

**HASTAYA ÖZGÜ OMURGA DİJİTAL İKİZİNİN GELİŞTİRİLMESİ,  
3B YAZICI KULLANILARAK ÜRETİLMESİ VE OMURGA  
HAREKETLERİNİN ANALİZ EDİLMESİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

İzel KARAYEL

Danışman

Dr. Öğr. Üyesi Ahmet Fatih YURAN

BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

Nisan 2026

**AFYON KOCATEPE ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**HASTAYA ÖZGÜ OMURGA DİJİTAL İKİZİNİN  
GELİŞTİRİLMESİ, 3B YAZICI KULLANILARAK ÜRETİLMESİ  
VE OMURGA HAREKETLERİNİN ANALİZ EDİLMESİ**

**İzel KARAYEL**

**Danışman**

**Dr. Öğr. Üyesi Ahmet Fatih YURAN**

**BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI**

**Nisan 2026**

## TEZ ONAY SAYFASI

İzel KARAYEL tarafından hazırlanan “Hastaya Özgü Omurga Dijital İkizinin Geliştirilmesi, 3B Yazıcı Kullanılarak Üretilmesi ve Omurga Hareketlerinin Analiz Edilmesi” adlı tez çalışması lisansüstü eğitim ve öğretim yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca 03 / 04 / 2026 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından **oy birliği** ile Afyon Kocatepe Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü **Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı’nda YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

**Danışman** : Dr. Öğr. Üyesi Ahmet Fatih YURAN

**Başkan** : Dr. Öğr. Üyesi Taha ERDOĞAN  
Afyonkarahisar Sağlık Bilimleri Üniversitesi,  
Atatürk Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksekokulu

**Üye** : Dr. Öğr. Üyesi Ahmet Fatih YURAN  
Afyon Kocatepe Üniversitesi,  
Mühendislik Fakültesi

**Üye** : Doç. Dr. Uğur FİDAN  
Afyon Kocatepe Üniversitesi,  
Mühendislik Fakültesi

Afyon Kocatepe Üniversitesi

Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu’nun

..... /..... /..... tarih ve

..... sayılı kararıyla onaylanmıştır.

.....  
Prof. Dr. Bekir YALÇIN

Enstitü Müdürü

## **BİLİMSEL ETİK BİLDİRİM SAYFASI**

**Afyon Kocatepe Üniversitesi**

**Fen Bilimleri Enstitüsü, tez yazım kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;**

- Tez içindeki bütün bilgi ve belgeleri akademik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Görsel, işitsel ve yazılı tüm bilgi ve sonuçları bilimsel ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Başkalarının eserlerinden yararlanılması durumunda ilgili esere bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunduğumu,
- Atıfta bulunduğum eserlerin tümünü kaynak olarak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir tahrifat yapmadığımı,
- Ve bu tezin herhangi bir bölümünü bu üniversite veya başka bir üniversitede başka bir tez çalışması olarak sunmadığımı

**beyan ederim.**

**03 / 04 / 2026**

**İzel KARAYEL**

## ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

### HASTAYA ÖZGÜ OMURGA DİJİTAL İKİZİNİN GELİŞTİRİLMESİ, 3B YAZICI KULLANILARAK ÜRETİLMESİ VE OMURGA HAREKETLERİNİN ANALİZ EDİLMESİ

İzel KARAYEL

Afyon Kocatepe Üniversitesi

Fen Bilimleri Enstitüsü

Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı

**Danışman:** Dr. Öğr. Üyesi Ahmet Fatih YURAN

Bu tez çalışmasında karmaşık bir yapıya sahip omurganın hastaya özgü dijital ikiz modeli geliştirilmiştir. Modellerin üç boyutlu yazıcı teknolojisi ile fiziksel prototipleri üretilmiştir. Dijital ikiz modeli üzerinde omurganın fleksiyon ve ekstansiyon hareketlerinin analiz edilmesi amaçlanmıştır.

Bu kapsamda 50 yaşındaki hastaya ait açık kaynaklı bilgisayarlı tomografi görüntüsünde elde edilen tüm vertebralar 3DSlicer yazılımı kullanılarak ayrı ayrı modellenmiştir. Oluşturulan vertebra modellerine SpaceClaim yazılımı kullanılarak iyileştirme işlemleri yapılmıştır. Her bir vertebra, bilgisayar destekli tasarım ortamında bir araya getirilerek montajlanmıştır. Vertebralar arasındaki eklem ilişkileri, literatürde yer alan rotasyonun anlık eksenini esas alınarak sınır açısı ilişkisi ile tanımlanmış ve bu sayede fleksiyon ve ekstansiyon hareketlerini simüle edebilen bir dijital ikiz geliştirilmiştir.

Geliştirilen hastaya özgü omurga dijital ikiz modelinin doğruluğu üst üste karşılaştırma yöntemiyle değerlendirilmiş ve modele tanımlanan hareket eksenlerinin doğru olduğu gözlemlenmiştir. Geliştirilen bu modelin, lomber lordoz ve torakal kifoz açılarının fleksiyon/ekstansiyon sırasındaki değişimleri ile nöral foramen yüksekliği ve sagittal dikey eksen gibi klinik açıdan önemli parametrelerin simülasyonuna ve analizine olanak tanıdığı gösterilmiştir. Elde edilen bulgular, dijital ikiz modelinin statik radyolojik

görsüntülere kıyasla klinik değerdendirmelerde ve hareket analizinde önemli avantajlar sunduğunu göstermektedir.

Sonuç olarak bu tez çalışması ile servikal bölgeden sakruma kadar uzanan, hareket analizi yeteneğine sahip ve üç boyutlu yazıcı ile fiziksel üretimi destekleyen bir dijital ikiz modeli geliştirilmiş ve modelin klinikte kullanılabilme potansiyeli başarıyla değerdendirilmiştir.

**2026, xiii + 94 sayfa**

**Anahtar Kelimeler:** Dijital ikiz, Hareket simülasyonları, Bilgisayarlı tomografi, Üç boyutlu yazıcı.

## **ABSTRACT**

M. Sc Thesis

### **DEVELOPMENT OF A PATIENT-SPECIFIC SPINAL DIGITAL TWIN, PHYSICAL PROTOTYPING AND ANALYSIS OF SPINAL MOTION**

İzel KARAYEL

Afyon Kocatepe University

Graduate School of Natural and Applied Sciences

Department of Biomedical Engineering

**Supervisor:** Asst. Prof. Ahmet Fatih YURAN

In this study, a patient-specific digital twin model of the complex spinal structure was developed, which will help to improve the understanding of the spine structure and how it functions. Physical prototypes of the vertebrae models were produced using 3D printing technology, which is a process that involves the use of computer-controlled machines to create three-dimensional objects from digital designs. The study aimed to analyse the flexion and extension movements of the spine upon the digital twin model.

In this context, all vertebrae obtained from open-source computed tomography images of a 50-year-old patient were modelled individually using 3D Slicer software. STL Refinement procedures were applied to the generated vertebra models using SpaceClaim software. Each vertebra was then assembled in a computer-aided design environment. The articular relationships between the vertebrae were defined by angular limit constraints based on the instantaneous axis of rotation reported in the literature, thereby establishing a digital twin capable of simulating flexion and extension kinematics.

The model of the spine was made using a digital twin technique, and its accuracy was checked by superimposing it on to a real patient. This confirmed that the axes of movement defined in the model were correct. The model was developed to enable the simulation and analysis of a number of clinically significant parameters. These include variations in lumbar lordosis and thoracic kyphosis angles during flexion and extension,

as well as neural foraminal height and the sagittal vertical axis. The findings indicate that the digital twin model provides substantial advantages in clinical evaluations and motion analysis when compared to static radiological images.

In conclusion, a digital twin model was developed. This model extends from the cervical region to the sacrum. It possesses kinematic analysis capabilities. It also supports physical manufacturing via 3D printing. The model's potential for clinical application was successfully evaluated.

**2026, xiii + 94 pages**

**Keywords:** Digital twin, Motion simulations, Computed tomography, 3D printer.

## TEŞEKKÜR

Bu araştırmanın konusu, deneysel çalışmaların yönlendirilmesi, sonuçların değerlendirilmesi ve yazımı aşamasında yapmış olduğu büyük katkılarından dolayı değerli tez danışmanım Sayın Dr. Öğr. Üyesi Ahmet Fatih YURAN'a, en içten teŐekkürlerimi sunarım. Kendisiyle çalışırken edindiğim her tecrübe ve sergilediği hoşgrl yaklaşım, hayatım boyunca benim için rehber niteliği taşıyacaktır.

Yazım süresince yardımlarımı esirgemeyen Doç. Dr. Uğur FİDAN'a ve her konuda öneri ve eleştirileriyle yardımlarımı gördüğüm hocalarıma ve arkadaşlarıma teşekkür ederim.

Hayatım boyunca her konuda beni destekleyen, sabır ve sevgiyle yanımda olan canım aileme bu süreçte bana gösterdikleri anlayış ve destekleri için sonsuz teŐekkürlerimi sunarım.

İzel KARAYEL  
Afyonkarahisar 2026

## İÇİNDEKİLER DİZİNİ

|   | Sayfa |
|---|-------|
| ÖZET .....  | i     |
| ABSTRACT .....  | iii   |
| TEŞEKKÜR .....  | v     |
| İÇİNDEKİLER DİZİNİ.....                               | vi    |
| SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ .....                  | ix    |
| ŞEKİLLER DİZİNİ .....                                 | x     |
| ÇİZELGELER DİZİNİ.....                                | xi    |
| RESİMLER DİZİNİ .....                                 | xii   |
| 1. GİRİŞ.....   | 1     |
| 2. LİTERATÜR BİLGİLERİ.....                           | 3     |
| 2.1 Omurga Anatomisi.....                             | 3     |
| 2.1.1 Vertebralar.....                                | 4     |
| 2.1.2 İntervertebral Diskler .....                    | 10    |
| 2.1.3 Faset Eklemler.....                             | 12    |
| 2.2 Omurga Hareket Türleri.....                       | 13    |
| 2.2.1 Fleksiyon .....                                 | 14    |
| 2.2.2 Ekstansiyon .....                               | 14    |
| 2.2.3 Lateral Fleksiyon.....                          | 15    |
| 2.2.4 Rotasyon.....                                   | 15    |
| 2.3 Omurga Kinematığı ve Stabilite Kavramları .....   | 15    |
| 2.4 Rotasyonun Anlık Ekseni .....                     | 17    |
| 2.5 Omurganın Hareket Aralıkları .....                | 19    |
| 2.5.1 Servikal Vertebraların Hareket Aralıkları.....  | 19    |
| 2.5.2 Torakal Vertebraların Hareket Aralıkları.....   | 20    |
| 2.5.3 Lomber Vertebraların Hareket Aralıkları.....    | 21    |
| 2.6 Radyolojik Görüntüleme.....                       | 22    |
| 2.6.1 Bilgisayarlı Tomografi .....                    | 22    |
| 2.6.2 Hounsfield Unit .....                           | 23    |
| 2.7. Dijital İkiz Teknolojisi.....                    | 23    |
| 2.7.1 Dijital İkiz Bileşenleri .....                  | 24    |
| 2.7.2 Dijital İkiz Türleri .....                      | 24    |
| 2.7.3 Sağlık Alanında Dijital İkiz Uygulamaları ..... | 25    |

|  |    |
|--|----|
| 2.8 NIH 3D Platformu .....   | 26 |
| 2.9 Literatürdeki Çalışmalar .....   | 27 |
| 2.9.1 Literatürün Genel Değerlendirilmesi .....  | 50 |
| 3. MATERYAL ve YÖNTEM .....  | 52 |
| 3.1 Veri Seti ve Hasta Bilgileri .....   | 52 |
| 3.2 Çalışmalar Sırasında Kullanılan Yazılımlar .....   | 53 |
| 3.2.1 3DSlicer .....   | 53 |
| 3.2.2 ANSYS SpaceClaim .....   | 56 |
| 3.2.3 SolidWorks.....  | 56 |
| 3.2.3.1 Vertebraların Anatomik Koordinat Sisteminde Konumlandırılması                                | 57 |
| 3.2.3.2 Montaj İlişkileri ve Kinematik Kısıtların Tanımlanması.....                                  | 58 |
| 3.2.3.3 Anlık Dönme Merkezlerinin ve Pivot Noktalarının Belirlenmesi...                              | 59 |
| 3.2.3.4 Sanal Eklem ve Referans Geometrisi Oluşturma Yöntemi .....                                   | 60 |
| 3.2.3.5 Hareket Sınırlarının ve Çarpışma Analizinin Tanımlanması.....                                | 61 |
| 3.2.4 Creality Print .....   | 62 |
| 3.3 Çalışmalar Sırasında Kullanılan 3B Yazıcı Özellikleri .....                                      | 63 |
| 3.3.1 Üretimde Kullanılan 3B Yazıcı Parametreleri .....  | 64 |
| 3.3.2 Üretimde Kullanılan Filament Özellikleri .....   | 66 |
| 3.4 Doğrulama Metodolojisi .....   | 67 |
| 4. ARAŞTIRMA BULGULARI.....  | 68 |
| 4.1 Fiziksel Prototipler.....  | 68 |
| 4.2 Dijital İkiz Modeli .....  | 69 |
| 4.2.1 Nötr Pozisyon ve Çakışma Analizi .....   | 70 |
| 4.2.2 Klinik Parametre Simülasyonları .....  | 71 |
| 4.2.2.1 Sagittal Planda Lordoz ve Kifoz Açılarının Değerlendirilmesi.....                            | 71 |
| 4.2.2.2 Nöral Foramen Yüksekliği Değişimi.....   | 74 |
| 4.2.2.3 Sagittal Dikey Eksen.....  | 76 |
| 4.2.2.4 İnterspinöz Mesafe Değişimi.....   | 77 |
| 4.3 Omurganın Maksimum Hareketlerinin Dijital İkiz Modeli ile Gösterimi .....                        | 78 |
| 4.4 NIH 3D Platformu Uyumluluğu ve Katkısı.....  | 80 |
| 4.4.1 NIH 3D Standartlarına Uygun Anatomik Model Seti.....   | 81 |
| 4.4.2 Statik Veri Havuzundan Dinamik Simülasyona: NIH 3D İçin Yeni Bir Veri<br>Formatı Önerisi ..... | 82 |
| 5. TARTIŞMA ve SONUÇ.....  | 84 |

|                    |    |
|--------------------|----|
| 6. KAYNAKLAR ..... | 87 |
| ÖZGEÇMİŞ.....      | 94 |

## SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

### Kısaltmalar

---

|       |   |
|-------|---|
| 2B    | İki Boyutlu   |
| 3B    | Üç Boyutlu  |
| 4B    | Dört Boyutlu  |
| ABS   | Akrilonitril Bütadien Stiren                              |
| AI    | Yapay Zekâ  |
| BT    | Bilgisayarlı Tomografi                                    |
| BDT   | Bilgisayar Destekli Tasarım                               |
| CFD   | Hesaplama Akışkanlar Dinamiği                             |
| CNC   | Bilgisayarlı Sayısal Kontrol / Computer Numerical Control |
| DD    | Direct Drive / Doğrudan Tahrik                            |
| DICOM | Digital Imaging and Communications in Medicine            |
| DLP   | Dijital Işık İşleme                                       |
| DTA   | Dijital İkiz Topluluğu                                    |
| DTI   | Dijital İkiz Örneği                                       |
| DTP   | Dijital İkiz Prototipi                                    |
| EBM   | Elektron Işını Eritme                                     |
| FDA   | Food and Drug Administration / Gıda ve İlaç Dairesi       |
| FDM   | Fused Deposition Modeling / Ergimiş Filament Üretimi      |
| FSU   | Functional Spinal Unit / Fonksiyonel Spinal Ünite         |
| HRCT  | Yüksek Çözünürlüklü Bilgisayarlı Tomografi                |
| HU    | Hounsfield Unit   |
| IoT   | Nesnelerin İnterneti                                      |
| LL    | Lomber Lordoz   |
| ML    | Makine Öğrenimi   |
| MRG   | Manyetik Rezonans Görüntüleme                             |
| NIH   | Ulusal Sağlık Enstitüleri / National Institutes of Health |
| PET   | Polietilen Tereftalat                                     |
| PLA   | Polilaktik Asit   |
| RAE   | Rotasyonun Anlık Eksen                                    |
| ROM   | Range of Motion / Hareket Aralığı                         |
| SDR   | Selektif Dorsal Rizotomi                                  |
| SLM   | Seçici Lazer Eritme                                       |
| SLS   | Seçici Lazer Sinterleme                                   |
| STL   | Standard Triangle Language                                |
| SVA   | Sagittal Vertical Axis / Sagittal Dikey Eksen             |
| TK    | Torakal Kifoz   |
| TPU   | Termoplastik Poliüretan                                   |

## ŞEKİLLER DİZİNİ

|  | Sayfa |
|--|-------|
| Şekil 2.1 Bir cismin 1. konumdan 2. konuma hareket ettiğinde anlık dönme eksenini belirlemenin grafiksel bir tekniğinin gösterimi. ....                                  | 17    |
| Şekil 2.2 Omurganın hareketlerine göre bölgesel anlık dönme eksenlerinin yaklaşık konumları.....   | 18    |
| Şekil 3.1 SolidWorks ortamında sabit ve hareketli vertebraların gösterilmesi .....   | 57    |
| Şekil 3.2 Referans geometrilerin oluşturulması .....   | 60    |
| Şekil 3.3 Oluşturulan sanal eklemlerin gösterimi .....   | 61    |
| Şekil 4.1 SolidWorks ortamında sabit ve hareketli omurga modelinin görünümü .....  | 69    |
| Şekil 4.2 Hareketli ve sabit omurganın nötr pozisyonda üst üste çakıştırılmış görünümleri .....  | 71    |
| Şekil 4.3 Lomber lordoz açısının dijital ikiz modeli üzerinde ölçümü; fleksiyon pozisyonu (a), nötr pozisyon (b), ekstansiyon pozisyonu (c). ....                        | 72    |
| Şekil 4.4 Torakal kifoz açısının dijital ikiz modeli üzerinde ölçümü; fleksiyon pozisyonu (a), nötr pozisyon (b), ekstansiyon pozisyonu (c). ....                        | 73    |
| Şekil 4.5 C5-C6 vertebralar arası nöral foramen yüksekliği; nötr pozisyon (a), ekstansiyon pozisyonu (b). ....   | 75    |
| Şekil 4.6 T3-T4 vertebralar arası nöral foramen yüksekliği; nötr pozisyon (a), ekstansiyon pozisyonu (b). ....   | 75    |
| Şekil 4.7 L3-L4 vertebralar arası nöral foramen yüksekliği; nötr pozisyon (a), ekstansiyon pozisyonu (b). ....   | 75    |
| Şekil 4.8 Omurganın SVA ölçümleri; nötr pozisyon (a), fleksiyon pozisyonu (b). ....  | 76    |
| Şekil 4.9 Lomber bölgede spinöz çıkıntılar arası mesafe ölçümü; fleksiyon pozisyonu (a), nötr pozisyon (b). ....   | 78    |
| Şekil 4.10 Statik omurga modellerinin yapısal karşılaştırılması; NIH 3D platformundaki statik omurga modeli (a), bu tez çalışmasında oluşturulan omurga modeli (b). .... | 82    |
| Şekil 4.11 Statik ve dinamik omurga modelinin yapısal karşılaştırılması; NIH 3D platformundaki statik model (a), tez çalışmasında oluşturulan dinamik model (b). ....    | 83    |

## ÇİZELGELER DİZİNİ

|  | <b>Sayfa</b> |
|--|--------------|
| <b>Çizelge 2.1</b> Omurganın Fleksiyon ve Ekstansiyon Hareket Aralıkları ..... | 19           |
| <b>Çizelge 2.2</b> Servikal vertebraların hareket aralıkları.....              | 20           |
| <b>Çizelge 2.3</b> Torakal vertebraların hareket aralıkları.....               | 21           |
| <b>Çizelge 2.4</b> Lomber vertebraların hareket aralıkları .....               | 22           |
| <b>Çizelge 3.1</b> s0970 numaralı BT görüntüsüne ait hasta bilgileri .....     | 52           |
| <b>Çizelge 3.2</b> Creality K1 3B yazıcı teknik özellikleri.....               | 64           |
| <b>Çizelge 3.3</b> Vertebra üretiminde kullanılan baskı parametreleri.....     | 65           |

