spangfort, E., Tingvall, C., 1989. Measurement of Spinal Configuration and Mobility with Debrunner's Kyphometer. *Spine*, 14, 580-583.
- Park, S., Yoo, H.J., Jang, J.S., Lee, S.H., 2024. Automated Non-Contact Measurement of the Spine Curvature at the Sagittal Plane Using a Deep Neural Network. *Clinical Biomechanics*, 111, 106146.
- Perriman, D.M., Scarvell, J.M., Hughes, A.R., Ashman, B., Lueck, C.J., Smith, P.N., 2010. Validation of the Flexible Electrogoniometer for Measuring Thoracic Kyphosis. *Spine*, 35(14), 633-640.

- Polly, D.W., Kilkelly, F.X., McHale, K.A., Asplund, L.M., Mulligan, M., Chang, A.S., 1996. Measurement of Lumbar Lordosis: Evaluation of Intraobserver, Interobserver, and Technique Variability, *Spine*, 21(13), 1530-1535.
- Pugh, S., 1991. *Total Design: Integrated Methods for Successful Product Engineering*, Addison-Wesley. Publishing Company, 278p, Harlow.
- Purser, J.L., Pieper, C.F., Duncan, P.W., Gold, D.T., McConnell, E.S., Schenkman, M.S., Morey, M.C., Branch, L.G., 1999. Reliability of Physical Performance Tests in Four Different Randomized Clinical Trials. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 80(5), 557–561.
- Reamy, B.M., Slakey, J.B. 2001. Adolescent Idiopathic Scoliosis: Review and Current Concepts. *American Family Physician*, 64(1), 111-117.
- Ribeiro, R.P., Marchetti, B.V., de Oliveira, E.B., Candotti, C.T., 2017. 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.
- Ripani, M., Di Cesare, A., Giombini, A., Agnello, L., Fagnani, F., Pigozzi, F., 2008. Spinal Curvature: Comparison of Frontal Measurements with the Spinal Mouse and Radiographic Assessment. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 48(4), 488-494.
- Russell, B.S., Muhlenkamp-Wermert, K.A., Hoiriis, K.T., Desimone, C.M., 2012. Measurement of Lumbar Lordosis in Static Standing Posture with and without High-Heeled Shoes. *Journal of Chiropractic Medicine*, 11, 145–153.
- Russell, B.S., Muhlenkamp-Wermert, K.A., Hoiriis, K.T., 2020. Measurement of Lumbar Lordosis: A Comparison of 2 Alternatives to the Cobb Angle. *J Manipulative Physiol Ther*, 43(8), 760-767.
- Sangtarash, F., Manshadi, F.D., Sadeghi, A., Tabatabaee, S.M., Gheysari, A.M., 2014. Validity and Reliability of Dual Digital Inclinator in Measuring Thoracic Kyphosis in Women over 45 Years. *J Spine*, 3, 1-4.
- Sankaya Mekatronik Ticaret Limited Şirketi. 2011. Lineer Ray ve Arabaları. Erişim Tarihi : 08.10.2022. <https://www.otomasyuncu.net>
- Sawacha, Z., Carraro, E., Del Din, S., Guiotto, A., Bonaldo, L., Punzi, L., Cobelli, C., Masiero, S., 2012. Biomechanical Assessment of Balance and Posture in Subjects with Ankylosing Spondylitis, *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 9, 63.
- Schmidt, A.V., Andrade, R.M., Novo, N.F., Ribeiro, A.P., 2022. 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.

- Shahri, Y.F.K. ve Hesar, N.G.H., 2020. Validity and Reliability of Smartphone-Based Goniometer-Pro App for Measuring the Thoracic Kyphosis. *Musculoskelet Sci Pract*, 49, 102216.
- Shamsi, M.B., Veisi, K., Karimi, L., Safari, A., 2022. Data of Range of Thoracic Kyphosis and Lumbar Lordosis Between Line and Staff Personnel of Armed Forces in Kermanshah, Iran. *Data Brief*, 42, 108194.
- Sieh, K.M., Chan, Y.Y., Ho, P.Y., Fung, K.Y., 2018. 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.
- Stagnara, P., De Mauroy, J.C., Dran, G., Gonon, G.P., Costanzo, G., Dimnet, J., Pasquet, A., 1982. Reciprocal Angulation of Vertebral Bodies in a Sagittal Plane: Approach to References for the Evaluation of Kyphosis and Lordosis. *Spine*, 7(4), 335-342.
- Suzuki, H., Endo, K., Mizuochi, J., Kobayashi, H., Tanaka, H., Yamamoto, K., 2010. Clapsed Position for Measurement of Sagittal Spinal Alignment. *European Spine Journal*, 19(5), 782-786.
- Şahinoğlu, E., Ergin, G., Bakırhan, S., Ünver, B., 2023. Reliability, Concurrent Validity, and Minimal Detectable Change of a Smartphone Application for Measuring Thoracic Kyphosis. *Clin Exp Health Sci*, 13(3), 511-516.
- Tabard-Fougère, A., Bonnefoy-Mazure, A., Dhouib, A., Valaikaite, R., Armand, S., Dayer, R., 2019. Radiation-Free Measurement Tools to Evaluate Sagittal Parameters in AIS Patients: A Reliability and Validity Study. *Eur Spine J*, 28(3), 536-543.
- Takacs, M., Rudner, E., Kovacs, A., Orlovits, Z., Kiss, RM., 2015. The Assessment of the Spinal Curvatures in the Sagittal Plane of Children Using an Ultrasound-Based Motion Analysing System. *Annals of Biomedical Engineering*, 43(2), 348-362.
- Takács, M., Orlovits, Z., Jáger, B., Kiss, RM., 2018. 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.
- Teixeira, F., Carvalho, G., 2007. Reliability and Validity of Thoracic Kyphosis Measurements Using Flexicurve Method. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, 11(3), 199-204.
- Todd, C., Agnvall, C., Kovac, P., Sward, A., Johanson, C., Sward, L., Karlsson, J., Baranto, A., 2015. Validation of Spinal Sagittal Alignment with Plain Radiographs and the Debrunner Kyphometer. *Med Res Arch*, 2 (1), 253430.
- Toros, H., 2002. Postmenopozal Osteoporozlu Kadınlarda Dorsal Kifoz Açısının ve Fonksiyonel Durumun Değerlendirilmesi. İstanbul Üniversitesi, Cerrahpaşa

Tıp Fakültesi, Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon ABD, Uzmanlık Tezi, 55s, İstanbul.

