



**T.C.**  
**TOKAT GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ**  
**TIP FAKÜLTESİ**  
**BEYİN VE SİNİR CERRAHİSİ ANABİLİM DALI**

**KLİNİK KULLANIMDA 3 BOYUTLU YAZICI NAVİGASYON  
ŞABLONU BAŞARI ORANININ DEĞERLENDİRİLMESİ**

**TIP'TA UZMANLIK TEZİ**

**Mehmet Murat DİŞÇİ**

**TOKAT**  
**Haziran, 2021**



**T.C.**  
**TOKAT GAZİOSMANPAŞA ÜNİVERSİTESİ**  
**TIP FAKÜLTESİ**  
**BEYİN VE SİNİR CERRAHİSİ ANABİLİM DALI**

**KLİNİK KULLANIMDA 3 BOYUTLU YAZICI NAVİGASYON**  
**ŞABLONU BAŞARI ORANININ DEĞERLENDİRİLMESİ**

**TIP'TA UZMANLIK TEZİ**

**Mehmet Murat DIŞÇI**

**Danışman: Doç. Dr. Özgür DEMİR**

**TOKAT**  
**Haziran, 2021**

## TEŞEKKÜR

Bu tez çalışmam ve asistanlık eğitimim süresince sahip olduğu bilgi birikimi ve görüşleriyle beni yönlendiren, her zaman desteğini hissettiğim, hekim ve insan olarak örnek aldığım değerli hocam Sayın Doç. Dr. Özgür DEMİR'e

Asistanlık eğitimim boyunca gösterdikleri ilgi ve yardımlarından dolayı Sayın Prof. Dr. Fatih Ersay DENİZ'e, Sayın Doç. Dr. Erol ÖKSÜZ'e, Sayın Dr. Öğr. Üyesi Veysel KIYAK'a

Uzmanlık eğitimim süresince sabrını ve sevgisini eksik etmeyen sevgili eşim Uzm. Dr. Filiz DİŞÇİ'ye teşekkürü bir borç bilirim.

Dr. Mehmet Murat DİŞÇİ

## ÖZET

### KLİNİK KULLANIMDA 3 BOYUTLU YAZICI NAVİGASYON ŞABLONU BAŞARI ORANININ DEĞERLENDİRİLMESİ

DİŞÇİ, Mehmet Murat

BEYİN VE SİNİR CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

Tez Danışmanı: Doç. Dr. Özgür DEMİR

Haziran, 2021

**Amaç:** Modern toplum yaşamında sık rastlanan bel ağrısı şikâyetlerinin etyolojisinde spondilozis ve omurga insitabilitesi önemli yer tutmaktadır. Konservatif tedaviye yanıt vermeyen, ağrı, kök basısı bulguları ve deformitenin artması cerrahi tedavi endikasyonlarını oluşturur. Spondilozisin cerrahi tedavisinde uygulanan enstrümantasyonsuz posterior veya posterolateral füzyon uygulamaları uzun süreli immobilizasyon gereksinimi ve psödoartroz oranının yüksekliği nedeni ile gözden düşmüştür. Transpediküler vida ile fiksasyon uygulamaları lomber spondilozis tedavisinde lomber spinal füzyon için en uygun internal fiksasyon yöntemidir. Bu teknik yüksek kemik füzyon oranıyla birlikte güçlü vertebral segmental fiksasyon sağlar. Transpediküler vida sistemlerinin laminar kanca-rod veya segmental tel-rod gibi diğer posterior enstrümantasyon sistemleri ile karşılaştırıldığında çok daha iyi segmental fiksasyon sağladığı görülmüştür. Transpediküler vida sistemlerinin başarılı bir biçimde uygulanabilmesi, tam bir pediküler anatomi bilgisini, enstrümantasyonun biyomekanikal özelliklerinin bilinmesini ve titiz bir cerrahi ön hazırlığı gerektirir. Pediküler vida uygulamalarının komplikasyonları arasında enstrümantasyon yetersizliği, yara enfeksiyonu, uzamış operasyon zamanı, aşırı kan kaybı sayılabilmekle birlikte pediküler vida uygulamasının en önemli komplikasyonu vidanın yanlış

yerleştirilmesidir. Bu durumda radikals, dura, kauda equina veya omurilik yaralanması olabilir. Bu riski en aza indirmek veya ortadan kaldırmak için operasyon öncesi plan çok iyi yapılmalı ve titiz bir cerrahi uygulanmalıdır.

Hastaya özel cihazlar üretmek için 3D baskının ilk ve şu anda en yaygın uygulaması, sıklıkla biyomodeller olarak adlandırılan hastaya özel anatomik modellerin üretimidir. Biyomodeller, ameliyat süresini kısaltarak hasta için oluşabilecek komplikasyonları ve olası riskleri azaltabilir. Biyomodellerin maliyet-fayda analizi, biyomodellerin potansiyel olarak sağlık hizmetleri maliyetini azaltabileceğini göstermektedir.

Oluşturulacak protokoller ameliyatlarda pedikül vidasının kolay ve doğru bir şekilde yerleştirilmesine yardımcı olacaktır. Omurga cerrahisinde 3D navigasyon şablonu destekli pedikül vida fiksasyonu düşük maliyetlidir ve hem hastaların hem de cerrahların floroskopi nedeniyle maruz kaldıkları radyasyonu azaltabilir. Bu çalışmadaki primer amacımız; 3D navigasyon yöntemi ile yapılan posterior enstrumantasyonun hasta ve cerrah açısından avantajlarını ortaya koymaktır. Ayrıca günümüzde yeni yeni ortaya çıkan bu teknikte oluşabilecek hataların tespiti ve bunların istatistiksel olarak gösterilmesi amaçlanmaktadır.

**Gereç ve Yöntem:** Araştırmaya başlamadan önce araştırmanın yapılacağı Gaziosmanpaşa Üniversitesi Tıp Fakültesi Dekanlığı'ndan gerekli izinler ve Gaziosmanpaşa Üniversitesi Tıp Fakültesi Dekanlığı Klinik Çalışmalar Etik Kurulu'ndan onay alındı. Sonrasında araştırmada yer alan tüm hastalara araştırmayla ilgili yazılı ve sözlü olarak bilgi verilerek, bilgi verildiğine ve yapılacak ameliyat, öncesi ve sonrası yapılan görüntüleme tetkiklerinin, ayrıca tutulan hasta kayıtlarının kullanılmasına dair aydınlatılmış onam belgesine imzaları alındı. Araştırmaya Gaziosmanpaşa Üniversitesi Tıp Fakültesi Beyin ve Sinir Cerrahisi Anabilim Dalı servisine 01/03/2021-10/04/2021 tarihleri arasında lomber spondiloz nedeniyle operasyon planlanarak yatışı yapılan kadın ve erkek hastalar alındı. Kliniğe spondiloz nedeniyle hastaneye yatırılan, çalışmayı kabul eden ve planlandığı gibi posterior enstrumantasyon yapılan toplam 10 hasta çalışmaya dahil edildi.

Operasyon öncesi(preoperatif) çekilen bilgisayarlı tomografi (BT) görüntüleri hastanenin pacs sistemi "Sectra"nın bağlantılı özeliği olan "3D Travma" ile işlendi ve vertebra modeli oluşturuldu. Oluşturulan model, "Meshmixer" isimli program ile tekrar yapılandırılarak model üzerinde pedikül vidalarının yerleştirilmesi gereken lokalizasyon, açı ve uzunluk verileri işlendi ve operasyon esnasında transpediküler vidalara yön verecek bir kalıp oluşturuldu. Bu model ve kalıp "Cura" isimli yazılım ile

3 boyutlu(D) yazıcıda basılacak hale getirildi. Oluşturulan kalıp ve modeller 3d yazıcı kullanılarak cisimleştirildi. Ortaya çıkan kalıp operasyon öncesi sterilizasyon uygulanarak hazır hale getirildi. Operasyon esnasında 3D yazıcı ile oluşturulan kalıp yardımı ile transpediküler vidalar yerleştirildi. Operasyon sonrası(postoperatif) hastaya çekilen BT ile yapılan enstrumantasyon kontrol edildi. Preoperatif BT’de vidanın gitmesi gereken açı aksiyel ve sagittal planda hesaplanarak kaydedildi. Postoperatif BT’de ise vidanın gittiği açı aksiyel ve sagittal planda hesaplanarak kaydedildi ve preoperatif verilerle karşılaştırılarak hata payı istatistiksel olarak hesaplandı. Çalışmada istatistiksel analiz için ortalama, standart sapma, sayı ve yüzde gibi veriler kullanıldı. Preoperatif ve postoperatif ölçümler için iki eş arasındaki farkın önemlilik testi kullanıldı. İstatistiksel analiz için Statistical Package for the Social Sciences (SPSS) 20 paket programı kullanıldı.

**Bulgular:** Çalışmaya dahil edilen hastaların preoperatif aksiyel ve sagittal, postoperatif aksiyel ve sagittal açıları değerlendirmeye alındı. Yapılan değerlendirmede ortalama ve standart sapmalar her grup için ayrı ayrı hesaplandı. İki eş arasındaki farkın önemlilik testi yapıldığında bütün gruplar için p değeri 0,05’in üstünde sonuçlar elde edildi. Her grup için preoperatif ve postoperatif açılar arasında anlamlı bir fark olmadığı istatistiksel olarak ortaya konuldu.

Hastaların belirlenmiş vertebra segmenti sağ taraf için ölçülen preoperatif aksiyel açı ortalama değeri  $13,33^0$ , standart sapması ise  $4,63^0$  olarak belirlenmiştir. Aynı taraf postoperatif aksiyel vida açısı ortalama değeri  $14,73^0$ , standart sapması ise  $3,28^0$  hesaplanmıştır. Aynı vertebra segmenti sağ taraf için ölçülen preoperatif sagittal açı ortalama değeri  $4,98^0$ , standart sapması ise  $1,71^0$  olarak belirlenmiştir. Aynı taraf postoperatif sagittal vida açısı ortalama değeri  $3,31^0$ , standart sapması ise  $2,17^0$  hesaplanmıştır. Aynı vertebra segmenti sol taraf için ölçülen preoperatif aksiyel açı ortalama değeri  $11,35^0$ , standart sapması ise  $4,25^0$  olarak belirlenmiştir. Aynı taraf postoperatif aksiyel vida açısı ortalama değeri  $14,65^0$ , standart sapması ise  $5,64^0$  hesaplanmıştır. Aynı vertebra segmenti sol taraf için ölçülen preoperatif sagittal açı ortalama değeri  $5,22^0$ , standart sapması ise  $1,63^0$  olarak belirlenmiştir. Aynı taraf postoperatif sagittal vida açısı ortalama değeri  $5,50^0$ , standart sapması ise  $2,34^0$  hesaplanmıştır. İstatistiksel olarak preoperatif planlanan açılar ile postoperatif vida açıları arasında anlamlı bir fark olmadığı belirlenmiştir.

**Sonuç:** Çalışmamızda 3D navigasyon şablonu oluşturmak için Sectra ve Meshmixer isimli programlar kullanılmıştır. Kullandığımız programlar maliyet açısından etkilidir.

Çalışmamız esnasında hastaya özel ürettiğimiz 3D navigasyon şablonunun uyumunu arttırmak amacıyla farklı şekillerde kalıplar denendi ve en uygun kalıba ulaşıldı. Bu kalıp posterior lomber vertebra yüzeyi ile büyük oranlarda eşleşme sağlamıştır. Böylelikle vida açısı belirlemedeki hata olasılıkları oldukça yüksek oranlarda azalmıştır. Çalışmamızda 3D navigasyon şablonunun hastalar üzerinde uygulamaya konulması, bu teknik için tecrübe oluşması açısından büyük kazanımlar sağlamıştır. Preoperatif BT’de transpediküler vidaların yerleştirilmesi planlanan açılar ile postoperatif BT’de sonuç olarak ortaya çıkan açılar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Bu durum çalışmamızda kullandığımız 3D navigasyon şablonunun başarılı olduğunu göstermiştir. Etkili bir yöntem olan çalışmamız sınırlı sayıda hasta ile gerçekleştirilmiştir. Daha büyük hasta serileri ile yapılacak çalışmalara ihtiyaç vardır.

**Anahtar sözcükler:** 3d navigasyon şablonu, enstrumantasyon, transpediküler vida

## ABSTRACT

### EVALUATION OF SUCCESS RATE OF 3D PRINTER NAVIGATION TEMPLATE IN CLINICAL USE

DIŞÇI, Mehmet Murat

Department of Neurosurgery  
Thesis Advisor: Doç. Dr. Özgür DEMİR

June, 2021

**Objective:** Spondylosis and spine instability play an important role in the etiology of low back pain complaints, which are common in modern society. Indications for surgical treatment are pain, signs of root compression and increased deformity that do not respond to conservative treatment. Posterior or posterolateral fusion applications without instrumentation applied in the surgical treatment of spondylosis have been discredited due to the long-term immobilization requirement and high rate of pseudoarthrosis. Transpedicular screw fixation applications are the most appropriate internal fixation method for lumbar spinal fusion in the treatment of lumbar spondylosis. This technique provides strong vertebral segmental fixation with a high bone fusion rate. It has been observed that transpedicular screw systems provide much better segmental fixation compared to other posterior instrumentation systems such as laminar hook-rod or segmental wire-rod. Successful application of transpedicular screw systems requires a thorough knowledge of pedicular anatomy, knowledge of the biomechanical properties of instrumentation and careful surgical preparation. Complications of pedicular screw applications include inadequate instrumentation, wound infection, prolonged operation time and excessive blood loss, but the most

important complication of pedicular screw application is incorrect insertion of the screw. In this case, there may be radix, dura, cauda equina or spinal cord injury. In order to minimize or eliminate this risk, the preoperative plan should be made very well and a meticulous surgery should be applied.

The first and currently most common application of 3D printing to produce patient-specific devices is the production of patient-specific anatomical models, often referred to as biomodels. Biomodels can reduce the complications and potential risks for the patient by shortening the operation time. The cost-benefit analysis of biomodels shows that these can potentially reduce the cost of healthcare. The protocols to be created will help the pedicle screw to be placed easily and accurately in surgeries. Pedicle screw fixation with 3D navigation template assisted in spinal surgery is low cost and can reduce the radiation exposure of both patients and surgeons due to fluoroscopy. Our primary aim in this study is; To reveal the advantages of posterior instrumentation with 3D navigation method for the patient and the surgeon. In addition, it is aimed to detect the errors that may occur in this new technique and to show them statistically.

**Materials and Methods:** Permissions for this study were obtained from Gaziosmanpaşa University Faculty of Medicine Dean's Office and Gaziosmanpaşa University Faculty of Medicine Dean's Office of Clinical Studies Ethics Committee. Subsequently, all patients included in the study were informed verbally and in writing about the study, and their signatures were obtained on an informed consent document regarding the use of the surgery to be performed, preoperative and postoperative imaging examinations, as well as the patient records kept. Male and female patients who were hospitalized for lumbar spondylosis between 01/03/2021 and 10/04/2021 were included in the study. A total of 10 patients who were hospitalized due to spondylosis, accepted the study, and underwent posterior instrumentation as planned were included in the study.

Computed tomography (CT) images taken before the operation (preoperative) were processed with "3D Trauma" which is the associated feature of the hospital's pacs system "Sectra" and a vertebra model was created. The created model was reconfigured with the program named "Meshmixer" and the localization, angle and length data where pedicle screws should be placed were processed on the model, and a mold was created to guide the transpedicular screws during the operation. This model and mold were made to be printed on a 3D printer with the software named "Cura". The molds and models created were embodied using a 3d printer. The resulting mold was made ready

by applying sterilization before the operation. During the operation, transpedicular screws were placed with the help of a 3D printer mold. After the operation (postoperative), the instrumentation performed with the CT on the patient was checked. In preoperative CT, the appropriate screw angle was calculated and recorded in axial and sagittal planes. In postoperative CT, the angle of the screw was calculated and recorded in axial and sagittal planes and the margin of error was calculated statistically by comparing with preoperative data. In the study, data such as mean, standard deviation, number and percentage were used for statistical analysis. The significance test of the difference between the two partners was used for preoperative and postoperative measurements. Statistical Package for the Social Sciences (SPSS) 20 package program was used for statistical analysis.

**Results:** Preoperative axial and sagittal, postoperative axial and sagittal angles of the patients included in the study were evaluated. Mean and standard deviations were calculated separately for each group. When the significance test of the difference between the two partners was performed, results with a 'p' value above 0.05 were obtained for all groups. It was demonstrated statistically that there was no significant difference between preoperative and postoperative angles for each group.

Preoperative axial angle mean value measured for the determined vertebral segment right side of the patients was determined as  $13.33^{\circ}$  and the standard deviation was determined as  $4.63^{\circ}$ . The mean value of the postoperative axial screw angle on the same side was calculated as  $14.73^{\circ}$ , and the standard deviation was calculated as  $3.28^{\circ}$ . The preoperative sagittal angle mean value measured for the same vertebral segment right side was found as  $4.98^{\circ}$  and the standard deviation was found as  $1.71^{\circ}$ . The mean value of the postoperative sagittal screw angle on the same side was calculated as  $3.31^{\circ}$  and the standard deviation of  $2.17^{\circ}$ . Preoperative axial angle mean value measured for the left side of the same vertebral segment was determined as  $11.35^{\circ}$  and the standard deviation as  $4.25^{\circ}$ . The mean value of the postoperative axial screw angle on the same side was calculated as  $14.65^{\circ}$ , and the standard deviation was calculated as  $5.64^{\circ}$ . The mean preoperative sagittal angle measured for the left side of the same vertebral segment was found as  $5.22^{\circ}$ , and the standard deviation was found as  $1.63^{\circ}$ . The mean value of the postoperative sagittal screw angle on the same side was calculated as  $5.50^{\circ}$  and the standard deviation of  $2.34^{\circ}$ . It was determined that there was no statistically significant difference between the angles planned preoperatively and postoperative screw angles.

**Conclusion:** In our study, programs named Sectra and Meshmixer were used to create a 3D navigation template. The programs we use are cost effective. During our study, in order to increase the compatibility of the 3D navigation template we produced specially for the patient, different molds were tried and the most suitable mold was reached. This mold has been matched to the posterior lumbar vertebral surface in large proportions. Thus, the probability of error in determining the screw angle has decreased considerably. The application of the 3D navigation template on patients in our study has provided great gains in terms of experience for this technique. No statistically significant difference was found between the angles where transpedicular screws were planned to be placed in preoperative CT and the angles that appeared as a result in postoperative CT. This showed that the 3D navigation template we used in our study was successful. Our study, which is an effective method, was carried out with a limited number of patients. Studies with larger patient series are needed.

**Keywords:** 3D navigation template, instrumentation, transpedicular screw

# İÇİNDEKİLER

|                                                                           |    |
|---------------------------------------------------------------------------|----|
| <b>TEŞEKKÜR</b> .....                                                     | i  |
| <b>ÖZET</b> .....                                                         | ii |
| <b>ABSTRACT</b> .....                                                     | vi |
| <b>İÇİNDEKİLER</b> .....                                                  | x  |
| <b>1. GİRİŞ</b> .....                                                     | 1  |
| <b>2. GENEL BİLGİLER</b> .....                                            | 4  |
| 2.1. Spinal Enstrumantasyonun Tarihsel gelişimi .....                     | 4  |
| 2.2. Vertebral Kolon Anatomisi.....                                       | 14 |
| 2.3. Omurganın Biyomekaniği.....                                          | 18 |
| 2.3.1. Korpus.....                                                        | 20 |
| 2.3.2. İntervertebral Disk.....                                           | 20 |
| 2.3.3. Pedikül .....                                                      | 22 |
| 2.3.4. Spinöz Çıkıntılar.....                                             | 22 |
| 2.3.5. Ligamanlar ve Paravertebral Kaslar .....                           | 23 |
| 2.3.6. Stabilitate .....                                                  | 25 |
| 2.4. Lomber Dar Kanal (LDK) .....                                         | 26 |
| 2.4.1. Lomber Dar Kanal Patofizyolojisi .....                             | 27 |
| 2.4.2. Lomber Dar Kanal Doğal Seyir .....                                 | 30 |
| 2.4.3. Lomber Dar Kanalda (LDK) Tedavi .....                              | 30 |
| 2.5. Posterior Enstrumantasyon .....                                      | 33 |
| 2.5.1. Dekompresyon .....                                                 | 33 |
| 2.5.2. Pedikül Fiksasyonu.....                                            | 34 |
| 2.5.3. Transpediküler Vida Uygulama Tekniği.....                          | 35 |
| 2.5.4. Transpediküler Vidanın Yönlendirilmesinde Yardımcı Teknikler ..... | 36 |
| <b>3. GEREÇ VE YÖNTEM</b> .....                                           | 37 |
| 3.1. Preoperatif BT Görüntülerinin İşlenmesi.....                         | 38 |
| 3.2. 3D Görüntünün İşlenmesi ve Navigasyon Şablonun Oluşturulması .....   | 40 |
| 3.3. 3D Navigasyon Şablonunun Kullanımı .....                             | 44 |
| 3.4. Postoperatif BT’de Vida Açısı Ölçümü .....                           | 47 |
| 3.5. Kullanılan İstatistiksel Yöntem ve Analiz.....                       | 48 |

|                          |           |
|--------------------------|-----------|
| <b>4. BULGULAR.....</b>  | <b>49</b> |
| <b>5. TARTIŞMA.....</b>  | <b>54</b> |
| <b>6. SONUÇ.....</b>     | <b>57</b> |
| <b>7. KAYNAKLAR.....</b> | <b>59</b> |



## 1. GİRİŞ

Modern toplum yaşamında sık rastlanan bel ağrısı şikâyetlerinin etyolojisinde spondilozis ve omurga insitabilitesi önemli yer tutmaktadır. Konservatif tedaviye yanıt vermeyen, ağrı, kök basısı bulguları ve deformitenin artması cerrahi tedavi endikasyonlarını oluşturur (1). Spondilozisin cerrahi tedavisinde uygulanan enstrümantasyonsuz posterior veya posterolateral füzyon uygulamaları uzun süreli immobilizasyon gereksinimi ve psödoartroz oranının yüksekliği nedeni ile gözden düşmüştür (2,3). Transpediküler vida ile fiksasyon uygulamaları lomber spondilozis tedavisinde lomber spinal füzyon için en uygun internal fiksasyon yöntemidir. (4,5,6,7,8) Bu teknik yüksek kemik füzyon oranıyla birlikte güçlü vertebral segmental fiksasyon sağlar.(9,10,11,12) Transpediküler vida sistemlerinin laminar kanca-rod veya segmental tel-rod gibi diğer posterior enstrümantasyon sistemleri ile karşılaştırıldığında çok daha iyi segmental fiksasyon sağladığı görülmüştür.(13,14) Transpediküler vida sistemlerinin başarılı bir biçimde uygulanabilmesi, tam bir pediküler anatomi bilgisini, enstrümantasyonun biyomekanikal özelliklerinin bilinmesini ve titiz bir cerrahi ön hazırlığı gerektirir.(12)

İmplantın yanlış yerleştirilmesi Normal omurgada implant yerlerinin tanınması ve vida yerleştirme açılarının oryantasyonu oldukça basittir. Ancak enstrümantasyona ihtiyaç olan omurgada sıklıkla anatomik anomaliler mevcuttur. Çeşitli teknikler enstrüman yerleştirme riskini azaltmaya yardımcı olur. En basiti floroskopidir, pedikülleri ve seviyenin doğru tanınmasını sağlar. Bununla birlikte floroskopinin iki boyutlu olduğu akılda tutulmalıdır. Koronal plan deformitesi de pedikül oryantasyonunu bozabilir. Floroskopi, yapılırken AP görüntüleme gerekirse radyolusent masaya ihtiyaç vardır (15). Preoperatif BT skolyotik deformitelerin yol açtığı pozisyonel değişikliklerin tanınmasında yardımcı olabilir (16).

Pediküler vida uygulamalarının komplikasyonları arasında enstrümantasyon yetersizliği, yara enfeksiyonu, uzamış operasyon zamanı, aşırı kan kaybı sayılabilmekle birlikte pediküler vida uygulamasının en önemli komplikasyonu vidanın yanlış yerleştirilmesidir. Bu durumda radiks, dura, kauda equina veya

omurilik yaralanması olabilir. Bu riski en aza indirmek veya ortadan kaldırmak için operasyon öncesi plan çok iyi yapılmalı ve titiz bir cerrahi uygulanmalıdır (17,18).

Winder ve arkadaşlarının çalışmasında torasik pedikül vidalarının yanlış yerleştirme oranını %14,67 olarak tespit etmiştir (19). Konvansiyonel pedikül vida kurulumunda postoperatif nörolojik defisit gelişen ve bilgisayar destekli yanlış yerleştirilmiş pedikül vidalarının sıklığı %7 dir (20). Vida yerleştirme doğruluğunu iyileştirilebilmesine rağmen bilgisayar destekli navigasyon sistemi pahalıdır ve hastanelerde yaygın olarak bulunmaz. Bilgisayar destekli navigasyon sistemi ayrıca 3D görüntü verilerini elde edememe ve gerçek zamanlı bilgisayar verilerini yeniden yapılandırma güçlüğü gibi karmaşık dezavantajlara sahiptir (21,22). Son yıllarda hızlı gelişmelerle birlikte prototipleme teknolojisi, kişiselleştirilmiş 3D baskı ve pedikül vida fiksasyonu için navigasyon şablonları omurga cerrahisinde tasarlanmış ve kullanılmıştır (23,24).

Pedikül vidası spinal fiksasyon cerrahisindeki en önemli araçlardan biridir. (25). Rotasyonel deformitelerde floroskopi kullanarak pedikül vidasının uygun açısını ayarlamak ve intraoperatif pedikül açıklığını belirlemek oldukça zordur (26,27). 2012'de sistematik bir incelemede bildirildiği üzere serbest el tekniğinin kullanıldığı çalışmalarda doğruluk %69-94; floroskopi yardımıyla ise doğruluk %28-85 oranlarındadır (28). Ek olarak, çok çeşitli serbest ve floroskopi rehberli tekniklerdeki varyasyonlar sonuçları negatif yönde etkileyebilir. Navigasyon ve robot rehberli cerrahi, hataları ve yüksek varyasyonu azaltmak için kullanılabilir (29,30,31). Ancak, bu tür ekipmanların yüksek satın alma ve bakım maliyetleri, ayrıca çalışmanın mekansal sınırlaması ve uzun segment cerrahide birden fazla tarama ihtiyacı, bu tekniklerin kullanımını sınırlandırır (29). 3D yazdırılmış matkap şablonu, serbest el tekniği ve floroskopi destekli yöntemle göre daha yüksek doğruluk, kabul edilebilirlik ve daha az varyasyon sağlar (28,31).

Hastaya özel cihazlar üretmek için 3D baskının ilk ve şu anda en yaygın uygulaması, sıklıkla biyomodeller olarak adlandırılan hastaya özel anatomik modellerin üretimidir. Biyomodeller; kapsam ve kenar boşluklarının belirlenmesine yardımcı olmak için yarı saydam ve renkli modeller şeklinde, kemik tümörleri gibi patolojilerde ameliyat öncesi implant deneme için dinamik modeller ve hastalıklı

dokunun cerrahi rezeksiyonunu simüle etmek için demonte edilebilen modeller şeklinde üretilebilir. Biyomodeller, ameliyat süresini kısaltarak hasta için oluşabilecek komplikasyonları ve olası riskleri azaltabilir. Biyomodellerin maliyet-fayda analizi, biyomodellerin potansiyel olarak sağlık hizmetleri maliyetini azaltabileceğini göstermektedir.

Oluşturulacak protokoller ameliyatlarda pedikül vidasının kolay ve doğru bir şekilde yerleştirilmesine yardımcı olacaktır. Omurga cerrahisinde 3D navigasyon şablonu destekli pedikül vida fiksasyonu düşük maliyetlidir ve hem hastaların hem de cerrahların floroskopi nedeniyle maruz kaldıkları radyasyonu azaltabilir.