## RESİMLER DİZİNİ

|  | Sayfa |
|--|-------|
| <b>Resim 2.1</b> Omurganın Yapısı; anterior (a), posterior (b), lateral (c) görünüm .....  | 3     |
| <b>Resim 2.2</b> Vertebranın Anatomik Yapısı .....   | 5     |
| <b>Resim 2.3</b> Atlas Vertebra .....  | 6     |
| <b>Resim 2.4</b> Aksis vertebra .....  | 6     |
| <b>Resim 2.5</b> Servikal Vertebralar .....  | 7     |
| <b>Resim 2.6</b> Torakal Vertebra .....  | 8     |
| <b>Resim 2.7</b> Lomber Vertebralar.....   | 9     |
| <b>Resim 2.8</b> Sakrum ve koksiks kemikleri.....  | 10    |
| <b>Resim 2.9</b> İntervertebral disk ve vertebraların konumu.....  | 11    |
| <b>Resim 2.10</b> İntervertebral disk yapısı.....  | 11    |
| <b>Resim 2.11</b> Faset eklem oryantasyonları ve açısal değerleri .....  | 13    |
| <b>Resim 2.12</b> 3B yazıcı ile implant tasarım süreci.....  | 28    |
| <b>Resim 2.13</b> Ameliyat öncesi planlamada kullanılmak üzere üretilen 3B omurga modelleri.....   | 30    |
| <b>Resim 2.14</b> Makalede üretilen modeller: Skolyoz (a), Atlas neoplazmı (b), servikal kırık-çıkık (c-d). .....                        | 34    |
| <b>Resim 2.15</b> 3B yazıcı ile üretilen 3B vertebra modelleri ve hatalar. ....  | 39    |
| <b>Resim 2.16</b> Doğuştan skolyozlu 49 yaşında bir hasta (A, B). Ameliyat öncesi planlamada kullanılan 3B baskı modelleri (C, D). ..... | 42    |
| <b>Resim 2.17</b> Ameliyatta çıkarılan örnek ve 3B yazıcı ile üretilmiş göğüs duvarı.....  | 45    |
| <b>Resim 2.18</b> Servikal omurga modelinin 3B yazıcı ile üretim aşamaları.....  | 46    |
| <b>Resim 2.19</b> T12 vertebrada çökme kırığı için görüntü işleme ve üretim sürecinin gösterimi.....                                     | 48    |
| <b>Resim 2.20</b> 3B yazıcı ile üretilmiş vertebra ve cerrahi matkap kılavuzları. ....   | 50    |
| <b>Resim 3.1</b> 3DSlicer yazılımı arayüzü.....  | 53    |
| <b>Resim 3.2</b> Belirlenen threshold değeri .....   | 55    |
| <b>Resim 3.3</b> Bölütleme işlemi sonucu oluşturulan vertebra modelleri .....  | 55    |
| <b>Resim 3.4</b> Creality Print yazılımı arayüzü .....   | 63    |
| <b>Resim 3.5</b> Creality K1 3B yazıcı.....  | 64    |
| <b>Resim 3.6</b> Vertebranın yazdırma pozisyonu .....  | 66    |
| <b>Resim 3.7</b> Üretimde kullanılan PLA filament .....  | 66    |
| <b>Resim 4.1</b> 3B yazıcı ile üretilen vertebra modelleri.....  | 68    |

|  |    |
|--|----|
| <b>Resim 4.2</b> Fiziksel prototip örnekleri; servikal bölge(a), torakal bölge (b), lomber bölge(c)..... | 69 |
| <b>Resim 4.3</b> Dijital ikiz modelinin maksimum fleksiyon hareketi ile sporcu esneklik profili .....    | 79 |
| <b>Resim 4.4</b> Dijital ikiz modelinin maksimum ekstansiyon hareketi ile sporcu esneklik profili .....  | 79 |

## 1. GİRİŞ

Omurga, insan vücudunda omuriliğin korunması, stabilitenin sağlanması ve hareketlerinin gerçekleştirilmesi gibi üç temel görevi yerine getiren karmaşık bir sistemdir (Adams ve Dolan 2005, White ve Panjabi 1990). Bu sistem, vertebralar, intervertebral diskler, ligamentler ve kasların koordineli çalışması sayesinde söz konusu görevleri yerine getirir. Bu bileşenlerin uyum içinde çalışması omurga hareketlerinin güvenli şekilde gerçekleşmesini sağlar (Bogduk 2005, Panjabi 2003). Omurga servikal, torakal, lomber, sakrum ve koksigeal olmak üzere beş bölgeye ayrılır. Bu bölgelerdeki vertebralar geometrik yapı ve hareketlere karşı davranışları açısından birbirlerinden farklılık gösterir (Moore ve Dalley 2018, Panjabi 2003).

Omurganın hareket kabiliyeti, komşu iki vertebra ve aralarındaki yumuşak dokuların anatomisi tarafından belirlenir. Özellikle intervertebral disklerin yapısı ve faset eklemlerin oryantasyonu fleksiyon, ekstansiyon ve rotasyon gibi çok yönlü hareketlerin sınırlarını belirler (White ve Panjabi 1990, Panjabi 2003).

Omurganın bu karmaşık yapısı ve hareket kısıtları biyomekanik çalışmalar ve klinik değerlendirmeler için kritik öneme sahiptir. İnsan omurgası modellenmesi ve hastalık analizi üzerine yapılan mevcut araştırmalar, Bilgisayarlı Tomografi (BT) ve Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG) gibi tıbbi görüntüleme yöntemleri ile sınırlıdır; bu durum hareket halindeki insan omurgasının modellenmesini zorlaştırabilir (Chen vd. 2024). Bu nedenle iki boyutlu (2B) görüntüler farklı metotlar ile üç boyutlu (3B) modellere dönüştürülerek biyomekanik çalışmalarda yaygın olarak kullanılmaktadır. Ancak bu yaklaşım dinamik davranışın temsilinde yetersiz kalmaktadır.

Bu noktada dijital ikiz teknolojisi, omurganın analizi ve klinik değerlendirmesi için yenilikçi bir yaklaşım sunmaktadır. Dijital ikiz, fiziksel olarak var olan bir nesne ya da sistemin dijital ortamdaki kopyasıdır (Tao vd. 2022). Dijital ikiz modelleri nesnenin sadece görsel bir kopyası olmakla kalmayıp, ondan elde edilen verileri analiz ederek nesne hakkında anlamlı bilgiler sunar. İlk olarak uzay ve savunma sanayisinde kullanılan bu teknoloji günümüzde üretim, inşaat ve sağlık gibi birçok alanda yaygın olarak kullanılmaktadır (Jones vd. 2020). Sağlık alanında özellikle kişiselleştirilmiş tıp, cerrahi

simülasyonlar gibi pek çok konuda dijital ikiz çalışmaları yapılmaktadır (Fuller vd. 2020). Bu sayede cerrahi prosedürler hasta üzerinde uygulanmadan önce dijital ortamda test edilerek optimize edilebilir. Bu da cerrahi alanda yüksek hassasiyet ve düşük risk sağlar (Lomax vd. 2025).

Bununla birlikte mevcut omurga modelleme çalışmalarının çoğunluğu statik ve görsel obje niteliğinde ve dinamik davranışı temsil edememektedir. Bunun yanı sıra hastaya özgü değişiklikleri esas alan ve dinamik hareketi yansıtan çalışmalar sınırlıdır. Bu durum klinik ve biyomekanik analizler açısından önemli bir eksiklik oluşturmaktadır. Bu doğrultuda çalışmanın temel problemi, mevcut yöntemlerin omurganın dinamik davranışını yeterli doğrulukla temsil edememesidir. Bu nedenle hastaya özgü, yüksek doğruluklu anatomiye sahip ve hareket analizi yapabilen dijital omurga modellerine ihtiyaç duyulmaktadır.

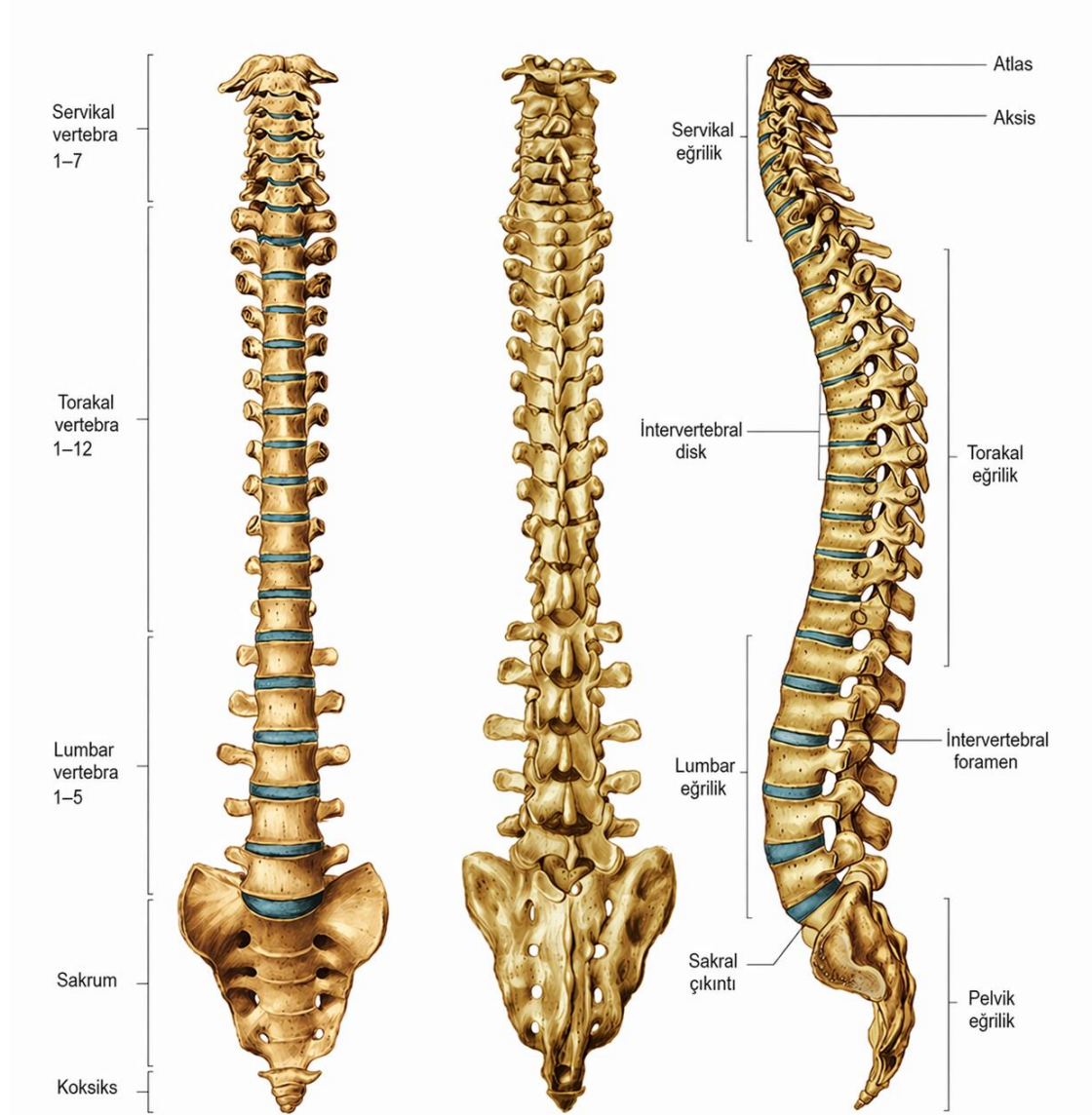
Bu tez çalışmasının amacı, dijital ikiz yaklaşımı ile omurga dijital ikiz modelinin geliştirilmesi ve bu model ile omurganın fleksiyon ve ekstansiyon hareketleri sırasındaki davranışlarının analiz edilmesidir. Bu kapsamda 50 yaşındaki bir hastanın BT verilerinden C1 vertebradan sakruma uzanan omurga segmenti modellenmiştir. Elde edilen vertebra modelleri SolidWorks ortamında birleştirilmiştir. Bu montajda literatürde tanımlanan bölgesel dönme merkezleri ve hareket aralıkları esas alınmıştır. Böylece fleksiyon ve ekstansiyon hareketleri simüle edilmiştir. Ayrıca klinik açıdan önemli parametrelerin dijital olarak analiz edilmesi mümkün hale getirilmiştir.

Bu tez çalışması 5 ana bölümden oluşmaktadır. “Literatür Bilgileri” bölümünde omurga ve bileşenlerinin anatomisi ve omurga kinematiği ile ilgili bilgilere yer verilmiştir. Ayrıca dijital ikiz teknolojisi ile ilgili temel bilgiler de bu bölümde sunulmuştur. “Materyal ve Yöntem” başlığının altında geliştirilen dijital ikiz modelinde kullanılan radyolojik veri setinin detayları açıklandıktan sonra dijital ikiz modelinin oluşturulma sürecine yer verilmiştir. Bölümün sonunda elde edilen bu vertebra modellerinin 3B yazıcı ile üretim süreci ve yazıcı özelliklerine yer verilmiştir. Dördüncü bölümde dijital ikiz modelinden elde edilen geometrik ve kinematik veriler sunulmuştur. Son bölümde ise elde edilen veriler literatür ile değerlendirilmiş ve gelecek çalışmalara yönelik öneriler sunulmuştur.

## 2. LİTERATÜR BİLGİLERİ

### 2.1 Omurga Anatomisi

Omurga (columna vertebralis), kafatası tabanından başlayarak tüm gövde boyunca uzanan ve vertebralar ile bunların arasında bulunan intervertebral disklerden oluşan yapıdır. Omurganın temel görevleri; insan vücudunu desteklemek, dik durmasını sağlamak, omuriliği (spinal cord) gelebilecek darbelerden korumak ve harekete yardımcı olmaktır.



**Resim 2.1** Omurganın Yapısı; anterior (a), posterior (b), lateral (c) görünüm (Mahadevan 2018)

Omurga; servikal, torakal, lomber, sakrum ve koksigeal olmak üzere beş bölgeden oluşur. Bu bölgeler anatomik özellikleri ve mekanik davranışları açısından farklı özelliklere sahiptir. Sağlıklı bir omurga önden bakıldığında düz, yandan bakıldığında sahip olduğu fizyolojik eğriliklerden dolayı “S” şeklinde bir yapıya sahiptir. Lomber ve servikal bölgelerde görülen eğrilikler lordoz, torakal ve sakrum bölgelerde görülen eğrilikler ise kifoz olarak isimlendirilir. Bu eğrilikler omurganın esnekliğini artırmakta ve yükün eşit bir şekilde dağılmasında katkı sağlamaktadır (Resim 2.1) (Kapandji 2007).

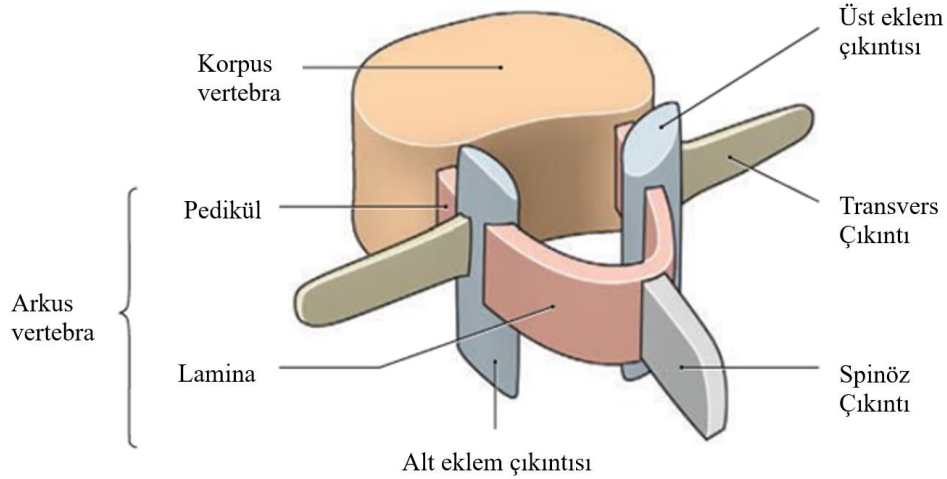
### 2.1.1 Vertebralar

Omurgayı oluşturan düzensiz kemiklerin her birine vertebra ya da omur denir. İnsan omurgası toplam 33-34 adet vertebradan oluşur; 7 servikal, 12 torakal, 5 lomber, 5 sakrum ve 4 koksigeal. Servikal, torakal ve lomber bölgedeki vertebralar hareketli, sakrum ve koksigeal bölgedeki vertebralar ise kaynaşmış ve hareketsiz vertebralardır.

Vertebralar temelde arkus ve korpus olmak üzere iki ana bölümden oluşur (Resim 2.2). Arkus vertebranın arka bölümünü, korpus vertebranın ön (gövde) bölümünü oluşturur. Vertebranın korpusları arasında intervertebral diskler bulunur. Vertebranın korpusundan arkaya doğru uzanan iki kola pedikül ismi verilir. Pediküller arkaya doğru ilerledikçe yassılaşır ve genişleyerek kemer oluşturur. Oluşan bu kemere lamina denir. Lamina ve pediküllerin birleştiği noktada üç çıkıntı oluşur. Bu çıkıntılar, processus articularis süperior, processus articularis inferior ve processus transversus'tur. Processus articularis süperior, her iki tarafta yukarıya doğru uzanan çıkıntılardır. Bu çıkıntıların arkasında eklem yüzü bulunur. Processus articularis inferior iki tarafta da bulunan aşağıya uzanan kollarıdır. Bu kolların ön taraflarında bulunan eklem yüzleri ile alttaki vertebranın processus articularis süperiorunun eklem yüzleri faset eklemleri oluşturur. Processus transversus, pedikül ve laminaların birleştiği yerde yana doğru uzanan kollarıdır. Processus transversus, rotasyon ve fleksiyon yaptıran kasların tutunma yerleridir. Laminaların birleşerek ortada oluşturduğu tek çıkıntıya processus spinosus adı verilir (Zileli ve Özer 2014).

Vertebranın korpus ve arkus bölümlerinin ortasında bulunan boşluk, vertebraların üst üste

gelmesiyle bir kanal oluşturur. Bu kanala spinal kanal (canalis spinalis) ismi verilir. Spinal kanal içinde medulla spinalis (omurilik) ve sinir kökleri yer alır. Arkus ve korpusta yer alan bu yapılar, buldukları bölgeye göre şekil ve boyut açısından farklılık gösterse de bütün vertebralarda ortak olarak gözlenir.



**Resim 2.2** Vertebranın Anatomik Yapısı (Schuenke vd. 2014)

Vertebralar buldukları bölgelere göre farklı anatomik özelliklere sahiptir. Servikal vertebralar yüksek hareket yetenekleri ile karakterize edilirken, torakal vertebralar kaburgalar nedeniyle daha kısıtlı hareket yeteneğine sahiptir. Lomber vertebralar büyük korpusları ile yük taşıma yönünden özelleşmiştir.

**Servikal Vertebralar:** Kafatasının altındaki bölgede bulunan 7 adet vertebradır. Boyun omurları olarak da bilinir. Bu vertebralar yukarıdan aşağıya doğru C1, C2, C3, C4, C5, C6 ve C7 şeklinde isimlendirilir. Servikal vertebralar, fleksiyon, ekstansiyon ve rotasyon hareketi yapabilme yeteneğine sahiptirler. Bu hareketler ile baş ve boynun hareket ettirilmesi sağlanır.

Birinci ve ikinci servikal vertebralar anatomik yapıları nedeniyle diğer vertebralardan tipik bir şekilde ayrılırlar. Bu yüzden özel olarak isimlendirilmektedir. Birinci servikal vertebra, atlas olarak adlandırılır. Atlas vertebranın korpus bölümü ve spinöz çıkıntısı bulunmaz (Resim 2.3). İkinci servikal vertebra, aksis olarak adlandırılır ve diğer vertebralarda bulunmayan dens çıkıntısı ile atlas vertebraya eklem yapar. Bu eklem başın

sağa sola sallanması ve döndürülmesi hareketlerini sağlar (Resim 2.4) (Bogduk ve Mercer 2000).