Tung-Ho Hong, T., Wang, Y., Tan, Q., Zhang, G., Wong, D.W., Zhang, M., 2022. Measurement of Covered Curvature Based on a Tape of Integrated Accelerometers. *Measurement*, 193, 110959.

Tüzün, C., Yorulmaz, I., Cindas, A., Vatan, S., 1999. Low Back Pain and Posture. *Clinical Rheumatology*, 18, 308–312.

Ulrich, K.T., Eppinger, S.D., 2012. *Product Design and Development*. 5th Edition. McGraw-Hill Higher Education, 432p, New York.

Van Blommestein, A.S., Lewis, A.S., Morrissey, M.C., MacRae, S., 2012. Reliability of Measuring Thoracic Kyphosis Angle, Lumbar Lordosis Angle and Straight Leg Raise with an Inclinator. *Open Spine Journal*, 4, 10-15.

Vrtovec, T., Pernuš, F., Likar, B., 2009. A Review of Methods for Quantitative Evaluation of Spinal Curvature. *European Spine Journal*, 18(5), 593-607.

Yılmazlar Çelik Sanayi ve Ticaret Limited Şirketi., 1965. *İslah Çelikleri Mekanik Özellikleri*. Erişim Tarihi: 08.10.2022. <http://www.yilmazlarcelik.com>

Yochum, T.R., Rowe, L.J., 1996. *Essential Skeletal Radioloji*. 2nd Edition. Vol. 1. Williams & Wilkins, 1576p, Baltimore.

Youdas, J.W., Suman, V.J., Garrett, T.R., 1995. Reliability of Measurements of Lumbar Spine Sagittal Mobility Obtained with the Flexible Curve. *J Orthop Sports Phys Ther*, 21(1), 13-20.

Youdas, J.W., Hollman, J.H., Krause, D.A., 2006. The Effects of Gender, Age, and Body Mass Index on Standing Lumbar Curvature in Persons without Current Low Back Pain. *Physiotherapy Theory and Practice*, 22(5), 229–237.

Walicka-Cupryś, K., Wszyńska, J., Podgórska-Bednarz, J., Drzał-Grabiec, J., 2018. Concurrent Validity of Photogrammetric and Inclinatoric Techniques Based on Assessment of Anteroposterior Spinal Curvatures, *Eur Spine J*, 27(2), 497-507.

Whittle, M.W., Levinec, D., 1997. Measurement of Lumbar Lordosis as a Component of Clinical Gait Analysis. *Gait Posture*, 5(2), 101-107.

Wikipedia, 2021. Erişim Tarihi : 21.08.2021. <https://en.wikipedia.org/wiki/Vertebra>

Williams, J.M., Haq, I., Lea, R.Y., 2010. Dynamic Measurement of Lumbar Curvature Using Fibre-Optic Sensors. *Medical Engineering and Physics*, 32(9), 1043-1049.

- Willner, S., 1981. Spinal Pantograph: A Non-Invasive Technique for Describing Kyphosis and Lordosis in the Thoraco-Lumbar Spine. *Acta orthopaedica Scandinavica*, 52, 525-529.
- Willner, S., Johnson, B., 1983. Thoracic Kyphosis and Lumbar Lordosis during the Growth Period in Children. *Acta paediatrica Scandinavica*, 72(6), 873-878.
- Zafereo, J., Wang-Price, S., Brown, J., Carson, E., 2016. 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.
- Żurawski, A.L., Kiebzak, W.P., Kowalski, I.M., Śliwiński, G., Śliwiński, Z., 2020. Evaluation of The Association Between Postural Control and Sagittal Curvature of the Spine. *PLoS One*, 15(10), e0241228.



EKLER

EK A. OmÖS Mekanik ve Elektronik Bileşenleri

EK B. OmÖS Labview Yazılımı Blok Diyagramları

EK C. Eğrilik Açısı Hesabında Kullanılan Formüllerin Elde Edilişi

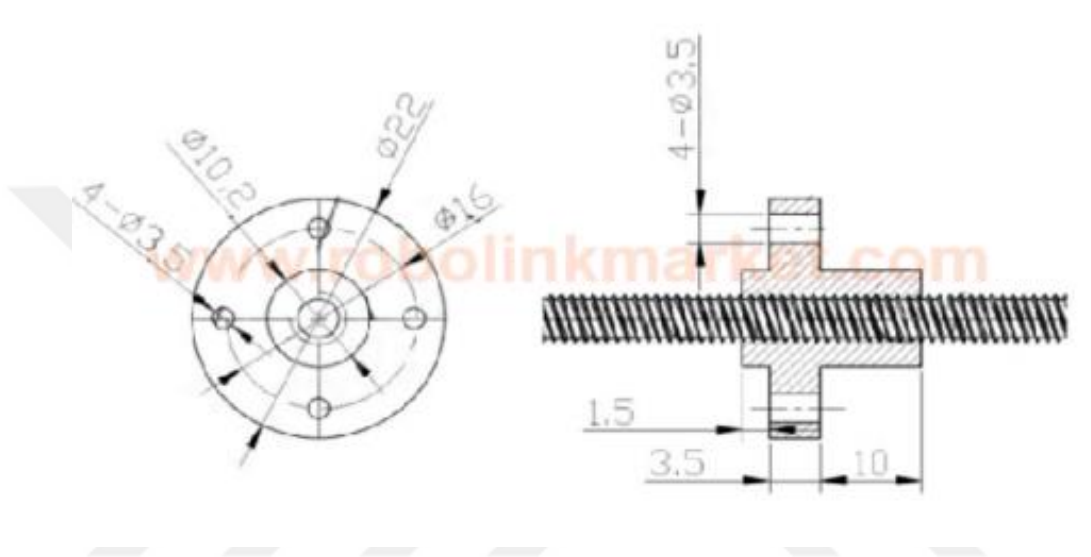
EK D. Gönüllü Katılımcı Onay Formu Örneği

EK E. Torakal ve Lomber Eğrilik Açısı Ölçüm Sonuçları



EK A. OmÖS Mekanik ve Elektronik Bileşenleri

- Malzeme: Paslanmaz Çelik
- Vida çapı: 8mm
- Uzunluk: 200mm
- Start : 4
- Pitch: 2mm
- Hatve(lead): 8mm (Somun 1 turda 8mm ilerler)



Şekil A.1. Trapez profilli mil ve somun seti

Product Features

(SW1-SW3) Subdivision setting
(SW4-SW6) Current setting

Switch down to ON

Subdivision setting reference table

Current setting reference table

Current setting reference table

Input terminal wiring instructions

There are three input signals, they are: ①step pulse signal PUL+, PUL-; ②direction level signal DIR+, DIR-; ③offline signal EN+, EN-. There are two connection methods for the input signal interface. Users can adopt common anode connection or common cathode connection according to their needs.