Bu çalışmadaki primer amacımız; 3D navigasyon yöntemi ile yapılan posterior enstrumantasyonun hasta ve cerrah açısından avantajlarını ortaya koymaktır. Ayrıca günümüzde yeni yeni ortaya çıkan bu teknikte oluşabilecek hataların tespiti ve bunların istatistiksel olarak gösterilmesi amaçlanmaktadır.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Spinal Enstrumantasyonun Tarihsel gelişimi

19. yüzyılda teknolojinin ilerlemesiyle birlikte tıpta önemli gelişmeler kaydedilmiş ve spinal cerrahide de önemli adımlar atılmıştır. Bununla birlikte insanlık tarihi boyunca tıp bilimi mevcut olup bizim ulaşabildiğimiz bilgiler yazının icadından itibaren tutulmuş olan kayıtlardır ve omurga ile ilgili kayıtların milattan öncesine kadar uzandığı görülmektedir.

Hindistan’da Srimad Bhagwat Mahapuram isimli Hint yazıtlarında (M.Ö. 3500) kifoskolyoz ile ilgili yazılara rastlanmaktadır (32). Mısır’da ise omurga travması konusunda bilgiler içeren Edwin Smith cerrahi papirusu (MÖ 2600-2200) ‘nda bahsi geçen 48 olgudan beş tanesi servikal travma ile alakalı olup bu bölgedeki kemik yapının bozulmasını mısırlılar felaket olarak nitelendirmişlerdir. ‘Eğer boynu kırık bir şahs varsa, bir vertebranın diğeri üzerinden kaydığını görürsen, eğer hasta konuşamıyorsa, kafasını tutamıyorsa, bacakları ve kolları hareket etmiyorsa, bu tedavi edilemeyecek bir durumdur’. Eski Mısırlılarda mumya yapımı geliştiği için insan anatomisi hakkında oldukça geniş bilgiye sahiplerdi. Mumyalarda gördükleri omurga yaralanmaları hakkındaki tecrübeleri ile omurga yaralanması olan hastaların drumu ve geleceği hakkında fikir yürütebiliyorlardı. Bununla birlikte bazı papirüslerde subluksasyon, dislokasyon ve kompresyon kırıklarının ayırımının yapılabildiği görülmüştür (33). Yayınlanan bir çalışmada Antik Mısır’da spinal kolonun servikal, torakal ve lomber bölgelere ayrıldığı görülmüştür (34).

M.Ö. 460-361 yıllarında yaşamış olan Hipokrat, antik çağın en ünlü hekimi olarak görülmektedir. Hipokrat omurga kemiklerinin diskler, ligamanlar ve kaslar tarafından desteklendiğini belirtmiştir. Spinöz proses kırığının hastanın sağlığını bozmayacağını ancak vertebra gövde kırıklarının omurilik yaralanmasına sebep olabileceği için genellikle ölümcül olabileceğini bildirmiştir. Hipokrat spinal dislokasyon tedavisinde redüksiyon uyguladığı bilinmektedir. Hipokrat’ın spinal

dislokasyon ve tedavisi hakkındaki tanımını ve gelişmiş halini orta çağda çok sayıda tıp eserinde görmekteyiz (35).

Hipokrat'tan sonra en çok tanınmış hekimlerden birisi de Bergamalı Galen (MS 131-201)'dir. Tıp tarihinde 'kifoz', 'lordoz', 'skolyoz' terimlerini ilk kez kullanan hekimdir. Hipokrattan farklı olarak daha çok anatomi ve cerrahiye ilgi duymuştur. 7 servikal, 12 torakal, 5 lomber omurga kemiği olduğunu bildirmiştir. Gördüğü gladyatör yaralanmaları ve edindiği tecrübelerle hangi omurga yaralanmasında nasıl bir nörolojik tablo oluşabileceğini doğru bir şekilde ortaya koymuştur (36).

Ortaçağ'da batıda kilisenin yasakları nedeniyle bilim konusunda duraklama devri yaşanırken İslam medeniyetinde kayda değer ilerlemeler ortaya çıkmıştır. Müslümanlar fethettikleri bölgelerdeki kütüphaneleri korumuş ve ilim kitaplarını tercüme etmişlerdir. İbn-i Sina (984-1035) Al Kanun – fil – Tıbb adlı eserinde omurganın fonksiyonel anatomisini anlatmıştır. Bu dönemde insanlar üzerinde çalışma yapmak yasak olduğu için yazdığı bilgilerin ne kadarının özgün ne kadarının Galen'den esintiler olduğu tartışılmaktadır (37,38). Al Zahravi İbni Sina ile yaklaşık aynı dönemlerde yaşamış olup omurga travması, omurganın diğer hastalıkları ve bunların tedavisinden bahsederken özellikle ortez kullanımına da değinmiştir (39).

Erken Rönesans döneminde ise daha önce Arapça ve Farsçaya çevrilerek yok olmaktan kurtulan eserler Avrupa'da birçok merkezde tekrar orijinal dillerine tercüme edilmiş ve Archimedes, Virovius fizik kanunları da göz önüne alınarak anatominin resmen bir bilim olarak görülmesini sağlamıştır. Leonardo da Vinci (1452-1519) önemli bir ressam ve sanatçı olup omurga anatomisini, vertebra sayılarını, açılanmaları ve eklemleri doğru olarak bildirmiştir. De Figura Humana adlı eserinde da Vinci servikal omurga stabilitesinde kasların öneminden bahsetmiştir (40). Bu görüş günümüz omurga biyomekaniğinin temellerini oluşturmaktadır (40,41,42). Anatominin modern anlamda oluşmasında önemli rolü olan ve bu anlayışın öncüsü, 1514 – 1564 yılları arasında yaşamış Andreas Vesalius'tur. Vesalius spinal anatomi üzerinde yapmış olduğu çalışmalarla omurga biyomekaniğine önemli katkılarda bulunmuştur. Leonardo da Vinci'nin çalışmaları uzun süre gizli kaldığından Vesalius anatominin babası olarak kabul edilmektedir.

Vesalius'un De Humani Corporis Fabrica adlı kitabı Galen'in bazı verilerinin yanlış olduğunu ortaya koymuş ve modern anatomiye oluşturmıştır (43).

Anatomik gelişmelerin akabinde biyomekanik gelişmeler ortaya konmuştur. Biyomekanik konusunda Giovanni Alfonso Borelli'den söz etmeden geçilemez. Borelli (1608-1679) yaptığı çalışmalarla spinal biyomekaniğin babası olarak kabul görmüştür. Matematik, fizik, fizyoloji, kimya ve astronomi üzerine eğitim alan borelli Galileo'nun öğrencisi olan Castelli'nin öğrencilerindendir. Mekaniğin fizyolojiye uygulandığı 'iathrophysics' (tıbbi fizik)'in kurucusudur. De Motu Animatum (Hayvanların hareketleri) adlı eseri 1680 yılında yayınlanmış olup ilk biyomekanik kitabıdır. Borelli intervertebral diskin viskoelastik bir yapısının olduğunu ve kemiklerin arasında yay görevi yaptığını ve yük taşıdığını yazmıştır. Borelli insan ağırlık merkezini belirleyen ilk bilim adamı anılmaktadır (43,44,45,46).

1836-1902 yılları arasında yaşamış olan alman bilim adamı Wolff, kanselöz kemiğin arşitektürünün kompresif ve tensil yüklenmelere dönük bir trabekülasyon gösterdiğini bildirmiştir. Kendi ismi ile anılan Wolff kanununda 'kemiğin her fonksiyon değişimi matematik yasalarına bağlı kalınarak iç mimari ve dış konformasyonda değişiklik yapar' demiştir. Bu kanun ile günümüzde, üzerine yük bindiğinde konulan intervertebral kemik greftlerinin füzyona eşlik ettiği, üzerinde yük olmayan kemik greftlerin ise rezorbe olduğu gösterilmiştir (43,44).

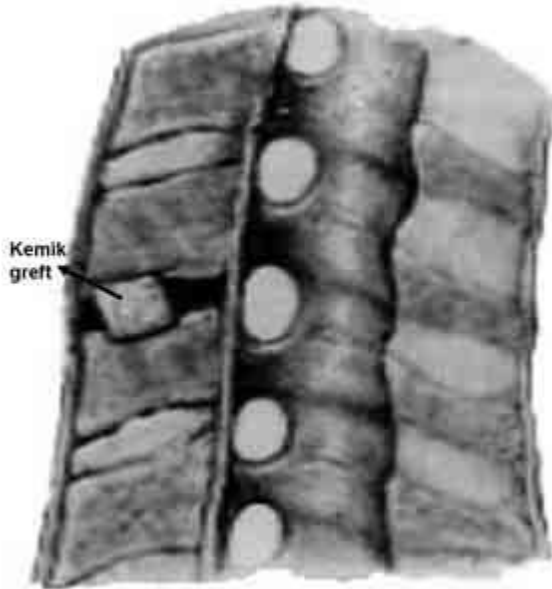
Son otuz yıl içinde spinal biyomekanik anlayışımızdaki ilerlemeler, sofistike spinal enstrümantasyon cihazlarının artışı, füzyon tekniklerindeki gelişmeler ile mikrocerrahi ve minimal invaziv yöntemler sayesinde omurganın her segmentinde başarılı bir şekilde stabilizasyon sağlanabilmektedir. Spinal instabilitenin biyomekanik prensipleri anlaşılmadan önce, instabilitenin tedavisi için spinal füzyon ve enstrümantasyon birbirinden bağımsız teknikler olarak geliştirilmiş ve uygulanmıştır. Başlangıçta, yalnızca enstrümantasyonun tüm sorunları çözeceği düşünülmüştür. Fakat, kısa bir süre sonra solid füzyon olmadan enstrümantasyonun tek başına bir çözüm olmadığı anlaşılmıştır. Bugün için enstrümantasyonun omurgada geçici stabilizasyon sağladığı, kalıcı stabilizasyonun ise kemik füzyon ile gerçekleştiği kabul edilmektedir. Omurga cerrahisinde füzyon düşüncesi, ilk olarak son yüzyılın başlarında ortaya çıkmıştır. Albee ve Hibbs, 1911 yılında birbirlerinden

bağımsız olarak Pott hastalığının (Mal de Pott) tedavisinde otolog tibia greftlerini spinöz çıkıntılar ve laminalar üzerine yerleştirerek posterior füzyon prosedürünü bildiren öncü cerrahlar olmuşlardır (47,48). Bu tarihte anestezi tekniklerinin basitliği, kan bankası ve antibiyotiklerin eksikliğine rağmen, onları böyle bir cerrahi girişim yapmaya cesaretlendiren ne olmuştur? Hibbs için diz eklemine yapılan artrodezin tüberküloz enfeksiyonun aktivitesinde oluflturduğu pozitif etkinin, cerrahi olarak omurgada gerçekleştirilecek bir ankilozla da sağlanabileceği düşüncesi kendisine bu konuda ilham kaynağı olmuştur (49). Takip eden süreçte cerrahlar; bu ve benzeri teknikleri spinal fraktür, dejeneratif hastalıklar ve spondilozis için de kullanmışlardır.

Ghormley, 1933 yılında posterolateral intertransvers füzyon tekniğini geliştirmiştir (50). Campell ise 1920'lerde trisakral füzyon ve iliak krestten greft alma tekniğini tanımlamıştır (51). Her ne kadar posterior spinal füzyon teknikleri daha popüler olmuşsa da spinal füzyonun anterior yaklaşımlar ile gerçekleştirilebileceğini savunanlar da olmuştur. Fakat, antiseptiklerin ve anestezi tekniklerinin yetersizliği nedeniyle bu yaklaşımların gelişimi gecikmiştir. Esasen anterior füzyon yaklaşımları tüberküloz spondilit sonucu oluşan deformiteler ve yetersizliklere karşı alternatif bir çözüm olarak geliştirilmiştir.

Müller, 1906 yılında Pott hastalığının tedavisi için ilk başarılı anterior yaklaşımı tanımlamıştır (52). Ancak, arka arkaya gelen hayal kırıkları nedeni ile bu yaklaşımını terk etmiştir. Carpenter 1932 yılında, ardından Burns 1933 yılında spondilozisin tedavisinde ilk olarak anterior yolla vertebra arası füzyonu tanımlamışlardır (53,54). Burns, ventral instabilitenin tedavisinde posterior füzyonun istenilen sonucu vermediğini fark etmiş ve bir travmatik L5-S1 spondilozis olgusunda ilk anterior lomber interbody füzyon (ALIF)'u, başarılı bir transabdominal yaklaşım ile gerçekleştirmiştir (55). Posterior yaklaşım ile lomber intervertebral füzyon ise 1945 yılında Cloward tarafından tanımlanmış, Lin ise bu tekniğin yaygınlaşmasını sağlamıştır (56,57). Cloward, spinöz çıkıntıdan aldığı otogrefti kullanarak ilk posterior lomber interbody füzyon (PLIF)'u gerçekleştirmiştir. Buna karşın, prosedürün uygulanmasındaki teknik güçlükler sebebi ile yaygın olarak kabul görmemiştir.

Robinson ve Smith, 1955 yılında tanımladıkları ve sonraki yıllarda da yaygınlaşan başarılı bir anterior yaklaşım tekniği ile servikal diski boşaltmış ve at nalı şeklinde kemik greft kullanarak anterior füzyonu gerçekleştirmişlerdir (58). Üç yıl sonra Cloward, tanımladığı teknik ile anterior disk eksizyonu ve dekompresyonun ardından silindirik kemik grefti ile anterior servikal füzyonu sağlamıştır (59). Bailey ve Badgley, 1960 yılında “keystone tekniği” ile servikal interbody füzyonu gerçekleştirdiklerini bildirmişlerdir (60). Öncü cerrahlar, otolog kemik greftlerini kullanarak posterior füzyonu sağlamaya çalışmışlardı. Bu teknik; hemen hemen hiç stabilizasyon sağlamamakta, füzyon oluşumu için çok uzun süreli yatak istirahadı gerektirmekteydi. Ne yazık ki, spinal füzyon yöntemlerinin birçoğunda nispeten yüksek oranda psödoartroz vardı (61).

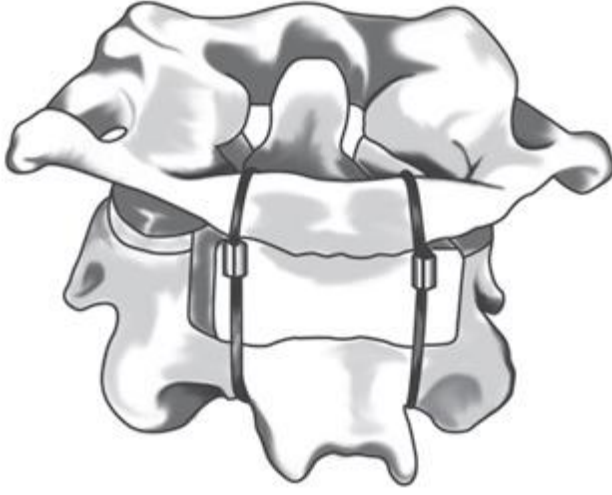


#### *Robinson ve Smith tekniği*

Metal implantlar kullanılarak deformitelerin düzeltilmesine ve internal stabilizasyon sağlanmasına, 19. yüzyılın sonlarında başlanmıştır. Literatüre bakıldığında spinal deformite için yapılan ilk internal fiksasyon, Wilkins tarafından 1887 yılında gerçekleştirilmiştir (62). Wilkins, bu girişimi bir infantta T12-L1 dislokasyonunun tedavisi için karbonlu gümüş tel sütür kullanarak yapmıştır. Hadra, 1891 yılında C6-C7 seviyesinde eski bir fraktür dislokasyonunun dorsal stabilizasyonunu gümüş tel kullanarak gerçekleştirmiştir (63). Wilkins ve Hadra'nın

bu çalışmaları ile füzyon teşekkül etmeden, biyolojik olmayan materyaller kullanılarak stabilizasyonun sağlanabileceği düşüncesi ortaya çıkmıştır.

Fritz Lange, 1900 yılında ortopedistlerin uzun kemik kırıklarının tedavisinde splint kullanmasından ilham alarak, benzer şekilde spondilotik ve deforme omurganın düzeltilmesinde de bu yöntemin kullanılabileceği hipotezini öne sürmüştür (64). 1908 yılında geliştirdiği yöntem ile 5 mm çapında 10 cm uzunluğunda iki adet kalayla kaplı çelik teli, spinöz çıkıntıların her iki yanına kas altından yerleştirmiş ve gümüş tel ipliklerle alttan ve üstten spinöz çıkıntılara bağlamıştır. Bu yöntemin az sayıdaki hastada başarılı olmasına rağmen, cerrahi tedavideki kullanım amacı, deformitenin düzeltilmesinden daha çok patolojik sürecin ilerlemesini durdurmak olmuştur. Ancak, spinal enstrümantasyon sistemlerinde bunun ötesinde bir gelişim için spinal füzyon yöntemlerinde ve biyomekanik anlayışta ilerlemeye ve paslanmayan metal implantların geliştirilmesine ihtiyaç duyulmuştur. Hadra'nın ufuk açan yönteminin ardından, tel ile servikal omurgaların bağlandığı cerrahi teknikleri tanımlayan birçok çalışma yapılmıştır. 1939 yılında Gallie, C1-C2 stabilizasyonu için C1-C2 telleme tekniğini tanımlamıştır (65). Rogers, 1942 yılında travma nedeni ile oluşan servikal instabilitenin tedavisinde telleme tekniğinin kullanılabileceğini ifade etmiştir (66). Bu teknikte, spinöz çıkıntıda drillenerek açılan delikten tel geçirilmekte, ardından alttaki spinöz çıkıntının inferiorundan geçirilerek serbest uçları birbirine bağlanmaktadır. Bu tekniğin Whitehill, Benzel, Kesterson, Murphy ve Southwick tarafından modifikasyonları tanımlanmış, fakat ana unsurları değiştirilmeden aynı şekilde bırakılmıştır (67,68,69).



### *Gallie, C1-C2 telleme tekniği*

Bohlman, “üçlü-telleme tekniği” adını verdiği, modifiye bir Rogers tekniği ile tek veya birden çok seviyede segmental stabilizasyon gerçekleştirmiştir. Bu teknik, dekortike ettiği servikal laminalar üzerine yerleştirdiği iliak krest kemik greftin teller arasında sıkıştırılarak füzyonun sağlanması esasına dayanmaktaydı (70).

Faset tellemesi, lamina ve spinöz çıkıntılarının fiksasyon için kullanılmadığı durumda servikal füzyon için bir alternatif olmuştur. Bu yöntem, 1977 yılında Callahan tarafından tanımlanmıştır (71). Cahill, bu tekniği modifiye ederek tellenen fasetin spinöz çıkıntıya bağlanmasını önermiştir (72). Tucker, 1975 yılında ilk kez interlaminar klempleri tanımlamıştır. Halifax klemplerini kullanarak tek seviye servikal fleksiyon yaralanmalarının stabilizasyonunu gerçekleştirmiştir (73). Her ne kadar posterior tel ile bağlama tekniği ucuz ve uygulanması kolay da olsa, rijid fiksasyon sağlamadığı gibi kompleks instabilitede de yetersiz kalmıştır. Ancak, 1980’lerin sonlarında Roy Camille tarafından geliştirilen yan kitle vida-plak sistemi tanımlanana kadar yaygın olarak kullanılmıştır (74).

Roy Camille’nin bu sistemi, uygulanması ile hemen rijid bir stabilizasyon sağlayabildiği için posterior servikal stabilizasyonda oldukça yaygın kullanım alanı bulmuştur. Sonraki yıllarda Magerl, Anderson ve An tarafından bu orijinal teknik, vidanın giriş noktası ve doğrultusu değiştirilerek modifiye edilmiştir (75,76,77,78). 1980’lerin sonunda ve 1990’larda ciddi servikal spondiloz ve travma gibi kompleks durumlarda vida-plak sisteminin cerrahi uygunluk sağlamasındaki güçlükler nedeni

ile vida-rod sistemleri gündeme gelmiştir. Abumi ve arkadaşları, 1994 yılında subaksiyel travmatik instabilizasyonun stabilize edilmesinde pediküler vidayı başarı ile uygulamışlardır (79). Torakolomber fiksasyonda çığır açan gelişme, 1940 yılında Harrington'un skolyoz tedavisi için geliştirdiği distraksiyon rodu ve hook sistemi ile posterior spinal füzyonu sağlaması olmuştur (80). Luque, 1970 yılında skolyoz tedavisi için L-rod ile segmental sublaminar tellemeyi geliştirmiştir (81). Cotrel ve Dubousset tarafından 1982 yılında posterior multiple hook-rod sistemi tanımlanmış böylelikle sublaminar telleme ile oluşabilecek omurilik medulla spinalis yaralanma riski azaltılmıştır (82).

Vida kullanımı 1944 yılında ilk olarak King tarafından faset vidalaması şeklinde olmuştur (83). Vidanın doğrultusu daha sonra modifiye edilerek pedikül içerisine yöneltirilmiştir. Transpediküler vida fiksasyonunun geliştirilmesi ve klinik kullanımı 1970'li yıllarda Roy-Camille ve Louis tarafından olmuştur (61). Avrupa ve Kuzey Amerika'da yaygın olarak kullanılması ise, 1980'li yıllarda başlamış ve 1990'lı yıllarda iyice yaygınlık kazanmıştır. Harrington, distraksiyon rodlarında ortaya çıkan problemlerin skolyoz tedavisinde kullandığı anterior fiksasyon enstrümanlarının geliştirilmesi ile gündeme gelmiştir.

Dwyer, 1969'da skolyozun anterior yaklaşım ile düzeltilebilmesi için özel titanyum vida ve kablolardan oluşan bir enstrümantasyon sistemi tanımlamıştır (84). Bu yöntemin eksikliklerinin çok geçmeden anlaşılmasına rağmen, Dwyer anterior enstrümantasyon sistemlerinin gelişiminde pozitif etki oluşturmuştur. Zielke'nin sistemi, daha kısa segmentlerde kullanılmış ve deformitelerin daha fazla düzeltilebilmesini sağlamıştır (85). Her ne kadar anterior yaklaşım ile skolyozda mükemmele yakın düzelme sağlanabilmiş olsa da, psödoartroz, mekanik yetersizlik ve tek rodlu teknik ile sağlanan bu düzelmenin bozulma insidansı yüksek olmuştur (86). Dunn, 1970'lerin sonunda çift rodlu ve çift vidalı sistem ile yeterli anterior torakolomber rekonstrüksiyon sağlamıştır (87). Ancak, 1986'da bu sistem büyük damar erozyonlarına sebep olduğu gerekçesi ile klinik kullanımdan kaldırılmıştır (88). Kaneda'nın geliştirdiği yeni nesil titanyum iki rodlu anterior rijid enstrümantasyon sistemi ile daha iyi rotasyon sağlanmış ve biyomekanik olarak daha sağlam bir yapı elde edilmiştir (86).

Füzyon ameliyatları sonrası “füzyonun bozulması” şeklinde ifade edilebilecek psödoartroz ve komşu segment dejeneratif değişiklikleri gibi patolojilerin ortaya çıkması hareketi koruyan sistemlerin geliştirilmesini sağlamıştır. 1980’lerin ortalarından itibaren füzyonsuz stabilizasyonu sağlamak amacıyla birçok enstrüman üretilmiştir. Bu ileri teknolojinin ürünleri; posterior dinamik stabilizasyon (PDS) sistemleri, disk ve faset replasmanları olmak üzere üç ana kategoride incelenebilmektedir. Disk ve faset replasmanı teknolojilerinin aksine, PDS sistemleri, disk ve faset eklemlerinin doğal bütünlüğünü koruyarak segmentlerin stabilizasyonunu sağlamaktadır (89). Posterior dinamik stabilizasyon cihazları, interspinöz ayırıcılar ve pedikül vidası temelli sistemler olarak ikiye ayrılmıştır (90). Lomber spinal spinöz çıkıntılar arasına yerleştirilen interspinöz ayırıcı cihazlar, ligamentöz lomber spinal dar kanal için minimal invaziv bir tedavi seçeneği olarak geliştirilmiştir. İlk interspinöz ayırıcı cihaz Wallis Sistem, S  n  gas tarafından 1986 yılında geliştirilmiştir (91). Posterior transpediküler dinamik stabilizasyon sistemleri mobil y  k transferini sağlamak, tüm eksenlerde hareketli segmenti kontrol etmek ve stabiliteyi sağlamak amacıyla ilk olarak Avrupa’da geliştirilmiş ve piyasaya sürülmüştür (92). Henry Graf, 1992 yılında füzyonun fizyolojik olmadığına işaret etmiş ve ardından 1994 yılında Graf ligaman sistemi adında ilk pedikül vida temelli spinal stabilizasyon sistemini tasarlamıştır. Bu sistem, titanyum pedikül vidalar ve rodların yerine polyester bantlardan oluşmaktadır (93). Gilles Dubois ve Hans Müller tarafından 1998 yılında geliştirilen Dynesys (Dynamic neutralization system) sistemi de titanyum vidalar ve polyester kordonlardan oluşmaktadır (94).

Vida başı ile rod arasında Schanier eklemi vasıtasıyla dinamizm sağlayan Cosmic dinamik enstrümantasyon sistemi ise, Strempel tarafndan geliştirilmiştir (95).



#### *Cosmic dinamik pedikül vidası*

Total faset replasman sistemleri ise, faset ekleminin fonksiyonlarını tamamıyla restore etmek amacıyla tasarlanmış yeni geliştirilen bir teknoloji olmasına rağmen faset artroplastisi kavram olarak ilk kez 1911 yılında Goldthwait tarafından tanımlanmıştır (96). Günümüzde intervertebral disk replasmanı, füzyon cerrahisinin bir alternatifi olup prostetik disk nükleusu ve total disk protezleri bu amaçla kullanılmaktadır. Böylelikle segmental hareketin restorasyonu ile ağrının giderileceği ve komşu segmentteki biyomekanik yüklenmelerin azalacağı düşünülmektedir (97). İntervertebral disk replasmanı ise, yeni bir düşünce değildir. Disk artroplastisi denemesi ilk olarak 40 yıl önce Nachemson tarafından yapılmıştır (98). Van Steenbrughe, 1956 yılında disk protezini tasarlayarak patent almıştır (99). Fernstrom, 1966 yılında diskektomiden sonra disk aralığına paslanmayan çelik bilye koyarak fonksiyonel segmentin hareketini korumaya çalışmış ve 125 hastadan oluşan bir serisini yayımlamıştır (100). Buttner-Janz tarafından 1980'lerde tasarlanan SB Charité diski, modern anlamda kabul edilebilen ilk disk protezi olmuştur (101).



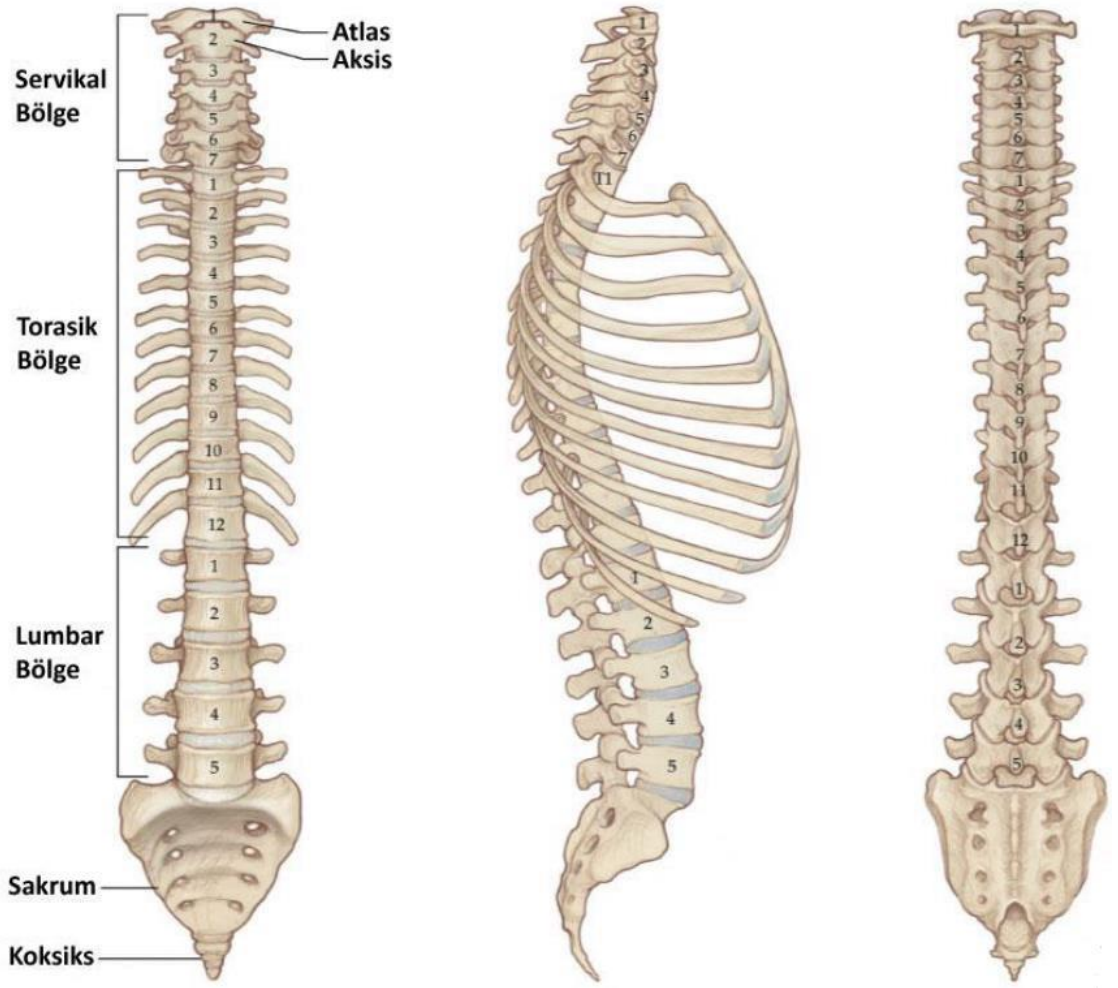
#### *SB Charité disk protezi*

## 2.2. Vertebral Kolon Anatomisi

Omurga 33 adet omurdan oluşmaktadır. Bunların 7'si servikal, 12'si torakal, 5'i lomber omurdan oluşur ve hareketli kısmı oluştururlar. 5 tane omurdan meydana gelen sakrum ve 4-5 tane kemikten oluşan koksiks ise hareketsiz kısmı oluştururlar. Vertebral kolonun uzunluğu erişkin bir bireyde ortalama 74-77 cm civarındadır (102).