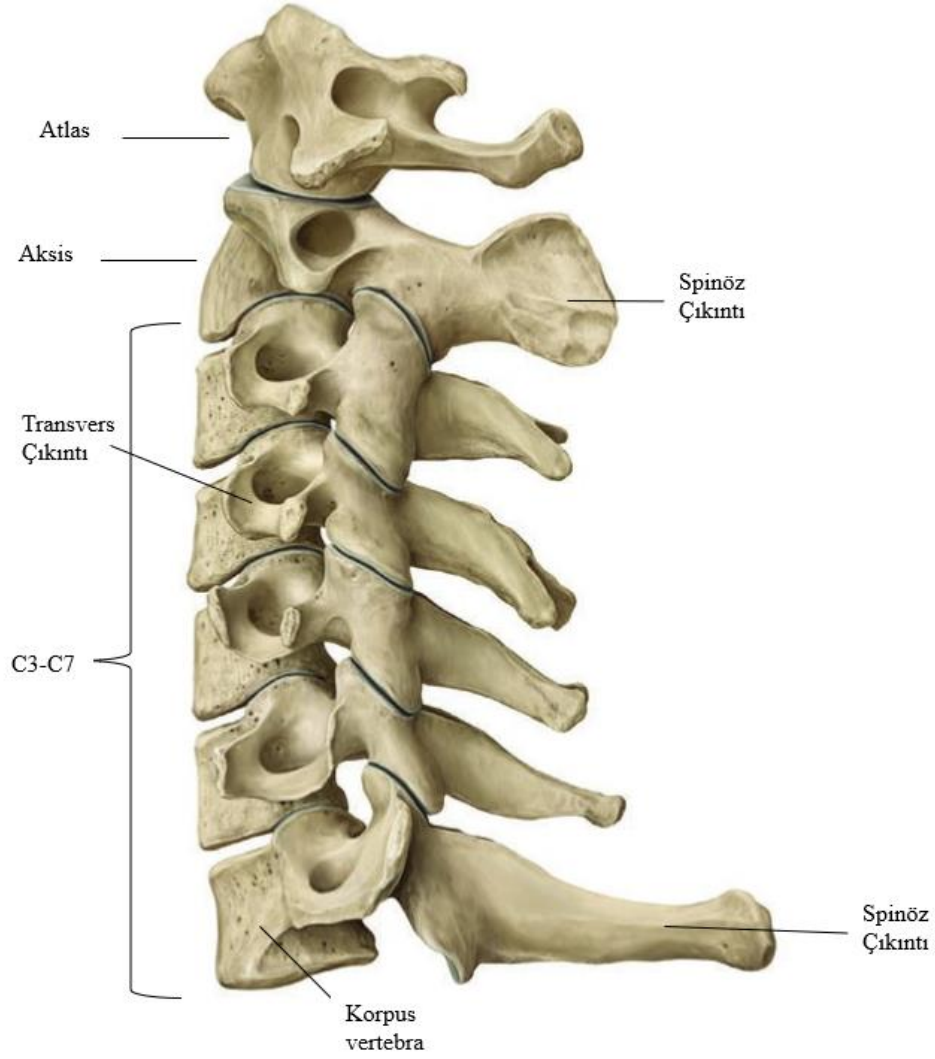


**Resim 2.3** Atlas Vertebra (Schuenke vd. 2014)



**Resim 2.4** Aksis vertebra (Schuenke vd. 2014)

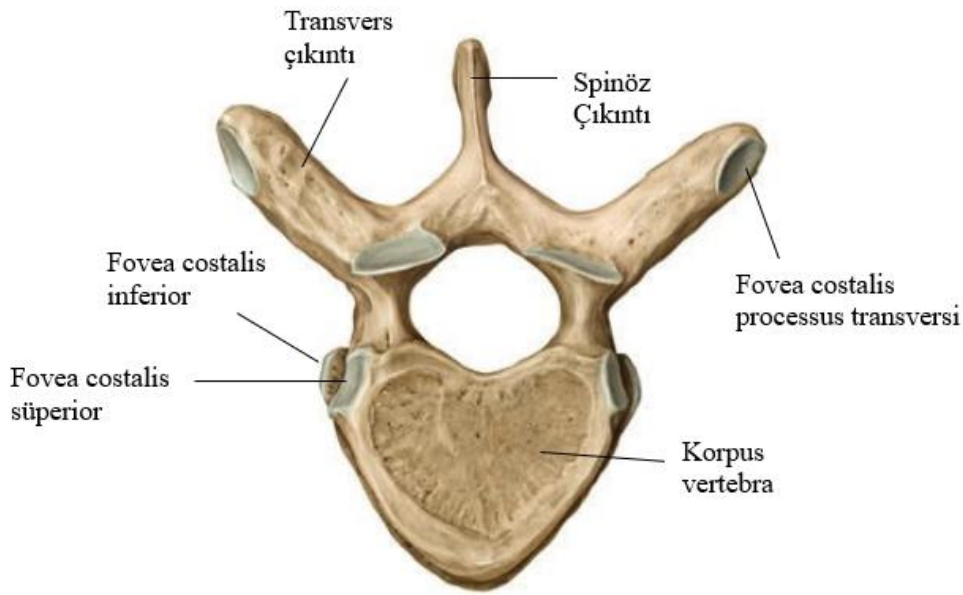
C3-C7 vertebraları anatomik olarak diğer vertebralar gibi korpus, transvers çıkıntı, spinöz çıkıntı ve pediküllere sahiptir. Spinöz ve transvers çıkıntılar bağların tutunmaları için yer oluştururlar. Yukardan aşağıya indikçe korpus büyüklükleri artar. Omurganın geneli değerlendirildiğinde C3-C7 vertebralarının korpus bölümü arkus bölümüne göre daha küçüktür. Spinal kanal ve gövdeleri diğer bölgedeki vertebralara göre daha küçüktür (Zileli ve Özer 2014). C3-C7 vertebralarının spinal kanalı üçgen yapıdadır ve derinliği genişliğinden daha küçüktür (Resim 2.5).



**Resim 2.5** Servikal Vertebralar (Schuenke vd. 2014)

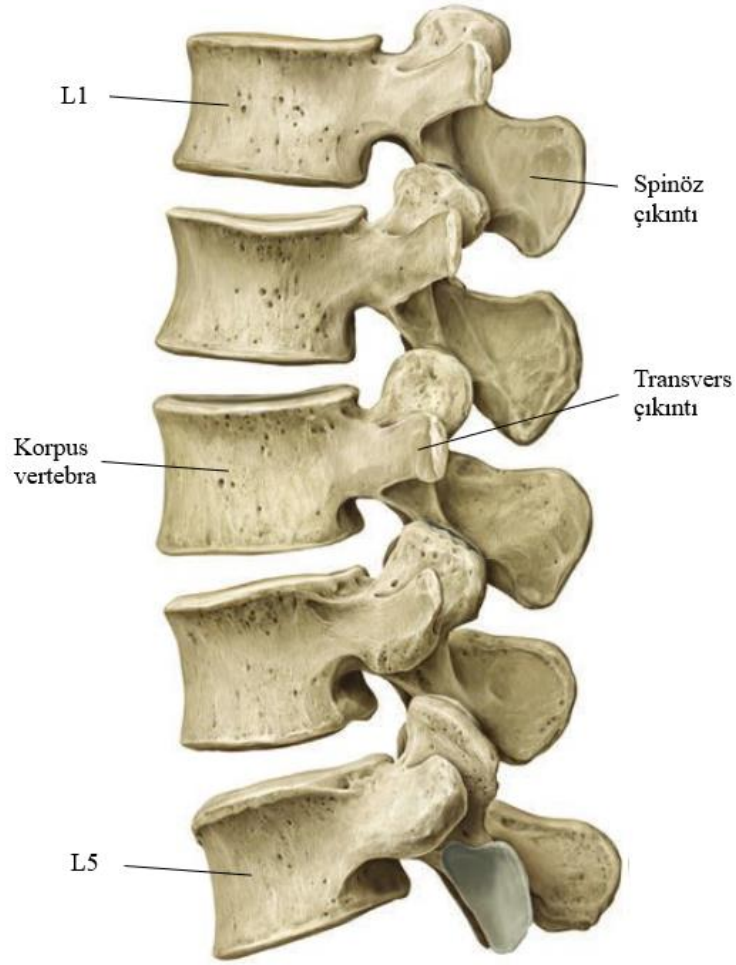
Torakal Vertebralar: Servikal vertebra ile lomber vertebra arasında bulunur. Sırt omuru olarak adlandırılır ve 12 adettir (T1-T12). Bu vertebralar, servikal bölgedeki vertebralara göre büyük, lomber vertebralara göre daha küçüktürler. Lomber ve servikal vertebralardan ayrılan en önemli özellikleri korpusların iki tarafında da bulunan yarım ay şeklindeki iki adet fovea costalis superior ve inferior eklem yüzleridir. Bu eklem yüzleri aracılığıyla kaburgalarla eklem yapar. Kaburgalar vertebra gövdesinin yanı sıra transvers çıkıntılarda bulunan fovea costalis processus transversi ile de eklem yapar. Oluşan bu eklem “kostatransversal eklem” denir. Kostatransversal eklem nedeniyle torakal vertebraların transvers çıkıntıları diğer vertebraların transvers çıkıntılarında daha uzun ve geriye doğru açıktır. Kaburgalar ile yaptıkları bu eklemler nedeniyle hareket kabiliyetleri kısıtlıdır (Zileli ve Özer 2014).

Torakal vertebraların korpuseri kalın ve üçgen şeklindedir. Korpus büyüklükleri aşağıya indikçe artar. Vertebral foramenleri lomber vertebralara göre daha küçük ve yuvarlak şeklindedir. Buna bağlı olarak spinal kanal da bu bölgede daha küçüktür (Zileli ve Özer 2014). Spinöz çıkıntılar ve lamina ise alt omuru örtecek şekilde arkaya ve aşağıya doğru uzanır. Torakal vertebraların ön gövde yüksekliğinin arka yükseklikten küçük olması torakal kifozun sebebidir (Resim 2.6).



**Resim 2.6** Torakal Vertebra (Netter 2022)

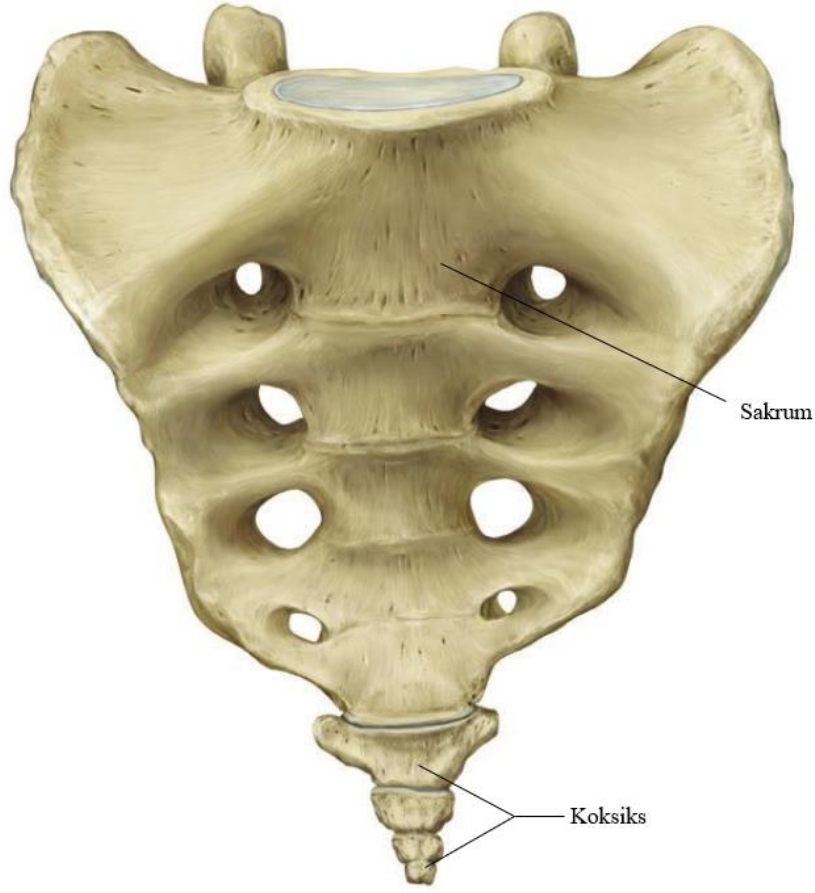
**Lomber Vertebralar:** Lomber vertebralar, torakal vertebra ile sakrum kemiğinin arasında bulunur. Bel omurları olarak bilinir ve 5 tanedir (L1-L5) (Agur vd. 2013). Diğer omurlara göre daha büyük gövdeye sahiptir. Genişlikleri derinliklerinden daha büyüktür ve ön yükseklikleri arka yüksekliklerinden daha fazladır. Vertebral foramenleri üçgen şeklindedir ve torakal bölgedeki vertebral foramenlerden daha geniştir. Pedikülleri kısa ve kalın yapıdadır. Laminaları geniş ve spinöz çıkıntıları torakal vertebralara göre daha kısadır. Transvers çıkıntıları L1-L3 vertebrada pedikül ve lamina arasından, L4-L5 vertebrada biraz daha önden pedikül ve gövde arasından çıkar. Bu anatomik yapıları nedeniyle lomberlerin yük taşıma kapasitesi artar ve belin fleksiyon ve ekstansiyon hareketi yapmalarını sağlar (Resim 2.7) (Bogduk 2005, Cramer ve Darby 2013, Zileli ve Özer 2014).



**Resim 2.7** Lomber Vertebralar (Schuenke vd. 2014)

**Sakrum:** Başlangıçta beş vertebradan oluşur (S1-S5). Yetişkinlikte bu beş vertebra kaynaşarak tek bir kemik halini alır (Resim 2.8). Sakrum kemiğinin üçgene benzer yapısı vardır. Üstte L5 vertebra ile lumbosakral eklemi, altta koksiks kemiği ile sakrokoksigeal eklem yapar. S1 vertebra'nın gövdesi diğer sakral vertebralara göre daha büyüktür ve lomber vertebralara benzer özellikleri vardır. İlk üç omur ağırlık taşımada rol oynar. Gövdenin yükünü pelvis aracılığıyla alt ekstremitelere iletir. Dolayısıyla sakrum bütün gövdeyi taşıyacak kadar güçlüdür (Zileli ve Özer 2014).

**Koksiks:** Omurganın kuyruk sokumu olarak bilinen bölümüdür. Sakrum kemiğinin altında yer alır ve sakrokoksigeal eklemi ile sakruma bağlanır. Genellikle dört vertebra'nın kaynaşmasıyla oluşur. Küçük üçgen şeklindedir. Pelvisi destekler (Resim 2.8) (Zileli ve Özer 2014).



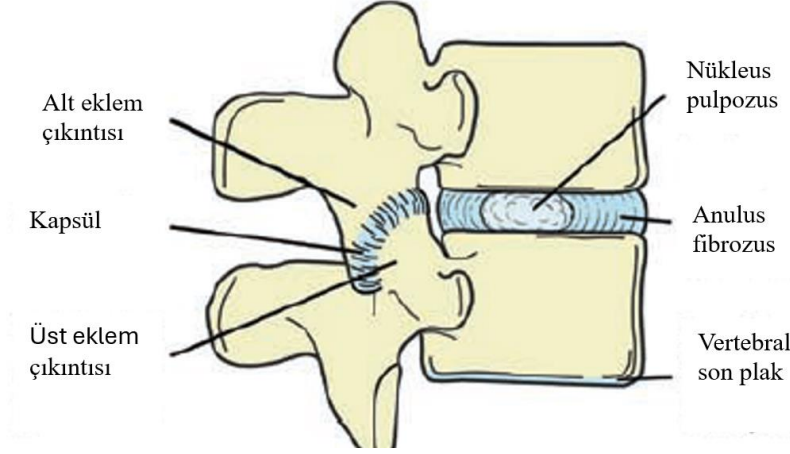
**Resim 2.8** Sakrum ve koksiks kemikleri (Schuenke vd. 2014)

### 2.1.2 İntervertebral Diskler

İntervertebral diskler, komşu iki vertebra arasında bulunan ve vertebraları birbirinden ayıran fibrokartilajinöz yapılardır (Resim 2.9). Omurganın esnekliğini sağlayan ve kompresif yükleri taşıyan elastik yapılardır. Elastik yapısı sayesinde şok emici görevi görür. Omurganın fleksiyon ve rotasyon gibi hareketlerine yardımcı olurlar. İnsan omurgasında 23 adet disk bulunmakta olup, bunların altısı servikal bölgede, on ikisi torakal bölgede ve beşi lomber bölgededir. Atlas ve aksis vertebraları arasında ve sakrum ile koksigeal bölgede intervertebral disk yoktur. Son disk L5 vertebra ile sakrum arasında yer alır.

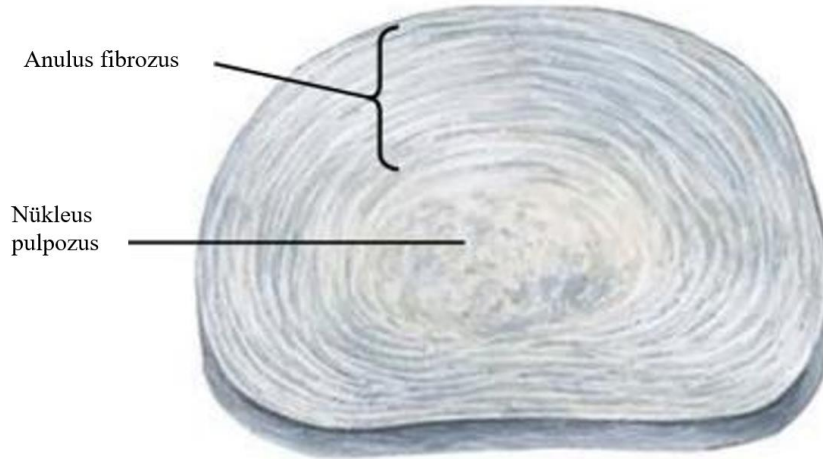
İntervertebral disklerin kalınlığı buldukları bölgeye göre değişiklik göstermektedir. Servikal bölgede yaklaşık 3 mm, torakal bölgede yaklaşık 5 mm ve lomber bölgede

yaklaşık 9 mm kalınlığındadır (Zileli ve Özer 2014). Disk kalınlıklarının toplamı omurga uzunluğunun yaklaşık %25-%33'ünü oluşturur (Waxenbaum vd. 2017).



**Resim 2.9** İntervertebral disk ve vertebraların konumu (Mathis vd. 2010)

İntervertebral diskler, nükleus pulpozus, anulus fibrozus ve vertebral son plak olmak üzere üç temel bileşenden oluşur (Resim 2.10). Vertebral son plaklar, intervertebral diski vertebraların alt ve üst yüzlerine bağlayan ince tabakadır. Besin difüzyonunun gerçekleşmesine izin vererek diskin beslenmesini sağlar.



**Resim 2.10** İntervertebral disk yapısı (Netter 2022)

Nükleus pulpozus, diskin merkezinde bulunan ve %70-90 oranında su içeren jel benzeri bir yapıdır. Küre şeklindeki bu yapı üzerine gelen yükler karşısında hidrostatik bir eleman olarak çalışır ve basıncı vertebralar arasında eşit bir şekilde dağıtır. Bu şekliinden dolayı

vertebranın; fleksiyon, ekstansiyon, rotasyon hareketlerine izin verir. Ayakta durma, oturma gibi yapılan eylemler nedeniyle omurgaya uygulanan basınçtan dolayı nükleusun matriksinden vertebraların yüzeyinde bulunan mikroporöz kıkırdığa su geçişi olur. Gün içinde eylemlerden dolayı bu basınç sürekli olduğundan gece nükleus pulpozusun boyutunda küçülme görülür. Gece basınca maruz kalmayan nükleus pulpozus suyu emerek tekrardan şişer ve eski halini alır (Williams vd. 2019, Zileli ve Özer 2014).

Anulus fibrozus, nükleus pulpozusu çevreleyen ve liflerden oluşan yapıdır. Bu lifler laminar bantlar halinde birbirlerine ve vertebralara açılı şekilde konumlanmıştır. Bu açılı şekil, anulus fibrozusun rotasyona karşı direncini artırır (Zileli ve Özer 2014).