Common anode connection: connect PUL+, DIR+, EN+ to the power supply of the control system respectively. The pulse input signal is connected through CP+, the direction signal is connected through DIR+, and the enable signal is connected through EN+. As shown below:

Common cathode connection: Connect PUL-, DIR-, EN- to the ground of the control system respectively; the pulse input signal is connected through PUL-, the direction signal is connected through DIR-, and the enable signal is connected through EN-. If a current-limiting resistor is required, the connection method of the current-limiting resistor R is the same as the common anode connection. As shown below:

Note: The EN terminal can be left unconnected. When EN is valid, the motor rotor is in a free state (off-line state). At this time, you can manually rotate the motor shaft to make adjustments that suit you. After the manual adjustment is completed, set EN to an invalid state to continue automatic control.

Subdivision setting

The number of subdivisions is selected and set by the dial switch on the drive board. The user can set according to the data of the subdivision selection table on the drive box (preferably set when the power is off). The step angle is calculated by the following method: step angle = motor inherent step angle / number of subdivisions. For example: A stepping motor with an inherent step angle of 1.8° under 4 subdivisions has a step angle of 1.8° / 4 = 0.45°.

DIP switch on drive board 1, 2, and 3 on the drive board correspond to S1, S2, and S3 respectively.

Subdivision	Pulse/revolution	S1 state	S2 state	S3 state
NC	NC	ON	ON	ON
1	200	ON	ON	OFF
2/A	400	ON	OFF	ON
2/B	400	OFF	ON	ON
4	800	ON	OFF	OFF
8	1600	OFF	ON	OFF
16	3200	OFF	OFF	ON
32	6400	OFF	OFF	OFF

Electrical parameters

Input voltage	DC9-40V
Input Current	Recommended to use switching power supply power 5A
Output current	0.5-4.0A
Maximum power consumption	160W
Subdivided	1, 2 / A, 2 / B, 4, 8, 16, 32
Temperature	Working temperature -10 ~ 45 °C; Storage temperature -40 °C ~ 70 °C
Humidity	No condensation, no water drops
Gas	No flammable gas and conductive dust

Şekil A.2. Step motor sürücü kartı teknik özellikleri



- Mikrodenetleyici Atmega2560
- Çalışma Gerilimi 5V
- Giriş Gerilimi (önerilen) 7-12V
- Giriş Gerilimi (limit) 6-20V
- Dijital I/O Pinleri 54 (15 tanesi PWM çıkışı)
- Analog Giriş Pinleri 16
- Her I/O için Akım 40 mA
- 3.3V Çıkış için Akım 50 mA
- Flash Hafıza 256 KB (Atmega2560) 8 KB kadarı bootloader tarafından kullanılmaktadır
- SRAM 8 KB (ATmega2560)
- EEPROM 4 KB (ATmega2560)
- Saat Hızı 16 MHz
- Uzunluk 101.6 mm
- Genişlik 53.4 mm
- Ağırlık 36 g

Şekil A.3. Arduino MEGA 2560 R3 veri kartı teknik özellikleri

LPS

Linear Potentiometer Spring Return

OPKON
Sense the motion

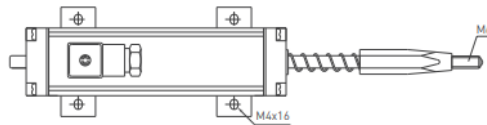
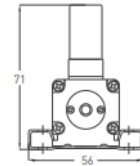
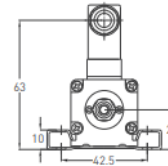
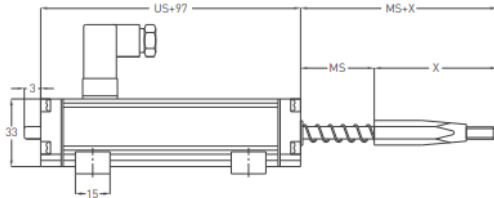
- Measuring range 30 - 150 mm
- $\pm 0.1\%$ linearity
- 100 million movements life
- < 0.01 mm repeatability
- Infinite resolution



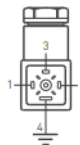
Technical Specifications

Measurement stroke	30 - 150 mm
Linearity	$\pm 0.5\%$ (≤ 75 mm), $\pm 0.2\%$ (100-125 mm) $\pm 0.1\%$ (130-150 mm)
Repeatability	< 0.01 mm
Resolution	Infinite
Resistance	5 kOhm : 30 - 150 mm
Resistance tolerance	$\pm 20\%$
Load resistance	100 kOhm min.
Recommended wiper current	< 1 μ A
Permissible applied voltage	28 VDC max.
Electrical connections	4 pin hydraulic type connector
Displacement speed	< 5 m/s
Mechanical life	100 million movement
Case diameter	33 mm x 33 mm
Case material	Anodized aluminium
Rod material	Stainless steel
Rod diameter	$\varnothing 6$ mm
Mechanical fixing	Variable brackets
Protection level	IP 54
Operating temperature	$-20^{\circ}\text{C} \dots +80^{\circ}\text{C}$
Storage temperature	$-30^{\circ}\text{C} \dots +90^{\circ}\text{C}$