Vertebral kolon, ekstremiteleri ve gövdeyi güçlü bir destek görevi yaparken aynı zamanda esnek bir yapıdadır. Kafa tabanından kuyruk sokumuna kadar devam eder. Vertebral kolon; postürün oluşmasında, hareket fonksiyonlarında, vücut ağırlığının taşınması ve dengelenmesinde, medulla spinalis köklerinin korunmasında görev yapmaktadır. Vertebral kolonun stabilitesini intervertebral diskler, kaslar ve ligamanlar sağlar. İntervertebral diskler, vertebral kolon boyunca yukarıya ve aşağıya doğru oluşan yükleri absorbe etmeye çalışırlar.

Vertebral kolon 2 ana açıya sahiptir; torakal, sakral kifoz ve servikal, lomber lordoz. Torakal kifoz 2. torakal vertebra ile 12. torakal vertebra arasında oluşmuştur. Vertebra korpus arka yüzlerinin ön yüzlerinden daha yüksek olması ile oluşur. Sakral kifoz lumbosakral eklem ile başlar, koksiks bitimine kadar devam eder. Servikal lordoz ise atlasan 2. torakal vertebraya kadar devam eder ve intrauterin yaşamın son dönemlerinde şekillenir. Lomber lordoz ise 12. torakal vertebra ile lumbosakral bileşkeye arasında bulunmaktadır ve bireyin ayağa kalktığı 12-18. Aylarda oluşmaktadır.



### *Vertebral kolonun görünümü*

Lordoz açısı servikal bölgede ortalama  $40^\circ$  civarındadır. Bu açının  $30^\circ$  'sini oksipital kemik ile C2 arasındaki açı meydana getirir. C3-C7 arasında ise sadece  $10^\circ$  açı bulunmaktadır ve korpusların ön yüksekliklerinin arka yüksekliklerinden daha az olması ile bu açılanma oluşmaktadır. Torakal bölgedeki kifoz açısı ise T1-T12 arasında hesaplanması gerekirken, T1-T3 arasını net olarak görüntülemek zor olduğundan torakal kifotik açı genellikle T4-T12 arası olan açılanma kabul edilmiştir. Lomber ve torakal omurların birleştiği yer tam bir geçiş noktası özelliğindedir. Burası, her bir torakal vertebraya yapışan kaburgaların etkisiyle hareketin kısıtlandığı torakal vertebradan, destek olarak sadece kasların ve ligamentöz yapıların bulunduğu lomber vertebraya geçiş bölgesidir ve torakolomber bileşke olarak adlandırılır. Bu bileşke nötr açıda ve hafifçe kifotiktir (103).

Vertebraların büyüklüğü ve şekilleri bulundukları bölgeye göre değişiklik göstermektedir. Vertebra önde korpus arkada arkus bulunmaktadır. Vertebra korpuslarını ve arkuslarının arasındaki köprüye pedikül ismi verilmiştir. Pediküller arkaya doğru ilerledikçe yassılaşıp laminaları meydana getirirler.

Vertebra korpusu, pedikül ve laminanın oluşturduğu foramene vertebral foramen denilmektedir ve bu foramenler üst üste gelerek vertebral kanalını oluşturmaktadırlar. Bu kanal içinde medulla spinalis bulunmaktadır. Pedikül ve laminanın birleştiği yerde processus transversus, processus articularis inferior ve processus articularis superior olarak adlandırılan üç çift çıkıntı bulunmaktadır. Arkada iki laminanın orta hatta birleşmesiyle oluşan ve arkaya doğru uzanan çıkıntıya processus spinosus denilmektedir. Processus articularis arka yüzündeki eklem yüzeyi ile bir üst vertebra'nın processus articularis inferior ön yüzünde bulunan eklem yüzeyi birleşerek faset eklemi oluşturmaktadır. Bu eklem zigapofizyal tipte bir eklem olmakla birlikte hareket çeşidi ve miktarı sınırlı olup hareket kabiliyeti seviyeye göre farklılık göstermektedir. Yanlarda yatay olarak uzanan processus transversuslara gövdeye lateral fleksiyon ve rotasyon hareketlerini yaptıran kaslar tutunmaktadır. Vertebra'lara yandan bakıldığında korpus, pedikül ve processus articularis superior arasındaki çentiğe incisura superior ve aynı şekilde processus articularis inferior, pedikül ve korpus arasında incisura inferior adı verilen bir çentik bulunmaktadır. Vertebral kolonda üstteki vertebra'nın incisura inferioru ile alttaki vertebra'nın incisura superioru birleştiğinde foramen intervertebrale oluşmaktadır ve buradan spinal sinirler geçerler (104).

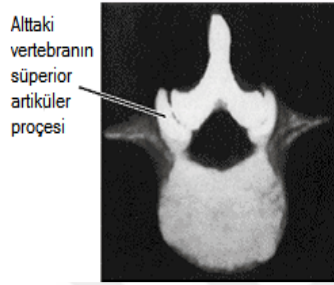
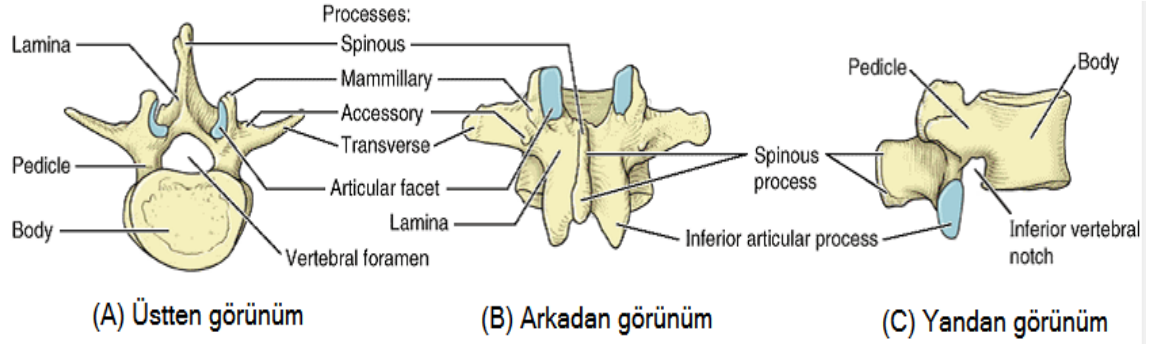
Vertebra'lar dışta kompakt kemik, içte ise trabeküler yapıdadır. Dıştaki kompakt kemik pedikül ve processuslarda kalın, korpuslarda daha ince olarak bulunmaktadır. Trabeküler kemik içinde vasküler yapılar için kanallar ve kırmızı kemik iliği bulunmaktadır. Vertebra korpuslarının boyutları lomber bölgeden servikal bölgeye doğru gittikçe küçülmektedir. Bunun nedeni lomber bölgeye doğru omurganın maruz kaldığı stresin artışıdır. Omurlar arasında bulunan intervertebral diskler bu basıncın çoğunu yüklenirler. İntervertebral disk dışta fibröz bir kapsül olan anulus fibrozus, içinde esnek ve nükleus pulposus adı verilen su içeriği yüksek olan jelatinöz yapıdadır. Omurların bulundukları bölgeye göre yapıları ve şekilleri değişiklik

göstermektedir. Servikal vertebralarda diğerlerinden farklı olarak processus transversuslarında foramen bulunmaktadır. Servikal vertebraların, foramen vertebralesi geniş üçgen şeklindedir ve korpusları daha küçük boyutlardadır. Torakal bölgede ise korpusların yan tarafında yarım ay şeklinde iki adet fovea costalis inferior ve superior adı verilen yarım eklem yüzeyleri bulunmaktadır ve bunlar kostalarla eklem yapmaktadır.

Spinal kanalın servikal bölgede orta sagittal çapı (anterior-posterior) C1-C3 arasında yaklaşık 21mm (16-30mm), C4-C7 arasında ise yaklaşık 18mm (14-23mm) ölçülmektedir. Ekstansiyon durumunda spinal kanalın çapı 2-3 mm azalmaktadır. Omuriliğin orta sagittal çapı C1 düzeyinde yaklaşık 11mm, C2-C6 arasında ise yaklaşık 10mm, C6 altında ise 7-9 mm'dir. Sağlıklı bir insanda omuriliğin çapı spinal kanal çapının ortalama %40'ını oluşturur. Alt lomber bölgeye doğru orta sagittal çap 16 mm ye kadar düşer. Lomber bölgede orta sagittal çap ortalama 18 mm, alt sınırı ise yaklaşık 15 mm kadar ölçülmektedir. Spinal kanal 10-13 mm arasında ise rölatif lomber dar kanal, 10 mm altında ise mutlak lomber dar kanal denilmektedir. Lomber spinal kanal transvers planda ortalama 23.6 mm genişliktedir. Medulla spinalis bu bölgede çoğunlukla L2 vertebra seviyesine nadiren L1'e kadar ulaşmaktadır. Medulla spinalisin alt ucuna konus medullaris denilmektedir.

Lomber omurgaları diğer bölge omurlarından ayıran en büyük özellikleri gövdelerinin yan taraflarında eklem yüzlerinin bulunmaması ve büyük olmalarıdır. Lomber omurlarda artiküler prosesler dikey pozisyonudadır. Bu nedenle lomber bölge fleksiyon ve ekstansiyon hareketlerini daha çok yapabilmektedir (105).

L'den L5'e doğru vertebraların ön-arka çapları, transvers çapları ve yükseklikleri giderek artış göstermektedir. L5 seviyesinde transvers çap yaklaşık 48 mm ye kadar ulaşmaktadır. Alt lomber bölgede ön-arka çap ise yaklaşık 33 mm ye kadar ulaşır. Lomber vertebraların korpusların arka yüksekliği, lordoz nedeniyle ön yüksekliğinden daha azdır. L5 seviyesinde korpus ön yüksekliği ortalama 29 mm'ye kadar çıkarken arka yükseklik ise üst lomber vertebrada en yüksek değerlere ulaşmaktadır (26 mm). L5 vertebrada ise arka yükseklik 23 mm ye kadar inmektedir (106).



*Lomber vertebranın üstten, arkadan ve lateral görünümü*

### 2.3. Omurganın Biyomekaniği

Omurga insanda postür kontrolünün merkezi durumundadır. Omurga baş ve pelvis arasında uzanan yelkenli direğine benzetilmektedir. Farklı duruş pozisyonlarında omurga bir yelken direği gibi dengenin korunmasında asıl rolü oynamaktadır (107). Omurga ön arka planda çoğunlukla düz olmasına rağmen, sagittal planda sakral ve torakal bölgede kifoz servikal ve lomber bölgede lordoz olacak şekilde fizyolojik açılanma göstermektedir.

Vertebra korpusları ve intervertebral diskler daha çok basınç yani yük taşımada görev yaparken, arka elemanlar ise bu yüklenmenin oluşturduğu gerilime direnç oluşturur. Bu farklı yapılanma kolonlar teorisinin doğmasına neden olmuştur. İlk olarak 1963 yılında ön ve arka kolon olarak iki kolon sistemi ortaya atılmıştır (108). Daha sonra Denis orta kolona vurgu yapmış, iki kolon sistemine orta kolon da eklenerek üç kolon teorisini oluşturmuştur. Bu teoriye göre anterior longitudinal ligaman ve korpusun 2/3 anterioru önkolonu, korpusun 1/3 posterioru ve posterior longitudinal ligaman ortakolonu, posterior longitudinal ligaman arkasında kalan tüm yapılar (lamina, faset eklemler, pedikül, spinöz çıkıntı ve tüm ligamanlar) arka

kolonu oluşturmaktadır (109). Torakalve lomber bölgede aksiyel yüklenmenin %20'sini arka elemanlar, %80'ini korpuslar taşımaktadır. Servikal omurgada ise her bir faset eklem %32'sini taşıırken korpuslar ise yükün %34'ünü taşımaktadır (110).

Vertebra korpusu, spongiöz medüller kısmı çevreleyen yoğun-kemiksi korteksten oluşmaktadır. Korteksin üst ve alt düzlemleri "end plate" olarak adlandırılır. Korpus merkezindeki süngersi trabeküller dikey, yukarı ve aşağı olmak üzere üç yönde yerleşmişlerdir (107). Yukarı ve aşağı yönde olan trabeküller korpusun ön tarafında çaprazlaşarak kama şeklinde görünürler ve bu, korpustaki kama şeklindeki çökme kırıklarını açıklığa kavuşturur. Vertebra korpusları arasında intervertebral diskler vardır. Nukleus pulposus ve anulus fibrozus olmak üzere iki bölümden meydana gelmiştir. Nukleus pulposus damar ve siniri olmayan, %90 su içeren, jelatinimsi bir yapıdadır ve matriksinde mukopolisakkarit bulundurmaktadır.

Anulus fibrozus ise konsantrik liflerden oluşarak nukleu pulposusu tamamen sarmıştır. İki vertebral cisim ve intervertebral diskin oluşturduğu yapıyı iki adet düzlem arasında top olan bir sisteme benzemektedir. Bu sistem, lateral fleksiyon, fleksiyon-ekstansiyon, rotasyon ve translasyon hareketlerini yapabilme kabiliyeti verir. Omurganın ekstansiyonu ve fleksiyonu toplam 250 derece kadardır. Bunun 140° si fleksiyon, 110° si ekstansiyondur. Lateral fleksiyon 75°, aksiyel rotasyon ise 90°dir (107).

Pelvis, omurga ve alt ekstremité arasındaki denge ve bağlantıyı oluşturmaktadır. Vertebral kolon, sakrum üzerine oturur ve iki ilium ile eklem yapmıştır. Bu yüzden sakroiliak eklemlerin omurga dengesi üzerinde mutlak suretle etkisi bulunmaktadır. Sakroiliak eklemler vücutta amortisör görevi yaparak alt ekstremitelerden gelen büyük kuvvetleri dengeleyerek ve azaltarak omurgaya ulaştırır. Benzer şekilde, omurganın taşıdığı yüklerin alt ekstremitéye eşit şekilde dağılımını sağlamaktadır (111).

Vertebral kolonun temel biyomekanik görevleri nöral dokuyu korumak, hareket etmeye izin vermek ve gövdenin yükünü taşımak olarak sıralanabilir. Bu görevler omurganın tüm yumuşak dokuları ve kemik tarafından, hareket, kuvvet ve esneklik

gibi kabiliyetleri ile gerçekleştirilmiş olur. Her vertebranın taşınması gereken maksimum yük ve hareket kabiliyeti ilişkilidir. Bu nedenle omurganın anatomik yapılarının biyomekanik önemini bilmenin gerekliliği önem arz etmektedir.

### **2.3.1. Korpüs**

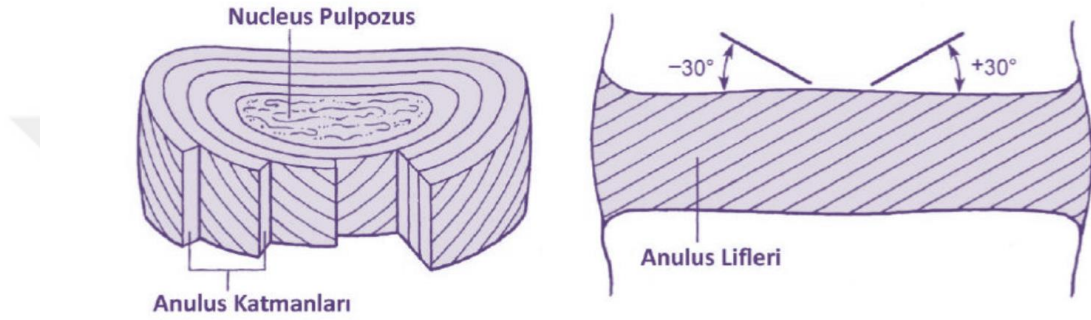
Temel tasarım olarak servikal bölgeden lomber bölgeye kadar bütün vertebralar birbirine benzemesine rağmen, vertebraların büyüklüğü ve ağırlığı ilk servikal vertebradan son lomber vertebraya kadar artarak devam eder. Bu durum spinal kolondaki vertebraların mekanik yüklere karşı dirençlerinin sonucu ortaya çıkmıştır. Vertebrayı oluşturan temel iki yapı kortikal ve trabeküler kemik oluşumlardır. Kortikal kemik, kabuk şeklinde trabeküler kemiğin etrafını sarmakta ve trabeküler kemiğe göre daha sert bir yapıdadır (112). Trabeküler kemik ise süngerimsi ve gözenekli bir yapıya sahip olup şok absorbe edici ve kompresif kuvvetlere karşı direnci arttırmaktadır. Basınç oluşturan kuvvetlere en dirençli bölge lomber bölgedir. Kortikal tabakanın ince, trabeküler kemiğin fazla miktarda olması stabilizasyon tekniklerinde, vidalarının tutunmasında önemli bir faktör olarak karşımıza çıkar. Bu nedenle trabeküler kemiğin kortikal kemiğe dönüştüğü subkortikal alanlarda vida tutunması daha iyi olur (113).

Vertebraların posterior kısmında 2 adet inferior ve 2 adet de superior olmak üzere toplam 4 adet faset yüzey bulunmaktadır. İki vertebranın inferior ve superior faset yüzlerinin bir araya gelmesiyle faset eklemler oluşmaktadır. Yine vertebraların posterior kısmında bulunan transvers çıkıntılar ve pediküller iki vertebra arasında ligaman bağlantı yerlerini oluşturarak stabilizeye ve kuvvet transferine olanak verir. Pediküllerin posterior kısımdaki birleşme yerlerine ise lamina ismi verilir.

### **2.3.2. İntervertebral Disk**

İntervertebral diskler, inferior ve superior yönlerde vertebralara kartilajenöz son plaklarla yapışmışlardır ve vertebraların arasında eklem görevi yaparlar. İntervertebral diskler, anulus fibrozus ve nükleus pulposus denilen iki temel yapıdan oluşmaktadır. Nükleus pulposus, diskin merkezinde bulunmakla birlikte sıkıştırılmaz viskoz yapısı vardır. Darbe şeklindeki yüklenmelerde damper görevi yapar. İçeriğindeki su miktarı doğumda en yüksektir ve yaşla birlikte azalır.

Lomber bölgede nucleus pulposus disk merkezinden hafif posterior konumdadır ve nükleus pulposusun disk içinde kapladığı alan %30-50'dir (114). Anulus fibrozus ise nükleus pulposusun etrafına 9 kat sarılmış lameller şeklinde bir yapıdır. İçerisinde bulunan kollajen temel anulus matrisiyle birlikte güçlendirilmiş bir yapı olarak karşımıza çıkar ve iyi derecede organize olmuş bir lif yapısı vardır (115). İç tarafta kalan anulus lifleri kıkırdak son plağa, en dışta kalan lifleri ise komşu vertebra korpusuna yapışmaktadır. Bu liflere Sharpey lifleri denilmektedir.



### *İntervertebral disk ve anulus*

İntervertebral diskler temel olarak gövdenin basınç yükünü taşımaktadır. Bunun yanı sıra ekstansiyon, fleksiyon ve yana eğilme hareketleri sırasında gerilim kuvvetlerine maruz kalmaktadır. Bu nedenle intervertebral diskler tüm kuvvetlere direnç gösterecek yapıya sahiptirler.

Oturma pozisyonunda iken lomber diskler üzerinde ayakta durmaya göre, vücut ağırlığının üç katından daha fazla bir yük binmektedir. Hareket halinde ise hareketsiz haline göre yaklaşık iki kat daha fazla yük taşır. Eğilme ve torsiyonel yükler disklere daha fazla zarar vermektedir. Posterior elemanları çıkarılmış bir vertebra segmentinde 15 derecelik bir eğilme disk yetmezliğine neden olabilmektedir. Değişen yükler altında diskin gevşeme ve şekil değiştirme özelliği önemli rol aynar. Disk maruz kaldığı güçler sonrasında bu kuvvetlerden gelen enerjiyi saklar ve şekil değişikliğine uğrar. Bu kuvvetler ortadan kalktığında disk eski haline dönmek için depoladığı bu enerjiyi kullanmaktadır. Depolanan bu enerji yükün miktarına, diskin seviyesine ve hasta yaşına göre değişiklik gösterir.

### 2.3.3. Pedikül

Laminaları ve korpus gövdesini birbirine bağlayarak spinal kanalın oluşmasını sağlarlar. Omurganın en sağlam yapılarından. Günümüzde stabilizasyon tekniği, transpediküler vidalamanın yaygın olarak kullanılması pediküllerin omurga biyomekaniğindeki önemini ortaya koymaktadır. Korpusun trabeküler yapıda olmasından dolayı transpediküler vidaların tutunmasını büyük ölçüde pediküller sağlar.

Servikal bölgede pediküller diğer bölgelere nazaran kısadır. Servikal bölgeden orta torakal bölgeye doğru pediküllerin transvers planda kalınlıkları giderek azalmaktadır. Sonrasında ise lomber bölgeye doğru pediküllerin transvers plandaki kalınlıkları hızla artmaktadır. C3 seviyesinde yaklaşık 5.5 mm boyutlarında olan pedikül kalınlığı, lomber bölgede 10 mm'nin üzerine çıkmaktadır. Sagittal planda pedikül yüksekliği ise alt lomber seviyeye doğru azalmaktadır ve servikal bölgeden torakolomber bileşkeye doğru ise gittikçe artar. Servikal bölgede ortalama 7 mm olan pedikül yüksekliği, lomber bölgede ise ortalama 15-16 mm boyutlarındadır.

Transvers planda pedikülün korpus gövdesine olan açısı, lomber bölgede alt lombere doğru artış gösterir. Servikal bölgeden alt torakal bölgeye doğru ise giderek azalmaktadır. C3 seviyesinde 43° olan pedikül açısı, alt torakal bölgede 0° ye kadar azalmaktadır. Lomber bölgede her seviyede ortalama 5°artarak L5 düzeyinde yaklaşık 25° ye kadar yükseliş gösterir (116).

Pedikül vidası uygulaması sırasında pediküllerin yakın komşuluğundaki nöral dokulara zarar verilmesini önlemek açısından bölgelere göre değişim gösteren pedikül boyutlarının ve açılarının bilinmesi önem arz etmektedir.

### 2.3.4. Spinöz Çıkıntılar

Tüm vertebral kolon boyunca kaudal ve posterior yönlerde bulunurlar. C3-C6 arasında spinöz çıkıntıların uçları çatallaşmış (bifid) yapıdadır. Spinöz çıkıntıların en önemli özelliği kendisine yapışan interspinöz ve supraspinöz ligamanlar ile posterior gergin bant oluşturmaları ve omurganın en fazla maruz kaldığı kuvvet olan fleksiyon

kuvvetlerine karşı direnç oluşturmaktadır. Günümüz omurga cerrahisinde önemi daha iyi anlaşılmış ve dekompresyon cerrahisinde korunmaya çalışılmaktadır (17).

### 2.3.5. Ligamanlar ve Paravertebral Kaslar

Spinal stabilite ve hareket, paravertebral kaslar ve ligamanlarla sağlanır. Omurgaya yapışan kaslar olmadan omurga hareket edemez. Ligamentöz yapının omurga hareketlerini sınırlayıcı bir etkisi vardır. Hareketli segmentlerde harekete izin veren ve aynı zamanda hareketi kısıtlayan bir görevi vardır. Muskuloligamentöz yapının bozulduğu bir omurgada stabilite söz konusu değildir. Ligamanlar uniaksiyel yapılarıdır ve liflerinin yönleri doğrultusunda yük taşımaktadırlar. Gerilme kuvvetlerine karşı kompresif kuvvetlerde kısalıp kıvrılırlar ve direnç ortaya koyarlar. Spinal hareketleri sınırlayarak nöral yapıları ve spinal kordu korumak gibi görevleri vardır. Başlıca ligamanlar, anterior ve posterior longitudinal ligaman, ligamentum flavum, kapsüler ligaman, intraspinoz ve supraspinoz ligamanlardır.

**Anterior Longitudinal Ligaman (ALL):** Atlasın ön arkusunda tüberkülden başlayarak sakruma kadar devam eder. Her disk aralığının üstünde ve altında kemik uç plaklarına yapışmaktadır. ALL, posterior longitudinal ligamandan iki kat daha güçlüdür. Bu, ALL'nin daha geniş bir alanda bulunmasından kaynaklanır. Fleksiyon sırasında harekete karşı direnç oluşturmaz ve kompresyona olur. Ekstansiyonda ise ligamanda gerilme oluşur ve vertebrayı stabilize eder.

**Posterior Longitudinal Ligaman (PLL):** Aksisten sakruma kadar spinal kanalın ön duvarında, vertebral kolon boyunca vertebra korpusları arkasında bulunmaktadır. Korpusa gevşek, disk aralıklarına ise sıkı bir şekilde yapışmaktadır. Ekstansiyonda gevşer, fleksiyonda ise gerilir. Servikal ve torakal bölgede genişliği artar. Lomber bölgede daralmaya başlar ve L5 vertebra seviyesinde başlangıç genişliğinin yarısı kadardır. Alt lomber bölgedeki zayıf yapısı disk hernisi oluşumunda kolaylaştırıcı bir faktör olarak karşımıza çıkar.