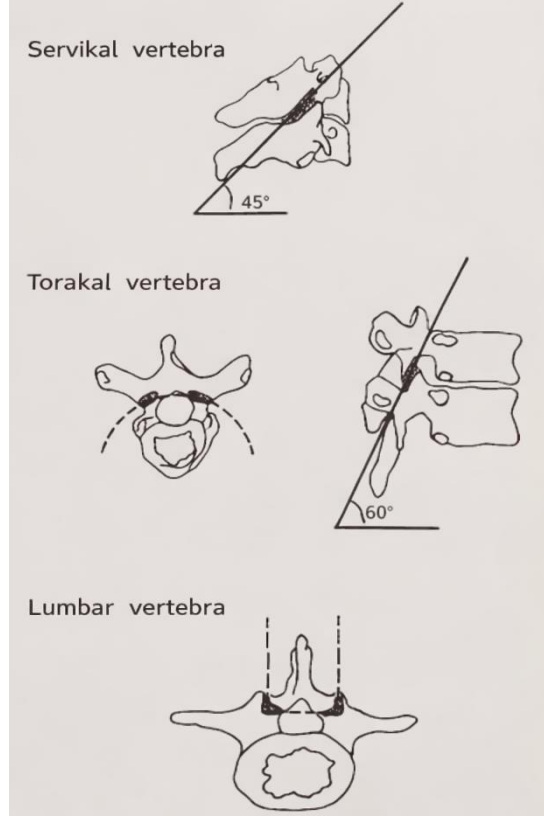
### **2.1.3 Faset Eklemler**

Faset eklemler (zigapofiz eklemleri), vertebraların arkus bölümünde yer alan ve komşu vertebraları birbirine bağlayan sinovyal eklemlerdir. Bu eklemler, alt vertebranın processus articularis superioru ile üst vertebranın processus articularis inferioru arasında yer alır. Faset eklemler, omurganın stabilitesine katkı sağlayan ve hareket aralığını sınırlayan önemli yapılardır. Bunun yanı sıra ekstansiyon hareketi sırasında omurgaya etki eden yüklerin taşınmasında intervertebral diskler ile birlikte görev alırlar. C2 vertebra ile S1 vertebra arasında her vertebrada iki superior ve iki inferior olmak üzere dört faset eklem yüzeyi vardır (Bogduk 2005, Mahadevan 2018).

Faset eklemler, buldukları omurga bölgesine göre farklı oryantasyonlara sahiptir ve bu durum vertebraların hareketini doğrudan etkilemektedir (Resim 2.11). Servikal bölgede faset eklemler yaklaşık 45° açıyla yatay oryantasyon göstererek fleksiyon, ekstansiyon ve rotasyon hareketlerinin geniş bir aralıkta gerçekleşmesini sağlar. Torakal bölgede ise 60°'lik açıyla koronal düzleme daha yakın oryantasyondadır. Bu oryantasyon torakal bölgede fleksiyon ve ekstansiyon hareketini kısıtlarken rotasyon hareketine izin verir (White ve Panjabi 1990).

Lomber bölgede ise faset eklemler 90°'lik açıyla sagittal düzleme yakın bir oryantasyon gösterir. Bu durum, lomber bölgede rotasyon hareketini kısıtlarken fleksiyon ve

ekstansiyon hareketlerinin geniş bir aralıkta gerçekleşmesini sağlar. Böylece faset eklemler omurganın bölgesel hareket farklılıklarında belirleyici rol oynar (White ve Panjabi 1990).



**Resim 2.11** Faset eklem oryantasyonları ve açısal değerleri (White ve Panjabi 1990)

## 2.2 Omurga Hareket Türleri

Omurganın hareketi, hareket segmentini oluşturan faset eklemler, intervertebral diskler, ligamentler ve kas gruplarının birlikte çalışmasıyla gerçekleşir. Bir hareket segmentinde hareket aralığı küçüktür fakat birden fazla hareket segmentinin bir araya gelmesiyle büyük bir hareket aralığı ortaya çıkmaktadır. Bu hareket kabiliyeti, omurganın bölgelerine ve kişinin yaşı, cinsiyeti gibi faktörlere bağlı olarak değişir.

Omurga hareketleri üç temel anatomik düzlemde incelenmektedir. Sagittal düzlemde fleksiyon ve ekstansiyon, koronal düzlemde lateral fleksiyon, aksiyal düzlemde rotasyon hareketleri gerçekleşmektedir.

### 2.2.1 Fleksiyon

Fleksiyon omurganın sagittal düzlemde öne eğilme hareketidir. Fleksiyon hareketi sırasında vertebra korpuslarının ön bölümleri birbirine yaklaşırken, intervertebral diskin ön tarafında basınç artar ve arka bölümünde gerilme meydana gelir. Faset eklemler fleksiyon hareketi sırasında birbirinden uzaklaşmaktadır. Fleksiyon hareketinin sınırlayıcı bileşeni ligamentlerdir (Kapandji 2007). Omurganın fleksiyon hareketi faset eklemlerin oryantasyonu nedeniyle omurga bölgelerinde farklı aralığa sahiptir (White ve Panjabi 1990).

Servikal bölge, faset eklemlerin yatay oryantasyonu nedeniyle geniş aralıkta fleksiyon yapabilme yeteneğine sahiptir. Lomber vertebraların fleksiyon yapabilme yeteneği günlük hayatta eğilme, yük kaldırma gibi durumlar için önemlidir. Bu yüzden lomber vertebraların anatomileri geniş aralıkta fleksiyon yapabilmesin izin verir. Torakal bölge vertebraları, faset eklemlerin oryantasyonu ve kaburga bağlantıları nedeniyle fleksiyon hareketini servikal ve lomber vertebralara göre daha sınırlı gerçekleştirmektedir (Benzel 2015).

### 2.2.2 Ekstansiyon

Omurganın sagittal düzlemde arkaya eğilme hareketine ekstansiyon denir. Ekstansiyon hareketi sırasında korpusların ön bölümü birbirinden uzaklaşırken arka bölümleri birbirine yaklaşır. Bu da intervertebral diskin arka bölümünün sıkışmasına neden olur. Faset eklemler bu sırada birbiri ile temas eder ve omurganın yükünü taşıyarak ekstansiyon hareketini sınırlandırır. Ekstansiyonun hareket aralığı omurga segmentlerine göre farklılık göstermektedir (Kapandji 2007, White ve Panjabi 1990).

Servikal ve lomber bölge ekstansiyon hareketinin en geniş aralıkta gerçekleştiği bölgelerdir. Özellikle başın yukarıya kaldırılması sırasında servikal bölgede ve geriye eğilme hareketi sırasında lomber bölgede ekstansiyon hareketi gerçekleşir. Torakal bölgede ise ekstansiyon hareketi kaburga eklemleri nedeniyle fleksiyon hareketinde olduğu gibi sınırlı aralıkta gerçekleşir (Benzel 2015).

### **2.2.3 Lateral Fleksiyon**

Omurganın koronal düzlemde sağa veya sola eğilmesi hareketine lateral fleksiyon denir. Bu hareket sırasında hareket yönündeki faset eklemler birbirine yaklaşırken diğer taraftaki faset eklemler birbirinden uzaklaşmaktadır. Aynı zamanda eğilme yönünde intervertebral diskte basınç artarken diğer tarafta gerilme meydana gelir. En fazla hareket aralığı servikal bölgededir. Torakal bölgede ise kaburga bağlantıları nedeniyle bu hareket kısıtlıdır (Kapandji 2007).

### **2.2.4 Rotasyon**

Rotasyon, omurganın aksiyal düzlemde kendi eksenini etrafında dönme hareketidir. Faset eklemlerin yönü hareket aralığını belirler. Rotasyonda hareket aralığı en fazla servikal vertebralarda iken sagittal oryantasyona sahip lomber vertebralar en az hareket aralığına sahiptir (Kapandji 2007).

## **2.3 Omurga Kinematığı ve Stabilite Kavramları**

Kinematik ve stabilite kavramları omurganın hareketlerinin tanımlanmasında ve hareket sınırlarının belirlenmesinde kritik rol oynar. Bu bölümde omurganın kinematığı, stabilitesi ve temel bileşenleri açıklanmıştır.

Kinematik, omurganın fleksiyon, ekstansiyon, lateral fleksiyon, rotasyon hareketlerini ve bu hareketler sırasında omurganın açısını, pozisyonlarını inceleyen bilim dalıdır (White ve Panjabi 1990). Omurganın bu hareketler ve fizyolojik yükler altında anatomik bütünlüğünü koruyabilme yeteneği de stabilite olarak tanımlanır (Panjabi 1992b). Omurga stabilizasyon sisteminin işlevi, duruş değişiklikleri ve yükler nedeniyle anlık olarak değişen stabilite taleplerini karşılayarak yapısal bütünlüğü korumaktır (Panjabi 1992a). Bu iki kavram birbiri ile doğrudan ilişkilidir; omurganın hareketlerinin tanımlanması kinematik ile bu hareketlerin fizyolojik sınırlar içerisinde gerçekleşmesi stabilite ile ifade edilir. Omurganın stabilizasyonu Panjabi tarafından üç alt sistemden oluşacak şekilde açıklanmıştır;

Pasif Alt Sistem: Vertebralar, faset eklemler, intervertebral diskler, ligamentlerden oluşur. Normal pozisyonda omurgaya sınırlı bir stabilite sağlarken hareket aralığının uç noktalarında pasif yapıların gerilmesiyle stabiliteye katkı sağlar.

Aktif Alt Sistem: Omurgayı çevreleyen kas ve tendonlardan oluşur. Omurganın stabilitesinin sağlanmasında kritik öneme sahiptir.

Nöral Kontrol Sistemi: Bağlarda, tendonlarda ve kaslarda bulunan çeşitli kuvvet ve hareket dönüştürücülerinden gelen bilgileri alır ve omurga stabilizasyonu için gereksinimleri belirleyerek aktif alt sistemin stabilitesini sağlar (Panjabi 1992a, Panjabi 2003).

Omurganın hareketlerin incelenmesinde kullanılan en küçük yapıya Fonksiyonel Spinal Ünite (Functional Spinal Unit / FSU) ya da hareket segmenti denir. FSU komşu iki vertebra ve aralarındaki yumuşak dokulardan oluşur (White ve Panjabi 1990). Hareket aralığı (Range of Motion / ROM) FSU'nun aynı düzlemdeki fizyolojik hareketlerinin toplamını ifade eder ve iki önemli bölgeden oluşur.

Nötr Bölge: Omurga hareket aralığının, nötr pozisyondan başlayan ve omurga hareketinin minimum iç dirençle üretildiği, pasif yapıların henüz gerilmediği hareket aralığını ifade eder. Diğer bir ifadeyle nötr bölge küçük yükler kullanarak büyük hareketin elde edildiği bölgedir. Eklemdeki gevşekliği temsil eder (Panjabi 1992b, Zileli ve Özer 2014).

Elastik Bölge: Nötr bölgenin sınırlarının aşılması ile başlayan ve fizyolojik hareket sınırlarına ulaşan hareket aralığıdır. Bu aralıkta faset eklem yüzeylerinin birbirine temas etmesiyle bağlar gerilerek iç direnç artar. Kısaca elastik bölge, büyük yükler altında küçük hareketin gözlemlendiği bölgedir. Yapısal rijitliği temsil eder (Panjabi 1992b, Zileli ve Özer 2014).

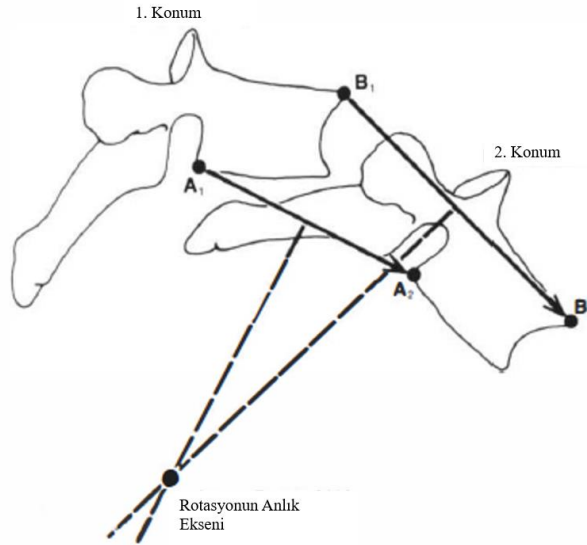
Hareket aralığındaki anormal artış omurga instabilitesine, deformasyonuna ya da yaralanmaya işaret eder. (Zileli ve Özer 2014). Stabilite fonksiyonel hareketler sırasında nötr bölgenin korunma yeteneğini ifade eder. Nötr bölgenin anormal genişlemesi

omurganın kontrolsüz segmental hareketlere neden olduğu için omurga stabilite değerlendirmelerinde hem ROM hem de nötr bölge davranışı birlikte ele alınmaktadır (Panjabi 1992a, 1992b).

## 2.4 Rotasyonun Anlık Ekseni

Omurganın kinematik değerlendirmesi yapılırken hareket aralıklarının yanı sıra o hareketin konumu ve yörüngesi de büyük önem taşımaktadır. Bu bağlamda omurga hareket segmentinin biyomekanik analizi yapılırken vertebraların etrafında döndüğü Rotasyonun Anlık Ekseni (RAE) dikkate alınmaktadır.

Rijit bir cisim bir düzlemde hareket ettiğinde cisimde veya uzantısında hareket etmeyen hayali bir nokta bulunmaktadır. Bu noktadan geçen ve hareket düzlemine dik olan eksene hareketin o andaki RAE denir. Şekil 2.1’de bir cismin hareketi sırasında rotasyonun anlık eksenini belirlemenin grafiksel tekniğini göstermektedir. Bu tekniğe göre cismin ilk konumunda belirlenen herhangi iki noktası  $A_1$ ,  $B_1$  noktaları ile ikinci konumdaki  $A_2$  ve  $B_2$  noktalarını birleştiren yer değiştirme vektörleri çizilir. Bu iki vektörün orta dikmelerinin kesişim noktası cismin hareketinin anlık rotasyon eksenidir (White ve Panjabi 1990).



**Şekil 2.1** Bir cismin 1. konumdan 2. konuma hareket ettiğinde anlık dönme eksenini belirlemenin grafiksel bir tekniğinin gösterimi (White ve Panjabi 1990).



Omurganın hareketi sırasında RAE sabit bir noktada değil hareket boyunca sürekli yer değiştirmesine rağmen karmaşık biyomekanik ve modelleme çalışmalarında bu eksen sabit kabul edilmiştir. Bu yaklaşım omurganın kinematik analizini ve simülasyonunu kolaylaştırmaktadır. (Percy ve Bogduk 1988, Zileli ve Özer 2014).

## 2.5 Omurganın Hareket Aralıkları

Vertebraların hareket aralığı, bir spinal segmentte aynı düzlemdeki fizyolojik iki hareketin toplamıdır. Örneğin sagittal düzlemde gerçekleşen fleksiyon ve ekstansiyon hareketinin toplam aralığını ifade eder (Zileli ve Özer 2014). Bu hareket aralıkları faset eklemlerin oryantasyonu, intervertebral diskler, ligamentler ve vertebraların anatomisi ile doğrudan ilişkilidir.

Komşu iki vertebra ve etrafındaki tüm yumuşak dokular bir hareket segmentini oluşturur. Tek bir hareket segmenti sınırlı hareket aralığına sahipken, bütün segmentlerin birleşik hareketi omurganın toplam hareket aralığını oluşturur. Omurganın sagittal düzlemdeki toplam hareket aralığı 250 derecedir. Bunun 140 derecesi fleksiyon hareketi, 110 derecesi ekstansiyon hareketidir (Çizelge 2.1) (Zileli ve Özer 2014).

**Çizelge 2.1** Omurganın Fleksiyon ve Ekstansiyon Hareket Aralıkları (Zileli ve Özer 2014)

| <b>Omurganın Bölümleri</b> | <b>Fleksiyon Hareketi (°)</b> | <b>Ekstansiyon Hareketi (°)</b> |
|----------------------------|-------------------------------|---------------------------------|
| Servikal Omurga            | 40                            | 50                              |
| Torakal Omurga             | 40                            | 25                              |
| Lomber Omurga              | 60                            | 35                              |
| Toplam                     | 140                           | 110                             |

### 2.5.1 Servikal Vertebraların Hareket Aralıkları

Servikal vertebralar, faset eklemlerin oryantasyonu nedeniyle omurganın en geniş hareket aralığına sahip vertebralarıdır. Bu anatomik yapı sayesinde başın yukarı kaldırılması, öne eğilmesi ve sağa sola çevrilmesi hareketleri geniş bir aralıkta gerçekleştirilmektedir. Çizelge 2.2'de servikal vertebraların fleksiyon ve ekstansiyon hareket aralıkları

verilmiştir.

Servikal vertebralar alt ve üst servikal bölge olmak üzere iki fonksiyonel alt bölüme ayrılmaktadır. Bu iki bölüm arasında vertebraların hareket aralıkları ve toplam harekete katkısı farklılık göstermektedir. Özellikle servikal bölgede fleksiyon/ekstansiyon hareketine en fazla katkıyı C0-C1 aralığı yapar. Başın rotasyonunu sağlayan atlanto-aksiyal eklem (C1-C2) geniş hareket aralığına sahiptir. Alt servikal bölge (C3-C7) ise omurganın genel fleksiyon ve ekstansiyon hareketine önemli bir katkı sağlamaktadır.

**Çizelge 2.2** Servikal vertebraların hareket aralıkları (Zileli ve Özer 2014)

| Vertebra Düzeyi | Fleksiyon (°) | Ekstansiyon (°) | Fleksiyon/Ekstansiyon (°) |
|-----------------|---------------|-----------------|---------------------------|
| C0-C1           | 13            | 13              | 26                        |
| C1-C2           | 10            | 9               | 19                        |
| C2-C3           | 8             | 3               | 11                        |
| C3-C4           | 7             | 9               | 16                        |
| C4-C5           | 10            | 8               | 18                        |
| C5-C6           | 10            | 11              | 21                        |
| C6-C7           | 13            | 5               | 18                        |
| C7-T1           | 6             | 4               | 10                        |
| TOPLAM          | 77            | 63              | 140                       |

### 2.5.2 Torakal Vertebraların Hareket Aralıkları

Torakal bölgede faset eklemlerin koronal düzlemde yer alması ve kaburga bağlantılarının oluşturduğu rijit yapı nedeniyle bu bölge omurganın hareket aralığı en kısıtlı bölgesidir. Bu anatomik özellik torakal vertebraların stabilitesini sağlarken kinematik hareket yeteneğini önemli ölçüde kısıtlamaktadır.

Çizelge 2.3'te torakal vertebraların fleksiyon ve ekstansiyon hareket aralığı verilmiştir. Torakal bölgede toplam fleksiyon/ekstansiyon hareket aralığı yaklaşık 65-80 derecedir. Torakal vertebralar alt torakal, orta torakal ve üst torakal olmak üzere üç bölüme ayrılmaktadır ve segmental hareket aralıkları torakal bu bölümlere göre farklılık

göstermektedir (Zileli ve Özer 2014).

Torakal bölgede ekstansiyon/fleksiyon hareket en fazla alt torakal bölgede (T11-L1) ortalama 12 derecede meydana gelir. Bu aralık orta torakal bölgede (T6-T10) 6 dereceye düşerken, üst torakal bölgede (T1-T5) rijitlik nedeniyle 3-4 derecelik hareket gerçekleşir (Zileli ve Özer 2014).

**Çizelge 2.3** Torakal vertebraların hareket aralıkları (Zileli ve Özer 2014)

| <b>Vertebra Düzeyi</b> | <b>Fleksiyon/Ekstansiyon (°)</b> |
|------------------------|----------------------------------|
| T1-T2                  | 3-5                              |
| T2-T3                  | 3-5                              |
| T3-T4                  | 2-5                              |
| T4-T5                  | 2-5                              |
| T5-T6                  | 3-5                              |
| T6-T7                  | 2-7                              |
| T7-T8                  | 3-8                              |
| T8-T9                  | 3-8                              |
| T9-T10                 | 3-8                              |
| T10-T11                | 4-14                             |
| T11-T12                | 6-20                             |
| T12-L1                 | 6-20                             |

### **2.5.3 Lomber Vertebraların Hareket Aralıkları**

Günlük yaşam aktiviteleri olan oturma-kalkma, yük kaldırma gibi eylemlerin yapılabilmesi için lomber vertebraların fleksiyon/ekstansiyon hareket aralıklarının geniş olması gerekir. Bu gereksinime bağlı olarak lomber vertebraların faset eklemleri sagittal düzlemde konumlanmıştır. Bu anatomik yapı rotasyonu kısıtlarken lomber vertebraların fleksiyon/ekstansiyon hareketlerinin geniş bir aralıkta gerçekleşmesine olanak sağlar (Zileli ve Özer 2014).