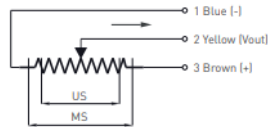
Mechanical Specifications



	LPS 30	LPS 50	LPS 75	LPS 100	LPS 150
X	63 mm	68 mm	78 mm	88 mm	108 mm



Connector type CH2



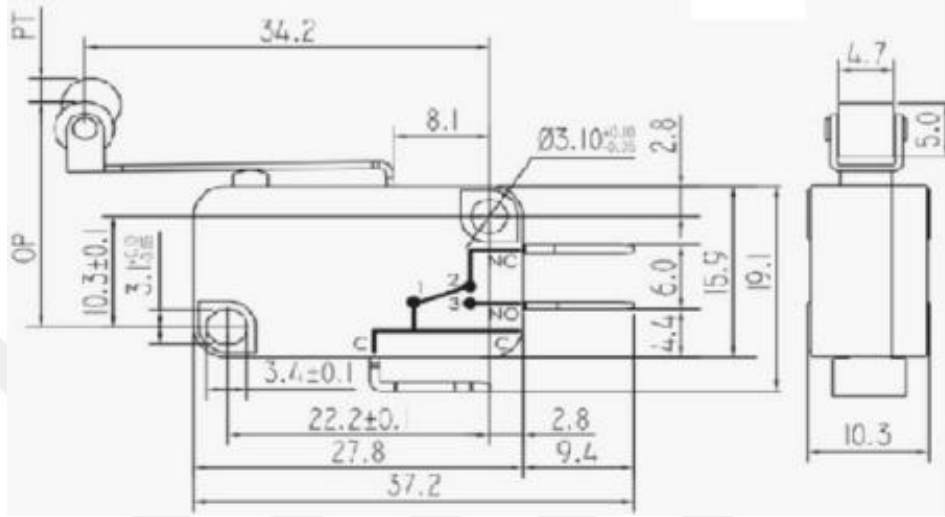
RTM [mm]	30	50	75	100	125	150
US [Usefull stroke]	30	50	75	100	125	150
MS [Mechanical stroke]	34	54	79	104	129	154
L [Total length]	227	272	332	392	452	512

Ordering Procedure

Model	Measurement stroke [mm]	Linearity [%]	Resistance [kOhm]	Connector
LPS	100	A	5K	CH2
LPS	30 - 150 mm	A: $\pm 0.5\%$ (≤ 75 mm), B: $\pm 0.2\%$ (100 - 125 mm), C: $\pm 0.1\%$ (130 - 150 mm)	5 kOhm : 30 - 150 mm	CH2: 4 pin, hydraulic type connector

Şekil A.4. LVDT sensör teknik özellikleri

- Makaralı
- IC-171
- KW1-103-7
- 250V AC / 3 A



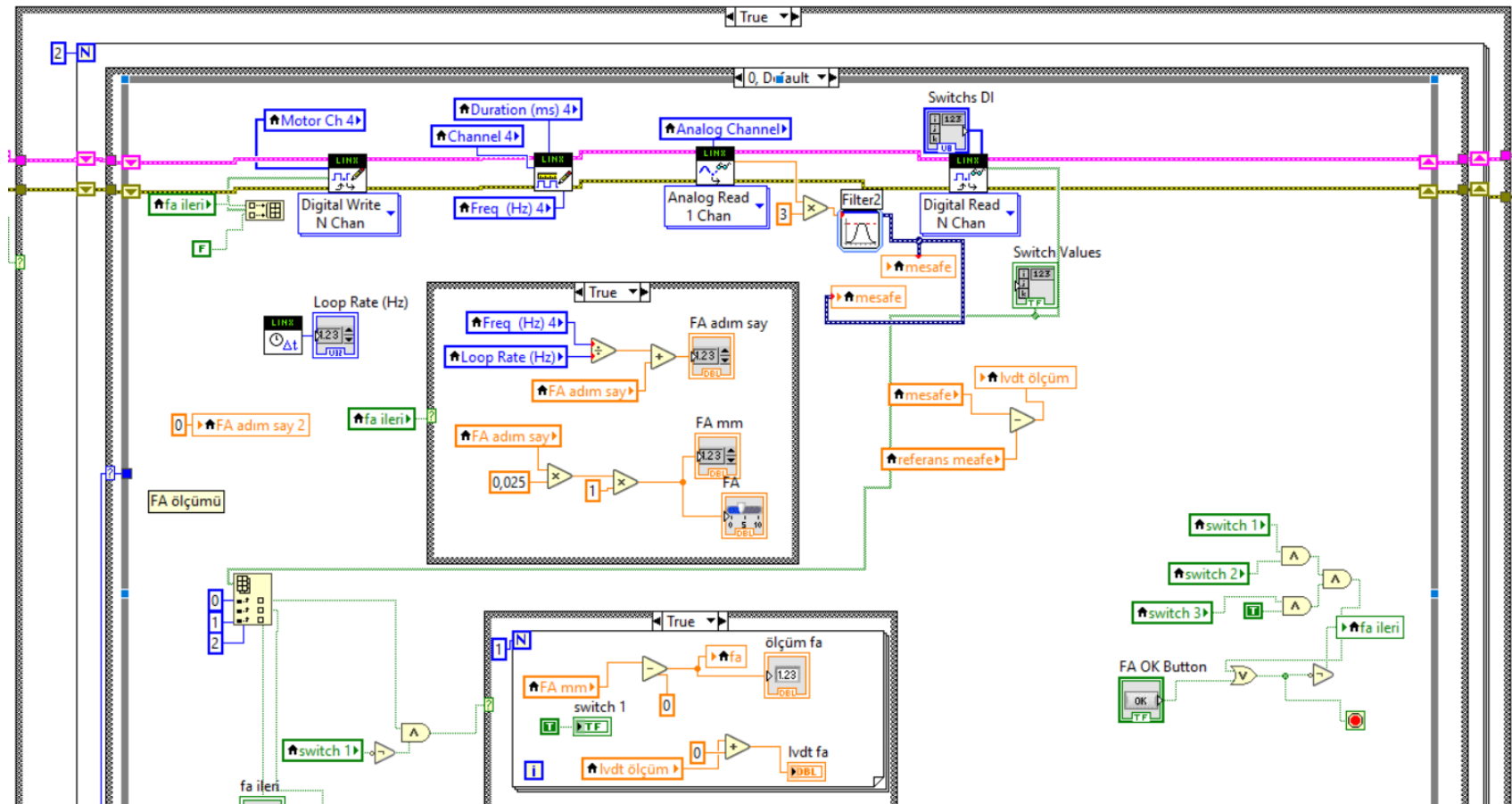
Şekil A.5. Mikro Switch IC-171



- Giriş Voltajı : 220 Volt
- Çıkış Voltajı : 12 Volt
- Çıkış Gücü : 60 Watt
- Çıkış Gücü Amper : 5 Amper
- Verimlilik (tölerans) : % 85
- IP : IP20 (iç mekan)
- Kasa : Metal Geniş Kasa
- Akım Koruma : + Var
- Kısa Devre Koruma : + Var
- Ürün Boyutları : 52 x 80 x 32 cm
- Çalışma Frekansı : 40-60 Hz
- Çalışma Ortam Sıcaklığı : -30 derece +40 derece aralığı
- Depolama Ortam Sıcaklığı : -20 derece +80 derece aralığı
- Güvenlik standardı : EN60950-1 UL60950-1 ESD (EN61000 3-3) CAS
(60950 ITE / TE) FCC Bölüm 15 alt bölüm B Sınıf B AN / NZS CISPR 22: 2006
- Standartlar : CE,FC,TUV,GS,UL,FC,CCC