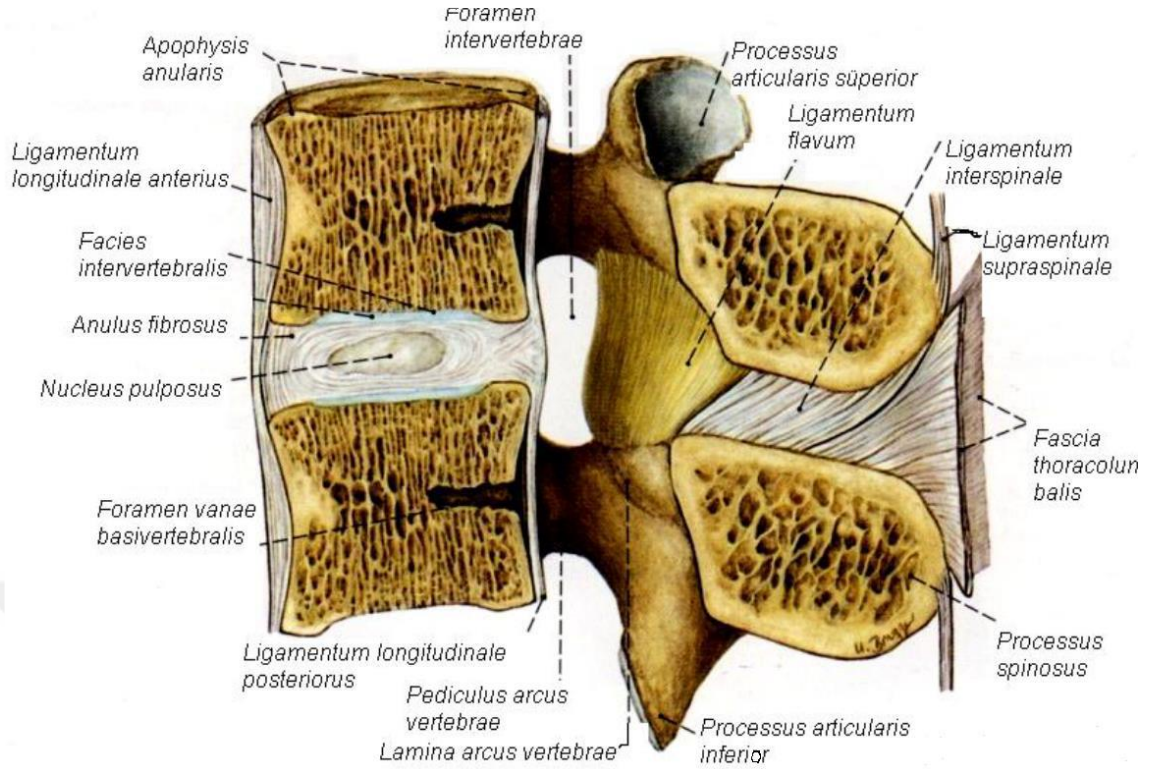
**Ligamentum Flavum:** Vücutta en fazla elastin bulunan (%65-70) ligamandır. Ligamentum flavum bir üst laminanın anterior inferior kenarına, bir alt laminanın posterior superior kenarına yapışmıştır. Hiperekstansiyonda fonksiyonel değildir.

Hatta bükülerek kanal daralmasına neden olabilir. Ligamentum flavumun rotasyonu kısıtlayıcı önemli bir eleman olduğu yönünde bilgiler vardır. Bu ligamentin en kuvvetli olduğu yer alt torasik bölgedir.

**Supraspinöz Ligaman:** C7 düzeyinden sakruma kadar uzanan, spinöz çıkıntılar arası bağlantıyı sağlayan ligamandır.

**İnterspinöz Ligaman:** Spinöz çıkıntıların arasında yer alan ligamanlardır. Supraspinöz ligamanla birlikte hiperfleksiyona engel olmaktadır oluşturur.

**Kaslar:** Paravertebral kaslar tabakalar halindedir. Omurgayı saran kaslar spinal sinirlerin posterior dalları ile innerve edilmektedir. Yüzeyel ve derin olarak gruplandırılırlar. Paraspinal erektör kas, yüzeyel kas grubundadır. Oksiputtan sakruma kadar tüm omurga boyunca uzanmaktadır. Bir diğer yüzeyel kas, üst torakal bölgede ve servikal bölgede yer alan splenius kasıdır. Omurgayı dik tutmak yüzeyel kas gruplarının en önemli görevidir. Yüzeyel kas grubunun altında yer alan transversospinal kas grubu longitudinal ve oblik olarak uzanan birçok küçük kas yapısından oluşmaktadır. Bu kas grubu omurganın rotasyonuna, dik durmasına yardımcı olmaktan ve lateral stabiliteden sorumludur (116).



### *Vertebra ligamanları*

#### **2.3.6 Stabilite**

Spinal stabilite kavramı, ilk kez lomber dejeneratif hastalıklar için 1923 yılında Von Lackum tarafından ortaya atılmıştır (117). White ve Panjabi, klinik stabiliteyi fizyolojik yüklenme altında, omurganın bütünlüğünü koruyabilmesi, nörolojik defisit ve şiddetli ağrı olmaması olarak tanımlamışlardır (113). Panjabi tarafından stabilite “omurganın stabilize edici sisteminin omurgayı nötral zonda tutabilme, nöroloji defisit oluşmama ve belli bir kapasite içinde ağrı oluşmaması” olarak tanımlanmıştır. Yapılan biyomekanik çalışmalar ile hareket aralığı ve nötral zonun önemi ortaya konulmuş. (118).

İnstabilite hali ise “fizyolojik yük altında omurganın, normal yer değiştirme paternini koruyamaması, majör deformite ve ağrıyı önleyememesi ve nörolojik defisit gelişebilmesi” olarak tanımlanmıştır. İlk kez 1949 yılında stabilite ve instabilite kavramları torakolomber travmalarda ortaya konmuştur. Daha sonra ise bu kavramlar tüm omurga için kullanılmıştır. Spinal mekanik stabilite, kemik ve

ligamentöz yapı, kas yapısı ve nöral uyarılar ile oluşan bir kavramdır. Bu yapılardan herhangi birinde patoloji olması instabiliteye neden olabilmektedir. İnstabilite akut veya kronik olarak sınıflandırılabilir. Akut instabilite daha çok travmatik nedenlerle ortaya çıkarken, kronik instabilite çoğunlukla yaşlanmaya sekonder dejeneratif nedenler ile oluşur.

Aşırı yüklenmelere karşı omurgayı tutan üç sistem bulunmaktadır. Bunlar kas ve tendonların oluşturduğu aktif sistem, vertebra kemik yapıları ve intervertebral diskin ve faset eklemlerin oluşturduğu pasif sistem ve nöral sistemdir (118). Bu üç sistemin düzgün ve birbiri ile uyumlu çalışması sonucu stabilite sağlanmaktadır. İnstabil omurgada şiddetli ağrı olması, deformite gelişmesi, nörolojik defisit bulunması gibi problemler meydana gelebilir (119). Bu nedenle omurgayı stabil hale getirmek için cerrahi yöntemlerle stabilizasyon sağlanması gerekebilmektedir.

Cerrahi tedavide asıl hedef, instabil omurga segmentinin yükünü üstlenecek, anormal hareketleri ortadan kaldıracak bir stabilizasyon sistemi kurmak ve füzyon oluşturmaktır (119).

## **2.4. Lomber Dar Kanal (LDK)**

Lomber dar kanal; spinal kanal, intervertebral foramenlerin, lateral resesin yumuşak doku ve/veya kemiksel değişiklikler nedeni ile daralması olarak tanımlanabilir. Daralma, konjenital veya edinsel olabilmektedir. Bu daralma nöral yapılara baskı yaparak semptomlara neden olabilir.

Yaşamın 6. ve 7.dekatlarında sık görülür ve yaklaşık prevalansı %9,3'tür (134,136,143). Genellikle disk dejenerasyonu ile başlayıp faset eklem ve ligamentum flavum hipertrofisi ile seyreden bir durumdur. İlk kez 1950 yılında Dr. Verbiest tarafından klinik olarak net tanımlansa da konjenital daralma 1910'da Sumida ve Dr. Sarpyener tarafından 1945 yılında tanımlanmıştır (142,146). Belirtileri omurilik ve nöral kök sıkışması nedeniyle oluşur. Daralmanın temel nedeni, yaşlı hastalarda daha sık görülmekte olan intervertebral disk ve ligamentum flavum gibi omurga bileşenlerinin dejenerasyonu ile birlikte oluşan basıdır. Yaşam süresi arttıkça bu dejeneratif değişikliklere daha sık rastlanmaktadır. Bu nedenle de darlığı olan hasta sayısı gittikçe artmaktadır (129,137). Lomber dar kanal yaygın olarak sonucu

oluşturan patolojiye göre “etiyojik“, darlığın lokalizasyonuna göre ”anatomik” ve ileri görüntülemadaki “daralma şiddeti” gibi tanımlayıcı unsurlar tarafından sınıflandırılır. “Etiyojik” olarak gelişimsel (konjenital) ve edinsel, “anatomik” olarak genellikle santral dar kanal, lateral reses daralması, foraminal darlık, ekstra foraminal daralma; görüntülemadaki “daralma şiddetine göre” ise hafif, orta veya şiddetli olarak ayrılır (138,143).

Gelişimsel dar kanal akondroplaziler, spinal disrafizmler ve herediter nedenlerle oluşabilir. Edinsel dar kanal ise daha sık görülür ve dejeneratif, spondiloz, spondilozis, travmatik, cerrahiye ikincil ya da Paget ve Romatoid Artrit gibi metabolik nedenler temelinde gelişebilir (129).

Yapılan çalışmalarda tam bir fikir birlikteliği olmasa da manyetik rezonans görüntüleme (MR) tetkiklerinde lomber nöral kanalın ön arka çapının lomber darlık için 10-12 mm ve lomber mutlak darlık için  $<10$  mm çap altında olması santral darlık için anlamlı olarak değerlendirir. Çoğunlukla santral daralma için dural kese kesit alanının  $100 \text{ mm}^2$ ’den az olduğu bildirilmiştir. Lateral reses yüksekliği  $\leq 2$  mm ve/veya lateral reses derinliği  $\leq 3$  mm veya lateral reses açısı  $<30^\circ$  olması lateral reses stenozu için tanısal olarak tanımlanmıştır. Foraminal daralma içinse daralmayı belirtmek için foramenin 2 ila 3 mm çapında olması gerektiği düşünülür (127,145).

Lomber dar kanalda hastada nöral kanal ve/veya sinir köklerinin sıkışması ve sıkıştırılmasının neden olduğu klinik tablolar görülür. Daralma alt ekstremité güçsüzlüğü ve nörojenik kladikasyona neden olur. Dar kanallı hastalar tipik olarak, yürürken, bacak ağrısı, uyuşukluk ve güçsüzlük yüzünden öne doğru eğilirler. Bel ağrısı eşlik edebilir veya etmeyebilir (120). Dar kanal tanısı sıklıkla spondilozis ya da skolyoz ile ilişkilidir. Belirgin instabilitenin varlığı, genellikle cerrahi müdahale gerektirir (138,143). Ancak görüntüleme tetkiklerindeki darlık şiddeti her zaman hastanın semptomlarının ciddiyeti ile ilişkili değildir (143). Stenotik değişiklikler en sık L4-5’de görülür ve onu L3-4 ve L5-S1 düzeyleri izlemektedir. Hastaların %61’inde birden fazla seviyede daralma vardır. Hastaların %80’inde nörojenik kladikasyon, %79’unda ilgili dermatomda ağrı vardır (143,147).

Lomber dar kanal yaşlılarda ciddi bir morbidite sebebidir ve bu kişilerde spinal cerrahinin en yaygın nedenidir. Bu nedenle toplumda yaşam süresinin artması ile görülme sıklığı da artmaktadır (125,126).

#### **2.4.1. Lomber Dar Kanal Patofizyolojisi**

Lomber dar kanal nedenleri geleneksel olarak etiyojik nedenler üzerinden edinsel (dejeneratif) veya konjenital (gelişimsel) olarak sınıflandırılır.

Dejeneratif formun prevalansı yaşla birlikte artar (122,135). Çoğunlukla birden fazla faktörün biraraya gelmesinin sonucunda oluşur. Dejenerasyon öncelikle intervertebral diskin merkezini oluşturan nükleus pulposusda canlı hücrelerin sayısı, su ve proteoglikan içeriği azaldığı için intervertebral diskte başlar (124). Nükleus pulposus yüksek su tutma kapasitesine sahip tip 2 kollajeni yoğun olarak bulundururken anulus tip 1 ve tip 2 kollajeni eşit miktarlarda içerir. Nükleus pulposus dejenere olduğunda tip 2 kollajen ve proteoglikan miktarları azaldığında disk yüksekliği de azalır ve anulus fibrosusun bombeleşmesi (bulging) söz konusu olur (124,128). Bu değişiklikler, omurganın ön kolonunun stres absorbe etme yeteneğini azaltır ve posterior elemanlara anormal bir güç aktarımına neden olur. Fasetler boyunca artan stres, faset eklem hipertrofisi, osteofit oluşumu, ligamentum flavum çökmesi ve hipertrofi ile sonuçlanır (124,143). Ayrıca fibrozis, ligamentum flavum hipertrofisinin başlıca nedeni olup, özellikle ligamentum flavumun dorsal yüzü boyunca mekanik stres birikimi sonucu ortaya çıkar. Endotel hücreleri tarafından salınan Transforming Growth Faktör (TGF)- $\beta$ , özellikle hipertrofinin erken evresi boyunca fibrozisi uyartabilir (128,140). Aynı süreçler, azalmış disk yüksekliği, faset eklem hipertrofisi (spondilozis ile birlikte veya olmadan) ve/veya vertebral end-plate osteofitozu, lateral reses stenozuyla sonuçlanabilir. Foraminal darlık, faset eklem kapsülünün önündeki yapıların daralması ve aşırı büyümesi ile ve/veya foramen içine çıkan posterolateral osteofitlerin, lateral bulging anulus fibrozis veya fıtıklaşmış diskle sonuçlanmasının bir kombinasyonundan kaynaklanarak, anteroposterior’da olabilir. Bu durumda sinir kökü üst pedikülün karşısında sıkışır. L5-S1 foramen/kök alanı oranı daha küçük olduğu için foraminal darlık L5 sinir kökünü daha sık içerir (132).

Dejeneratif lomber dar kanalda spinal kanalının daralması, çoğunlukla ligamentum flavum değişiklikleri, faset eklemlerin belirgin hipertrofisi ya da her ikisinin birleşimine bağlıdır. Dar kanallı hastalarda ligamentum flavum asemptomatik kişilerdekinden daha kalındır. Gerçekte ligament hipertrofisinin kalınlaşmadan çok disk yükseklik kaybına ikincil ligamentin büzülerek toplanması ile ilişkili olduğu görülmektedir. Bu değişikliklerin birleşimi genel anlamda omurilik kanalının daralmasına ve nöral unsurların sıkışmasına yol açar (121,130). Ayrıca LDK’lı olan hastalarda faset eklem osteoartritin prevalansı, özellikle L4-5 ve L3-4

düzeylerinde yaşla uyumlu asemptomatik hastalardan anlamlı olarak daha yüksektir (120).

Konjenital lomber dar kanal, vertebranın dorsal bölümlerinin büyüme bozukluğundan, doğum öncesi dönemde veya erken bebeklik döneminde ortaya çıkar. Klasik olarak çok seviyeli tutulum ile erken yaşta ortaya çıkmaktadır. Arka elemanların prematür füzyonu lomber spinal kanalın genel olarak daralmasına yol açabilir (137,141). Ancak daha yaygın olarak L3, L4 ve L5 omurlarının segmental tutulumuna yol açar. Bu nedenle, operasyonel planlamada çok seviyeli müdahale ihtiyacını göz önünde bulundurulmalıdır. Konjenital dar kanallı hastalarda kısa pedikül tipiktir ve sonuçta spinal kanalının ön-arka çapı azaltılır. Bazılarında da dik eğimli lamina ve dar interpediküler mesafe omurilik kanalının enine çapını kısaltır (144). Spinal kanalın kesit alanı konjenital spinal dar kanalı olan hastalarda normal bireylere göre önemli ölçüde azalmıştır. Bu da kanal genişliği ile nöral elemanların hacmi arasında bir uyumsuzluğa neden olur. Bu nedenle konjenital dar kanallı hastalarda semptomlar genellikle erken yaşta ve dejeneratif dar kanallı hastalardakine göre daha az dejeneratif değişikliklerle olacak şekilde ortaya çıkar (137,141,144).

Lomber dar kanal için en önemli fizyopatolojik hipotez, ilk kez Porter ve Ward tarafından klinik gözlemler ve çalışmalarına dayalı ve iki seviyeli darlık kavramı ile oluşturuldu (139). Porter ve Ward nöronal yapıların genellikle çok seviyeli ya da hem santral hem de foraminal bölgelerde olmak üzere en az iki anatomik alanda sıkıştırıldığını fark ettiler. Sonrasında da “çift çarpışma” teorisini oluşturdular. Belirtiler ve semptomların, dejeneratif değişiklikler yoluyla, kauda ekuinada (santral darlık) vasküler yapılara basıdan veya sinir kökü kompleksindeki basınçtan (lateral darlık) kaynaklandığı ileri sürdüler (139). Daha yeni araştırmalar da benzer şekilde hastalığın spesifik klinik bulgularına, kauda ekuinada veya sinir köklerinde oluşan mekanik kompresyon ve kan dolaşımı yetersizliği (arteryel iskemi veya venöz tıkanıklık) kombinasyonunu neden olduğu tespit edilerek, fizyopatolojideki sır perdesi kısmen de olsa aralanmıştır (135).

#### 2.4.2. Lomber Dar Kanal Doğal Seyir

Lomber dar kanalın doğal seyri (spesifik tedavisi olmayan klinik seyir) büyük oranda bilinmemektedir. Konuyla ilgili yapılmış az miktarda çalışma vardır. Doğal seyir üzerine yapılmış çalışmalar genellikle kısa sürelidir. Bulgu ve görüntüleme tetkikleri üzerinden yapılmıştır. Hatta yaşlanmayla oluşan disk patolojik anormallikleri arasındaki ilişki tam olarak anlaşılamamıştır. Boden ve ark. yaptığı çalışmada 60 yaşın üzerinde herhangi bir bulgusu olmayan, asemptomatik hastaların yaklaşık %20'sinde, önemli dar kanala ait MR görüntüleme bulguları izlenmiştir (123). Ishimoto ve ark. tarafından yapılan toplum temelli bir MR çalışmasında da şiddetli lomber dar kanal görüntüleri MR görüntüleri hasta semptomlarıyla ilişkilendirilmiş, ancak şiddetli stenotik bulgulara sahip hastaların %20'sinden azının semptomatik olduğu saptanmıştır (131). Semptomatik lomber dar kanalın doğal ilerleyişi, hastaların %50'sinde olumlu seyredebilir. Hızlı nörolojik bozukluk nadirdir (124). Bu konuyla ilgili az sayıdaki çalışmalardan biri olan Johnsson ve ark. semptomatik lomber dar kanallı tedavi edilmemiş 32 hastanın 4 yıllık takibi yapmıştır. Hastaların %70'inde semptomlar stabil kalırken %15'inde iyileşme ve %15'inde bulgularda artış gözlemiştir. Bu dört yıllık izlem süresince hastaların semptomlarında ciddi bozulmalar nadir olarak görülmüştür (133,137). Wessberg ve Frennered yaptığı 2017 yılı çalışmasında 146 hasta ortalama 3,3 yıl takip edilmiş, ılımlı semptomları olan bu hastaların %10-13'ünde ağrı artışı izlenmiştir. Toplam %7 hastada tedavi revizyonuna gerek duyulmuştur. Çalışmada sonuç olarak semptomları tolere edebilen hastalarda cerrahi önerilmemiştir (148). Hastaların yarısının klinik olarak stabil kaldığının, dörtte birinin kötüleşme veya iyileşme kaydettiğini bildiren çalışmalar vardır. Bu belirsizlikler nedeniyle halen, herhangi bir hasta için, zaman içinde alevlenme ve stabilizasyon dönemleri öngörülemez (128,133).

#### 2.4.3. Lomber Dar Kanalda (LDK) Tedavi

LDK tedavisi konusunda deneyimler, düflünceler ve kanıtlar çok farklı ve oldukça çelişkilidir. Basitleştirmek gerekirse LDK'nın tedavisi ikiye ayrılır; konservatif tedavi, cerrahi girişim.

Cerrahi girişimin amacı, hastanın ağrısını hafifletmek ve mobilitesini artırmaktır. Cerrahi girişim sırasında nöral oluşumları korumak ve giderek artabilecek klinik defisitleri engellemek önem taşımaktadır (156). Başarılı bir operasyonun amacı hem baskı altında kalan nöral yapıları dekomprese etmek hem de postoperatif olarak lomber vertebral stabiliteyi devam ettirebilmektir. Bunun için füzyon operasyonu gerekebilir. Nöral kompresyonu kaldırmada ise laminektomi, hemilaminektomi, multipl laminektomi, hemilaminotomi, fenestrasyon, foraminotomi ve intraspinal aygıtların implante edilmesi gibi cerrahi yöntemler her hastanın bireysel durumuna göre önerilir (149,150,154). Cerrahi girişimin başarısı literatürde %40-90 arasında değişmektedir. Ancak burada ameliyata alınan olgulardaki ve cerrahi uygulamalardaki farklılıklar yüzünden bu rakamsal fark ortaya çıkmaktadır (149,150,157,158,159,160). Öte yandan uzun süreli bir izleme ile LDK'da operasyon olmadan hastaların %70'inin aynı şekilde kaldığı, %15'inin düzelme gösterdiği ve %15'inin ise kötüleştiği bildirilmiştir (152). LDK'da cerrahi girişimin morbiditeyi anlamlı bir şekilde artırdığı, cerrahi yan etkilere ve hatta mortaliteye yol açtığı gözlenmiştir (151). Postoperatif komplikasyonlar %14-35 arasında bildirilmiştir (161). Ayrıca ılımlı belirtileri olan yaşlı bir hastada ilerideki prognoz da kesinlikle bilinmediği göz önüne alınırsa cerrahi uygulama etik olmayabilir. Keza, ileri ağrılı ve fonksiyonel bozuklukları olan hastalarda ısrarla konservatif tedavi yapmanın da etik bir davranış olduğu söylenemez (153). LDK'da bildirilen anektodal cerrahi veya konservatif tedavi bildiri ve raporların çoğunda bilimsel kriterler göz ardı edilmiş gibi gözükmemektedir.

Konservatif tedavi gören hastaların önemli bir bölümünde 10 yıllık bir izlemde bile oldukça iyi bir şekilde durumlarını korumaları prognozun birçok olguda kötü olmadığını ve olayın her zaman ilerleyici seyretmeyeceğini göstermektedir (153). Aslında, daha önce de değinildiği gibi LDK'da medikal veya cerrahi tedavinin hangisinin başarılı veya yetersiz olduğunu gösteren tanısal ön belirleyici bulgular henüz bilinmemektedir (155).

LDK'da konservatif tedavinin rolü ve etkinliği de tartışmaya açıktır. Fizik tedavi ve rehabilitasyon yöntemleri TENS ve ultrason tedavisi önerilmiştir. Eğer birey obez ise zayıflatılmalıdır. Devimin yeteneğini artıracak tüm çabalar kullanılmalıdır. İlaç

ile tedavi olarak genellikle ağrı kesiciler kullanılır. Bunlar arasında nonsteroid antiinflamatuvar analjezikler ve kas gevşeticiler söylenebilir. Tüm bu tedaviler hastalığın gidişi üzerine anlamlı bir etki yapmaz ancak özellikle bel ve bacak ağrılarını hafifletmeye yöneliktir. LDK'da ayrıca floroskopik kontrol altında epidural kortikosteroid enjeksiyonları da önerilmiştir ve olumlu sonuçlar alındığı bildirilmiştir (162). Öyle görülüyor ki, konservatif veya cerrahi girişim konusunda hasta-birey temelinde tedavinin türü hakkında karar vermek daha doğru bir yaklaşım olmalıdır.

Tedavi konusunda bazı temel noktalar şöyle özetlenebilir (149):

1. LDK tanısı radyolojik olarak konan hastalarda hastanın öyküsü ve klinik belirtiler LDK'nın radyolojik görünümünden daha önemlidir. Klinik tablonun görünümü ve şiddeti konservatif veya cerrahi girişim konusunda daha uygun ve karar vericidir.
2. Hafif veya orta derecede klinik belirtileri olan hastalar konservatif yöntemlerle tedavi edilmelidir (lordozu düzeltme, epidural steroid enjeksiyonu ve diğer farmakolojik yaklaşımlar gibi).
3. İleri ve şiddetli klinik belirtileri olan semptomatik hastalarda eğer konservatif tedavi üç-altı ay sonra etkisiz kalmışsa cerrahi endikasyon konur.
4. Konservatif veya cerrahi tedavi yöntemi önerilmesi halinde orta veya ileri sürede düzelme olabileceği hakkında kesin konuşulmamalıdır. Çünkü uzun erimli prognoz hakkında herhangi bir tedavi yönteminin yararlı olduğuna dair kesin kanıtlarımız yoktur.
5. Tutucu yöntemler etkili olmuyor, hastanın yaşam kalitesi iyice bozuluyor ve hastalık belirtileri ve ağrı artıyorsa, ağrıyı hafifletmek ve devinimsel gücü artırmak için ileri yaşta bir hastada cerrahi girişim tercih edilmelidir (150).

## 2.5. Posterior Enstrumantasyon

Uygun cerrahi yöntemin seçimi hasta konforu ve komplikasyon olmaması açısından önem arz eder. Önemli karar noktaları stabilizasyon uygulanacak seviye sayısı, dekompresyon, füzyon ve internal fiksasyonun gerekliliğidir. En az segmenti füzyon yapmak, kaymayı azaltmak, dekompresyonu sağlamak, sagittal aksı düzeltmek uygulanacak cerrahinin temel amaçları arasındadır (163).

Posterior yaklaşım, alternatif yöntemlerin belirgin avantajları olmadıkça genellikle tercih edilmektedir. Yaklaşım sadece instabil ve cerrahi patolojileri olan segmentleri kapsamalıdır. Bu strateji ile maksimum lomber hareket korunmuş olur. Lumbosakral bileşkede litik veya faset eklemlerinde belirgin dejeneratif değişiklikler varsa sakrum da stabilizasyona dahil edilmelidir (163,164).

### 2.5.1. Dekompresyon

Dekompresyon, çoğu olguda gerekmektedir. Eğer radikls bulguları varsa dekompresyon mutlaka yapılmalıdır. Dejeneratif spondiloziste ise olmazsa olmazdır. Dejeneratif spondiloziste fasetlerin şiddetli hipertrofisi nedeni ile parsiyel medial fasetektomi hemen daima yapılmalıdır. İnferior artiküler çıkıntının tamamını almamaya özen gösterilir. Ancak yeterli dekompresyon olmuyorsa inferior artiküler çıkıntıda alınabilir. L4-5 dejeneratif spondiloziste L4 kökünü dekomprese etmek gerekir. Bunun için L4-5 foraminotominin dikkatlice yapılması ve L4-5 diskinin lateralinin çıkarılması uygun olur (163).

Dejeneratif listezisde radiküler semptomlar sadece kaymadan ziyade anatomik bozulma ile beraberdir. Hipertrofik faset eklemleri, kalın kapsüller, sinovial kist, osteofit formasyonu ve ligamentöz kalınlaşma, lateral reses veya nöral foramende sinir kökü sıkışmasına neden olmaktadır. Kompresyon mekanizması multifaktöryel bir durumdur. Pars defektindeki onarıcı prosesler fibrokartilagenöz büyümeye bağlı pars genişlemesine neden olmaktadır. Diğer birlikte olan faktörler ise disk protrüzyonu, ligamentum flavum hipertrofisi ve faset hipertrofisi olmasıdır (164).

Litik lomber listezis'te laminektomi ve gevşek dorsal elemanların alınması ilk olarak 1955'de Gill ve arkadaşları tarafından ortaya atılmıştır (165). Basit bir yöntemdir ve artrodez riskinden kaçınılmıştır. Birçok seride etkin bir yöntem olduğu gösterilmiştir. Gill radiküler semptom primer semptom olduğunda veya nörolojik defisit varlığında lamina ve pars fibrokartilajının alınmasının gerekliliğinden bahsetmiştir. Son yıllarda, dekomprese etmek için füzyonsuz Gill's laminektomi, rezidüel bel ağrısı ve cerrahi sonrası özellikle 40 yaş altında listeziste artışa neden olduğundan, vazgeçilmeye başlanmıştır (164).

Birçok listeziste semptomlar kök kompresyonu ile birlikte spinal stenoza bağlı olarak ortaya çıkar. Ancak komplet laminektomi, fasetektomi gibi radikal ve agresif dekompresyon prosedürlerinden uzak durulmalıdır. Bariz bir disk herniasyonu yoksa disk bütünlüğüne dokunulmamalıdır. Çünkü uzun dönem stabiliteyi bozabilir (166).