Çizelge 2.4'te lomber vertebraların fleksiyon/ekstansiyon hareket aralıkları verilmiştir.

İnsan omurgasında en geniş fleksiyon/ekstansiyon hareket aralığı alt lomber (L4-S1) bölgede gözlemlenmektedir (Zileli ve Özer 2014).

**Çizelge 2.4** Lomber vertebraların hareket aralıkları (Zileli ve Özer 2014)

| <b>Vertebra Düzeyi</b> | <b>Fleksiyon/Ekstansiyon (°)</b> |
|------------------------|----------------------------------|
| L1-L2                  | 5-16                             |
| L2-L3                  | 8-18                             |
| L3-L4                  | 6-17                             |
| L4-L5                  | 9-21                             |
| L5-S1                  | 10-24                            |

## **2.6 Radyolojik Görüntüleme**

Radyolojik görüntüleme yöntemleri, insan anatomisinin kesitsel veya 3B olarak incelenmesine olanak tanıyarak tıpta hastalıkların tanı ve tedavisinde kritik bir rol oynar. Omurganın modellenmesi ve biyomekanik çalışmalarda bu radyolojik görüntüler temel veri kaynağı olarak kullanılmaktadır.

### **2.6.1 Bilgisayarlı Tomografi**

BT, 1972'de Godfrey Hounsfield ve fizikçi Allan Cormack tarafından geliştirilmiştir. BT, X-ışınlarını kullanarak vücut içi yapıların ayrıntılı olarak incelenmesini sağlayan radyolojik görüntüleme yöntemidir. Röntgen cihazına kıyasla daha detaylı ve kesitsel görüntüler sunar. Bu sayede kemiklerin, damarların, iç organların ve yumuşak dokuların detaylı incelenmesine olanak tanır.

BT cihazında X-ışını ve dedektörler hastanın etrafında dönerek hasta vücuduna farklı açılardan X-ışınları gönderir. Bu ışınlar sayesinde dokuların kesit görüntüleri elde edilir. Daha sonra bu 2B görüntüler bilgisayar yazılımları ile 3B hale getirilir. Özellikle kemik dokunun görüntülenmesinde BT yöntemi yüksek kontrastlı görüntü sunması sebebiyle sıklıkla tercih edilir (Demir 2014, Hermena ve Young 2023, Kalender 2011).

## 2.6.2 Hounsfield Unit

Hounsfield Unit (HU), radyologlar tarafından BT görüntülerinin yorumlanmasında kullanılan sayısal bir ölçü birimidir. BT birimi olarak da adlandırılır. Dokunun radyasyonu zayıflatma katsayısı, BT rekonstrüksiyonu sırasında gri tonlamalı bir görüntü oluşturmak için kullanılır. HU ölçeği suyun zayıflatma katsayısı referans alınarak oluşturulmuştur. Denklem (2.1)'de ifade edildiği gibi HU değeri, incelenen dokunun ve suyun zayıflatma katsayısı ile hesaplanır. Bu denklemde  $\mu_{\{doku\}}$  anatomik dokunun,  $\mu_{\{su\}}$  ise suyun zayıflatma katsayısını ifade eder. Bu ölçeğe göre suyun yoğunluğu 0 HU ve havanın yoğunluğu -1000 HU değerlerini alır. Diğer anatomik dokular X-ışını absorpsiyonuna göre bu iki değer arasında veya dışında yer alır (DenOtter 2019).

$$HU = 1000 \times \frac{(\mu_{\{doku\}} - \mu_{\{su\}})}{\mu_{\{su\}}} \quad (2,1)$$

Kemik dokuların dış sert tabakası olan kortikal kemik X-ışını zayıflatma katsayısına göre yüksek HU değerine (+500 ile +1900) sahiptir. Kemikğin iç tabakası (süngerimsi kemik) daha düşük HU değerine (+300 ila +400) sahiptir. Bölütleme işleminde kemikğin HU değerine göre eşik yöntemiyle kemik dokuların diğer dokulardan ayrılması sağlanır (Patrick vd. 2017, Toga ve Mazziotta 2002).

## 2.7. Dijital İkiz Teknolojisi

Dijital ikiz, gerçek dünyadaki canlı veya cansız bir nesnenin dijital ortamdaki kopyasıdır. Bu teknoloji, gerçek ve dijital dünya arasında veri akışı sağlayarak nesnenin geçmişinin anlaşılmasını ve geleceğinin tahmin edilmesini hedefler. Dijital ikiz kavramı ilk olarak 2002 yılında Michigan Üniversitesinde Dr. Michael Grieves tarafından yapılan “Ürün Yaşam Döngüsü” sunumunda önerilmiştir. Daha sonra NASA'nın uzay araçlarının bileşenlerini izlemek ve simüle etmek amacıyla kullanılmasıyla yaygınlaşmıştır (Grieves 2002a, Grieves ve Vickers 2016, Tao vd. 2022).

Dijital ikizler, fiziksel nesnenin sadece görsel bir temsili değil gerçek nesneden Nesnelerin İnterneti (IoT) cihazları, sensörler aracılığıyla veriler alınarak, yapay zekâ

(AI), makine öğrenimi (ML) ile bu verileri analiz ederek gerçek nesneyle ilgili bilgi sağlar. Bu bilgi sayesinde gerçek zamanlı verileri toplayarak fiziksel nesnelerin performans değerlendirmesi ve karar destek süreçlerini geliştirmeyi hedefler (Tao ve Zhang 2017).

Dijital ikizler, fiziksel nesnenin ve çevresindeki davranışının doğru bir tanımını sağlıyorsa tasarım, test ve operasyonel aşamalarda fiziksel nesnenin yerini alabilir. Bu durum, fiziksel nesnenin normal ve yüksek stresli durumlardaki davranışını anlamanın, tasarımda ve amaçlanan kullanımda kritik noktaları belirlemenin için güvenli bir yolunu sağlar (Crespi vd. 2023).

### **2.7.1 Dijital İkiz Bileşenleri**

Dijital ikiz teknolojisinin üç temel bileşeni vardır. Bunlar, fiziksel nesne, sanal model ve bu iki nesne arasındaki bağlantıdır. Fiziksel nesne gerçek dünyadaki nesne ya da sistemdir.

Sanal model, fiziksel nesnenin dijital ortamdaki karşılığıdır. Özelliklerine ve işlevlerine göre dörde ayrılır; geometrik, fiziksel, davranış ve kural. Geometrik model, fiziksel nesnenin geometrik şeklini ve montaj ilişkilerini tanımlar. Fiziksel model, nesnenin malzeme özelliklerini, karakteristiklerini ve kısıtlamalarını yansıtır. Davranış model, fiziksel varlığın iç ve dış mekanizmalara davranışını ve kural model de geçmiş verileri ve bilgiyi ifade eder. Fiziksel nesne ve sanal model arasındaki bağlantı, modelin güncellenmesi için gerekli veri akışını sağlar (Tao vd. 2018).

### **2.7.2 Dijital İkiz Türleri**

Dijital ikiz ürün yaşam döngüsünün aşamasına bağlı olarak; Dijital İkiz Prototipi (DTP), Dijital İkiz Örneği (DTI) ve Dijital İkiz Topluluğudur (DTA) üç türü vardır:

DTP: Fiziksel olarak üretilmemiş ürünün sanal modelinin oluşturulmasıdır. Oluşturulan bu model ile olası senaryoları ve performans analizleri yapıldıktan sonra

fiziksel üretim aşamasına geçilir. Bu sayede olası hatalar gözlemlenir.

DTI: Fiziksel olarak var olan bir nesne ya da kişinin spesifik verileri kullanılarak oluşturulan dijital modellerdir.

DTA: Üretilen ürünlerin bir araya getirilmesidir. Verilen toplu şekilde analiz edilerek öğrenme süreçlerinde kullanıldığı dijital ikiz modelidir (Crespi vd. 2023).

### **2.7.3 Sağlık Alanında Dijital İkiz Uygulamaları**

Dijital ikiz teknolojisinin kullanımı özellikle son zamanlarda sağlık alanında büyük bir artış göstermiştir (Katsoulakis vd. 2024). Sağlık alanında dijital ikizler kişiselleştirilmiş tıp, hastalık, önleyici bakım ve iyileştirme gibi sağlık hizmetleri hakkındaki güncel tartışmalardaki temel kavramlar üzerindeki etkisini analiz etmek için kavramsal bir araç sağlar (Sun vd. 2023). Bu yaklaşım ile bireylerin moleküler durumu, fizyolojik durumu ve yaşam tarzını dinamik olarak yansıtan sanal kopyaları oluşturulabilmekte ve bu modeller üzerinden hastanın tanı ve tedavisinde kullanılabilecek yöntemler sanal modeller üzerinde değerlendirilebilmektedir (Bruynseels vd. 2018).

Tıbbi müdahaleleri ortalama bir kişinin yanıtlarına dayandırmak yerine, dijital ikizler ile sağlık hizmetlerinin bireysel hastaların beklenen yanıtlarına göre uyarlanmasını sağlamaktadır. Bu teknoloji özellikle kişiselleştirilmiş, hassas ve başarılı tıbbi tedavi uygulanmasında katkı sağlamaktadır (Johnson vd. 2023).

Dijital ikiz teknolojisinin sağlık alanında, bireyselleştirilmiş eğitimden hastane yönetimine kadar geniş bir uygulama alanına sahiptir. Bu kapsamda yaşlılar için giyilebilir cihazlar ile hasta takibi, demans takibi gibi uygulamaları mevcuttur (Katsoulakis vd. 2024, Wickramasinghe vd. 2022).

Bununla birlikte organlar için geliştirilebilir dijital ikiz modelleri de ilgi görmeye başlamıştır (Katsoulakis vd. 2024). Kardiyoloji alanında sanal kalp modelleri ile doktorlar ve ilaç mühendisleri, kalp dokusunun karmaşık yapısını veya hareketliliğini görebilir ve

bu sayede kişiselleştirilmiş tedavi uygulanabilmektedir (Sun vd. 2022).

BT, MR verilerinden elde edilen hastaya özgü dijital ikiz modelleri, hekimlerin hassas cerrahi planlama ve simülasyon gibi uygulamalar yaparak çeşitli senaryoları ve biyomekanik analizleri sanal ortamda test edebilmesine olanak sağlamaktadır. Bu sayede tanı ve tedavi süreçlerinin iyileştirilmesi sağlanabilir (Lomax vd. 2025).

Sonuç olarak dijital ikiz teknolojisi, sağlıkta hastalıkların tanı ve tedavisinde, cerrahi planlama süreçlerinde, biyomekanik analizlerde kullanılmaktadır. Bu sayede cerrahi risklerde azalma ve süreçte iyileşme sağlanır.

## **2.8 NIH 3D Platformu**

NIH 3D, araştırmacılara ve eğitimcilere tıp alanında 3B baskı dosyalarını, eğitim kaynaklarını, modelleme eğitimlerini keşfetmek, oluşturmak ve paylaşmak için Ulusal Sağlık Enstitüleri (National Institutes of Health / NIH) tarafından geliştirilen ücretsiz ve çevrimiçi bir platformdur (Coakley vd. 2014). NIH, dünya çapında biyomedikal ve halk sağlığı alanlarında temel araştırmalar yapan saygın bir kuruluştur.

NIH 3D platformu, 3B baskı, artırılmış gerçeklik, web tabanlı görselleştirme gibi alanlardaki teknolojik uygulamaları destekler. Platform kütüphanesinde moleküler yapılar, hücresel bileşenler, anatomik yapılar ve açık kaynaklı laboratuvar ekipmanları da dahil olmak üzere çeşitli 3B modeller yer almaktadır. Bu 3B modeller indirilmeye ve yazdırılmaya hazır modellerdir. NIH 3D platformunun amacı, radyolojik görüntülerden dönüştürülmüş bu 3B modellerin araştırma ve eğitim amaçlı erişilebilmesini sağlamaktır. Bu sayede platform, modelleme yazılımlarında deneyimsiz olan kullanıcıların dahi hazır modelleri indirerek 3B yazıcı ile üretim yapabilmesine olanak tanır (Horton ve Xiong 2016, Ventola 2014).

NIH 3D platformu, kullanıcıların mevcut modelleri indirmelerinin yanı sıra kendi oluşturduğu 3B modelleri paylaşmalarına da olanak sağlamaktadır. Bu sayede kullanıcılar arasında iş birliği ağı oluşturulması hedeflenmiştir (Coakley vd. 2014).

Platformda solunum sistemi, iskelet sistemi, kalp, iç organlar gibi insan vücuduna ait 3B statik modeller yer almaktadır. Bu modeller, ameliyat öncesi planlama, hasta bilgilendirme ve eğitim amaçlı kullanılabilir (Ventola 2014). Ancak bu platformda sunulan anatomik yapılar biyomekanik hareket yeteneğinden yoksun, sadece görsel temsiliyet sunan statik nesnelere niteliğindedir.

Platformda radyolojik görüntülerden elde edilen anatomik modeller, anatomiye uygunluk açısından değerlendirilmiştir. Araştırmacılar bu modellere STL (Standard Triangle Language), OBJ gibi formatlarda erişim sağlayarak inceleyebilir ve 3B yazıcı ile üretebilir.

## **2.9 Literatürdeki Çalışmalar**

Mobbs vd. (2017) tarafından sunulan bu vaka raporu tez çalışmamızda kullandığımız yöntemlerle benzer tasarım süreci içermektedir. Çalışmada karmaşık omurga patolojilerinde ameliyat öncesi cerrahi planlama ve hastaya özgü implant tasarımı için 3B baskı teknolojisinin kullanımını incelenmiştir. Çalışmada, tümör rezeksiyonu ve omurga rekonstrüksiyonu geçiren bir C1/C2 kordoma hastası ile olağandışı doğuştan omurga deformitesi olan bir başka hasta için 3B baskı yöntemiyle kişiselleştirilmiş titanyum protezler ve ameliyat öncesi anatomik kalıplar üretilmiştir. Her iki vakada da özel tasarım implantların anatomiye sorunsuz bir şekilde oturması cerrahi müdahaleyi kolaylaştırmış, operasyon süresini kısaltmış ve ameliyat sırasında greft şekillendirme veya kaburga/fibula grefti alma gibi karmaşık onarım işlemlerine duyulan ihtiyacı ortadan kaldırmıştır. Sırasıyla 9 ve 12 aylık radyolojik takipler sonucunda her iki hastada da başarılı bir füzyon gözlemlenmiş olup, bu sonuçlar 3B modelleme ve baskı teknolojilerinin karmaşık omurga cerrahilerinin zorluğunu azaltmada ve kişiselleştirilmiş tıp uygulamalarında son derece uygulanabilir ve etkili bir yöntem olduğunu kanıtlamaktadır (Mobbs vd. 2017).

Resim 2.12'de 3B yazıcı ile implant tasarım süreci verilmiştir. Görselin alt bölümleri sırasıyla şu aşamaları temsil etmektedir:

A: Tümör rezeksiyonu sonrası oluşan defektin rekonstrüksiyonu için implantın

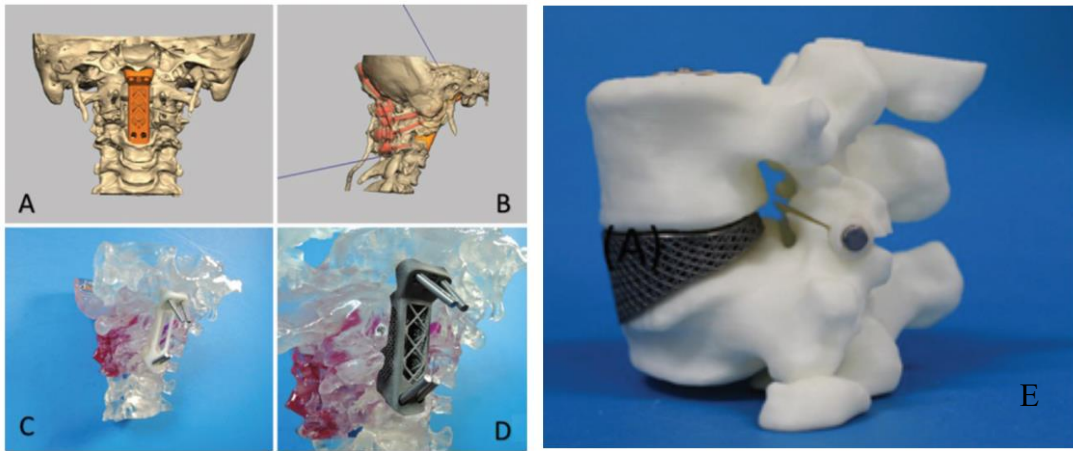
bilgisayar destekli tasarım (BDT) modellemesi.

B: Daha önce uygulanmış oksipitoservikal füzyonu ve 3B implant için planlanan vida sabitleme rotasını gösteren posterolateral görünüm.

C: Klivus ve C-3 omuruna yönelik planlanmış vida rotalarını içeren implantın plastik modeli.

D: Sterilizasyon ve cerrahi öncesi nihai model.

E: Planlanan 3B yazıcı ile üretilmiş protez ile birlikte hemivertebra plastik modeli (Mobbs vd. 2017).



**Resim 2.12** 3B yazıcı ile implant tasarım süreci (Mobbs vd. 2017)

Mobbs vd. (2017)'nin yaptığı çalışmada, hastaya özgü 3B implantların bilgisayar ortamından cerrahi operasyona kadar uzanan çok aşamalı tasarım sürecini özetlemektedir. İlk aşamada, hastanın BT ve MR gibi tıbbi görüntüleme verileri kullanılarak BDT yazılımlarında hastanın anatomisi ve tümör çıkarıldıktan sonra oluşacak anatomik boşluk üç boyutlu olarak modellenir. Ardından, hekimlerin mekânsal ilişkileri daha iyi kavraması (örneğin mevcut vidaların konumu) ve rezeksiyon planını test etmesi için anatominin yarı saydam plastik modelleri üretilir. Tasarımın fiziksel test aşamasında, bu anatomik modeller üzerine yerleştirilmek üzere plastik implant prototipleri basılarak kusursuz uyum kontrol edilir; cerrah tarafından belirlenen en güvenli vida açıları hesaplanarak doğrudan nihai dijital implant tasarımına entegre edilir. Özellikle omurganın yük taşıyan bölgeleri için (Resim 2.12), implant tasarımına sadece dış uyum değil; hastanın ağırlığını taşıyacak mekanik dayanım, duruşu düzeltecek spesifik açılar (örneğin 6 derecelik lordoz düzeltmesi) ve içine kemik grefti eklenebilmesi ile

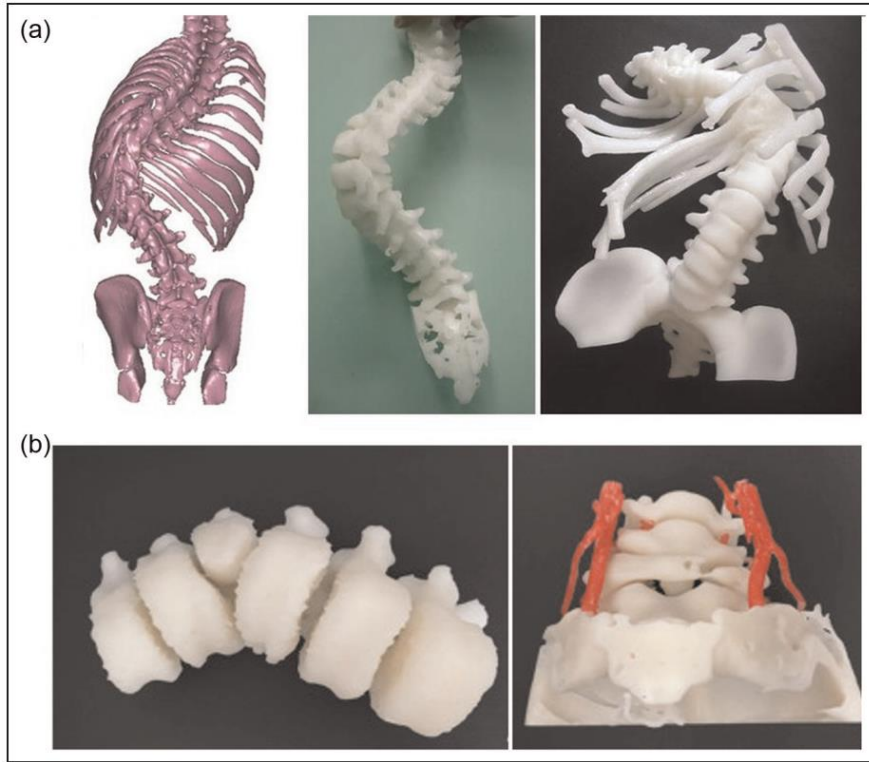
görüntüleme artefaktlarını önlemek amacıyla "kendi kendini taşıyabilen" gözenekli/boşluklu bir yapı gibi kritik mühendislik kriterleri de eklenir. Optimizasyonları tamamlanan bu nihai tasarımlar, son adımda titanyum malzeme ile basılıp sterilize edilerek hastaya doğrudan yerleştirilmeye hazır hale getirilir (Mobbs vd. 2017).