Şekil A.6. Güç kaynağı teknik özellikleri

2. OmÖS Labview Yazılımı Blok Diyagramları

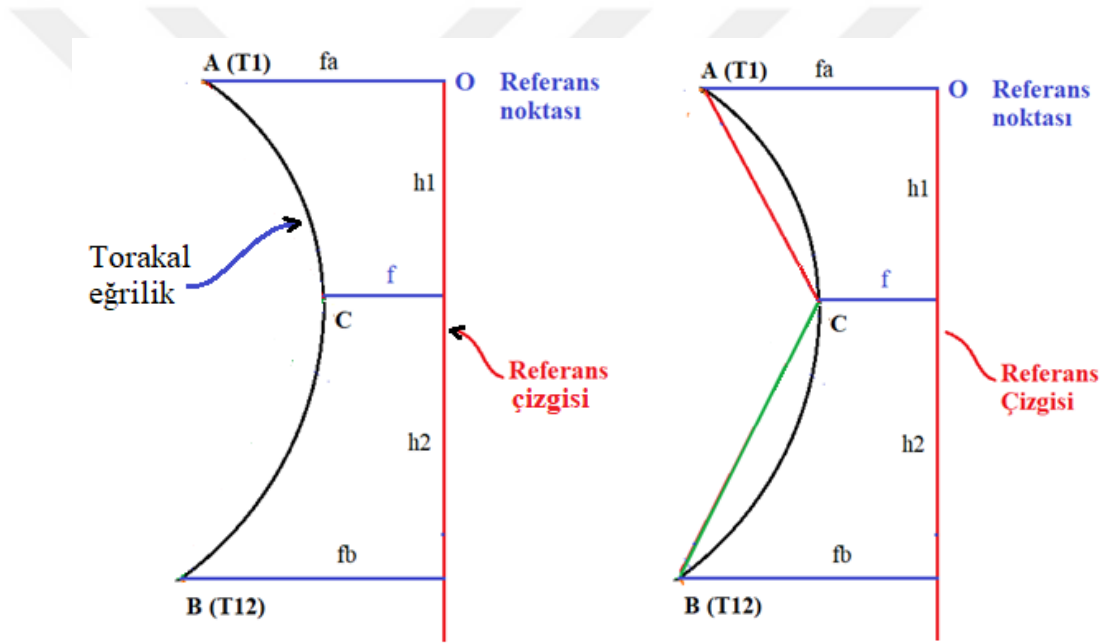


Şekil B.1. Step motor, ölçüm switchleri ve LVDT için Labview yazılımı kontrol blok diyagramlarının bir bölümü

EK C. Eğrilik Açısı Hesabında Kullanılan 4.1-4.5 nolu Denklemlerin Elde Edilişi

OmÖS yazılımında torakal ve lomber eğrilik açılarının hesabında kullanılan Chaise vd. (2011) tarafından geliştirilen 4.1-4.5 numaralı denklemlerin elde edilişi torakal eğrilik açısı için aşağıda gösterilmektedir:

Torakal bölge için işaretlenen T1 ve T12 spinöz proses noktaları (sırasıyla A ve B noktaları) ile eğriliğin en tepesinde bulunan vertebra spinöz proses noktasının (C noktası) konumlarının referans noktasına göre yatay (f , f_a ve f_b) ve dikey (h_1 ve h_2) mesafeleri ölçülür (Şekil C.1).



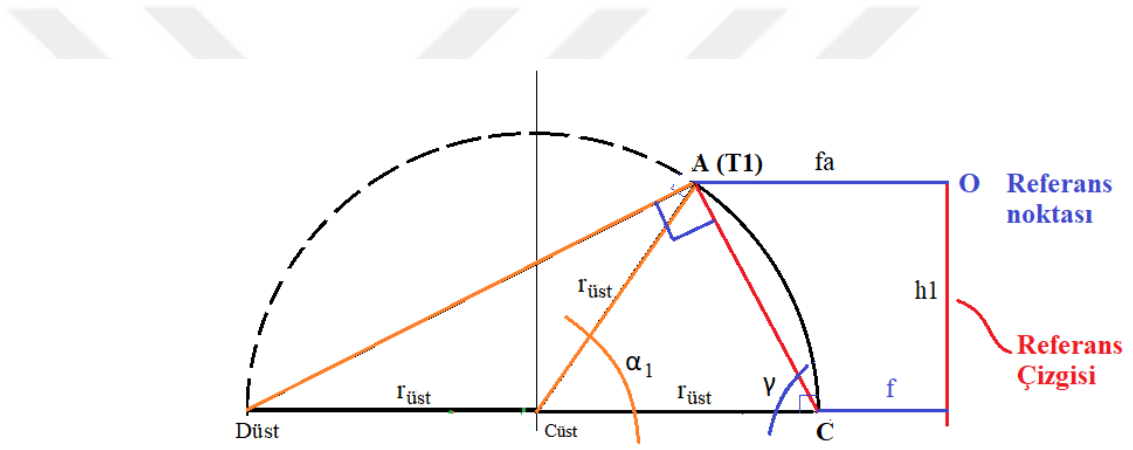
Şekil C.1. Temsili torakal bölge eğriliği ve ölçülen mesafeler

C noktasının üst kısmındaki torakal A-C eğriliği ile alt kısmındaki torakal B-C eğriliğinin yarıçaplarının farklı olabileceği göz önüne alınarak torakal eğrilik açısının hesabı iki aşamada gerçekleştirilmektedir. Bunun için eğrilik yarıçaplarının eğrilikler boyunca sabit olduğu ve değişmediği kabul edilmektedir. Bu da her iki eğriliğin farklı yarıçaplardaki iki dairenin parçası olarak kabul edildiği anlamına gelmektedir.

Birinci aşamada A-C eğriliğinden α_1 açısı hesaplanmakta (Şekil C.2), ikinci aşamada B-C eğriliğinden α_2 açısı hesaplanmaktadır (Şekil C.3). Bu iki açının toplanmasıyla θ torakal eğrilik açısı elde edilmektedir (Denklem C.1) :

$$\text{Eğrilik açısı, } \theta = \alpha_1 + \alpha_2 \quad (\text{C.1})$$

1. Aşama: A ve C noktalarını birleştiren “A-C” doğru çizgisine A noktasından çizilen dik doğru çizgi ile C noktasından çizilen yatay doğru çizginin kesiştiği nokta Düst noktası olarak adlandırılır. C ve Düst noktalarını birleştiren “C-Düst” çizgisinin orta noktası (Cüst) elde edilir. Cüst noktası merkezi olacak ve C, A ve Düst noktalarından geçecek şekilde üst yarım daire çizilir (Şekil C.2).