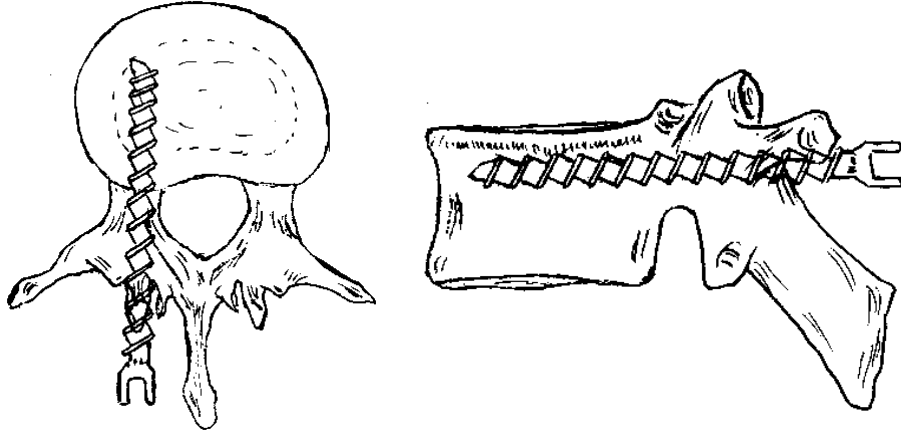
### **2.5.2. Pedikül Fiksasyonu**

La Rosa'ya göre pedikül vida fiksasyonunun gelişimi, önceki tekniklerin birçok eksiğini gözler önüne sermiştir (167). 1967'de Harrington, postoperatif düzelme kaybını sınırlamaya yardımcı olmak için L5 pedikül vidalarını distraksiyon rodlarına bağlamış, ancak vidalar fazla bir avantaj sağlamamıştır. Louis ve diğer Avrupalı cerrahlar düzelmeyi sürdürmek ve erken ayağa kalkışı sağlamak için anteroposterior rezeksiyon, redüksiyon metotlarına pedikül fiksasyonunu ekleyerek daha iyi sonuçlar elde etmişlerdir. Dick de grade 3-4 kaymalarda multistage redüksiyon metodunun bir parçası olarak pedikül fiksasyonu kullanmış ve kayma ile kifozda yaklaşık %60 düzelme elde etmiştir. Fakat %20 kalıcı nörolojik defisit meydana gelmiştir (167). Son 30 yıldır internal spinal fiksasyon enstrümantasyonu hızlı bir şekilde gelişme göstermiştir. Füzyon hızı fiksasyonla birlikte artmıştır. Transpediküler vida fiksasyon spinal füzyon ve internal fiksasyon için önemli bir yöntem olup sağlam bir segmental fiksasyon sağladığı gibi yüksek oranlarda füzyon oluşturmaktadır. Posterior tel, rod veya kanca-rod sistemler ile karşılaştırıldığında daha az hareketli segmentlere neden olmasına karşın daha iyi stabilizasyon sağlamaktadır. Üç kolon stabilizasyonu normal hareketli segmentleri korur ve mekanik ağırı ortadan kalkmasına yardımcı olur (168).

Biyomekanik olarak pedikül vida sistemleri diğer posterior vida sistemlerinden daha güçlü kavrama kuvveti ortaya koymakla birlikte intakt posterior elemanlara ihtiyaç duymaz ve bitişik normal hareket segmentlerini koruma yönünde etkilidir. Posterior lomber elemanların füzyonu enstrümantasyonla birlikte spinal instabilite ve etkin solit füzyon için % 95 olguda doğru bir çözüm yolu olarak ortaya konmuştur (167).

### **2.5.3. Transpediküler Vida Uygulama Tekniği**

Vida yerleşimi ve redüksiyon manevralarından önce spinöz proçes alımı, bilateral laminektomi, bilateral parsiyel fasetektomi ve foraminotomiden oluşan dekompresif cerrahi yapılır. Disk mesafesi kontrol edilir ve gerekirse diskektomi yapılır. Transvers çıkıntılar ile pedikül aynı aksiyel planda yer almaktadır. Sagittal planda ise pedikül lomber faset eklemlerinin hemen lateralindedir. Bu nedenle faset ekleminin hemen yanından inen bir dik hat ile transvers çıkıntının ortasından geçen horizontal hattın kesiştiği nokta pedikülün iz düşümü olarak düşünülür. Vida buraya konulur. Vidanın genişliği ve uzunluğu önemli bir faktördür. Pedikül çapları T10'un altında 7 mm'den, L1'de 8 mm'den büyüktür, L5'de ise 10 mm çapa kadar çıkmaktadır. Vida lomber bölgede dik olarak yerleştirilmelidir. Vida L4'de sagittal planda sıfır derece olacak şekilde yönlendirilir. Lomber lordoz nedeniyle rostralde kaudale, kaudalde ise rostrale doğru açı verilir. Bu bölgede 4.5-6.5 mm çapında ve 35-50 mm uzunluğunda vidalar tercih edilmelidir. Pediküller L1'den L5'e doğru artan bir şekilde içeri yönelmeye eğilimli olduklarından vidalar koronal planda mediale doğru yönlendirilir. L1'de bu açı 5 derece iken, L5'de 25 dereceye kadar çıkar. Vidalar yerleştirildikten sonra sıra distraksiyon ve redüksiyon aşamalarına gelir. Posterolateral füzyon için transvers ve artiküler proseslerin osseöz yüzeylerine dekortikasyon uygulanır. Posterior arktan alınan kemik dekortike edilen yüzeylere uygulanır (167).



*Transpediküler vida*

#### 2.5.4. Transpediküler Vidanın Yönlendirilmesinde Yardımcı Teknikler

Normal omurgada implant yerlerinin tanınması ve vida yerleştirme açılarının oryantasyonu oldukça kolaydır. Ancak enstrümantasyona ihtiyaç olan omurgada sıklıkla anatomik anomalilerle karşılaşılır. Bu nedenle vida yerleştirilmesi esnasında bazı sıkıntılar ortaya çıkabilir.

Enstrüman yerleştirme riskini azaltmak için bazı teknikler kullanılabilir. En basiti floroskopi olup pedikülleri ve seviyenin doğru görülmesine yardımcı olur. Bununla birlikte floroskopinin iki boyutlu olduğu unutulmamalıdır. Koronal plan deformitesi de transpediküler vida yönlendirmeyi etkileyeceğinden floroskopi ile AP görüntüleme yapılmalıdır (167).

Preoperatif BT deformitelerin yol açtığı pozisyonel değişikliklerin tanınmasında yardımcı olur. Pedikülleri tanımanın en iyi yolu yapıların direkt gözlenebilmesidir. Geniş dekompresyonla pediküller direkt görülebilir. Vida yerleştirilmesi kolaylaşır (168).

Yanlış yerleştirmeden kaçınmanın diğer bir yoluda prob yerleştirilerek pedikül traktı boyunca kemikteki boşluk veya oluşan deformasyonları anlamaktır. Pediküllere yerleştirilen kişner telleri ile çekilen AP, lateral grafi vidaların izleyeceği yolo görmemiz açısından bize yardımcı olur. Yanlış yerleştirmenin potansiyel yan etkileri, yetersiz stabilizasyon, nörolojik hasar ve viseral veya vasküler hasarlanmalar olarak sayılabilir (164).

### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

Araştırmaya başlamadan önce araştırmanın yapılacağı Gaziosmanpaşa Üniversitesi Tıp Fakültesi Dekanlığı'ndan gerekli izinler ve Gaziosmanpaşa Üniversitesi Tıp Fakültesi Dekanlığı Klinik Çalışmalar Etik Kurulu'ndan onay alındı. Sonrasında araştırmada yer alan tüm hastalara araştırmayla ilgili yazılı ve sözlü olarak bilgi verilerek, bilgi verildiğine ve yapılacak ameliyat, öncesi ve sonrası yapılan görüntüleme tetkiklerinin, ayrıca tutulan hasta kayıtlarının kullanılmasına dair aydınlatılmış onam belgesine imzaları alındı. Araştırmaya Gaziosmanpaşa Üniversitesi Tıp Fakültesi Beyin ve Sinir Cerrahisi Anabilim Dalı servisine 01/03/2021-10/04/2021 tarihleri arasında lomber spondiloz nedeniyle operasyon planlanarak yatışı yapılan kadın veya erkek hastalar alındı. Operasyon esnasında çeşitli nedenlerle pedikül vidası takılamayan, intraoperatif plan değişikliği yapılarak enstrumantasyon yapılmayan, kliniğe yattıktan sonra ek hastalık nedeniyle opere edilemeyen hastalar ve çalışmaya katılımı reddeden hastalar çalışma dışı bırakıldı. Çalışmaya toplam 10 hasta alındı. Kliniğe spondiloz nedeniyle yatırılan ve planlandığı gibi posterior enstrumantasyon yapılan hastalar çalışmaya dahil edildi.

Operasyon öncesi(preoperatif) çekilen bilgisayarlı tomografi (BT) görüntüleri hastanenin pacs sistemi "Sectra"nın bağlantılı özeliği olan "3D Travma" ile işlendi ve vertebra modeli oluşturuldu. Oluşturulan model, "Meshmixer" isimli program ile tekrar yapılandırılarak model üzerinde pedikül vidalarının yerleştirilmesi gereken lokalizasyon, açı ve uzunluk verileri işlendi ve operasyon esnasında transpediküler vidalara yön verecek bir kalıp oluşturuldu. Bu model ve kalıp "Cura" isimli yazılım ile 3 boyutlu(D) yazıcıda basılacak hale getirildi. Oluşturulan kalıp ve modeller 3d yazıcı kullanılarak cisimleştirildi. Ortaya çıkan kalıp operasyon öncesi sterilizasyon uygulanarak hazır hale getirildi. Operasyon esnasında 3D yazıcı ile oluşturulan kalıp yardımı ile transpediküler vidalar yerleştirildi. Operasyon sonrası(postoperatif) hastaya çekilen BT ile yapılan enstrumantasyon kontrol edildi. Preoperatif BT'de vidanın gitmesi gereken açı aksiyel ve sagittal planda hesaplanarak kaydedildi. Postoperatif BT'de ise vidanın gittiği açı aksiyel ve sagittal planda

hesaplanarak kaydedildi ve preoperatif verilerle karşılaştırılarak hata payı istatistiksel olarak hesaplandı.

### 3.1 Preoperatif BT Görüntülerinin İşlenmesi

Hastanenin pacs sistemi olan sectrada kayıtlı bulunan preoperatif bt görüntüsü üzerinde işlem yapılacak olan vertebra segmentleri belirlendi ve 3d travma özelliği yardımı ile sadece enstrumantasyon yapılacak vertebra segmentlerinin 3 boyutlu görüntüsü elde edildi. Oluşturulan 3 boyutlu görüntü .stl(stereolithography) formatında dışa aktarıldı ve 3d model, işlenebilecek ve üzerinde değişiklik yapılabilecek hale getirildi.

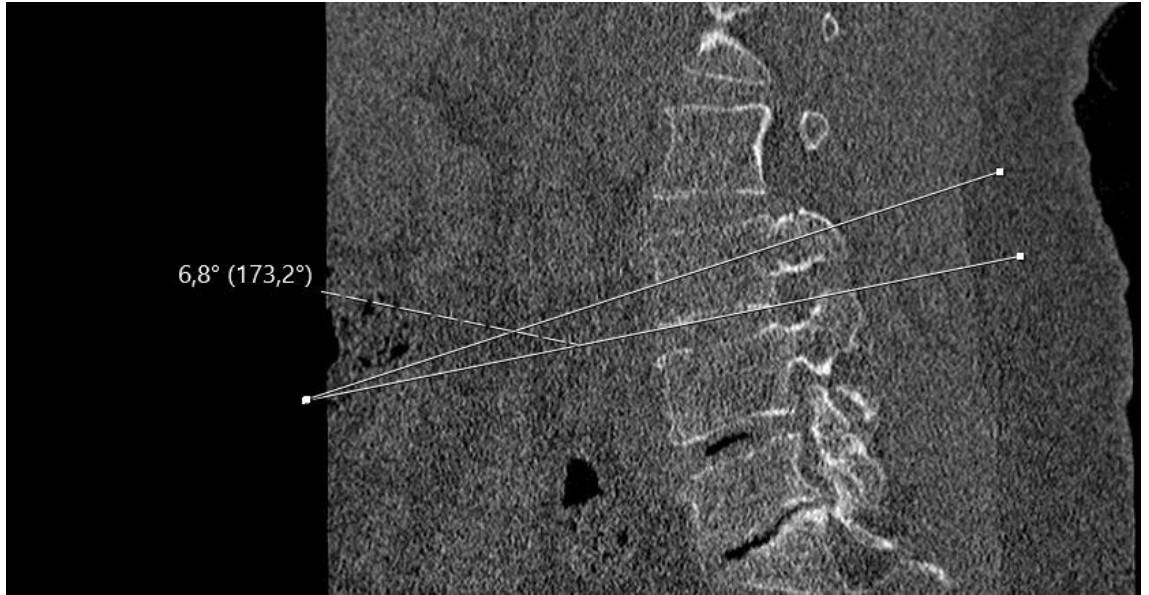
Transpediküler vidaların doğru bir şekilde yönlendirilebilmesi için kişiye özel üretilecek olan kalıpları yapmadan önce preoperatif BT’de vidaların gitmesi gereken aksiyel ve sagittal açılar ölçülerek kaydedildi. Ölçümler belirlenen vertebra segmentinde sağ ve sol pediküller için ayrı ayrı yapıldı.

**Preoperatif BT’ de Aksiyel Açının Ölçümü:** Öncelikle BT görüntüsü üzerinde kalıp hazırlanacak vertebra segmenti belirlendi. Vidanın yerleştirilmesi gereken lokalizasyonu ve pedikülün tam ortasını gösterecek olan aksiyel görüntü üzerinde açı ölçüm sekmesi seçilerek vertebra korpusunun tam ortasından geçen bir çizgi çizildi. Sonrasında vidanın ilerleyeceği yol belirlenerek ortasından geçen ikinci bir çizgi çizilerek önceki çizilen çizgi ile birleştirildi ve aralarındaki açı ölçüldü.



*Preoperatif BT'de Aksiyel Açı Ölçümü*

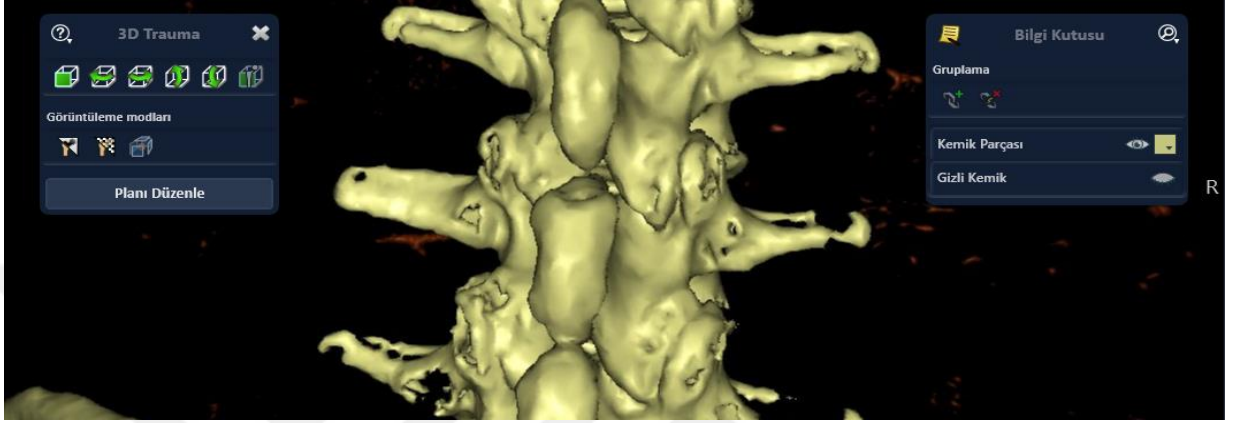
**Preoperatif BT' de Sagital Açının Ölçümü:** Aynı vertebra segmentinin sagital görüntülerinden pedikülün ortasını gösteren görüntü seçildi. Görüntü üzerinde açı ölçüm sekmesi seçilerek vertebra korpusunun tabanına paralel olan bir çizgi çizildi. Ardından vidanın ilerleyeceği yol belirlenerek tam ortasından geçen ikinci bir çizgi çizilerek önceki çizgi ile birleştirildi ve aralarındaki açı ölçüldü.



*Preoperatif BT'de Sagital Açı Ölçümü*

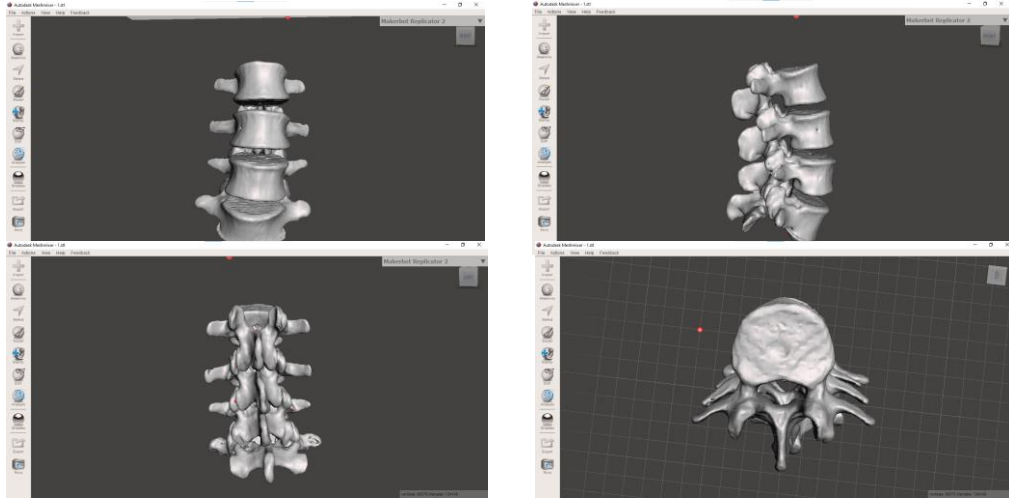
### 3.2 3D Görüntünün İşlenmesi ve Navigasyon Şablonunun Oluşturulması

Sectradan alınan .stl formatındaki 3d model “Meshmixer” isimli programda işlenerek 3d navigasyon şablonu çizildi. Oluşturulan şablon “Cura” isimli yazılım ile 3d yazıcıda basılabilecek hale getirildi. Görüntüler 3d yazıcıya yüklenerek operasyonda kullanılacak navigasyon şablonu baskısı alındı.

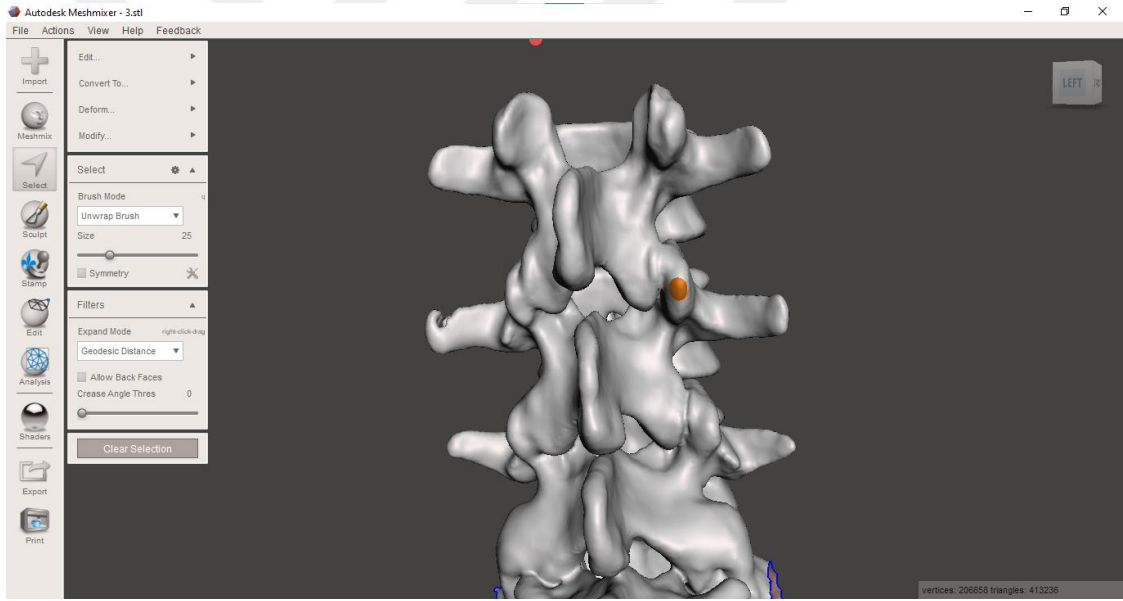


*Preoperatif BT'den Oluşturulan 3D Görüntü*

**Meshmixer’de 3D Navigasyon Şablonu Hazırlama:** Stl formatındaki 3d model meshmixer programına yüklendi. Görüntü üzerinde dönüştürmeler sırasında oluşan eksiklik ve hatalar düzeltildikten sonra preoperatif BT’de belirlenen açılara uygun olarak vidanın giriş lokalizasyonu ve vidanın korpusta ulaştığı nokta belirlenerek model üzerinde işaretleme yapıldı ve kanal oluşturuldu. Ardından kanal boyu faset eklem üzerinde uzatılarak vidanın ilerlemesi gereken açı dışardan görünür hale getirildi. Sonrasında spinöz proçesin lateral yüzey, lamina ve faseti içine alacak şekilde işaretleme yapıldı ve kalıp yüzeyi oluşturularak bu yüzeye volüm kazandırıldı. Oluşturulan kanal ile kalıp birleştirildi ve 3d navigasyon şablonu çizilmiş oldu.



*Meshmixer'de .stl Formatındaki 3D görüntü*

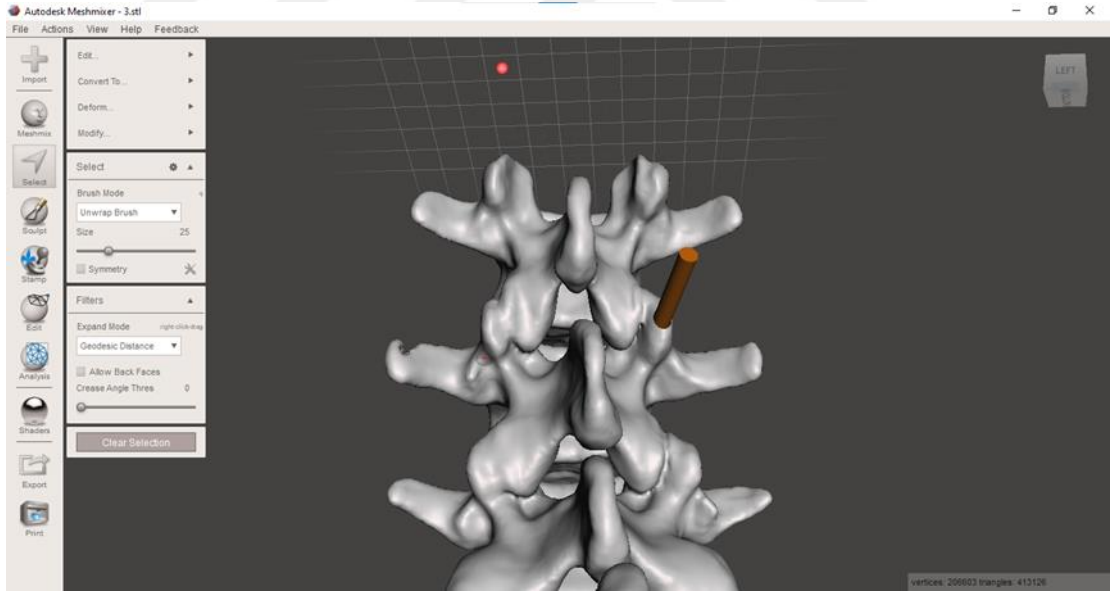


*Transpediküler Vidanın Giriş Lokalizasyonu*



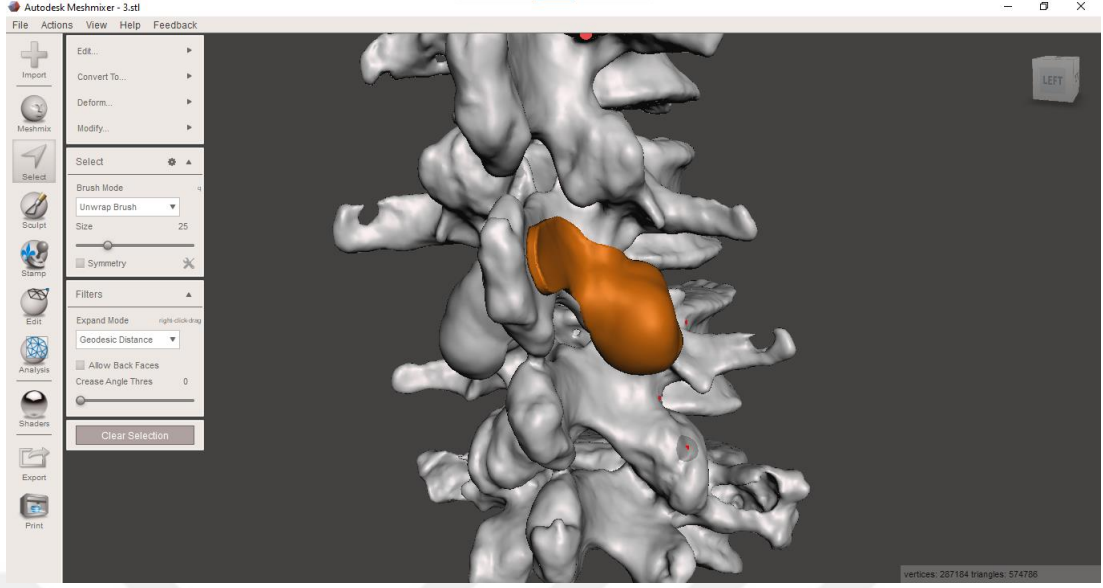
### *Transpediküler Vidanın Çıkış Lokalizasyonu*

Ardından kanal boyu faset eklem üzerinde uzatılarak vidanın ilerlemesi gereken açı dışardan görünür hale getirildi.



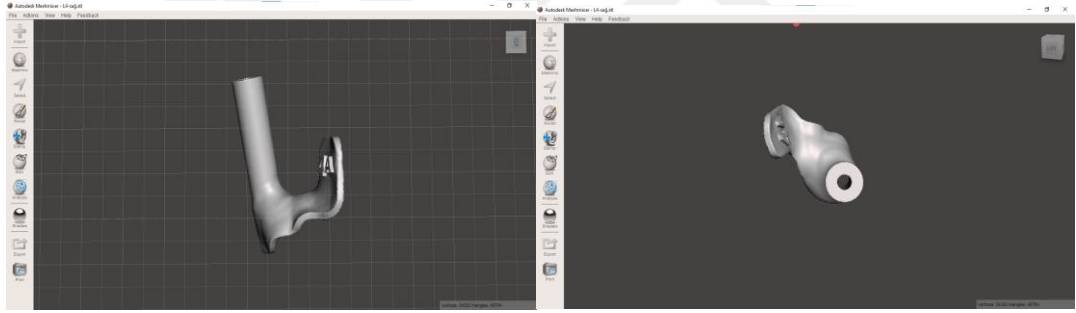
### *Faset Eklem Lateralinden Transpediküler vidanın geçeceği kanal oluşturulması*

Sonrasında spinöz prosesin lateral yüzey, lamina ve faseti içine alacak şekilde işaretleme yapıldı ve kalıp yüzeyi oluşturularak bu yüzeye volüm kazandırıldı.



### *Spinöz Proçes, Lamina ve Faset Üzerine Oturan Kalıp Görüntüsü*

Oluşturulan kanal ile kalıp birleştirildi ve 3d navigasyon şablonu çizilmiş oldu.



### *3D Navigasyon şablonunun .stl Formatındaki Son Hali*

Hazırlanan şablon cura programına yüklendi ve baskı hatası oluşmaması için gerekli ayarlar yapıldı. Birkaç deneme sonrası oluşan hatalar giderilerek yazıcıdan çıkacak olan baskı iyileştirildi. Cura programında hazırlanan şablonun verisi 3D yazıcıya yüklenerek baskı aşamasına geçildi.

**3D Yazıcı ve Baskı Alınması:** Yazıcıdan baskı alınmadan önce yazıcı hakkında bilinmesi gereken birkaç önemli nokta vardır. Yazıcı x,y,z olarak adlandırılan 3 eksen üzerinde hareket eden bir motora sahiptir. Böylelikle yazıcı tablasının her noktasına ulaşabilir ve her kalınlıkta katman oluşturabilir. Bu hareket kullanılan ve adına filament denilen malzemenin doğru şekilde işlenmesini sağlar.