Sheha vd. (2019) tarafından kaleme alınan bu derleme makalesi, omurga cerrahisinde 3B baskı teknolojisinin güncel uygulamalarını, potansiyel avantajlarını ve karşılaşılan temel zorlukları değerlendirmektedir. Çalışmada 3B baskı teknolojisinin temel olarak dört ana alanda öne çıktığı belirtilmektedir: karmaşık deformiteler veya tümörler gibi zorlu vakalarda cerrahın anatomiyi daha iyi kavramasını sağlayan ameliyat öncesi 3B planlama modelleri, pahalı navigasyon sistemlerine gerek kalmadan cerrahi doğruluğu artıran hastaya özgü pedikül vidası ve osteotomi kılavuzları, hastanın anatomisine birebir uyum sağlayıp kemik entegrasyonunu güçlendiren kişiselleştirilmiş titanyum implantlar ve cerrahi eğitim amaçlı gerçeğe yakın simülatörlerin üretimi (Sheha vd. 2019).

Yapılan tez çalışmasında geliştirilen dijital ikiz omurga modelleri cerrahın anatomik yapıyı hem fiziksel modeller hem de dijital modeller üzerinden inceleyerek daha iyi kavramasını sağlayacaktır. Makalede, bu yenilikçi teknolojinin cerrahi hızı ve güvenliği artırdığı açıkça belirtilmekle birlikte; implantlar için tasarım maliyetlerinin yüksekliği, ameliyat sırasında cerraha esneklik sunamaması, uzun vadeli klinik takip verilerinin eksikliği ve tıbbi cihazlara yönelik katı güvenlik düzenlemeleri gibi kısıtlayıcı faktörlerin de altı çizilerek, gelecekteki gelişmelerle bu engellerin aşılabileceği vurgulanmaktadır.

Provaggi vd. (2017) tarafından hazırlanan bu kapsamlı derleme, şiddetli omurga patolojilerinin tedavisinde 3B baskı teknolojilerinin sunduğu stratejik fırsatları incelemektedir. Çalışmada 3B baskı uygulamaları; cerrahi planlama ve eğitim amaçlı anatomik modeller, yüksek hassasiyetli pedikül vidası kılavuzları, kişiselleştirilmiş intervertebral füzyon/TDR implantları ve doku mühendisliği iskeleleri olmak üzere dört temel kategoride ele alınmaktadır. Makalede, bu teknolojilerin karmaşık anatomik yapıların anlaşılmasını kolaylaştırarak operasyon sürelerini kısalttığı, vidalama hataları ile X-ışını maruziyetini azalttığı ve kemik entegrasyonu destekleyen gözenekli tasarımlara imkân tanıdığı vurgulanmaktadır. Literatürde belirtilen bu eğitim ve planlama

potansiyeliyle paralel olarak; mevcut tez çalışması kapsamında geliştirilen dijital ikizler ve fiziksel modeller, cerrahların operasyon öncesi taktiksel prova yapabilmesine ve cerrahi eğitim süreçlerinde yüksek sadakatli simülasyon araçları olarak kullanılmasına olanak sağlamaktadır. Yazarlar; biyo-emilebilir materyallerin uzun vadeli mekanik direnci ve hastane içi üretim süreçlerindeki zaman kısıtlılıkları gibi zorluklara dikkat çekse de bu tezde sunulan modelleme yaklaşımları eğitimsel boyutta bu kısıtlılıkların aşılmasına katkı sunmayı hedeflemektedir (Provaggi vd. 2017).



**Resim 2.13** Ameliyat öncesi planlamada kullanılmak üzere üretilen 3B omurga modelleri (Provaggi vd. 2017).

Provaggi vd. (2017)'nin çalışmasında yer alan Resim 2.13, karmaşık omurga deformitelerine sahip hastaların ameliyat öncesi cerrahi planlamalarında kullanılmak üzere farklı 3B baskı teknikleriyle üretilmiş fiziksel omurga modellerini göstermektedir. Resim 2.13A'da, hastaların BT taramalarından elde edilen dijital 3B omurga rekonstrüksiyonları ile "Seçici Lazer Sinterleme" (SLS) yöntemi kullanılarak basılmış omurga modelleri yer almaktadır. B bölümünde ise ışığa duyarlı reçineden üretilmiş farklı 3B modeller sunulmaktadır. Her iki görselde sunulan bu somut modeller, cerrahların omurgadaki karmaşık patolojik anatomiyi üç boyutlu olarak gözlemlemesi, operasyon

adımlarını hastaya herhangi bir risk oluşturmadan önce planlaması ve ameliyat sırasında kullanılacak sabitleme aletlerini doğru bir şekilde seçmesi amacıyla kullanılmıştır (Provaggi vd. 2017).

Kantaros vd. (2021)'nin hazırladığı bu derleme makalesi, 3B baskı süreçlerinde karşılaşılan maliyet, zaman kaybı ve deneme-yanılma yöntemlerine dayalı üretim sorunlarını aşmak amacıyla dijital ikiz teknolojisinin uygulanabilirliğini, güncel eğilimlerini ve mevcut kısıtlamalarını kapsamlı bir şekilde incelemektedir. Çalışmada, IoT, AI, ML ve büyük veri gibi Endüstri 4.0 teknolojilerinden güç alan dijital ikizlerin, fiziksel 3B yazıcı ile sanal bir model arasında gerçek zamanlı veri akışı kurarak çalıştığı açıklanmaktadır. Bu entegrasyon sayesinde sistem, üretim hatalarını (örneğin ısıya bağlı şekil bozuklukları veya yapısal kusurlar) anında tespit edebilmekte, arızaları öngörebilmekte ve süreci eşzamanlı olarak otonom şekilde optimize edebilmektedir (Kantaros vd. 2021).

Bununla birlikte Kantaros vd. (2021), bu yenilikçi teknolojinin 3B baskı alanında henüz tam anlamıyla olgunlaşmadığını belirterek; karmaşık ve çok çeşitli sensör verilerinin eşzamanlı entegrasyonu, yüksek bilgisayar işlem gücü gereksinimi, sistemlerin birlikte çalışabilirliği ve makine öğrenimi modellerinin parametre değişikliklerinde sürekli yeniden eğitime zorunluluğu gibi pratik zorluklara dikkat çekmektedir. Sonuç olarak makale, dijital ikizlerin ağırlıklı olarak maliyetli metal 3B baskı süreçlerinde denendiğini, ancak teknolojinin potansiyelinden tam olarak faydalanılabilmesi için gelecekte Ergimiş Filament Üretimi (Fused Deposition Modeling / FDM) gibi daha yaygın, düşük maliyetli sistemler için de kullanıcı dostu ve erişilebilir dijital ikiz modellerinin geliştirilmesi gerektiğini vurgulamaktadır (Kantaros vd. 2021).

Senkoylu vd. (2020) tarafından sunulan derleme makalesi, omurga cerrahisinde 3B ve hızlı prototipleme (RP) teknolojilerinin klinik uygulama alanlarını, avantajlarını ve mevcut kısıtlamalarını kapsamlı bir şekilde ele almaktadır. Çalışmada; 3B baskı teknolojisinin cerrahi eğitim, karmaşık deformatörler için preoperatif planlama, hasta-hekim iletişimi, hastaya özgü cerrahi kılavuzlar ve biyomekanik uyumlu gözenekli titanyum implant üretimi gibi alanlardaki kritik rolü vurgulanmaktadır. Yazarlar, bu

teknolojinin cerrahi doğruluğu artırırken operasyon süresini, kan kaybını ve radyasyon maruziyetini azalttığını belirtmekle birlikte; uzun üretim süreçleri ve kalifiye teknik personel ihtiyacı gibi dezavantajların altını çizmektedir. Makalede ayrıca, AI ve ileri yazılım teknolojilerinin bu teknik engelleri aşarak üretim süreçlerini optimize edebileceği öngörülmektedir (Senkoylu vd. 2020).

Wu vd. (2018) tarafından hazırlanan bu makale, omurga cerrahisinde 3B baskı tekniklerinin mevcut uygulamalarını, gelecekteki potansiyelini ve güncel zorluklarını özetlemektedir. Çalışmada, 3B baskı teknolojisinin anatomik araştırmalar (kadavra ihtiyacını ve etik sorunları azaltarak), tıp ve cerrahi eğitimi (karmaşık deformitelerin anlaşılması ve asistanların ameliyat öncesi pratik yapması), cerrahi planlama ve navigasyon (hastaya özgü kılavuzlarla vida yerleştirme doğruluğunun artırılması, ameliyat süresinin, kan kaybının ve radyasyon maruziyetinin azaltılması) ile standart implantların yetersiz kaldığı karmaşık vakalar için kişiselleştirilmiş 3B baskılı implantların üretimi (örneğin Ewing sarkomu gibi tümör rezeksiyonları sonrası rekonstrüksiyon) gibi temel alanlarda başarıyla kullanıldığı belirtilmektedir. Bu teknolojinin hastanın anatomisine birebir uyum sağlama ve implantlarda daha iyi osseointegrasyon elde etme gibi çok önemli avantajlar sunduğu vurgulanmakla birlikte; üretim sürecinin uzunluğu, yüksek maliyetler, modellerde yumuşak doku ve damar/sinir yapılarının yeterince simüle edilememesi, profesyonel mühendislik ve yazılım desteğine duyulan ihtiyaç ve uzun vadeli klinik takip verilerinin eksikliği gibi faktörler, teknolojinin yaygınlaşmasının önündeki güncel zorluklar olarak sıralanmaktadır. Sonuç olarak, 3B baskı uygulamalarının omurga cerrahisi için son derece umut verici ancak halen gelişmekte olan bir alan olduğunun altı çizilmektedir (Wu vd. 2018).

Eltes vd. (2020) tarafından yürütülen bu çalışma, klinik ortamda hastane kaynaklarının verimli kullanımı adına farklı 3B baskı teknolojilerinin geometrik doğruluğunu karşılaştırmalı olarak incelemektedir. Araştırma, düşük maliyetli FDM teknolojisinin, daha yüksek maliyetli ve hassas olan dijital ışık işleme (DLP) sistemleriyle benzer bir hassasiyet sunarak ölçümlerin büyük çoğunluğunda 1 mm'nin altında sapma gösterdiğini kanıtlamıştır. Bu doğrultuda, uygun maliyetli yazıcıların dahi cerrahi planlamada yüksek güvenilirlikle kullanılabilmesi ve klinik rutine sürdürülebilir bir şekilde entegre

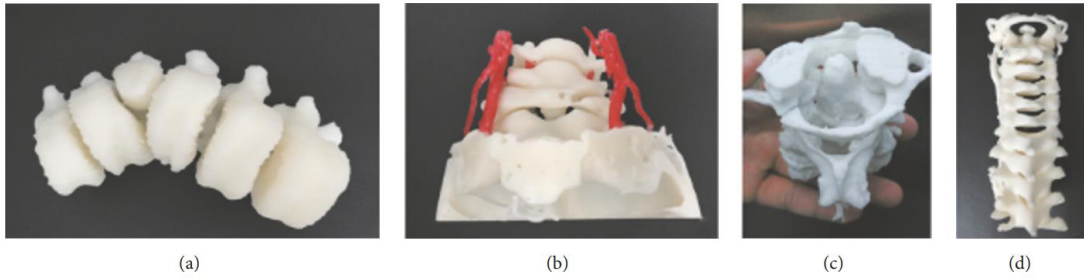
edilebileceği vurgulanmaktadır (Eltes vd. 2020).

Eltes vd. tarafından ortaya konan ekonomik ve hassas modelleme yaklaşımı, bu tez çalışmasının metodolojik temelini desteklemekte ve bir adım öteye taşımaktadır. Çalışmamızda bu literatür bulgularıyla paralel olarak modeller doğrudan hastanın BT verilerinden oluşturularak birebir anatomik uygunluk ve yüksek geometrik doğruluk sağlanmıştır. Makalede vurgulanan fiziksel doğruluk, tezimizde geliştirilen dijital ikiz modeli için de temel bir referans teşkil etmektedir. Fiziksel modelin BT verisine dayalı hassasiyeti, dijital ortamdaki fleksiyon ve ekstansiyon simülasyonlarının ve bu simülasyonlardan elde edilen Cobb açısı gibi verilerin klinik geçerliliğini desteklemektedir (Eltes vd. 2020).

Ravi vd. (2022) tarafından yürütölen bu araştırma, hastanelerde giderek daha yaygın kullanılan masaüstü Malzeme Ekstrüzyonu tipi 3B yazıcıların, cerrahi planlama amaçlı üretilen farklı patolojilerdeki anatomik modellerdeki boyutsal doğruluğunu değerlendirmektedir. Çalışmada, kas-iskelet, nörolojik, batın ve kardiyovasküler sistemlere ait farklı hacim ve yapılarıdaki 6 tıbbi model ile 1 referans küp 3B olarak basılmış ve modellerin üzerine yerleştirilen özel bloklardan yüksek çözünürlüklü dijital kumpas yardımıyla milimetrik ölçümler alınmıştır. Analiz sonuçları, basılan tüm modellerdeki mutlak boyutsal sapmaların, cerrahi planlama için makul bir tolerans sınırı olarak kabul edilen 1 milimetrenin altında (ortalama 0,26 ile 0,30 mm arasında) kaldığını göstermiştir. En büyük sapmaların, 3B yazıcının destek yapıları üzerine basılan kısımlarında veya malzeme birikiminin olduğu dış yüzey başlangıç/bitiş dikiş noktalarında meydana geldiği saptanırken; modelin yazılımdaki yönünün değiştirilmesinin veya boyutunun küçöltölmesinin doğruluk üzerinde anlamlı bir etkisi olmadığı gözlemlenmiştir. Sonuç olarak makale, 1 mm'lik hata payının kabul edilebilir olduğu klinik senaryolarda, masaüstü malzeme ekstrüzyonu 3B baskı teknolojisinin ameliyat öncesi ameliyat planlaması için güvenilir, yüksek doğruluklu ve son derece uygulanabilir bir teknoloji olduğunu kanıtlamaktadır (Ravi vd. 2022).

Hsu vd. (2018) tarafından sunulan derleme makalesi, minimal invaziv omurga cerrahisinde 3B baskı teknolojisinin sağladığı stratejik avantajları ve kısıtlılıkları

kapsamlı bir şekilde incelemektedir. Çalışmada, 3B baskının dar çalışma alanları ve kısıtlı görüş gibi zorluklar içeren bu disiplinde; dokunsal simülasyon imkânı sunan biyomodeller, cerrahi doğruluğu artıran hastaya özgü kılavuzlar ve kemik entegrasyonunu destekleyen kişiselleştirilmiş implantlar olmak üzere üç ana kurguda kritik öneme sahip olduğu belirtilmektedir. Özellikle çalışmada üretilen 3B modeller (Resim 2.14); skolyoz, atlas tümörü ve servikal kırıklı çıkık gibi kompleks patolojilere sahip hastaların BT verilerinden üretilen ışığa duyarlı reçine modellerin, cerrahi planlamadaki başarısını kanıtlamaktadır. Bu fiziksel modeller yardımıyla gerçekleştirilen müdahalelerde hatalı vida yerleşimi gibi komplikasyonların yaşanmaması, teknolojinin operasyon güvenliği üzerindeki doğrudan etkisini ortaya koymaktadır. Ancak yazarlar, yüksek maliyetler ve üretim süresinin uzunluğu gibi faktörlerin bu yöntemlerin rutin cerrahiye entegrasyonunu henüz kısıtladığına dikkat çekmektedir (Hsu vd. 2018).



**Resim 2.14** Makalede üretilen modeller: Skolyoz (a), Atlas neoplazmı (b), servikal kırık-çıkık (c-d) (Hsu vd. 2018).

Hsu vd. (2018) tarafından vurgulanan dokunsal simülasyon ve cerrahi planlama ihtiyacı, bu tez çalışmasının temel hareket noktasını oluşturmaktadır. Literatürde sunulan reçine tabanlı biyomodeller statik yapıda kalırken, çalışmamızda bu süreç daha ileri bir fonksiyonel düzeye taşınmıştır. Fiziksel modellerin sunduğu bu avantajlar, çalışmamızda geliştirilen dijital ikiz teknolojisiyle desteklenmiştir. Bilgisayar ortamında fleksiyon ve ekstansiyon hareketlerini gerçekleştirebilen bu dijital modeller sayesinde, cerrahın sadece statik bir yapı üzerinde değil, hareketli bir omurga üzerinde analiz yapması sağlanmıştır. Dijital ikiz üzerinden elde edilen Cobb açısı ve benzeri açısal veriler, Hsu vd. tarafından belirtilen planlama süreçlerini daha dinamik ve ölçülebilir bir boyuta taşımıştır. Sonuç olarak bu tez çalışması, literatürde belirtilen kısıtlılıkları aşarak fiziksel modelin gerçekçiliğini dijital modelin analiz gücüyle birleştiren bütüncül bir cerrahi simülasyon

iş akışı ortaya koymaktadır (Hsu vd. 2018).

Habib vd. (2022) tarafından hazırlanan derleme makalesi, omurga ve pelvis cerrahisinde 3B teknolojisinin kişiselleştirilmiş tıp uygulamalarındaki stratejik rolünü değerlendirmektedir. Çalışmada; onkolojik vakalarda tümör sınırlarının ve nörovasküler yapıların anlaşılmasını kolaylaştıran anatomik modeller, pedikül vidası yerleştirme hassasiyetini artıran cerrahi kılavuzlar ve kemik entegrasyonunu destekleyen gözenekli titanyum implantlar olmak üzere üç temel uygulama alanı öne çıkarılmaktadır. Bu teknolojilerin ameliyat süresini kısalttığı, kan kaybını azalttığı ve fonksiyonel sonuçları iyileştirdiği vurgulanırken; standart klinik uygulama için maliyet optimizasyonu ve uzun vadeli klinik verilere duyulan ihtiyaç kısıtlayıcı faktörler belirtilmektedir. Habib vd. (2022) tarafından vurgulanan bu metodolojik gereksinimler, tez çalışmamızda geliştirilen düşük maliyetli ve yüksek analiz kabiliyetine sahip simülasyon platformu ile paralellik göstermektedir. Literatürde belirtilen yüksek maliyetli implant ve modelleme süreçlerine bir alternatif olarak, çalışmamızda FDM tipi 3B yazıcılar kullanılarak hastanın BT verileriyle birebir uyumlu ekonomik omurga modelleri üretilmiştir (Habib vd. 2022).

Ayrıca, çalışmamızda oluşturulan dijital ikiz modelleri, Habib vd. (2022) tarafından vurgulanan cerrahi doğruluğu bir veri analiz boyutuyla desteklemektedir. Bilgisayar ortamında fleksiyon ve ekstansiyon hareketlerini dinamik olarak gerçekleştirebilen bu modeller üzerinden Cobb açısı gibi klinik parametrelerin anlık olarak hesaplanabilmesi, sadece anatomik sınırların anlaşılmasını değil, aynı zamanda cerrahi planlamanın fonksiyonel sonuçlarının da önceden öngörülmesini sağlamaktadır. Sonuç olarak bu tez çalışması, Habib vd. tarafından belirtilen altyapı ve maliyet kısıtlılıklarını, erişilebilir 3B baskı teknolojilerini dinamik dijital simülasyonlarla birleştirerek aşmayı hedefleyen özgün bir iş akışı sunmaktadır.