Şekil C.2. T1-en üst nokta arası torakal eğrilik kısmı için açı (α_1) hesabı

Üst yarım daire içinde A-C-Düst üçgeni ve A-C-Düst üçgeni içinde A ve Cüst noktaları birleştirilerek iki adet ikizkenar üçgen oluşturulur: Cüst-A-C üçgeni ve Cüst-A-Düst üçgeni. Cüst-A-C üçgeninin C noktasındaki γ açısı ile A noktasındaki açı eşittir. Üçgenin iç açılarının toplamı 180° olduğundan α_1 açısı için C.2 denklemi elde edilir:

$$\alpha_1 = 180 - 2\gamma = 180 - 2\arctan(h1/(fa-f)) \quad (\text{C.2})$$

C.2 denkleminde yer alan fa , f ve $h1$ parametreleri eğri üzerinden ölçüm problemleri kullanılarak ölçülen değerler olduğundan α_1 açısı hesaplanır.

EK D. Gönüllü Katılımcı Onay Formu Örneği



AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
Tıbbi Bilimsel Araştırmalar Etik Kurulu
Asgari Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formu

Katılımcı / Gönüllünün Protokol Numarası: 5

1. Araştırmayla İlgili Bilgiler:

a. **Araştırmanın Adı :** Sagital Planda Omurga Deformitelerinin Tespiti Ve Takibi İçin Portatif Sistem Tasarımı

b. **Araştırmanın İçeriği:** Torakal kifoz ve lomber lordoz gibi sagital plan omurga eğriliklerinin takip edilmesi ve bu eğriliklerde meydana gelebilecek değişimlerden kaynaklı rahatsızlıkların erken teşhis edilmesi insan sağlığı açısından önem arz etmektedir. Önceden yapılacak olan bir müdahale, sagital plan omurga eğriliklerindeki değişimlerin sonucu olarak oluşacak hareket engellerinin azalmasını veya kalkmasını, buna ilaveten çok daha büyük olumsuz etkilerin önüne geçilmesini sağlayacaktır. Bu nedenle, sagital plan omurga eğriliklerinin nöroloji, fizik tedavi ve rehabilitasyon, ortopedi gibi tıp alanlarında incelenmesi, bu alanlarda kullanılan yaygın tanı yöntemlerinin kaçınılmaz bir parçası olmuştur. Sagital plan omurga eğriliklerindeki değişimin tespitinde kişinin öne eğilmesini (Adams Öne Eğilme Testi) ve 3 yönlü (ön, arka ve yanlardan) postür analizini içeren gözlemsel yöntem özellikle tarama amaçlı olarak doktorlar tarafından sıklıkla kullanılmaktadır. Ayrıca, altın standart olarak kabul edilen ve Cobb yöntemi olarak adlandırılan bir yöntemle lateral omurga röntgeni üzerinden sagital plan omurga eğrilikleri ile doğrudan bağıntılı olan kifoz ve lordoz açıları hesaplanmakta ve hesaplanan açı değerleri sağlıklı kişiler için alt ve üst limitler şeklinde ifade edilmektedir. Açılarının hesabında lateral omurga röntgeni sıklıkla kullanılmakta, bu durumda kişi radyasyona maruz kalmakta ve röntgen çekiminden dolayı maliyeti yüksek olmaktadır. Bahsedilen iki yöntemin dışında, röntgen içermeyen ve sagital plan omurga eğriliklerini elde etmek için kullanılan bilgisayar destekli ve bilgisayar destekli çok farklı sagital plan omurga eğriligi ölçüm sistemleri geliştirilmiştir.

Bu çalışma kapsamında yeni bir omurga eğriligi ölçüm sistemi geliştirilmiştir. Geliştirilen sistem ile omurga trokal ve lomber bölge eğrilik açıları çıkarılmaya çalışılacaktır. Test ölçümleri şu şekilde yapılacaktır. Test yapılacak kişinin öncelikle trokal bölge ölçümü için T1 ,trokal bölge en çıkıntı omur ve T12 omuru silinmez kalem ile işaretlenecek sonra lomber bölge ölçümü için L1, lomber bölge en dip omur ve L5 omuru silinmez kalem ile işaretlenecek sonrasında sagital plan omurga röntgeni çekilecek ve Cobb açısı belirlenecek. Sonrasında çekim yapılan kişinin omurga eğriligi ölçüm sisteminde ayakta duruş platformunda kollar gövde ile 30 derece açı yapacak şekilde durma pozisyonunda trokal ve lomber bölgedeki işaretlenen omurlardan ölçüm probaları ile hafif temasa dayalı ölçüm yapılacaktır. Ölçüm problemlerinden ve LVDT den gelen verilerle karşılaştırılarak ölçüm sistemi sonucu kayıt altına alınacaktır. Sonrasında röntgen çekimleri ile ölçüm sistemi sonuçları karşılaştırılacaktır.

b. **Araştırmanın Amacı:** Bu çalışmada, öncelikle torakal bölge olmak üzere torakal ve lomber bölgedeki sagital plan omurga eğriliklerindeki değişimlerden kaynaklı omurga

Doküman No	İlk Yayın Tarihi	Revizyon Tarihi	Revizyon No	Sayfa
AKD-TBAEK-5	01.01.2024		00	1/3