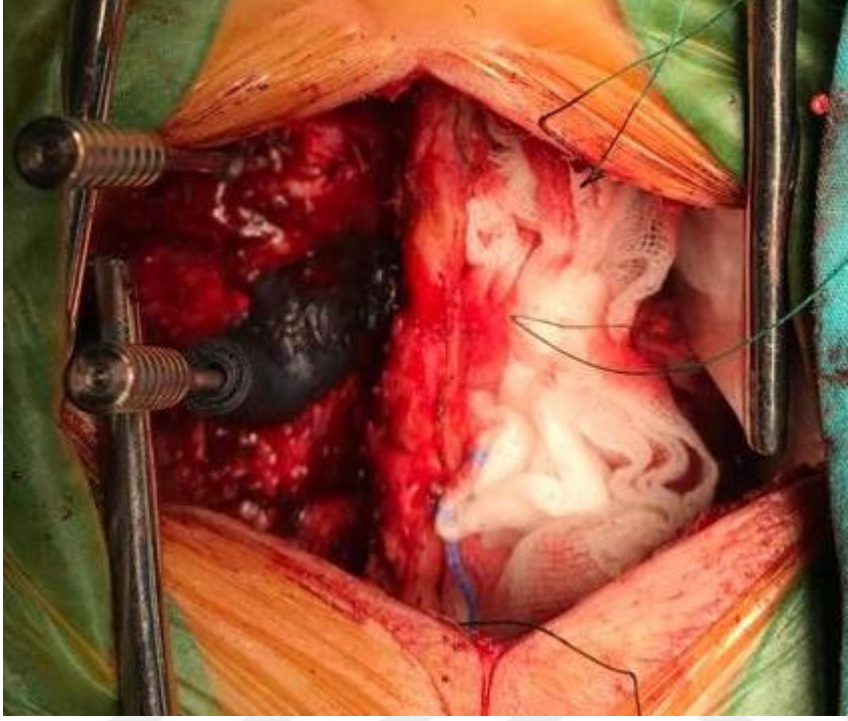
Filament, poliaktik asit (PLA) denilen bio bazlı materyallerden (mısır, buğday ve benzeri) çıkarılan dekstrozdaki üretilmektedir. Polimer yapıda moleküllerden oluşmaktadır. Filament nozül denilen bir uçtan salınarak yazıcıya yüklenen cisim oluşturulur. Filament sert bir madde olup genellikle belli bir erime sıcaklığı vardır ve genellikle 200 derece civarındadır. Nozül bu erime sıcaklığını sağlayarak filamentin eriyik halde salınmasına neden olur. Erimiş filament, yazıcının 3 eksen üzerinde hareket eden motoru sayesinde katmanlar oluşturarak cismi yapmaya başlar. Milimetrik katmanlar üstüste binerek cismi oluşturur. Yazıcının 3D navigasyon şablonunu oluşturması yaklaşık 2-4 saat civarında sürmektedir.



*3D Navigasyon Şablonunun Basılmış Hali*

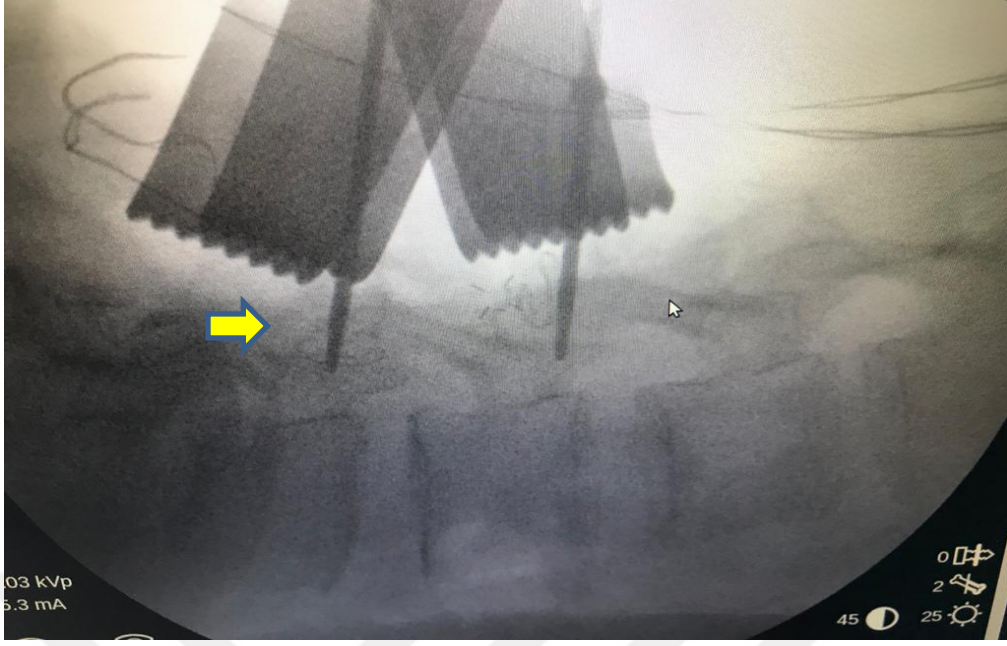
### **3.3 3D Navigasyon Şablonunun Kullanımı**

Hastaya özel üretilmiş olan 3D navigasyon şablonu sterilizasyon işlemi yapıldıktan sonra ameliyata dahil edildi. Transpediküler vidaların yerleştirilme aşamasına gelindiğinde şablon vertebra üzerine konularak el yordamı ile spinöz süreçse, laminaya ve faset eklem üzerine tam oturması sağlandı. Yerine yerleştirilen şablonun üzerinde uzun bir çıkıntı olarak bulunan kanal içerinden işaret çivileri geçirilerek faset eklem latereline saplandı.



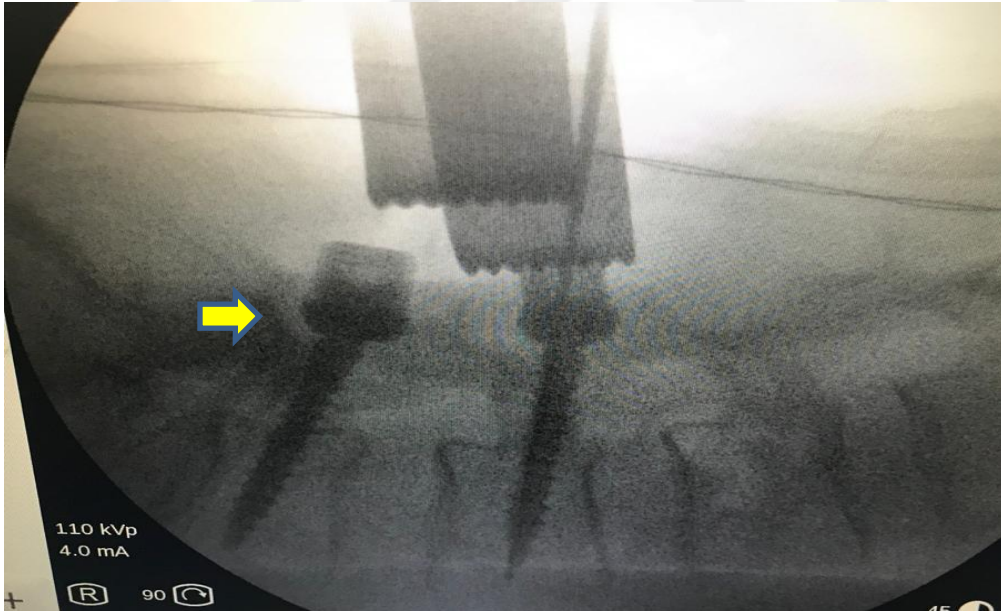
*3D vertebra Şablonu Faset ve Lamina Üzerine Yerleştirilmiş ve İşaret Konulmuş*

Sonrasında skopi yardımı ile görüntüler elde edildi. Görüntülerde doğru açı ve lokalizasyonda olduğu görülen işaretler çıkarılarak transpediküler vida yerleştirme aşamalarına devam edildi.



### *3D Navigasyon Şablonu ile Konulmuş İşaretin Lateral Skopi Görüntüsü*

Vida yerleştirildikten sonra yine skopi ile görüntüler alınarak vidanın yerinin doğruluğu kontrol edildi.

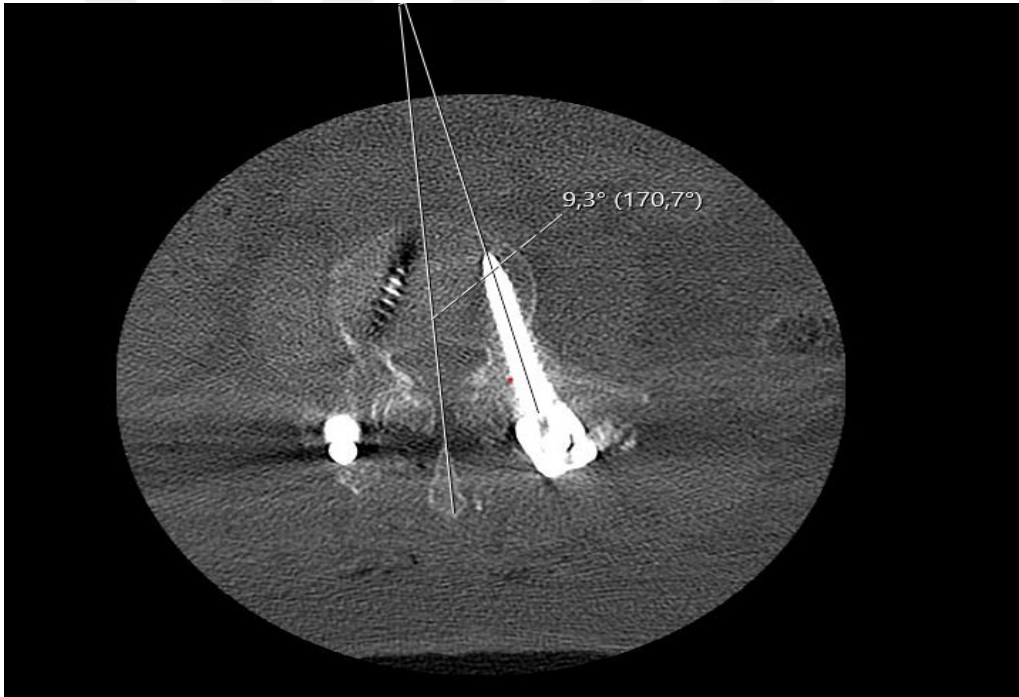


### *İşaret Sonrası Transpediküler Vidanın Yerleşim Yerinin Skopi Görüntüsü*

### 3.4 Postoperatif BT'de Vida Açısı Ölçümü

Operasyon sonrasında mobilizasyon öncesi hastalara BT görüntülemesi yapılarak vida yerlerinin kontrolü sağlandı. Vida yerleşimi uygun olan ve herhangi bir komplikasyon gözlenmeyen hastalar mobilize edildiler.

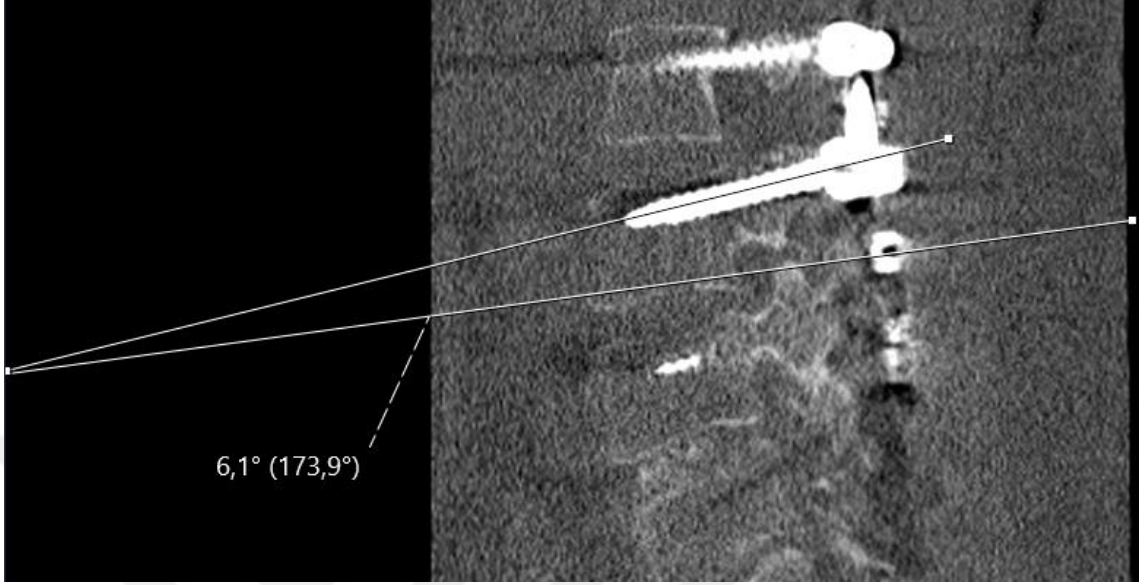
**Postoperatif BT' de Aksiyel Açının Ölçümü:** 3D navigasyon şablonu kullanılmış olan vertebra segmentinin bilateral vidalar orta kısımdan görülecek şekilde aksiyel görüntüsü alındı. Görüntü üzerinde açı ölçüm sekmesi açılarak yine korpusun tam ortasından geçen bir çizgi çizildi. Ardından vidanın dikey uzunluğu boyunca tam ortasından geçen ikinci bir çizgi çizilerek önceki çizgi ile birleştirildi ve aralarındaki açı kaydedildi.



*Postoperatif BT' de Aksiyel Açının Ölçümü*

**Postoperatif BT' de Sagital Açının Ölçümü:** Aynı vertebra için sağ ve sol için ayrı ayrı vida orta kısımdan görülecek şekilde sagittal görüntü alındı. Görüntü üzerinde açı ölçüm sekmesi açılarak korpusun tabanına paralel olacak şekilde bir

izgi izildi. Sonrasında vidanın dikey uzunluğu boyunca tam ortasından geçen bir çizgi daha çizilerek önceki çizgi ile birleştirildi ve aralarındaki aı kaydedildi.



*Postoperatif BT’de Sagital Aının lümü*

### 3.5 Kullanılan İstatistiksel Yöntem ve Analiz

Çalışma gruplarının genel özellikleri hakkında bilgi vermek amacı ile tanımlayıcı analizler yapılmıştır. Sürekli değişkenlere ait veriler ortalama±standart sapma şeklinde verilmektedir. Tekrarlı nicel değişkenlerin ortalamalarını karşılaştırırken İki Eş Arasındaki Farkın Önemlilik testinden yararlanılmaktadır. p değerleri 0.05’den küçük hesaplandığında istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir. Hesaplamalarda hazır istatistik yazılımı kullanılmıştır (IBM SPSS Statistics 20, SPSS inc., an IBM Co., Somers, NY).

#### 4. BULGULAR

%80 güç, %5 yanılma payı ve 0,9'luk etki büyüklüğü ile çalışmaya 10 hasta dahil edildi. Çalışmaya dahil edilen hastalara ait aksiyel ve sagittal açı verileri Tablo 1'de gösterilmiştir. Verilerin kendi içindeki ortalama ve standart sapması hesaplanmış olup iki eş arasındaki farkın önemlilik testi ile ortaya çıkan sonuçlar Tablo 2'de gösterilmiştir.

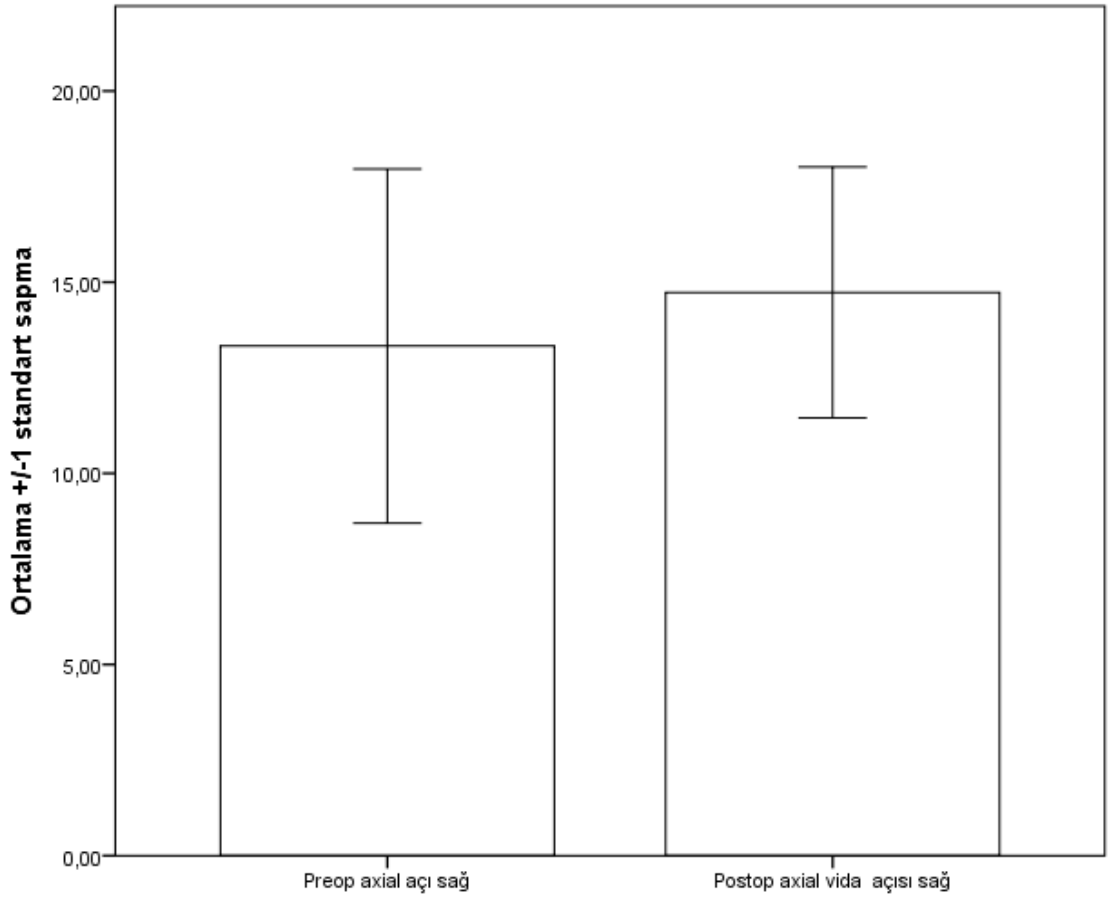
*Tablo 1: Hastaların Preoperatif ve Postoperatif Aksiyel ve Sagittal Açı Değerleri*

| Hasta | Preoperatif aksiyel açı |      | Preoperatif sagittal açı |     | Postoperatif aksiyel vida açısı |      | Postoperatif sagittal vida açısı |      |
|-------|-------------------------|------|--------------------------|-----|---------------------------------|------|----------------------------------|------|
|       | Sağ                     | Sol  | Sağ                      | Sol | Sağ                             | Sol  | Sağ                              | Sol  |
| AS    | 13,5                    | 13,5 | 5                        | 6   | 14                              | 19,5 | 8,4                              | 7,4  |
| FG    | 22,3                    | 20,7 | 3,3                      | 4,8 | 11,1                            | 15,4 | 1,4                              | 1,8  |
| HTA   | 16,3                    | 9,4  | 7,2                      | 7,6 | 18,1                            | 12,5 | 3                                | 10,1 |
| HTU   | 10,9                    | 8    | 5,8                      | 2,4 | 20,3                            | 28   | 1,4                              | 4,1  |
| MKÖ   | 14,2                    | 15,3 | 5,5                      | 3,9 | 12,2                            | 8,2  | 3,6                              | 5,2  |
| MKU   | 7,3                     | 9    | 7,7                      | 6,4 | 12,9                            | 9,9  | 1,2                              | 4,6  |
| MA    | 12,3                    | 9,7  | 4,7                      | 3,9 | 17,5                            | 12,4 | 3,4                              | 3,8  |
| NÇ    | 17,1                    | 6,3  | 3,6                      | 7,2 | 13,1                            | 11,5 | 2,8                              | 7,1  |
| ŞP    | 6,6                     | 9,1  | 4,9                      | 5,6 | 17,2                            | 14,2 | 5,3                              | 4,3  |
| TA    | 12,8                    | 12,5 | 2,1                      | 4,4 | 10,9                            | 14,9 | 2,6                              | 6,6  |

*Tablo 2: Nicel değişkenler dağılımı*

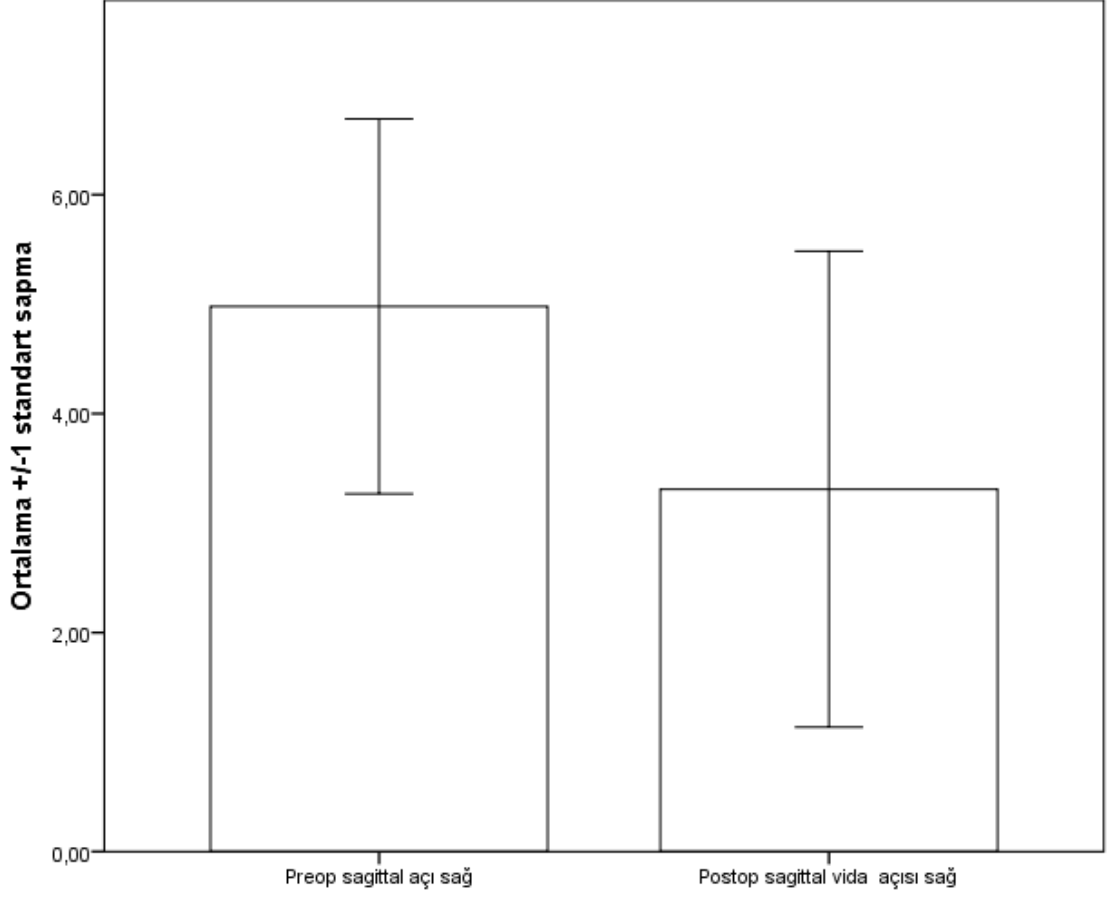
|                                      | Ort±SS       | En küçük | En büyük |
|--------------------------------------|--------------|----------|----------|
| Preoperatif aksiyel açı sağ          | 13,33±4,63   | 6,60     | 22,30    |
| Postoperatif aksiyel vida açısı sağ  | 14,73±3,28   | 10,90    | 20,30    |
| t;p                                  | 0,671; 0,519 |          |          |
| Preoperatif sagittal açı sağ         | 4,98±1,71    | 2,10     | 7,70     |
| Postoperatif sagittal vida açısı sağ | 3,31±2,17    | 1,20     | 8,40     |
| t;p                                  | 1,856; 0,096 |          |          |
| Preoperatif aksiyel açı sol          | 11,35±4,25   | 6,30     | 20,70    |
| Postoperatif aksiyel vida açısı sol  | 14,65±5,64   | 8,20     | 28,00    |
| t;p                                  | 1,426; 0,188 |          |          |
| Preoperatif sagittal açı sol         | 5,22±1,63    | 2,40     | 7,60     |
| Postoperatif sagittal vida açısı sol | 5,5±2,34     | 1,80     | 10,10    |
| t;p                                  | 0,479; 0,644 |          |          |

Çalışmaya dahil edilen hastaların hastaların preoperatif aksiyel ve sagittal, postoperatif aksiyel ve sagittal açıları değerlendirmeye alındı. Yapılan değerlendirmede ortalama ve standart sapmalar her grup için ayrı ayrı hesaplandı. İki eş arasındaki farkın önemlilik testi yapıldığında bütün gruplar için p değeri 0,05'in üstünde sonuçlar elde edildi. Her grup için preoperatif ve postoperatif açıları arasında anlamlı bir fark olmadığı istatistiksel olarak ortaya konmuştur.



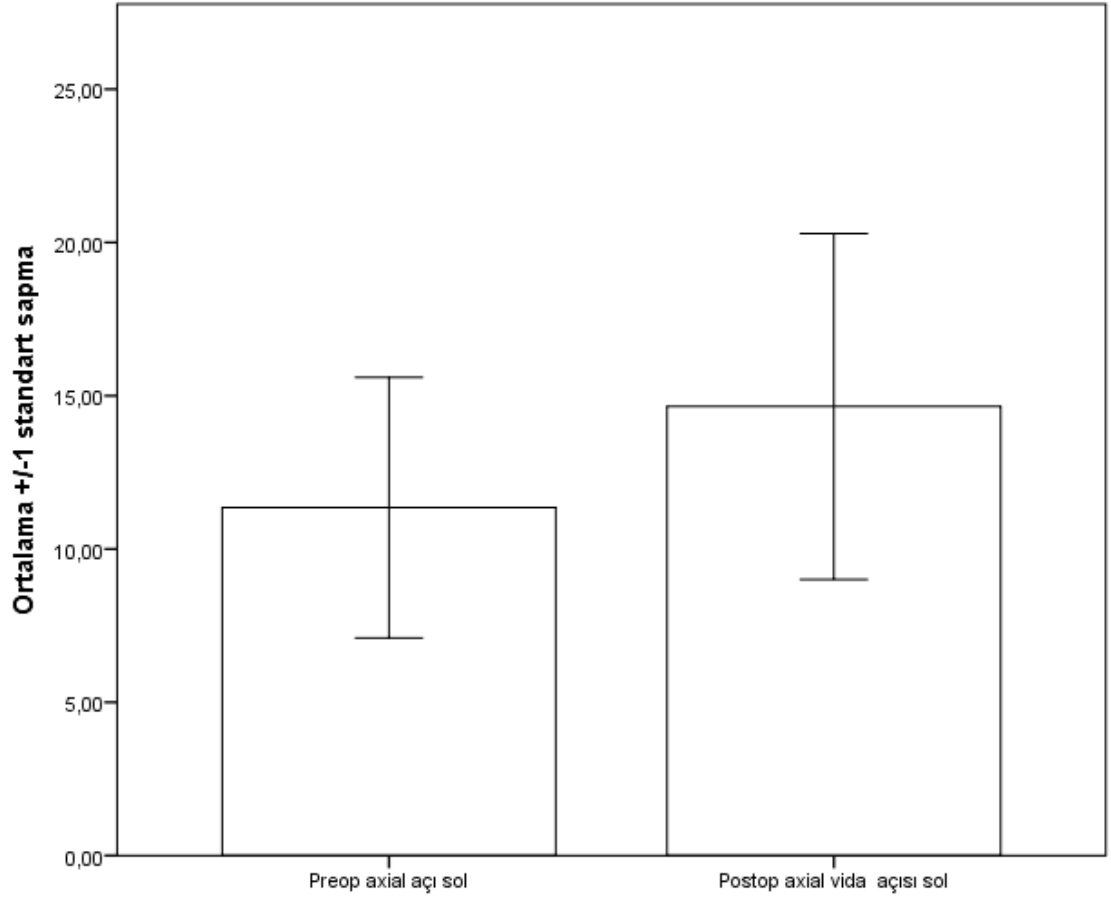
**Şekil 1. Preoperatif aksiyel açı sağ ve postoperatif aksiyel vida açısı sağ değerlerine ilişkin çubuk grafik**

Hastaların belirlenmiş vertebra segmenti sağ taraf için ölçülen preoperatif aksiyel açı ortalama değeri 13,33<sup>0</sup>, standart sapması ise 4,63<sup>0</sup> olarak belirlenmiştir. Aynı taraf postoperatif aksiyel vida açısı ortalama değeri 14,73<sup>0</sup>, standart sapması ise 3,28<sup>0</sup> hesaplanmıştır. İstatistiksel olarak preoperatif planlanan açı ile postoperatif vida açısı arasında anlamlı bir fark olmadığı belirlenmiştir.