Sears ve Morris (2022) tarafından kaleme alınan bu makale, hastaneler bünyesinde merkezi bir sanal cerrahi planlama ve 3B baskı laboratuvarı kurmanın operasyonel gereksinimlerini ve klinik avantajlarını kapsamlı bir şekilde ele almaktadır. Çalışmada; tıbbi görüntüleme verilerinin segmentasyonundan başlayarak BDT, 3B baskı, kalite kontrol ve sterilizasyon süreçlerine kadar uzanan standart bir iş akışı sunulmaktadır.

Hastane içinde kurulan bu merkezi sistemin, cerrahlar ve mühendisler arasındaki çok disiplinli iş birliğini güçlendirdiği ve hastaya özel modellerin teslimat sürelerini büyük ölçüde kısalttığı vurgulanmaktadır. Yazarlar, sürdürülebilir bir program için yetkin uzman kadro istihdamı, Gıda ve İlaç Dairesi (Food and Drug Administration / FDA) onaylı yazılımların kullanımı ve uygun fiziksel çalışma alanlarının tasarlanmasının kritik olduğunu belirtmektedir. Sonuç olarak makale, bu teknolojinin ameliyat sürelerini kısaltıp cerrahi doğruluğu artırarak uzun vadede hem hastane için maliyet-etkin hem de hasta bakımı için vazgeçilmez bir klinik standart haline geldiğini ifade etmektedir (Sears ve Morris 2022).

Sears ve Morris (2022) tarafından tanımlanan bu kurumsal iş akışı ve çok disiplinli çalışma modeli, mevcut tez çalışmamızın metodolojik omurgasını oluşturmaktadır. Makalede vurgulanan "hastane içi üretim ve hızlı teslimat" vizyonuna paralel olarak, çalışmamızda cerrahın ihtiyaç duyduğu anatomik modeller doğrudan hastanın BT verileri üzerinden birebir ölçekle tasarlanmış ve 3B yazıcı teknolojisiyle üretilmiştir. Sears ve Morris'in belirttiği kalite kontrol ve tasarım süreçleri, tezimizde hem fiziksel hem de dijital boyutta bir üst seviyeye taşınmıştır. Ayrıca, makalede değinilen sanal cerrahi planlama süreci, çalışmamız kapsamında geliştirilen dijital ikiz teknolojisiyle entegre edilmiştir. Bilgisayar ortamında fleksiyon ve ekstansiyon hareketlerini dinamik olarak simüle edebilen bu dijital modeller, Sears ve Morris'in vurguladığı cerrahi doğruluğu veri odaklı bir analize dönüştürmektedir. Geliştirilen model üzerinden lordoz/kifoz açısı gibi klinik parametrelerin farklı hareket pozisyonlarında anlık olarak hesaplanabilmesi, makalede belirtilen "yenilikçi fikirlerin teşviki ve cerrahi planlama" avantajını somut bir ölçümleme platformuna taşımıştır. Sonuç olarak bu tez çalışması, Sears ve Morris tarafından önerilen hastane tabanlı üretim modelini, dinamik dijital simülasyonlar ve çoklu malzeme entegrasyonu ile birleştirerek klinik standartları ileriye taşıyan bütüncül bir yaklaşım sunmaktadır (Sears ve Morris 2022).

Hajnal vd. (2025) tarafından kaleme alınan bu kapsamlı sistematik derleme, omurga cerrahisinde 3B baskı teknolojisinin mevcut klinik uygulamalarını, ameliyat sonuçlarını, maliyetlerini ve üretim parametrelerini (kullanılan teknolojiler, materyaller ve yazılımlar) detaylı bir şekilde incelemektedir. Toplam 2088 hastayı kapsayan 105 çalışmanın analiz

edildiği makalede, 3B baskı teknolojisinin en yaygın olarak pedikül vidası yerleştirme hassasiyetini büyük ölçüde artıran cerrahi matkap kılavuzlarının (%53) ve ameliyat öncesi planlama veya simülasyon amaçlı anatomik modellerin (%25) üretiminde kullanıldığı, kişiselleştirilmiş titanyum implantların (%16) ise daha nadir tercih edildiği belirtilmektedir. İncelenen araştırmaların neredeyse tamamında, 3B baskılı cihazların (özellikle kılavuzların) kullanımıyla cerrahi doğruluğun arttığı, oldukça tatmin edici klinik sonuçlar elde edildiği ve operasyon sürelerinin belirgin ölçüde (çalışmaların %88'inde) kısaldığı vurgulanmaktadır. Model ve kılavuzların üretiminde ağırlıklı olarak FDM ve SLS yöntemleriyle reçine veya polimer bazlı materyaller kullanılırken; yüke dayanıklı implantlar için çoğunlukla elektron ışını eritme (EBM) veya seçici lazer eritme (SLM) gibi yöntemlerle titanyum kullanıldığı, ayrıca hastane içi üretim eğiliminin giderek arttığı ifade edilmektedir. Bütün bu açık klinik avantajlara rağmen yazarlar, standartlaştırılmış veri ve metodoloji eksikliği nedeniyle 3B baskı uygulamalarının maliyet-etkinliğinin henüz belirsizliğini koruduğunu ve bu teknolojinin omurga cerrahisindeki genel geçerliliğinin kanıtlanabilmesi için ekonomik boyutları da hassas şekilde değerlendiren daha geniş çaplı klinik çalışmalara ihtiyaç duyulduğunun altını çizmektedir (Hajnal vd. 2025).

Grant vd. (2016) tarafından hazırlanan bu derleme makalesi, karmaşık omurga cerrahisinde 3B baskı teknolojisinin tarihsel gelişimini, güncel kullanım alanlarını ve gelecekteki potansiyelini incelemektedir. 1990'lı yıllardan itibaren ameliyat öncesi planlama amacıyla üretilen dokusal 3B anatomik biyomodellerin; cerrahların karmaşık deformiteleri geleneksel iki boyutlu ekran görüntülerinden çok daha iyi kavramasını sağladığı, operasyon süresini ve radyasyon maruziyetini azalttığı, ayrıca hasta-cerrah iletişimini güçlendirerek aydınlatılmış onam süreçlerine katkı sunduğu belirtilmektedir. Zamanla bu teknolojinin, sadece planlama modellerinden cerrahi kılavuzlara ve nihayetinde kişiselleştirilmiş titanyum implant üretimine doğru evrildiği vurgulanmaktadır. Ancak makalede, yüksek maliyet ve üretim süresi gibi kısıtlılıklar nedeniyle uygulamanın halen niş bir alanda kaldığı ifade edilmektedir (Grant vd. 2016).

Ayrıca, Grant vd. (2016) tarafından gelecekteki en büyük potansiyel olarak nitelendirilen "kişiselleştirilmiş analiz ve uygulama" vizyonu, çalışmamız kapsamında geliştirilen

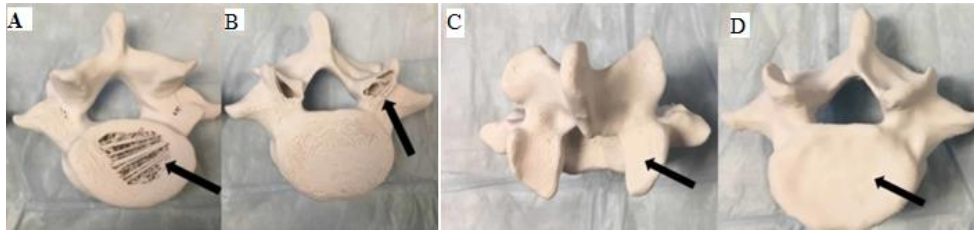
dijital ikiz teknolojisi ile dijital bir boyuta taşınmıştır. Fiziksel modelin doğruluğunu veri analiziyle birleştiren bu dijital modeller, bilgisayar ortamında fleksiyon ve ekstansiyon hareketlerini simüle ederek literatürde bahsedilen "deformitelerin daha iyi kavranması" hedefini, ölçülebilir klinik verilere dönüştürmektedir. Dijital ikiz üzerinden kifoz/lordoz açığı gibi parametrelerin anlık olarak takip edilebilmesi, Grant vd.'nin belirttiği preoperatif planlama avantajlarını statik bir incelemeden dinamik bir analiz platformuna dönüştürmüştür. Sonuç olarak bu tez çalışması, 3B baskının tarihsel "planlama" rolünü, 3B yazıcı teknolojisi ve dinamik dijital simülasyonlarla birleştirerek Grant vd. (2016)'nin işaret ettiği gelecekteki potansiyele yönelik somut bir uygulama örneği sunmaktadır.

Bertolini vd. (2022) tarafından hazırlanan bu çalışma, aort kökü ve koroner arterler gibi yumuşak dokuların tıbbi görüntü segmentasyonunda ticari bir yazılım (Materialise Mimics) ile açık kaynaklı bir yazılımın (3DSlicer) doğruluğunu karşılaştırmakta ve bu işlemlerin hastaya özgü Hesaplamalı Akışkanlar Dinamiği (CFD) analizleri üzerindeki etkisini değerlendirmektedir. Araştırmacılar, 3B stereolitografi baskı teknolojisiyle elde ettikleri fiziksel anatomik referans modelleri mikro-BT tarayıcı ile yeniden dijital ortama aktararak, iki farklı yazılımın sanal ölçümlerini fiziksel modellerle karşılaştırmış ve ardından elde edilen modeller üzerinde kan akış hızı ve duvar kayma gerilimi gibi parametreleri incelemek için CFD simülasyonları gerçekleştirmiştir. Analiz sonuçları, her iki yazılımın da genel anatomik yapılarda birkaç yüzdelik dilimlik hata payıyla (ortalama %5'in altında) tatmin edici ve gerçekçi bir segmentasyon sağladığını; ancak şiddetli damar darlığı gibi çok ince ve hassas detayların işlenmesinde ticari yazılımın gerçek anatomiye çok daha uygun ve pürüzsüz sonuçlar verdiğini göstermiştir. Çalışmanın en çarpıcı bulgusu ise, kullanılan yazılımlar arasındaki görünüşte çok küçük olan geometrik farklılıkların, CFD simülasyonlarında maksimum kan akış hızında %48'e, maksimum duvar kayma geriliminde ise %80'in üzerine varan devasa sapmalara yol açmasıdır. Sonuç olarak makale, özellikle koroner arter operasyonları ve stent tasarımı gibi cerrahi müdahalelere temel oluşturan biyomedikal analizlerde segmentasyon sürecinin doğruluğunun hayati bir rol oynadığını vurgulamaktadır (Bertolini vd. 2022).

Damon vd. (2020) tarafından gerçekleştirilen bu çalışma, tıp eğitimi ve cerrahi simülasyonlar için üretilen 3B anatomik omurga modellerinde, FDM teknolojisinin

üretim dinamikleri ile parça oryantasyonu arasındaki kritik ilişkiyi incelemektedir. Araştırmacılar, omurga modelleri standart anatomik pozisyonda (alt uç plakalar baskı yatağına paralel) basıldığında; yerçekimi etkisi ve yazıcı kafasının yatay eksendeki yoğun hareketi nedeniyle faset eklemlerinde ve uç plakalarda yapısal çökmeler meydana geldiğini tespit etmiştir. Bu teknik sorunu aşmak amacıyla modellerin dilimleme yazılımı üzerinde 90 derece döndürülerek dikey eksende üretilmesi sağlanmıştır. Bu strateji sayesinde, ilave destek malzemesine ihtiyaç duyulmadan yerçekimi kaynaklı hatalar giderilmiş ve karmaşık anatomik yapıların bütünlüğünü koruyan yüksek kaliteli lomber modeller elde edilmiştir (Damon vd. 2020).

Damon vd. (2020) tarafından sunulan görsel kanıtlar, üretim aşamasındaki teknik hassasiyetin klinik simülasyon kalitesi üzerindeki etkisini açıkça ortaya koymaktadır. Makalede yer alan fiziksel model görsellerinde (Resim 2.15 A ve B), yatay dizilime sadık kalınarak basılan modellerin alt uç plakalarında ve üst faset yüzeylerinde meydana gelen bütünlük kayıpları ve yapısal çökmeler net bir şekilde görülmektedir. Buna karşın, modellerin 90 derece dikey açıyla basıldığı durumlarda (Resim 2.15 C ve D), faset eklemlerindeki sarkmaların tamamen ortadan kalktığı ve modellerin hiçbir yapısal bozulma olmadan anatomiye birebir uygun şekilde üretildiği gözlemlenmektedir.



**Resim 2.15** 3B yazıcı ile üretilen 3B vertebra modelleri ve hatalar (Damon vd. 2020).

Damon vd. (2020) tarafından vurgulanan bu oryantasyon ve üretim hassasiyeti prensipleri, mevcut tez çalışmamızın fiziksel üretim aşamasında temel bir rehber olarak benimsenmiştir. Literatürde belirtilen yerçekimi kaynaklı hataları ve faset eklemlerindeki bozulmaları önlemek adına, çalışmamızdaki omurga modelleri de baskı kalitesini maksimize edecek optimal açılarla üretilmiştir. Doğrudan hastanın BT verilerinden 3DSlicer ile segmentasyonu yapılan ve birebir anatomik uygunluğa sahip olan bu modellerin fiziksel doğruluğu, Damon vd. (2020)'nin önerdiği teknik disiplinle

sağlanmıştır. Fiziksel modelde sağlanan bu yüksek üretim kalitesi, bilgisayar ortamında oluşturulan dijital ikiz modelinin ve bu model üzerinden elde edilen lordoz/kifoz açısı gibi fleksiyon-ekstansiyon verilerinin klinik geçerliliğini doğrudan desteklemektedir. Sonuç olarak, Damon vd. (2020) tarafından ispatlanan üretim stratejileri, tezimizdeki dinamik simülasyonların hatasız bir fiziksel temel üzerine inşa edilmesine olanak tanımıştır.

Amparore vd. (2025) tarafından sunulan bu çalışma, robotik yardımcı kısmi böbrek ameliyatı sırasında cerrahlara rehberlik sağlamak amacıyla geliştirilen yeni nesil "3B anatomik dijital ikiz" modellerinin üretim sürecini ve klinik test sonuçlarını değerlendirmektedir. Standart 3B sanal modellerin organ morfolojisini göstermesine rağmen gerçek doku görünümünden yoksun olmasından yola çıkan araştırmacılar, makine öğrenimi algoritmaları ve ameliyat içi robotik cerrahi görüntülerinden elde edilen gerçek doku verilerini kullanarak anatomiye çok daha yakın dijital ikizler oluşturmuştur. Biri deneyimli diğeri yeni başlayan iki cerrahın katılımıyla 4 hastada gerçekleştirilen operasyonlarda; bu yeni dijital ikizlerin standart 3B modellere kıyasla gerçek anatomiye daha yüksek bir uyum hissi verdiği ve özellikle tümörün, damar sapının ve üreterin tespit edilmesinde üstün bir navigasyon sunduğu belirlenmiştir. Makale, organ şeklinin yanı sıra fiziksel görünümünü de birebir kopyalayarak gerçek anatomiye çok daha fazla yaklaşan bu yenilikçi teknolojinin, özellikle daha az deneyimli cerrahların ameliyat sırasında karmaşık yapıları kolayca tanımasını sağlayarak kişiselleştirilmiş sanal rekonstrüksiyon alanında önemli bir adım olduğunu vurgulamaktadır (Amporore vd. 2025).

Sharma vd. (2023) tarafından hazırlanan bu derleme makalesi, omurga cerrahisinde 3B baskı teknolojisinin sağladığı avantajları ve karşılaşılan teknik kısıtlamaları güncel bir perspektifle özetlemektedir. Çalışma, 3B baskının geleneksel Bilgisayarlı Sayısal Kontrol (Computer Numerical Control / CNC) yöntemlerine göre daha az atık ve yüksek hassasiyetle kişiselleştirme sunduğunu belirtirken; bu teknolojinin özellikle anatomik modeller, cerrahi kılavuzlar ve gözenekli olmak üzere üç temel alanda klinik sonuçları iyileştirdiğini vurgulamaktadır. Sharma vd. (2023) tarafından tanımlanan bu kısıtlılıklar ve fırsatlar, tez çalışmamızda geliştirilen modelleme ve dijital ikiz yaklaşımı için güçlü

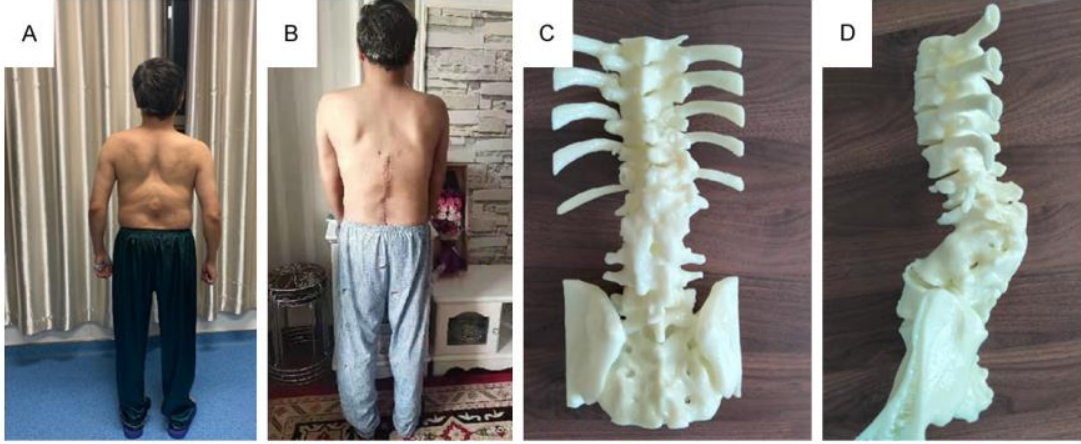
bir referans zemini oluşturmaktadır. Makalede eleştirilen "uzun modelleme ve üretim süreleri" ne bir yanıt olarak, çalışmamızda 3DSlicer gibi verimli segmentasyon araçları ve düşük maliyetli FDM yazıcılar kullanılarak süreç optimize edilmiştir (Sharma vd. 2023).

Ayrıca, literatürde belirtilen uzun saatler süren modelleme süreçleri, çalışmamızda geliştirilen dijital ikiz platformu sayesinde çok daha fonksiyonel bir veri kaynağına dönüştürülmüştür. Statik bir modelin ötesinde, bilgisayar ortamında fleksiyon ve ekstansiyon hareketlerini gerçekleştirebilen bu dijital yapı üzerinden lordoz/kifoz açısı gibi klinik parametrelerin anlık olarak hesaplanabilmesi, Sharma vd. (2023) öngördüğü "cerrahi planlamada yüksek doğruluk" hedefini bir adım ileriye taşımaktadır. Sonuç olarak bu tez çalışması, literatürde sıralanan kısıtlılıkları 3B yazıcı teknolojisi ve dinamik dijital simülasyonlarla aşarak, kişiselleştirilmiş omurga cerrahisi için hem maliyet-etkin hem de biyomekanik açıdan gelişmiş bir iş akışı sunmaktadır.

Aili vd. (2022) tarafından yürütülen bu çalışma, şiddetli omurga deformitelerinin cerrahi tedavisinde ameliyat öncesi planlama amacıyla kullanılan 3B basılmış omurga modellerinin etkinliğini ve güvenliğini klinik bir perspektifle değerlendirmektedir. Toplam 53 hastanın dahil edildiği araştırmada, 3B model destekli planlamanın ameliyat süresini, kan kaybını ve radyasyon maruziyetini kontrol grubuna kıyasla anlamlı ölçüde azalttığı saptanmıştır. Özellikle pedikül vidası yerleştirme doğruluğunun deney grubunda %87'ye ulaşması ve ameliyat sonrası Cobb açısı düzeltme oranlarının yapısal restorasyon açısından daha başarılı bulunması, teknolojinin klinik başarısını kanıtlamaktadır. Makalede sunulan Resim 2.16'da 85 derecelik sagittal eğriliği olan bir hastada, bu fiziksel modeller üzerinden yapılan osteotomi ve vida yörüngesi planlamasının, deformiteyi başarılı bir şekilde nasıl düzelttiğini somutlaştırmaktadır (Aili vd. 2022).