Şekil D.1. Asgari bilgilendirilmiş gönüllü katılımcı onay formu örneği

hastalıklarının ön tanısında klinisyene yardımcı olabilecek, kişiyi radyasyona maruz bırakmayacak, bilgisayar destekli, portatif, maliyeti muadillerine göre daha düşük yerli bir sagittal plan omurga eğriliği ölçüm sistemi geliştirilmiştir. Geliştirilen sistemin kliniklerde kolayca her kişiye uygulanabilmesi ve okullar başta olmak üzere toplu yaşam alanlarında erken dönem tarama çalışmalarında kullanılabilmesi planlanmaktadır. Taşınabilir ölçüm sistemi birbirinden bağımsız ölçüm LVDT sensör ve step motor adım sayısına bağlı olarak iki farklı yoldan ölçüm verisi alınmaktadır. Tarama işleminde insanın hareketsiz ve dik kalması şartı ile C7 ve L4 omurlarına ait spinöz prosesler elle tespit edilerek referans noktaları olarak seçilecek ve tarama C7 omuru ile L5 omuru arasında gerçekleştirilmektedir. Taranan omurga hattı üzerinde yer alan her bir noktanın dikey referans eksenine göre yatay konumunu veren ölçüm değerleri, tez çalışması kapsamında hazırlanan bir bilgisayar yazılımıyla torakal ve lomber bölgede sagittal plan omurga eğriliklerini oluşturmada kullanılmaktadır. Oluşturulan sagittal plan omurga eğrilikleri bilgisayar ortamında kayıt altına alınarak saklanacak, torakal kifoz ve lomber lordoz açıları farklı algoritmalarla hesaplanacak, altın standart olarak kabul edilen ve radyasyon içeren radyografik Cobb yöntemi ile hesaplanan torakal kifoz ve lomber lordoz açıları ile karşılaştırılacak ve grafiklerle birlikte rapor haline getirilecektir. Tez çalışması kapsamında geliştirilecek olan sagittal plan omurga eğriliği ölçüm sisteminin doğruluğu, güvenilirliği, ölçümlerin tekrarlanabilirlik dereceleri en az iki farklı kullanıcı ile tespit edilecektir. Doğruluğu ve güvenilirliği tespit edilen ölçüm sistemi, torakal ve lomber bölgedeki omurga eğriliklerinde zamana bağlı meydana gelen değişimlerin analizine imkan verecek ve klinisyenin kişiye erken teşhis koymasına, hastalığın derecesini belirlemesine ve tedavi sürecinin etkilerini takip etmesine yardımcı olacaktır.

b. Araştırmanın Nedeni:

() Bilimsel araştırma

(x) Tez çalışması

c. Araştırmanın Öngörülen Süresi: 12 ay

d. Araştırmaya Katılması Beklenen Katılımcı/Gönüllü Sayısı: 30

e. Araştırmada İzlenecek DeneySEL İşlemler: Sagittal plan röntgen çekimi yapıp ardından ölçüm cihazı ile vücut temasına dayalı sagittal plan omurga eğriliği ölçümü yapılacaktır.

2. Gönüllünün/Katılımcının Uygulama Sırasında Karşılaşabileceği Riskler ve Rahatsızlıklar: Herhangi bir risk bulunmamaktadır.

Yukarıda açıklanan araştırma sırasında uygulanacak olan işlemlerin bana aşağıda belirtilen riskleri ve rahatsızlıkları getirebileceğinin bilincindeyim:

Herhangi bir risk bulunmamaktadır.

3. Gönüllüler/Katılımcılar İçin Araştırmadan Beklenen Yarar: Ölçüm cihazının kullanılmasıyla röntgen çekiminin azaltılması

4. Araştırma Konusundaki Soruların Cevaplandırılması:

Araştırmanın yürütülmesi sırasında olası yan etkiler, riskler ve zararlar ile haklarım konusunda bilgi almak için aşağıda belirtilen kişiyle bağlantı kurmam yeterli olacaktır.

Adı- Soyadı: Osman UZUN

Telefon:

5. Zararların Karşılanması:

Bu çalışmaya katıldığım için zarar göreceğim olursam, gerekli olan tıbbi bakımın sorumlu araştırmacı tarafından yerine getirileceği, uygulanan işleme bağlı olarak gelişebilecek her tür hasara (sakatlanma ve ölüm dahil) karşı güvencede olduğum, masraflarımın Osman UZUN tarafından karşılanacağı bana bildirildi.

Doküman No	İlk Yayın Tarihi	Revizyon Tarihi	Revizyon No	Sayfa
AKD-TBAEK-5	01.01.2024		00	2/3

Şekil D.1. Asgari bilgilendirilmiş gönüllü katılımcı onay formu örneği (Devam)

6. Araştırma Giderleri:

Araştırma kapsamındaki bütün işlemler için benden ya da bağlı bulunduğum sosyal güvenlik kuruluşundan hiçbir ücret istenmeyecektir.

7. Gönüllülük, Çalışmayı Reddetme ve Çalışmadan Çekilme Hakkı, Çalışmadan Çıkarılma:

- Araştırmaya hiçbir baskı ve zorlama altında olmaksızın gönüllü olarak katılıyorum.
 - Araştırmaya katılmayı reddetme hakkına sahip olduğum bana bildirildi.
 - Sorumlu araştırmacıya haber vermek kaydıyla, hiçbir gerekçe göstermeksizin istediğim anda bu çalışmadan çekilebileceğimin bilincindeyim.
8. Çalışmanın yürütücüsü olan araştırmacı ya da destekleyen kuruluş, çalışma programının gereklerini yerine getirmedeki ihmali nedeniyle ya da araştırma prosedürüne bağlı olarak onayımı almadan beni çalışma kapsamından çıkarabilir.

9. Gizlilik:

Çalışmanın sonuçları bilimsel toplantılar ya da yayınlarda sunulabilir. Ancak, bu tür durumlarda kimliğim kesin olarak gizli tutulacaktır.

10. Çalışmaya Katılma Onayı:

Yukarıda yer alan ve araştırmadan önce gönüllüye / katılımcıya verilmesi gereken bilgileri gösteren Aydınlatılmış Onam Formu adlı metni kendi anadilimde okudum ya da bana okunmasını sağladım. Bu bilgilerin içeriği ve anlamı, yazılı ve sözlü olarak açıklandı. Aklıma gelen bütün soruları sorma olanağı tanındı ve sorularıma doyurucu cevaplar aldım. Çalışmaya katılmadığım ya da katıldıktan sonra çekildiğim durumda, hiçbir yasal hakkımdan vazgeçmiş olmayacağım. Bu koşullarla, söz konusu araştırmaya hiçbir baskı ve zorlama olmaksızın gönüllü olarak katılmayı kabul ediyorum. Bu metnin imzalı bir kopyasını aldım.