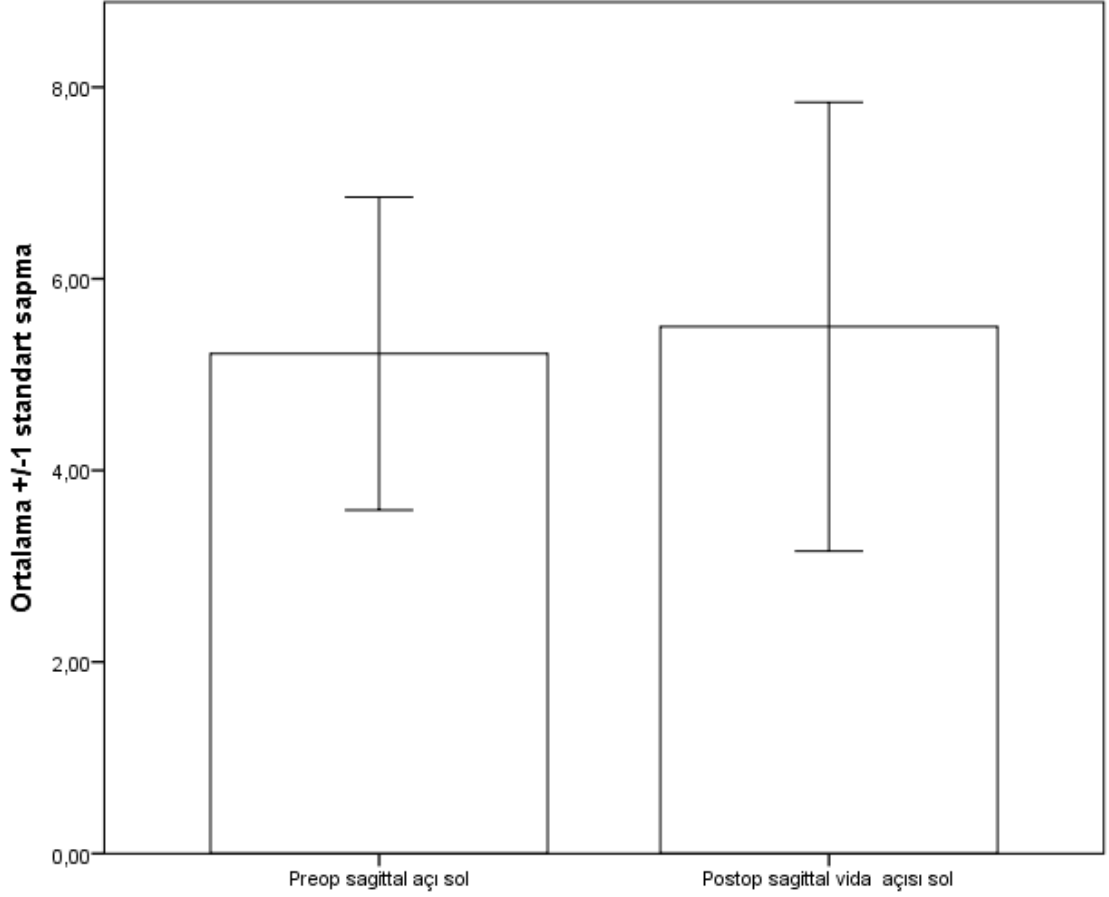
*Şekil 2. Preoperatif sagittal açı sağ ve postoperatif sagittal vida açısı sağ değerlerine ilişkin çubuk grafik*

Aynı vertebra segmenti sağ taraf için ölçülen preoperatif sagittal açı ortalama değeri  $4,98^0$ , standart sapması ise  $1,71^0$  olarak belirlenmiştir. Aynı taraf postoperatif sagittal vida açısı ortalama değeri  $3,31^0$ , standart sapması ise  $2,17^0$  hesaplanmıştır. İstatiksel olarak preoperatif planlanan açı ile postoperatif vida açısı arasında anlamlı bir fark olmadığı belirlenmiştir.



**Şekil 3.** *Preoperatif aksiyel açı sol ve postoperatif aksiyell vida açısı sol değerlerine ilişkin çubuk grafik*

Aynı vertebra segmenti sol taraf için ölçülen preoperatif aksiyel açı ortalama değeri 11,35<sup>0</sup>, standart sapması ise 4,25<sup>0</sup> olarak belirlenmiştir. Aynı taraf postoperatif aksiyel vida açısı ortalama değeri 14,65<sup>0</sup>, standart sapması ise 5,64<sup>0</sup> hesaplanmıştır. İstatiksel olarak preoperatif planlanan açı ile postoperatif vida açısı arasında anlamlı bir fark olmadığı belirlenmiştir.



*Şekil 4. Preoperatif sagittal açı sol ve postoperatif sagittal vida açısı sol değerlerine ilişkin çubuk grafik*

Aynı vertebra segmenti sol taraf için ölçülen preoperatif sagittal açı ortalama değeri  $5,22^{\circ}$ , standart sapması ise  $1,63^{\circ}$  olarak belirlenmiştir. Aynı taraf postoperatif sagittal vida açısı ortalama değeri  $5,50^{\circ}$ , standart sapması ise  $2,34^{\circ}$  hesaplanmıştır. İstatiksel olarak preoperatif planlanan açı ile postoperatif vida açısı arasında anlamlı bir fark olmadığı belirlenmiştir.

## 5. TARTIŞMA

Modern toplum yaşamında sık rastlanan bel ağrısı şikâyetlerinin etyolojisinde spondilozis ve omurga insitabilitesi önemli yer tutmaktadır. Konservatif tedaviye yanıt vermeyen, ağrı, kök basısı bulguları ve deformitenin artması cerrahi tedavi endikasyonlarını oluşturur (169). Spondilozisin cerrahi tedavisinde uygulanan enstrümantasyonsuz posterior veya posterolateral füzyon uygulamaları uzun süreli immobilizasyon gereksinimi ve psödoartroz oranının yüksekliği nedeni ile gözden düşmüştür (170). Transpediküler vida ile fiksasyon uygulamaları lomber spondilozis tedavisinde lomber spinal füzyon için en uygun internal fiksasyon yöntemidir (171,172). Bu teknik yüksek kemik füzyon oranıyla birlikte güçlü vertebral segmental fiksasyon sağlar (173,174). Transpediküler vida sistemlerinin laminar kanca-rod veya segmental tel-rod gibi diğer posterior enstrümantasyon sistemleri ile karşılaştırıldığında çok daha iyi segmental fiksasyon sağladığı görülmüştür (175,176). Transpediküler vida sistemlerinin başarılı bir biçimde uygulanabilmesi, tam bir pediküler anatomi bilgisini, enstrümantasyonun biyomekanikal özelliklerinin bilinmesini ve titiz bir cerrahi ön hazırlığı gerektirir (177).

Pediküler vida uygulamalarının komplikasyonları arasında enstrümantasyon yetersizliği, yara enfeksiyonu, uzamış operasyon zamanı, aşırı kan kaybı sayılabilmekle birlikte pediküler vida uygulamasının en önemli komplikasyonu vidanın yanlış yerleştirilmesidir. Bu durumda radikls, dura, kauda equina veya omurilik yaralanması olabilir. Bu riski en aza indirmek veya ortadan kaldırmak için operasyon öncesi plan çok iyi yapılmalı ve titiz bir cerrahi uygulanmalıdır (178,179).

Bu çalışmada 3D navigasyon şablonu ile yapılan posterior enstrümantasyonun hasta ve cerrah açısından avantajlarını ortaya koymakla birlikte günümüzde yeni yeni ortaya çıkan bu teknikte oluşabilecek hataların tespiti ve bunların istatistiksel olarak gösterilmesi amaçlanmıştır.

Son yıllarda hızlı gelişmeyle birlikte prototipleme teknolojisi, kişiselleştirilmiş 3D baskı pedikül vida fiksasyonu için navigasyon şablonları omurga cerrahisinde

tasarlanmış ve kullanılmıştır (180,181). Omurga cerrahisi için navigasyon şablonu tekniği ilk olarak 1998 yılında tanıtıldı ve fabrikasyon üretimi freze makinası ile polikarbonat malzemelerden yapılmıştır (182,183). Daha sonra Lu ve ark. Mimics ve UG Imageware kullanarak pedikül vida fiksasyonu için lomber ve servikal vertebralara uyumlu prototip şablonlar oluşturdular (180,184). Tasarlanan şablonlar lomberin omurların arka yüzeyiyle doğru bir şekilde eşleşti ve sonuç olarak vida yörüngesinin doğruluğu yüksek oranlarda başarıldı. Bu araştırma kadavraların torakal vertebralarında (185) ve skolyozlarda (186) başarılı bir şekilde uygulanmış. Bizim çalışmamızda ise 3D navigasyon şablonu oluşturmak için Sectra ve Meshmixer isimli programlar kullanılmıştır. Bahsi geçen programlar göz önüne alındığında Sectra yazılımı çok daha ucuz maliyeti olan bir programdır. Meshmixer isimli yazılım ise ücretsiz kullanılan bir yazılım olması nedeniyle maliyet açısından oldukça fazla oranlarda avantaj sağlamaktadır. Ayrıca hastaya özel ürettiğimiz 3D navigasyon şablonu posterior lomber vertebra yüzeyi ile büyük oranlarda eşleşme sağlanmıştır. Daha da önemlisi bu çalışmada 3D navigasyon şablonunun hastalar üzerinde uygulamaya konulması, bu teknik için tecrübe oluşması açısından büyük kazanımlar sağlamıştır.

Pedikül vidası spinal deformite düzeltme cerrahisindeki en önemli araçlardan biridir (187). Ancak, anormal anatomi ve pedikül morfolojisi, pedikül vidaları uygulamadaki zorluğu artırır. Rotasyonel deformitelerde floroskopi kullanarak pedikül vidasının uygun açısını ayarlamak ve intraoperatif pedikül açıklığını belirlemek daha zordur (188,189). 2012'de sistematik bir incelemede bildirildiği üzere serbest el tekniğinin kullanıldığı çalışmada doğruluk %69-94; floroskopi yardımıyla ise doğruluk %28-85 oranlarındadır (190). 3D navigasyon şablonu kullanılarak yapılan çalışmamızda transpediküler vida uygulamak, serbest el tekniği ile vida açısı ayarlama ve floroskopi ile vida açısı ayarlama tekniklerine göre çok daha başarılı sonuçlar vermiştir. Özellikle kişiye özel modelleme ve ona uygun vida açısını önceden belirleme gibi avantajları olduğu için hata payı anlamlı bulunmamış olup postoperatif kontrol BT'lerde çalışmaya katılan hiçbir hastada vida malpozisyonu izlenmemiştir.

3D baskı şablonunun hassasiyeti, kemik yüzeyine uygunluk ölçüsüne bağlıdır (191,192). Dolayısıyla daha yüksek bir seviyede bulunan küçük pediküllü omurga, 3D baskı kalıbının ayağı ile kemik yüzeyi arasında bulunan yumuşak dokuya daha az toleransa sahiptir (188,193). Ayağın altındaki yumuşak dokunun tamamen eksizyonu şablon için çok önemlidir. İçbükey taraftaki pediküllerin bazıları takılan vidayı yerleştirmek için bile çok dar olabilir (188,194,195). Yaptığımız bu çalışmada hastaya özel üretilen 3D navigasyon şablonu program aşamasında düzenlenirken pedikül küçüklüğünden ve şablon ile kemik arasındaki yumuşak dokulardan etkilenmesinin minimuma indirgenmesi için bazı düzenlemeler yapılmıştır; faset eklem üzerine gelen kısım lateralde transvers proçese kadar, inferior ve süperiorda faset eklem boyunu kısmını kavrayacak şekilde dizayn edilmiştir. Bu şekilde dizayn edilmesi arada yumuşak doku kalsa bile faset eklemi tamamen sarmaladığı için hata payını anlamlı oranlarda azaltmıştır. Yine bu sayede küçük ve dar alanlardaki pediküllere bile doğru yönlendirme ve açılarla transpediküler vida yerleştirilmesini olanaklı hale getirmiştir.

Liu ve arkadaşları skolyoz deformitesi olan 10 hastalık bir vaka serisinde 3D navigasyon şablonu ile yaptıkları enstrumantasyonların başarı oranlarını %78,8'den %93,8'e çıkarmışlardır (196). Bizim çalışmamızda ise her hastanın sadece bir vertebraında sağ ve sol olmak üzere iki farklı kişiye özel 3D navigasyon şablonu kullanılmıştır. 10 vakalık serimizde toplam 20 şablon oluşturulmuş olup şablonlar aracılığıyla yerleştirilen transpediküler vidaların başarı oranının benzer olduğu görülmüştür.

Yang ve arkadaşları preoperatif 3D baskı omurga modelini kullanarak preoperatif planlama yapanlar ile yapmayanları karşılaştırmışlar. Omurga model grubu daha az ameliyat süresi ve kan kaybı göstermiştir (197). Bizim çalışmamızda ise 3D navigasyon şablonu kullanılan operasyonları süresinin anlamlı bir şekilde azaldığı, ayrıca kan kaybının azaldığı ve skopi nedeniyle hekimin radyasyona maruziyetinin azaldığı görülmüştür.

## 6. SONUÇ

Konservatif tedaviye yanıt vermeyen spondiloz veya spondiloziste ağrı, kök basısı bulguları ve deformitenin artması genel görüşe göre cerrahi tedavi gerektirmektedir. En uygun cerrahi seçenek olan transpediküler vida ile fiksasyon uygulamaları tedavide füzyon oluşması açısından yüksek başarı oranlarına sahiptir. Transpediküler vida sistemlerinin başarılı bir biçimde uygulanabilmesi, tam bir pediküler anatomi bilgisini, enstrümantasyonun biyomekanikal özelliklerinin bilinmesini ve titiz bir cerrahi ön hazırlığı gerektirir.

Pediküler vida uygulamalarının komplikasyonları arasında enstrümantasyon yetersizliği, yara enfeksiyonu, uzamış operasyon zamanı, aşırı kan kaybı sayılabilmekle birlikte pediküler vida uygulamasının en önemli komplikasyonu vidanın yanlış yerleştirilmesidir. Bu durumda radiks, dura, kauda equina veya omurilik yaralanması gibi komplikasyonlar ortaya çıkabilir. Buradan yola çıkılarak transpediküler vida uygulamasının doğruluğunu arttırmak amacıyla bu çalışmayı ele aldık ve bu çalışmayla daha yeni yeni gelişme gösteren 3D navigasyon şablonu ile transpediküler vida uygulaması ile ilgili birçok konuya farklı bir bakış açısı kazandırma çabasındayız.

Çalışmamızda 3D navigasyon şablonu oluşturmak için Sectra ve Meshmixer isimli programlar kullanılmıştır. Kullandığımız programlardan sectranın maliyeti düşük olmakla birlikte meshmixer yazılımı ise ücretsizdir. 3D navigasyon şablonu hazırlamak üzere üretilmiş ve yüksek ücretlerle piyasaya sunulan diğer programları düşündüğümüzde bu durum bize maliyeti azaltmak için büyük imkanlar sağlamıştır. Ayrıca üretim aşamasında kullanılan sarf malzeme, “PLA” denilen organik bir malzemedir ve maliyeti oldukça düşüktür.

3D navigasyon şablonlarının en önemli hadikapı operasyon esnasında kemik üzerine uyum sağlamasının zor sağlanmasıdır. Çünkü programlar üzerinde hazırlık yapılırken çıplak kemik üzerinde işlem yapılmaktadır. Çalışmamız esnasında hastaya özel ürettiğimiz 3D navigasyon şablonunun uyumunu arttırmak amacıyla farklı şekillerde kalıplar denendi ve en uygun kalıba ulaşıldı. Bu kalıp posterior lomber

vertebra yüzeyi ile büyük oranlarda eşleşme sağlamıştır. Böylelikle vida açısı belirlemedeki hata olasılıkları oldukça yüksek oranlarda azalmıştır. Özellikle kişiye özel modelleme ve ona uygun vida açısını önceden belirleme gibi avantajları olduğu için transpediküler vida uygulamasında vida malpozisyonu gibi komplikasyonlar yok denecek kadar aza indirgenmiştir. Preoperatif ölçümlerle postoperatif ölçümlerin uyumlu olması ve hata payının neredeyse olmaması, özellikle spinal deformite gibi vida gönderilmesinin zor olduğu hastalarda bu yöntemin kullanılmasının daha uygun olacağını göstermiştir.

Bu alandaki çalışmalar incelendiğinde yeni gelişme gösteren bu teknik için hala başlangıç aşamasında olduğu söylenebilir. Bu nedenle yapılan çalışmaların tekniğin ilerleyebilmesi açısından yüksek derecede öneme sahip olduğunun farkındayız. Yine bu teknikle alakalı hastalar üzerinde yapılmış çok az çalışma bulunmaktadır. Çalışmamızda 3D navigasyon şablonunun hastalar üzerinde uygulamaya konulması, bu teknik için tecrübe oluşması açısından büyük kazanımlar sağlamıştır.

3D navigasyon şablonu, literatürde bazı çalışmalarda kullanılmış ve büyük oranda başarılar elde edilmiştir. Bizim çalışmamızda da preoperatif BT’de transpediküler vidaların yerleştirilmesi planlanan açılar ile postoperatif BT’de sonuç olarak ortaya çıkan açılar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Bu durum çalışmamızda kullandığımız 3D navigasyon şablonunun literatüre benzer şekilde büyük oranda başarılı olduğunu göstermiştir. Etkili bir yöntem olan çalışmamız, sınırlı sayıda hasta ile gerçekleştirilmiştir. Daha büyük hasta serileri ile yapılacak çalışmalara ihtiyaç vardır.

## 7. KAYNAKLAR

1. Güven O, Yalç ın S, Günde } H: Spondilozisin cerrahi tedavisinde transpediküler fiksasyon ve füzyon uygulamalar ı. Hacettepe J. Orthop. Surg 4: 191-195, 1994.
2. Klein HA: History of spinal fusion, in white AH (ed). Lumbar Spine Surgery 237-245, 1987.
3. Louis R: Fusion of the lomber and sacral spine by internal fixation with screw plates. Clin Orthop 203: 18-33, 1986.
4. McAfee PC, Weiland DJ, Carlow JJ: Survivorship analysis of pedicle spinal instrumentation. Spine 16 (Supply 8): 422-427, 1991.
5. Roy Camille R, Sillant G, Mazel C: Internal fixation of the lumbar spine with pedicle screw plating. Clin Orthop 203: 7-17, 1986.
6. Stillerman CB, Maiman DJ: Pedicle screw plate fixation of the lumbar spine. Perspect Neurol Surg 1: 24-34, 1990.
7. Krag MH, Fredrickson BE, Yuan HA: Biomechanics of the transpedicle spinal fusion. The Lumbar Spine Philadelphia: 916- 940, 1990.
8. Chell J, Quinnet R: Particular transvertebral fixation in severe grade spondylosis. J Neurosurg (Spine 1) 95: 105-107, 2001.
9. Horowitch A, Peek RD, Thomas JC, et al: The wiltse pedicle screw fixation system. Early clinical results. Spine 14: 461-467, 1989
10. Roy Camile R, Saillant G, Mazel C: Plating of thoracic, thorocolumbar and lumbar injuries with pedicle screw plates. Orthop.Clin. North Am 17: 147-159, 1986.
11. West J III, Bradford DS, Ogilvie JW: Results of spinal arthrodesis with pedicle screw plate fixation. J Bone Joint Surg (Am) 73: 1179-1184, 1991.
12. Dickman AC, Fessler GR, Macmillan M: Transpedicular screw-rod fixation of the lumbar spine: Operative technique and outcome in 104 cases. J Neurosurg 77: 860-870, 1992.
13. Abumi K, Panjabi MM, Duranceau J: Biomechanical evaluation of spinal fixation devices Part III. Stability provided by six spinal fixation devices and interbody bone graft. Spine 14: 1249- 1255, 1989.

14. Rosa La G, Conti A, Cacciola F, et al: Pedicle screw fixation for isthmic spondylosis: does posterior lumbar interbody fusion improve outcome over posterolateral fusion? *J Neurosurg (Spine 2)* 99: 143-150, 2003.
15. La Rosa G, Conti A, Cacciola F, Cardali S, La Torre D, Gambadauro NM, Tomasello F: Pedicle screw fixation for isthmic spondylosis: does posterior lumbar interbody fusion improve outcome over posterolateral fusion? *J Neurosurg* 99 (2 Suppl): 143-150, 2003.
16. Dickman CA, Fessler RG, MacMillan M, Haid RW: Transpedicular screw-rod fixation of the lumbar spine: operative technique and outcome in 104 cases. *J Neurosurg* 77: 860-870, 1992.
17. West JL III, Ogilvie JW, Bradford DS: Complications of the variable screw plate pedicle screw fixation. *Spine* 16: 576-579, 1991.
18. Whitecloud TS III, Butler JC, Cohen JL, et al: Complications with the variable spinal plating system. *Spine* 14: 472-476, 1989.
19. Winder MJ, Gilhooly PM. Accuracy of minimally invasive percutaneous thoracolumbar pedicle screws using 2D fluoroscopy: a retrospective review through 3D CT analysis. *J Spine Surg* 2017;3:193-203.
20. Amiot LP, Lang K, Putzier M, et al. Comparative results between conventional and computer-assisted pedicle screw installation in the thoracic, lumbar, and sacral spine. *Spine (Phila Pa 1976)* 2000;25:606-14.
21. Hecht N, Kamphuis M, Czabanka M, et al. Accuracy and workflow of navigated spinal instrumentation with the mobile AIRO(®) CT scanner. *Eur Spine J* 2016;25:716-23.
22. Kovanda TJ, Ansari SF, Qaiser R, et al. Feasibility of CT-based intraoperative 3D stereotactic image-guided navigation in the upper cervical spine of children 10 years of age or younger: initial experience. *J Neurosurg Pediatr* 2015;16:590-8.
23. Lu S, Xu YQ, Chen GP, et al. Efficacy and accuracy of a novel rapid prototyping drill template for cervical pedicle screw placement. *Comput Aided Surg* 2011;16:240-8.
24. Phan K, Sgro A, Maharaj MM, et al. Application of a 3D custom printed patient specific spinal implant for C1/2 arthrodesis. *J Spine Surg* 2016;2:314-8.
25. C. G. T. Ledonio, D. W. Polly Jr., M. G. Vitale, Q. Wang, and B. S. Richards, "Pediatric pedicle screws: comparative effectiveness and safety," *Journal of Bone and Joint Surgery- American Volume*, vol. 93, no. 13, pp. 1227–1234, 2011.

26. M. F. O'Brien, L. G. Lenke, S. Mardjetko et al., "Pedicule morphology in thoracic adolescent idiopathic scoliosis: is pedicle fixation an anatomically viable technique?," *Spine*, vol. 25, no. 18, pp. 2285–2293, 2000.
27. Y. J. Kim, L. G. Lenke, G. Cheh, and K. D. Riew, "Evaluation of pedicle screw placement in the deformed spine using intraoperative plain radiographs: a comparison with computerized tomography," *Spine*, vol. 30, no. 18, pp. 2084–2088, 2005.
28. I. D. Gelalis, N. K. Paschos, E. E. Pakos et al., "Accuracy of pedicle screw placement: a systematic review of prospective in vivo studies comparing free hand, fluoroscopy guidance and navigation techniques," *European Spine Journal*, vol. 21, no. 2, pp. 247–255, 2012.
29. V. E. Staartjes, A. M. Klukowska, and M. L. Schröder, "Pedicule screw revision in robot-guided, navigated, and freehand thoracolumbar instrumentation: a systematic review and meta-analysis," *World Neurosurgery*, vol. 116, pp. 433–443, 2018.
30. Y. Fan, J. P. Du, J. J. Liu et al., "Accuracy of pedicle screw placement comparing robot-assisted technology and the freehand with fluoroscopy-guided method in spine surgery: an updated meta-analysis," *Medicine*, vol. 97, no. 22, Article ID e10970, 2018.
31. K. Liu, Q. Zhang, X. Li et al., "Preliminary application of a multi-level 3D printing drill guide template for pedicle screw placement in severe and rigid scoliosis," *European Spine Journal*, vol. 26, no. 6, pp. 1684–1689, 2017.
32. Kumar, K., Spinal deformity and aksiyel traction. *Spine (Phila Pa 1976)*, 1996. 21(5): p. 653-5
33. Atta, H.M., Edwin Smith Surgical Papyrus: the oldest known surgical treatise. *Am Surg*, 1999. 65(12): p. 1190-2.
34. Lang, J.K. and H. Kolenda, First appearance and sense of the term "spinal column" in ancient Egypt. Historical vignette. *J Neurosurg*, 2002. 97(1 Suppl): p. 152-5.
35. Hippocrates, On the articulations. The genuine works of Hippocrates. *Clin Orthop Relat Res*, 2002(400): p. 19-25.
36. Marketos, S.G. and P.K. Skiadas, Galen: a pioneer of spine research. *Spine (Phila Pa 1976)*, 1999. 24(22): p. 2358-62.
37. Kahya, E., Ibn al-Nafis and his work, *Kitab Mujiz al-Qanun*. *Stud Hist Med Sci*, 1995. 9(3-4): p. 89-94.

38. Naderi, S., et al., Functional anatomy of the spine by Avicenna in his eleventh century treatise *Al-Qanun fi al-Tibb* (The Canons of Medicine). *Neurosurgery*, 2003. 52(6): p. 1449- 53; discussion 1453-4.
39. Naderi, S., F. Acar, and M.N. Arda, History of spinal disorders and *Cerrahiyetul Haniye* (Imperial Surgery): a review of a Turkish treatise written by Serefeddin Sabuncuoglu in the 15th century. *Historical vignette. J Neurosurg*, 2002. 96(3 Suppl): p. 352-6.
40. Novell, J.R., From Da Vinci to Harvey: the development of mechanical analogy in medicine from 1500 to 1650. *J R Soc Med*, 1990. 83(6): p. 396-8.14. Chen, G.Z.F., Derek J.; Farthing, Tom W, Direct electrochemical reduction of titanium dioxide to titanium in molten calcium chloride. *Nature*, 2000. 407: p. 361 – 64.
41. EC, B., *Omurga Stabilizasyonunun Biyomekaniği*. 1998.
42. Schultz, A.B., N.B. Alexander, and J.A. Ashton-Miller, Biomechanical analyses of rising from a chair. *J Biomech*, 1992. 25(12): p. 1383-91.
43. Sanan, A. and S.S. Rengachary, The history of spinal biomechanics. *Neurosurgery*, 1996. 39(4): p. 657-68; discussion 668-9.
44. Maquet, P., Iatrophysics to biomechanics. From Borelli (1608-1679) to Pauwels (1885-1980). *J Bone Joint Surg Br*, 1992. 74(3): p. 335-9.
45. Middleton, W.E., A little-known portrait of Giovanni Alfonso Borelli. *Med Hist*, 1974. 18(1): p. 94-5.
46. Provencher, M.T. and W.A. Abdu, Giovanni Alfonso Borelli: "Father of spinal biomechanics". *Spine (Phila Pa 1976)*, 2000. 25(1): p. 131-6.
47. Albee FH: Transplantation of a portion of the tibia into the spine for Pott's disease. *JAMA* 57:885-886, 1911.
48. Hibbs RA: An operation for progressive spinal deformities. *NY Med J* 93 1013-1016, 1911.
49. Robert BW: The story of spine surgery: Innovation in surgical technique. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. Lippincott, Williams & Wilkins Inc, Number 378, 2000, pp 9-14.
50. Ghormley RK: Low back pain with special reference to the articular facets with presentation of an operative procedure. *JAMA* 101:1773-1777, 1933.
51. Campell WC: An operation for extraarticular fusion of sacroiliac joint. *Surg Gynecol* 45:218-219, 1927.