Gönüllünün / katılımcının Adı- Soyadı:

Yaş ve Cinsiyeti: 52 Erkek

İmzası:

Adresi (varsa telefon ve/veya fax numarası):

Burak / Burak

Tarih: 02.06.2024

Velayet ya da vesayet altında bulunanlar için;

Veli ya da Vasinin Adı- Soyadı:

İmzası:

Adresi (varsa telefon ve/veya fax numarası):

Tarih:

Açıklamaları Yapan Araştırmacının Adı- Soyadı:

İmzası:

Tarih:

Onam alma işlemine başından sonuna kadar tanıklık eden kuruluş görevlisinin

Adı- Soyadı:

İmzası:

Görevi:

Tarih:

Doküman No	İlk Yayın Tarihi	Revizyon Tarihi	Revizyon No	Sayfa
AKD-TBAEK-5	01.01.2024		00	3/3

Şekil D.1. Asgari bilgilendirilmiş gönüllü katılımcı onay formu örneği (Devam)

EK E. Torakal ve Lomber Eğrilik Açısı Ölçüm Sonuçları

Çizelge E.1. Omurga modeli GnM, OmÖS StM, OmÖS LVDT ve İnM torakal eğrilik açısı sonuçları (°)

ÖlçümNo	GnM	OmÖS StM	OmÖS LVDT	İnM
1	40	41,27	40,59	37
2	36	37,17	37,14	32
3	32	33,13	32,42	28
4	34	33,18	31,68	29
5	38	36,08	34,88	34
6	45	43,47	42,72	38
7	37	36,04	34,42	39
8	44	42,94	41,2	42
9	46	45	45,58	47
10	49	48,39	46,69	46
11	52	50,91	49	48
12	51	49,93	48,02	47
13	55	56,73	54,26	52
14	54	53,04	52,12	47
15	58	60,44	58,47	52
16	62	61,27	60,61	53
17	64	65,71	63,91	60
18	57	58,81	57	52
19	61	59,19	57,51	55
20	66	63,89	62,55	57

Çizelge E.2. Omurga modeli GnM, OmÖS StM, OmÖS LVDT ve İnM lomber eğrilik açısı sonuçları (°)

ÖlçümNo	GnM	OmÖS StM	OmÖS LVDT	İnM
1	58	55,46	56,24	46
2	50	48,12	50	41
3	35	38,44	36,67	27
4	33	31,21	31,7	22
5	24	22,27	21,49	17
6	36	32,18	32,23	27
7	38	34,71	34,75	24
8	43	39,37	40,4	30
9	47	51,46	50,33	32
10	48	45,28	45,38	30
11	40	38,42	38,12	30
12	41	44,09	43,99	29
13	27	23,77	22,96	20
14	30	26,16	27,93	22
15	56	60,23	60,2	43
16	53	50,23	50,56	40
17	52	48,7	47,03	38
18	60	65,38	65,81	45
19	63	68,15	68,44	51
20	59	62,88	63,72	45

Çizelge E.3. Gönüllü katılımcı RaG, OmÖS StM, OmÖS LVDT ve İnM torakal eğrilik açısı sonuçları (°)

No	Yaş, yıl	Boy, cm	Ağırlık, kg	RaG	OmÖS StM	OmÖS LVDT	İnM
GK1	36	173	81	36,8	34,41	34,01	37
GK2	31	175	82	42,1	40,49	39,14	43
GK3	42	173	76	43,6	41,8	40,28	45
GK4	40	170	80	39,6	41,68	40,24	35
GK5	51	185	76	45	44,43	42,59	42
GK6	49	174	80	40	39,88	39,16	38
GK7	8	130	33	33,10	32,50	32,20	36
GK8	17	175	90	35,80	42,20	41,68	39
GK9	61	180	89	42,40	42,73	42,13	45
GK10	51	174	58	61	56,70	56,86	61
GK11	55	167	92	41,70	42,90	42,67	42
GK12	60	180	92	33,90	35,30	36,70	31
GK13	44	171	79	52,30	52,20	51,49	49
GK14	49	170	80	46,70	46,90	45,40	43
GK15	59	173	100	40	38,93	37,60	42
GK16	43	178	85	40	40,80	40,15	41

Çizelge E.4. Gönüllü katılımcı RaG, OmÖS StM, OmÖS LVDT ve İnM lomber eğrilik açısı sonuçları (°)

No	Yaş, yıl	Boy, cm	Ağırlık, kg	RaG	OmÖS StM	OmÖS LVDT	İnM
GK1	36	173	81	29,30	31,44	30,31	32
GK2	31	175	82	36,80	37,78	36,75	30
GK3	42	173	76	43,20	40,17	38,93	35
GK4	40	170	80	40,5	42,24	43,90	43
GK5	51	185	76	32,60	26,40	25,15	26
GK6	49	174	80	37,10	38,75	39,70	31
GK7	8	130	33	47,40	43,90	44,40	40
GK8	17	175	90	26,70	30,40	29,90	34
GK9	61	180	89	29,40	32,06	32,60	40
GK10	51	174	58	48,10	52,20	52,96	41
GK11	55	167	92	45,30	40,30	40,00	33
GK12	60	180	92	43	38,20	38,60	49
GK13	44	171	79	39,70	35,90	36,70	31
GK14	49	170	80	42,60	38,20	39,70	35
GK15	59	173	100	38	33,90	34,40	45
GK16	43	178	85	33	30,80	31,30	40

Çizelge E.5. Aynı değerlendirici tarafından iki hafta arayla elde edilen gönüllü katılımcı OmÖS StM torakal ve lomber eğrilik açısı sonuçları (°)

No	Yaş, yıl	Boy, cm	Ağırlık, kg	Torakal eğrilik açısı		Lomber eğrilik açısı	
				OmÖS StM	OmÖS StM (tekrar)	OmÖS StM	OmÖS StM (tekrar)
GK1	36	173	81	34,41	34,64	31,44	32,10
GK2	31	175	82	40,49	41,30	37,78	36,50
GK3	42	173	76	41,8	43,10	40,17	41,30
GK4	40	170	80	41,68	42,40	42,24	41,20
GK5	51	185	76	44,43	43,20	26,40	27,30
GK6	49	174	80	39,88	41,01	38,75	37,50
GK7	8	130	33	32,50	33,01	43,90	44,01
GK8	17	175	90	42,20	43,40	30,40	31,50
GK9	61	180	89	42,73	40,68	32,06	33,20
GK10	51	174	58	56,70	57,80	52,20	51,30
GK11	55	167	92	42,90	43,40	40,30	41,20
GK12	60	180	92	35,30	34,50	38,20	40,01
GK13	44	171	79	52,20	51,20	35,90	37,01
GK14	49	170	80	46,90	45,01	38,20	37,04
GK15	59	173	100	38,93	36,80	33,90	31,80
GK16	43	178	85	40,80	41,60	30,80	31,90