52. Hodgson AR; Stock FE: Anterior spinal fusion: A preliminary communication on the radical treatment of Pott's disease and Pott's paraplegia. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 444:10-15, 2006.
53. Carpenter N: Spondylosis. *Br J Surg* 19:374-386, 1932.
54. Burns B: An operation for spondylosis. *Lancet* 1:1233, 1933.
55. Cloward RB: The treatment of ruptured lumbar intervertebral discs by vertebral body fusion. Indications, operative technique, after care. *Clin Orthop* 193:5E-E15, 1985.
56. Lin PM: Posterior lumbar interbody fusion. operative technique and fusion. In Ramani PS, (ed): *Posterior lumbar interbody fusion, (PLIF)*. Associated Personnel Services Publications 1989, pp 62-82.
57. Robinson RA, Smith GW: Anterolateral cervical disc removal and interbody fusion for cervical disc syndrome. *Bull John Hopkins Hosp* 96:223, 1955.
58. Cloward RB: The anterior approach for removal of ruptured cervical disks. *J Neurosurg* 15:602-617, 1958.
59. Bailey RW, Badgley CE: Stabilization of the cervical spine by anterior fusion. *Am J Orthop* 42-A:565-594, 1960.
60. Volker KH, Sonntag D, Vollmerr G: Overview and historical considerations. *Youmans Neurological Surgery* 4, Chapter 276:4147-4154, 2004.
61. Wilkins WF: Separation of the vertebrae with protrusion of hernia between the same: Operation and cure. *St Louis Med Surg J* 54:340-341, 1888.
62. Hadra BE: The classic: Wiring of the vertebrae as a means of immobilization in fracture and Pott's disease. *Clin Orthop Rel Res* 112: 4-8, 1975.
63. Lange F: Support of the spondylotic spine by means of buried steel bars attached to the vertebrae. *Am J Orthop Surg* 8:344, 1910.
64. Gallie WE: Fractures and dislocations of the cervical spine. *Am J Surg* 46:495-499, 1939.
65. Rogers WA: Treatment of fracture dislocation of cervical spine. *J Bone Joint Surg Am* 24:245-258, 1942.
66. Whitehill R, Ferer SI, Fox E, et al: The use of methylmethacrylate cement as an instantaneous fusion mass in posterior cervical fusion. A canine in vivo experimental model. *Spine* 9:246-252, 1984.

67. Benzel EC, Kesterson L: Posterior cervical interspinous compression wiring and fusion form mid to low cervical spine injuries. *J Neurosurg* 70:893-899, 1989.
68. Murphy MJ, Southwick WO: Posterior approaches and fusions. In *Cervical Spine Research Society (ed): The cervical spine*, (2nd ed), Philadelphia. JB Lippincot, 1989, pp 775-791.
69. Bohlman HH, McAfee PC, Wilson WL: The triple wire fixation technique for stabilization of acute cervical fracture-dislocations: A biomechanical analysis. *Orthop Trans* 9:142, 1985.
70. Callahan RA, Johnson RM, Margolis RN, et al: Cervical facet fusion for control of instability following laminectomy. *J Bone Joint Surg Am* 59:991-1002, 1977.
71. Cahill DW, Bellegarriue R, Ducker TB: Bilateral facet to spinous fusion: a new technique for posterior spinal fusion after trauma. *Neurosurgery* 13:1-4, 1983.
72. Tucker HH: Technical report: Method of fixation of subluxed or dislocated cervical spine below C1-C2. *Can J Neurol Sci* 2:381-382, 1975.
73. Roy Camille R, Saillant G, Mazel C: Internal fixation of the unstable cervical spine by a posterior osteosynthesis with plates and screws. In *Cervical spine research society (ed): The cervical spine*, (2nd ed), Philedephia. JB Lippincot, 1989, pp 390-403.
74. Magerl F, Jeanneret B, Gebhard JS: Transpedicular screw fixation of articular mass fracture-separation: Results of an anatomical study and operative technique. *J Spinal Disord* 7:222-229, 1994.
75. Anderson PA, Henley MB, Grady MS, et al: Posterior cervical arthrodesis with AO reconstruction plates and bone graft. *Spine* 16 (Suppl 3):S72-S79, 1991.
76. Xu R, Haman SP, Ebraheim NA, et al: The anatomic relation of lateral mass screws to the spinal nerves. A comparison of the Magerl, Anderson, and An techniques. *Spine* 24:2057-2061, 1999.
77. An HS, Coppes MA: Posterior cervical fixation for fracture and degenerative disc disease. *Clin Orthop* 335:101-111, 1997.
78. Abumi K, Itoh H, Taneichi H, et al: Transpedicular screw fixation for traumatic lesions of the middle and lower cervical spine: description of the techniques and preliminary report. *J Spinal Disord* 7:19-28, 1994.
79. Harrington PR: Treatment of scoliosis correction and internal fixation by spine instrumentation. *J Bone Joint Surg* 44(A): 591, 1962.
80. Luque ER: Interpeduncular segmental fixation. *Clin Orthop* 203:54-57, 1986.

81. Cotrel Y, Dubousset J, Guillaumat M: New universal instrumentation for spinal surgery. *Clin Orthop* 227:10-23, 1988.
82. King D: Internal fixation of the lumbar-sacral fusion. *J Bone Joint Surg Am* 30:560-565, 1948.
83. Dwyer AF, Newton NC, Sherwood AA: An anterior approach to scoliosis. A preliminary report. *Clin Orthop* 62:192-202, 1969.
84. Zielke K, Stunkat R, Beaujean F: Ventrale derotations spondylodesis. (Author's transl) *Arch Orthop Unfallchir* 85:257-277, 1976.
85. Kaneda K, Shono Y, Satoh S, et al: New anterior instrumentation for the management of thoracolumbar and lumbar scoliosis. Application of the Kaneda two-rod system. *Spine* 21:1250-1262, 1996.
86. Dunn HK: Anterior stabilization of thoracolumbar injuries. *Clin. Orthop* 189:116-124, 1984.
87. Kaiser MG, Parsa AT, Birch BD, McCormick PC: Anterior thoracic instrumentation. *Youmans Neurological Surgery: Volume 4, Chapter 304*, 4671-4678, 2004.
88. Cédric Y, Ravi K, Ponnappan SJ, Alexander RV: Biomechanical evaluation of pedicle screw-based dynamic stabilization devices for the lumbar spine: A systematic review. *The SAS Journal Volume 2, Issue 4*:159-170, 2008.
89. Paul Khoeir, Anthony Kim, Michael Y Wang: Classification of posterior dynamic stabilization devices *neurosurg focus*. 22(1), 2007.
90. SÉNÉGAS J: Mechanical supplementation by nonrigid fixation in degenerative intervertebral lumbar segments: the Wallis system. *Eur Spine J* 11 (Suppl 2): S164-S169, 2002.
91. Stoll TM, Dubois G, Schwarzenbach O: The dynamic neutralization system for the spine: A multicenter study of a novel non-fusion system. *Eur Spine J* (Suppl 2): S170-S178, 2002
92. Graf H: Lumbar instability: Surgical treatment without fusion. *Rachis* 412:123-137, 1992.
93. Dubois B, de Gernay B, Schaerer NS, et al: Dynamic neutralization: A new concept for restabilization of the spine. In Szalski M, Gunzburg R, Pope MH (eds): *Lumbar segmental instability*. Philadelphia, PA, Lippincott Williams & Wilkins, 1999, pp 233-240.

94. von Strempel D, Moosmann C, Stoss A, et al: Stabilisation of the degenerated lumbar spine in the nonfusion technique with cosmic posterior dynamic system. *WSJ* 1(1):40-47, 2006.
95. Khoueir P, Kim KA, Wang MY: Classification of posterior dynamic stabilization devices. *Neurosurg Focus* 15: 22, 2007.
96. Charnley J: Total hip replacement. *JAMA* 230:1025-1028, 1974.
97. Nachemson AL: Challenge of the artificial disc. In Weinstein JN (ed): *Clinical efficacy and outcome in the diagnosis and treatment of low back pain*. New York, Raven Pres, 1992.
98. van Steenbrughe MH: Improvements in joint prosthesis. French Patent 1, 122,634 28 1956.
99. Fernstrom U: Arthroplasty with intercorporal endoprosthesis in herniated disc and in painful disc. *Acta Chir Scand (Supp I)* 357:154-159, 1966.
100. Buttner-Janz K, Helish HJ, Schellnack K: Intervertebral endoprosthesis. US Patent, 4,759,766 26, July 1988.
101. Buttner-Janz K, Schellnack K, Zippel H: Biomechanics of the SB Charité lumbar intervertebral disc endoprosthesis. *Int Orthop* 13:173-176, 1989.
102. Gray H. *Anatomy of the human body*: Lea & Febiger; 1878.
103. Bernhardt M, Bridwell KH. Segmental analysis of the sagittal plane alignment of the normal thoracic and lumbar spines and thoracolumbar junction. *Spine*. 1989;14(7):717-21.
104. Özcan E, Ketenci A. *Bel ağrısı: tanı ve tedavi*: Nobel Kitabevi; 2002.
105. Alıcı E. *Omurga hastalıkları ve deformiteleri*: Dokuz Eylül Üniversitesi; 1991.
106. Pait TG, Kiliefer JA, Arnautovic KI. Surgical anatomy of the anterior cervical spine: the disc space, vertebral artery, and associated bony structures. *Neurosurgery*. 1996;39(4):769-76.
107. Kapandji IA. *The Physiology of the Joints: Dépouillement v. 1 Upper limb. \_ v. 2 Lower limb. \_ v. 3 The trunk and the vertebral column*: churchill livingstone; 1970.
108. Holdsworth F. Fractures, dislocations, and fracture-dislocations of the spine. *The Journal of Bone and Joint Surgery British Volume*. 1963;45(1):6-20.

109. Denis F. The three column spine and its significance in the classification of acute thoracolumbar spinal injuries. *Spine*. 1983;8(8):817-31.
110. PAL GP, SHERK HH. The vertical stability of the cervical spine. *Spine*. 1988;13(5):447-9.
111. Panjabi MM, White III AA. Basic biomechanics of the spine. *Neurosurgery*. 1980;7(1):76-93.
112. Moore KL, Dalley AF, Agur AM. Clinically oriented anatomy: Lippincott Williams & Wilkins; 2013.
113. Panjabi MM, White A. Clinical biomechanics of the spine. 1990.
114. Disen A, Frey H, Langholm R, Vågslid T. Appearance of Trabecular Bone in the Femoral Neck (Singh Index) Relation to Vertebral Bone Mass Post Mortem. *Acta Radiologica Diagnosis*. 1979;20(2):372-8.
115. Guerin HAL, Elliott DM. Degeneration affects the fiber reorientation of human annulus fibrosus under tensile load. *Journal of biomechanics*. 2006;39(8):1410-8.
116. Aksoy K, Palaoğlu S, Pamir N, Tuncer R. Temel Nöroşirürji. Ankara: Türk Nöroşirürji Derneği Yayınları. 2005.
117. Von Lackum H. The lumbosacral region: an anatomic study and some clinical observations. *Journal of the American Medical Association*. 1924;82(14):1109
118. Panzabi M. The stabilizing system of the spine. *J spinal Disord*. 1992;5:383-97.
119. Putz R, Pabst R. Sobotta-Atlas of Human Anatomy: Head, Neck, Upper Limb, Thorax, Abdomen, Pelvis, Lower Limb; Two-volume set 2006.
120. Abbas J, Hamoud K, Peleg S, May H, Masharawi Y, Cohen H, Peled N, HersHKovitz I: Facet joint arthrosis in normal and stenotic lumbar spines. *Spine* 36(24): E1541–1546, 2011
121. Altinkaya N, Yildirim T, Demir S, Alkan O, Sarica FB: Factors associated with the thickness of the Ligamentum Flavum. *Spine* 36(16):E1093–E1097, 2011
122. Baptista JS, Fontes RBV, Liberti EA: Aging and degeneration of the intervertebral disc. *Coluna/Columna* 14(2):144-148, 2015
123. Boden SD, Davis DO, Dina TS, Patronas NJ, Wiesel SW: Abnormal magnetic-resonance scans of lumbar spine in asymptomatic subjects. A prospective investigation. *J Bone Joint Surg* 72(3): 403-408, 1990

124. Buckwalter JA: Aging and degeneration of the human intervertebral disc. *Spine* 20(11):1307-1314, 1995
125. Ciol MA, Deyo RA, Howell E, Kreif S: An assessment of surgery for spinal stenosis: Time trends, geographic variations, complications, and reoperations. *J Am Geriatr Soc* 44:285-290, 1996
126. Deyo RA, Gray DT, Kreuter W, Mirza S, Martin BI: United States trends in lumbar fusion surgery for degenerative conditions. *Spine* 30(12):1441–1445, 2005
127. Doualla-Bija M, Takang MA, Mankaa E, Moutchia J, Ongolo- Zogo P, Luma-Namme H: Characteristics and determinants of clinical symptoms in radiographic lumbar spinal stenosis in a tertiary health care centre in Sub-Saharan Africa. *BMC Musculoskeletal Disord* 18:494, 2017
128. Genevay S, Atlas SJ: Lumbar spinal stenosis. *Best Pract Res Clin Rheumatol* 24(2):253–265, 2010
129. Güler ÜÖ, Palaoğlu S: Lomber dar kanal. Zileli M, Özer F (ed), *Omurlilik ve Omurga Cerrahisi*, cilt 1, üçüncü baskı, İzmir: İntertıp Yayınevi, 2014:701-712
130. Hansson T, Suzuki N, Hebelka H, Gaulitz A: The narrowing of the lumbar spinal canal during loading MRI: The effects of the disc and ligamentum flavum. *Eur Spine J* 18: 679–686, 2009
131. Ishimoto Y, Yoshimura N, Muraki, Yamada H, Nagata K, Hashizume H, Takiguchi N, Minamide A, Oka H, Kawaguchi H, Nakamura K, Akune T, Yoshida M: Associations between radiographic lumbar spinal stenosis and clinical symptoms in the general population the Wakayama Spine Study. *Osteoarthritis Cartilage* 21: 783-788, 2013
132. Jenis LG, An HS: Spine update. Lumbar foraminal stenosis. *Spine* 25(3):389–394, 2000
133. Johnsson KE, Rosén I, Udén A: The natural course of lumbar spinal stenosis. *Acta Orthop Scand Suppl* 251: 67-68, 1993
134. Kalichman L, Cole R, Kim DH, Li L, Suri P, Guermazi A, Hunter DJ: Spinal stenosis prevalence and association with symptoms: The Framingham Study. *Spine J* 9: 545-550, 2009
135. Kobayashi S: Pathophysiology, diagnosis and treatment of intermittent claudication in patients with lumbar canal stenosis. *World J Orthop* 5(2):134-145, 2014
136. Kreiner DS, Shaffer WO, Baisden JL, Gilbert TJ, Summers JT, Toton JF, Hwang SW, Mendel RC, Reitman CA; North American Spine Society: An evidence-

based clinical guideline for the diagnosis and treatment of degenerative lumbar spinal stenosis (update). *Spine J* 13:734–743, 2013

137. Lund T, Moraes OJS: Cervical, thoracic and lumbar stenosis. Youmans and Winn Neurological Surgery, yedinci baskı, Philadelphia: WB Saunders, 2017: 8265-8300

138. Lurie JD, Tosteson AN, Tosteson TD, Carragee E, Carrino JA, Kaiser J, Sequeiros RT, Lecomte AR, Grove MR, Blood EA, Pearson LH, Weinstein JN, Herzog R: Reliability of readings of magnetic resonance imaging features of lumbar spinal stenosis. *Spine* 33(14):1605-1610, 2008

139. Porter RW, Ward D: Cauda equina dysfunction. The significance of two-level pathology. *Spine* 17(1):9-15, 1992

140. Sairyo K, Biyani A, Goel V, Leaman D, Booth R Jr, Thomas J, Gehling D, Vishnubhotla L, Long R, Ebraheim N: Pathomechanism of ligamentum flavum hypertrophy: A multidisciplinary investigation based on clinical, biomechanical, histologic, and biologic assessments. *Spine* 30(23): 2649-2656, 2005

141. Sakai Y, Ito S, Hida T, Ito K, Koshimizu H, Harada A: Low back pain in patients with lumbar spinal stenosis-Hemodynamic and electrophysiological study of the lumbar multifidus muscles. *Spine Surg Relat Res* 1(2):82-89, 2017

142. Sarpyener MA: Congenital stricture of the spinal canal. *J Bone Joint Surg* 27: 70-79, 1945

143. Schroeder GD, Kurd MF, Vaccaro A: Lumbar spinal stenosis: How is it classified. *J Am Acad Orthop Surgery* 24:843-852, 2016

144. Singh K, Samartzis D, Vaccaro AR, Nassr A, Andersson GB, Yoon ST, Phillips FM, Goldberg EJ, An HS: Congenital lumbar spinal stenosis. *Spine J* 5(6): 615-622, 2005

145. Steurer J, Roner S, Gnannt R, Hodler J: Quantitative radiologic criteria for the diagnosis of lumbar spinal: A systematic literature review. *BMC Musculoskeletal Disord* 12: 175, 2011

146. Verbiest H: A radicular syndrome from developmental narrowing of the lumbar vertebral canal. *J Bone Joint Surg* 36B(2): 230-237, 1954

147. Weinstein JN, Tosteson TD, Lurie JD, Tosteson AN, Blood E, Hanscom B, Herkowitz H, Cammisa F, Albert T, Boden SD, Hilibrand A, Goldberg H, Berven S, An H; SPORT Investigators: Surgical versus nonsurgical therapy for lumbar spinal stenosis. *New Engl J Med* 358: 794-810, 2008

148. Wessberg P, Frennered K: Central lumbar spinal stenosis natural history of nonsurgical. *Eur Spine J* 26:2536-2542, 2017

149. Siebert E, Prüss H, Klingebiel R, Failli V, Einhäupl KM, Schwab JM. Lumbar spinal stenosis: syndrome, diagnostics and treatment. *Nat Rev Neurol* 2009;5:392-403.
150. Chad DA. Lumbar spinal stenosis. *Neurol Clin* 2007;25:407-18.
151. Ciol MA, Deyo RA, Howell E, Kreif S. An assessment of surgery for spinal stenosis: time trends, geographic variations, complications, and reoperations. *J Am Geriatr Soc* 1996;44:285-90.
152. Johnsson KE, Rosén I, Udén A. The natural course of lumbar spinal stenosis. *Clin Orthop Relat Res* 1992;279:82-6.
153. Benoist M. The natural history of lumbar degenerative spinal stenosis. *Joint Bone Spine* 2002;69:450-7.
154. Alvarez JA, Hardy RH Jr. Lumbar spine stenosis: a common cause of back and leg pain. *Am Fam Physician* 1998;57:1825-34.
155. Baramki HG, Steffen T, Schondorf R, Aebi M. Motor conduction alterations in patients with lumbar spinal stenosis following the onset of neurogenic claudication. *Eur Spine J* 1999;8:411-6.
156. Sengupta DK, Herkowitz HN. Lumbar spinal stenosis. Treatment strategies and indications for surgery. *Orthop Clin North Am* 2003;34:281-95.
157. Turner JA, Ersek M, Herron L, Deyo R. Surgery for lumbar spinal stenosis. Attempted meta-analysis of the literature. *Spine* 1992;17:1-8.
158. Atlas SJ, Keller RB, Wu YA, Deyo RA, Singer DE. Long-term outcomes of surgical and nonsurgical management of lumbar spinal stenosis: 8 to 10 year results from the maine lumbar spine study. *Spine* 2005;30:936-43.
159. Amundsen T, Weber H, Nordal HJ, Magnaes B, Abdelnoor M, Lilleås F. Lumbar spinal stenosis: conservative or surgical management? A prospective 10-year study. *Spine* 2000;25:1424-35.
160. Katz JN, Lipson SJ, Chang LC, Levine SA, Fossel AH, Liang MH. Seven- to 10-year outcome of decompressive surgery for degenerative lumbar spinal stenosis. *Spine* 1996;21:92-8.
161. Weinstein JN, Tosteson TD, Lurie JD, Tosteson AN, Blood E, Hanscom B, et al. SPORT Investigators. Surgical versus nonsurgical therapy for lumbar spinal stenosis. *N Engl J Med* 2008;358:794-810.

162. Delpont EG, Cucuzzella AR, Marley JK, Pruitt CM, Fisher JR. Treatment of lumbar spinal stenosis with epidural steroid injections: a retrospective outcome study. Arch Phys Med Rehabil 2004;85:479-84. 108.
163. Zileli M, Kepoğlu Ü: Lomber spondilozis, Spondilozis, Omurilik cerrahisi Zileli M, Özer F (editörler), Omurilik ve omurga cerrahisi, ikinci baskı, cilt 1, İzmir: Meta, 2002: 769-782.
164. Boldwin NG, Ebni BL: Spondilolisthezis; Sagital Plane Lumbar Spine Defofmity Correction. Spine Surgery. Techniques, Complication Avoidance and Management. Benzel EC (ed), Philadelphia. Livingstone, 1999: 435-447.
165. Gil.GG, Manning JG, White HL: Surgical treatment of spondylolisthezis without spinal fusion. J Bone Joint Surg Am 37: 493-520, 1955.
166. Amundson G, Edwards CC, Garfin RS: Spondylolistezis. Rothman, RH and Simone FA (editörler), The Spine, üçüncü basım, cilt 1, Philadelphia: WB Saunders Co, 1992: 913-969.
167. La Rosa G, Conti A, Cacciola F, Cardali S, La Torre D, Gambadauro NM, Tomasello F: Pedicle screw fixation for isthmic spondylosis: does posterior lumbar interbody fusion improve outcome over posterolateral fusion? J Neurosurg 99 (2 Suppl): 143-150, 2003.
168. Dickman CA, Fessler RG, MacMillan M, Haid RW: Transpedicular screw-rod fixation of the lumbar spine: operative technique and outcome in 104 cases. J Neurosurg 77: 860-870, 1992.
169. Güven O, Yalç ın S, Günde } H: Spondilozisin cerrahi tedavisinde transpediküler fiksasyon ve füzyon uygulamalar ı. Hacettepe J. Orthop. Surg 4: 191-195, 1994.
170. Klein HA: History of spinal fusion, in white AH (ed). Lumbar Spine Surgery 237-245, 1987.
171. McAfee PC, Weiland DJ, Carlow JJ: Survivorship analysis of pedicle spinal instrumentation. Spine 16 (Supply 8): 422-427, 1991.
172. Roy Camille R, Sillant G, Mazel C: Intenal fixation of the lumbar spine with pedicle screw plating. Clin Orthop 203: 7-17, 1986.
173. Horowitch A, Peek RD, Thomas JC, et al: The wiltse pedicle screw fixation system. Early clinical results. Spine 14: 461-467, 1989.
174. Roy Camile R, Saillant G, Mazel C: Plating of thoracic, thorocolumbar and lumbar injuries with pedicle screw plates. Orthop. Clin. North Am 17: 147-159, 1986.

175. Abumi K, Panjabi MM, Duranceau J: Biomechanical evaluation of spinal fixation devices Part III. Stability provided by six spinal fixation devices and interbody bone graft. *Spine* 14: 1249-1255, 1989.
176. Ashman RB, Galpin RD, Carin JD, et al: Biomechanical analysis of pedicle screw instrumentation systems in a corpectomy model. *Spine* 14: 1398-1405, 1989.
177. Dickman AC, Fessler GR, Macmillan M: Transpedicular screw-rod fixation of the lumbar spine: Operative technique and outcome in 104 cases. *J Neurosurg* 77: 860-870, 1992.
178. West JL III, Ogilvie JW, Bradford DS: Complications of the variable screw plate pedicle screw fixation. *Spine* 16: 576-579, 1991.
179. Whitecloud TS III, Butler JC, Cohen JL, et al: Complications with the variable spinal plating system. *Spine* 14: 472-476, 1989.
180. Lu S, Xu YQ, Chen GP, et al. Efficacy and accuracy of a novel rapid prototyping drill template for cervical pedicle screw placement. *Comput Aided Surg* 2011;16:240-8.
181. Phan K, Sgro A, Maharaj MM, et al. Application of a 3D custom printed patient specific spinal implant for C1/2 arthrodesis. *J Spine Surg* 2016;2:314-8.
182. Birnbaum K, Schkommodau E, Decker N, et al. Computer-assisted orthopedic surgery with individual templates and comparison to conventional operation method. *Spine (Phila Pa 1976)* 2001;26:365-70.
183. Radermacher K, Portheine F, Anton M, et al. Computer assisted orthopaedic surgery with image based individual templates. *Clin Orthop Relat Res* 1998:28-38.
184. Lu S, Xu YQ, Zhang YZ, et al. A novel computer-assisted drill guide template for lumbar pedicle screw placement: a cadaveric and clinical study. *Int J Med Robot* 2009;5:184-91.
185. Ma T, Xu YQ, Cheng YB, et al. A novel computer-assisted drill guide template for thoracic pedicle screw placement: a cadaveric study. *Arch Orthop Trauma Surg* 2012;132:65-72.
186. Lu S, Zhang YZ, Wang Z, et al. Accuracy and efficacy of thoracic pedicle screws in scoliosis with patient-specific drill template. *Med Biol Eng Comput* 2012;50:751-8.
187. C. G. T. Ledonio, D. W. Polly Jr., M. G. Vitale, Q. Wang, and B. S. Richards, "Pediatric pedicle screws: comparative effectiveness and safety," *Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume*, vol. 93, no. 13, pp. 1227–1234, 2011.

188. M. F. O'Brien, L. G. Lenke, S. Mardjetko et al., "Pedicule morphology in thoracic adolescent idiopathic scoliosis: is pedicle fixation an anatomically viable technique?," *Spine*, vol. 25, no. 18, pp. 2285–2293, 2000.
189. Y. J. Kim, L. G. Lenke, G. Cheh, and K. D. Riew, "Evaluation of pedicle screw placement in the deformed spine using intraoperative plain radiographs: a comparison with computerized tomography," *Spine*, vol. 30, no. 18, pp. 2084–2088, 2005.
190. I. D. Gelalis, N. K. Paschos, E. E. Pakos et al., "Accuracy of pedicle screw placement: a systematic review of prospective invivo studies comparing free hand, fluoroscopy guidance and navigation techniques," *European Spine Journal*, vol. 21, no. 2, pp. 247–255, 2012.
191. E. Berry, M. Cuppone, S. Porada et al., "Personalised imagebased templates for intra-operative guidance," *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, vol. 219, no. 2, pp. 111–118, 2005.
192. S. Lu, Y. Q. Xu, Y. Z. Zhang et al., "A novel computer-assisted drill guide template for lumbar pedicle screw placement: a cadaveric and clinical study," *8e International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, vol. 5, no. 2, pp. 184–191, 2009.
193. H. Chen, K. Guo, H. Yang, D. Wu, and F. Yuan, "Thoracic pedicle screw placement guide plate produced by three-dimensional(3-D) laser printing," *Medical Science Monitor*, vol. 22, pp. 1682–1686, 2016.
194. K. Abul-Kasim and A. Ohlin, "Patients with adolescent idiopathic scoliosis of Lenke type-1 curve exhibit specific pedicle width pattern," *European Spine Journal*, vol. 21, no. 1, pp. 57–63, 2012.
195. C. M. Davis, C. A. Grant, M. J. Percy et al., "Is there asymmetry between the concave and convex pedicles in adolescent idiopathic scoliosis? A CT investigation," *Clinical Orthopaedics and Related Research*, vol. 475, no. 3, pp. 884–893, 2017.
196. Liu K, Zhang Q, Li X, Zhao C, Quan X, Zhao R, et al. Preliminary application of a multi-level 3D printing drill guide template for pedicle screw placement in severe and rigid scoliosis. *Eur Spine J: official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*. 2017;26(6):1684–9.
197. M. Yang, C. Li, Y. Li et al., "Application of 3D rapid prototyping technology in posterior corrective surgery for Lenke 1 adolescent idiopathic scoliosis patients," *Medicine*, vol. 94, no. 8, p. e582, 2015.