Aili vd. (2022) tarafından vurgulanan "3B modeller üzerinden Cobb açısı restorasyonu ve hassas cerrahi planlama" başarısı, mevcut tez çalışmamızda geliştirilen dinamik modelleme yaklaşımıyla doğrudan örtüşmektedir. Literatürde sunulan fiziksel modellerin statik yapısı, cerrahlara deformiteyi dokunsal olarak inceleme imkânı tanısa da hareketli bir omurganın dinamik analizini yapma konusunda kısıtlı kalmaktadır. Bu noktada

tezimiz, literatürdeki statik modellerden farklı olarak hem fiziksel ortamda hem de bilgisayar ortamındaki dijital ikiz üzerinde fleksiyon ve ekstansiyon hareketleri simüle edilebilmektedir.



**Resim 2.16** Doğuştan skolyozlu 49 yaşında bir hasta (A, B). Ameliyat öncesi planlamada kullanılan 3B baskı modelleri (C, D) (Aili vd. 2022).

Aili vd. (2022) çalışmasında ameliyat sonrası Cobb açısı düzelmesi klinik bir sonuç olarak sunulurken; tez çalışmamızda geliştirilen dijital ikiz modeli, bu ölçümlerin henüz ameliyat masasına yatmadan önce farklı fleksiyon-ekstansiyon pozisyonlarında anlık olarak hesaplanmasına imkân tanımaktadır. 3DSlicer ile hassas bir şekilde segmentasyonu yapılan modellerimizin sunduğu bu kinematik analiz yeteneği, literatürde belirtilen pahalı navigasyon sistemlerine duyulan ihtiyacı azaltarak, daha erişilebilir ve dinamik bir cerrahi planlama platformu oluşturmaktadır. Sonuç olarak bu tez çalışması, Aili vd. (2022)'nin fiziksel modellerle elde ettiği başarıyı, fiziksel modelleri açısız veriler üretebilen dijital simülasyonlarla destekleyerek cerrahi güvenliği bütüncül bir yaklaşımla artırmaktadır.

Ou vd. (2025) tarafından sunulan bu çalışma, tıp eğitimi ve cerrahi eğitimde karmaşık nöroanatomik yapıların daha iyi kavranabilmesi amacıyla yaşlı kadavra beyin spesimenlerinden kalıcı "anatomik dijital ikizler" oluşturmaya yönelik adım adım, tekrarlanabilir ve uygun maliyetli bir kılavuz sunmaktadır. Geleneksel anatomi eğitiminde kullanılan fiziksel kadavra materyallerinin zamanla bozulması, tek kullanımlık olması ve üç boyutlu uzamsal ilişkileri göstermedeki yetersizliklerine çözüm

olarak araştırmacılar; formaldehitte bekletilmiş kadavra başlarının çökmüş durumdaki damarlarını önce yavaş bir su akışıyla temizleyip genişletmiş, ardından sulandırılmış BT ve MRG kontrast maddeleri enjekte ederek taramalar gerçekleştirmişlerdir. Elde edilen veriler açık kaynaklı 3DSlicer yazılımına aktarılarak, damar yapılarını çok daha net gösteren BT görüntüleri ile beyin parankimi gibi yumuşak dokuları ideal şekilde yansıtan MRG görüntüleri birleştirilmiş ve eski spesimenlerde sıkça görülen kontrast sızıntıları yazılımın düzenleme araçlarıyla düzeltilerek yüksek kalitede 3B dijital modeller elde edilmiştir. Makale, bu yenilikçi yaklaşımın anatomik spesimenleri fiziksel yıpranma döngüsünden çıkarıp kalıcı bir dijital kaynağa dönüştürdüğü; tıp öğrencilerinin ve beyin cerrahisi asistanlarının sanal ortamda risksiz bir şekilde diseksiyon öncesi ön izleme yapabileceği, anatomik yapıları her açıdan şeffaf bir şekilde inceleyebileceği ve sanal cerrahi navigasyon planlayabileceği son derece etkili bir interaktif eğitim aracı bulunduğunu vurgulamaktadır (Ou vd. 2025).

Bai vd. (2023) tarafından yürütölen bu çalışma, spastik serebral palsili çocuklarda uygulanan "selektif dorsal rizotomi" (SDR) cerrahisinde, ameliyat öncesi planlama ve eğitim için hastaya özgü 3B dijital ve fiziksel omurga modellerinin kullanımını incelemektedir. Araştırmacılar, sadece kemik yapıya odaklanan geleneksel modellerin aksine, yüksek çözünürlöklü BT (HRCT) ve MRG görüntülerini çok modlu füzyon tekniğıyle birleştirerek omurilik sinirlerini de içeren hibrit modeller geliştirmişlerdir. Şeffaf reçineden üretilen kemik yapıların içine farklı renklere yerleştirilen sinir kökleri, cerrahlara kemik dokusunun içindeki uzamsal ilişkiyi görme imkânı tanımış; bu durum özellikle kesi sınırlarının belirlenmesinde ve genç cerrahların eğitiminde cerrahi güvenliğı artıran bir unsur olarak vurgulanmıştır. Ayrıca, literatürde belirtilen BT ve MRG verilerinin füzyonu ile elde edilen yüksek doğruluklu dijital modeller, tezimizin Dijital İkiz aşaması için de kritik bir referanstır. Bai vd.'nin modelleri statik bir navigasyon sağlarken, bizim dijital ikiz modelimiz bu hassas anatomiyi kinematik bir analiz platformuna taşımaktadır. Bilgisayar ortamında fleksiyon ve ekstansiyon hareketleri simüle edilerek, cerraha sadece yapısal bir "görüntü" değıl, hareket halindeki omurga üzerinden lordoz/kifoz açısı gibi "dinamik veriler" sunulmaktadır. Sonuç olarak bu tez çalışması, Bai vd. (2023) tarafından savunulan çok modlu modelleme felsefesini, dinamik biyomekanik analizlerle birleştirerek cerrahi planlama süreçlerini hem anatomik

hem de fonksiyonel açıdan zenginleştirmektedir.

Yuan vd. (2025) tarafından yürütülen bu kapsamlı derleme çalışması, modern beyin ve sinir cerrahisinde çığır açan dijital teknolojilerin güncel klinik uygulamalarını ve sistem entegrasyonunu incelemektedir. Toplam 133 kaynağın analiz edildiği makalede; hastaya özgü cerrahi planlamayı mükemmelleştiren 3B görüntüleme ve 3B baskı, gerçek zamanlı simülasyon ve perioperatif veri yönetimi sunan dijital ikizler, ameliyat esnasında beyin dokusundaki kaymaları telafi edip hedefleme hassasiyetini artıran akıllı intraoperatif navigasyon ile robot yardımlı cerrahi ve son olarak klinik karar verme sürecini otomatikleştiren AI olmak üzere altı temel teknoloji alanı değerlendirilmiştir. Yazarlar, bu dijital yeniliklerin artık birbirinden bağımsız ve izole araçlar olmaktan çıktığını; ameliyat öncesinden sonrasına kadar her aşamada birbiriyle iletişim kuran, veri odaklı ve birbirini tamamlayan entegre bir perioperatif ekosisteme dönüştüğünü vurgulamaktadır. Dijital nöroşirürjinin mekânsal kavrayışı, cerrahi hassasiyeti, tıbbi eğitimi ve hasta güvenliğini bariz şekilde artırdığı belirtilse de bu teknolojilerin dünya çapında standart bir klinik uygulama haline gelebilmesi için veri entegrasyonu, düzenleyici yasal standartların (FDA vb. onam süreçlerinin) eksikliği ve yüksek bilgi-işlem altyapı gereksinimi gibi mevcut zorlukların aşılması gerektiğinin altı çizilmektedir (Yuan vd. 2025).

Kwok vd. (2018) tarafından hazırlanan bu derleme makalesi, göğüs cerrahisinde 3B baskı teknolojisinin güncel uygulamalarını ve gelecekteki gelişim alanlarını (biyobaskı ve dört boyutlu (4B) baskı) kapsamlı bir şekilde incelemektedir. Çalışmada, hastaların BT görüntülerinden elde edilen 3B anatomik modellerin karmaşık tümör ameliyatları öncesinde planlama, cerrahi simülasyon ve asistan eğitimi amacıyla kullanılarak cerrahi hassasiyeti artırdığı ve operasyon süresini kısalttığı belirtilmektedir. Ayrıca bu teknoloji sayesinde; solunum mekânine uyum sağlayan ve anatomik kusurlara birebir uyan kişiye özel titanyum göğüs duvarı protezleri, kemik büyümesini teşvik eden yüksek gözenekli yapay omurga implantları ve solunum yolu çökmesini önleyerek zamanla vücutta tamamen eriyen biyolojik hava yolu atelleri gibi yenilikçi implantların başarıyla üretilip uygulandığı vurgulanmaktadır. Yüksek üretim maliyetleri, bilgisayarlı tasarım için gereken uzun saatler ve standartlaştırılmış yasal düzenlemelerin eksikliği bu teknolojinin

günümüzdeki başlıca kısıtlamaları olarak gösterilse de; yazarlar, doğrudan canlı hücreler ve biyo-mürekkepler aracılığıyla doku veya organ üretimini hedefleyen 3B biyobaskı ile sıcaklık veya basınç gibi uyarılara maruz kaldığında zamanla kendi şeklini ve işlevini değiştirebilen akıllı malzemelerin (örneğin akıllı stentlerin) üretimine imkân tanıyan 4B baskı teknolojilerinin gelecekte kişiselleştirilmiş tıpta devrim yaratacağını ifade etmektedir (Kwok vd. 2018).

Kwok vd. (2018) tarafından sunulan çalışmada yer alan Resim 2.17, sağ göğüs duvarında kırık kaynaklı bir tümör bulunan ve cerrahi müdahale gerektiren genç bir hastaya aittir. Görselde, hastanın anatomisine özgü olarak 3B basılmış beyaz renkli göğüs duvarı modeli ile ameliyat sırasında hastadan başarıyla çıkarılmış olan gerçek tümör dokusu yan yana gösterilmektedir. Üretilen 3B model üzerinde, tümörün göğüs kafesindeki çoklu omurları ve kaburgaları nasıl sardığı detaylı bir şekilde yansıtılmıştır.

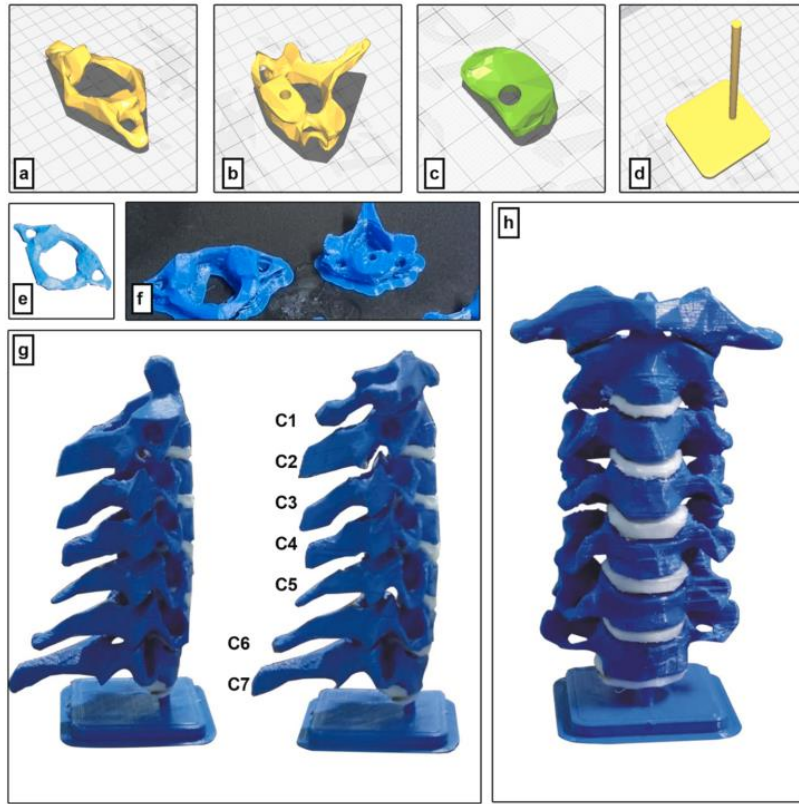


**Resim 2.17** Ameliyatta çıkarılan örnek ve 3B yazıcı ile üretilmiş göğüs duvarı (Kwok vd. 2018)

Bu 3B fiziksel anatomik model, göğüs cerrahları ve ortopedi cerrahlarının ameliyata girmeden önce tümörün kesilip çıkarılma sınırlarını net bir şekilde belirlemesine ve tümör çıkarıldıktan sonra göğüs duvarının nasıl yeniden yapılandırılacağını önceden risksiz bir şekilde planlamasına büyük bir katkı sağlamıştır (Kwok vd. 2018).

Sidabutar vd. (2023) tarafından sunulan bu çalışma, beyin ve sinir cerrahisinde ameliyat öncesi planlama ve eğitim için yüksek maliyetli ticari donanımlara alternatif olarak,

Doğrudan Tahrik (Drive / DD) modifikasyonuna sahip düşük maliyetli (Ender 3 Pro) bir 3B yazıcının modifikasyonu ve açık kaynaklı yazılımların (3DSlicer) etkinliğini araştırmaktadır. Araştırmacılar, yazıcıyı kauçuk benzeri esnek malzemelerin (TPU) basımına uygun hale getirerek kafatası tabanı, damar yapıları ve servikal omurga gibi kompleks modeller üretmiştir. Çalışma, bu düşük maliyetli sistemin mekanik titreşim gibi bazı dezavantajlarına rağmen, elastik yapıları oldukça gerçekçi bir dokunsal hisle üretebildiğini ve ticari rakiplerine kıyasla 233 kata kadar daha ucuz maliyetle benzer ayrıntı kalitesi sunduğunu kanıtlamaktadır. Çalışmada vurgulanan parçaların ayrı ayrı üretilme stratejisi, tez çalışmamızın eğitimsel boyutunda da temel bir yöntem olarak uygulanmıştır. Tıpkı literatürde olduğu gibi, omurların bağımsız birer parça olarak modellenmesi ve üretilmesi; öğrencilerin omurga anatomisini sadece görsel olarak değil, parçaları doğru hiyerarşiyle üst üste dizerek dokunsal bir süreçle öğrenmelerine olanak tanımıştır. Bu uygulama, karmaşık anatomik dizilimlerin kavranmasında pasif bir gözlem yerine, aktif bir "yeniden inşa" süreci sunarak eğitimsel verimliliği artırmıştır (Sidabutar vd. 2023).



**Resim 2.18** Servikal omurga modelinin 3B yazıcı ile üretim aşamaları (Sidabutar vd. 2023).

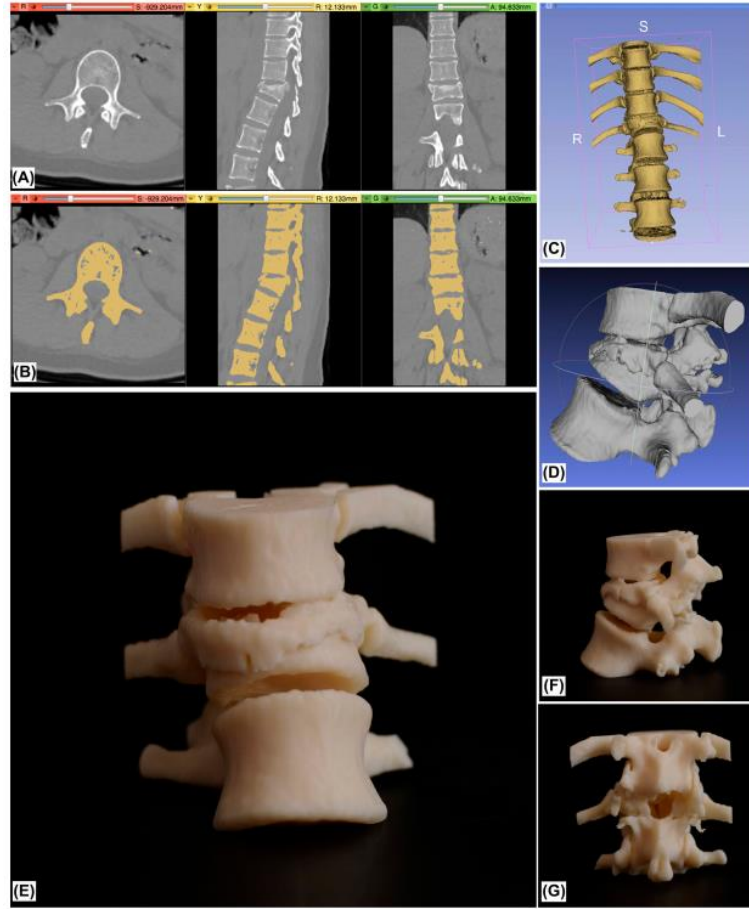
Ancak tez çalışmamız, Sidabutar vd. (2023)'nin sunduğu bu fiziksel modeli, sadece dokusal bir simülatör olmaktan çıkarıp veri odaklı bir dijital ikiz platformuna dönüştürerek bir adım ileriye taşımaktadır. Fiziksel parçaların dizilimiyle elde edilen hareket kabiliyeti, bilgisayar ortamında fleksiyon ve ekstansiyon hareketlerini simüle edebilen dijital bir kopya ile desteklenmiştir. Bu dijital ikiz üzerinden lordoz/kifoz açısı gibi klinik parametrelerin anlık olarak hesaplanabilmesi, literatürde vurgulanan "erişilebilir ve düşük maliyetli" yaklaşımı, üst segment cerrahi navigasyon sistemlerinin sunduğu analitik kabiliyetlerle birleştirmektedir. Sonuç olarak bu tez çalışması, Sidabutar vd. (2023) tarafından önerilen üretim stratejisini hem eğitimsel bir montaj süreciyle hem de dinamik dijital ikizlerle zenginleştirerek cerrahi planlama için daha kapsamlı bir iş akışı sunmaktadır (Resim 2.18).

Liew vd. (2015) tarafından sunulan bu makale, hastaya özgü 3B basılmış anatomik modellerin, hastaların ameliyat öncesi aydınlatılmış onam süreçlerini iyileştirmek ve beyin/sinir cerrahisi asistanlarının tıbbi görüntüleri yorumlama becerilerini geliştirmek amacıyla kullanımını değerlendirmektedir. Çalışmada, açık kaynaklı yazılımlar ve FDM tipi 3B yazıcılar (ABS materyali) kullanılarak iki farklı hastanın BT verilerinden omurga modelleri üretilmiştir (modellerin her biri yaklaşık 150 sterline mal olmuş ve 48 saatte basılmıştır). Lomber fiksasyon ameliyatı planlanan ilk hastada, kendi omurgasının fiziksel modelini inceleyen hastanın hastalığını ve cerrahi süreci çok daha iyi anladığı, kendini güvende hissederek bilgilendirme sürecinden en yüksek düzeyde (5 üzerinden 5) memnuniyet duyduğu gözlemlenmiştir. İkinci vakada (T12 çökme kırığı) ise üretilen model 12 cerrahi asistanı tarafından eğitim aracı olarak test edilmiş; asistanların neredeyse tamamı (11/12) 3B fiziksel modelin 2B BT görüntülerine kıyasla uzamsal anatomik kavrayışı artırdığını, tamamı ise tıp eğitimini kesinlikle geliştireceğini belirtmiştir. Sonuç olarak çalışma, cerrahi planlamaya da katkı sağlayan hastaya özgü 3B modellerin hem hasta-hekim iletişimini güçlendirmede hem de asistanların 2B görüntüleri 3B gerçekliğe dönüştürme becerisini artırmada oldukça etkili bir klinik araç olduğunu vurgulamaktadır (Liew vd. 2015).

Liew vd. (2015) tarafından sunulan çalışmada yer alan Resim 2.19, T12 omurunda çökme kırığı bulunan bir hastanın (Vaka 2) tomografi taramalarından yola çıkılarak fiziksel bir

3B anatomik modelin adım adım üretilme sürecini göstermektedir. Görselin alt bölümleri sırasıyla şu aşamaları temsil etmektedir:

- (A) Görseli: Hastanın sisteme aktarılan ham BT kesitlerini göstermektedir.
- (B) Görseli: Kemik dokuyu yumuşak dokudan ayırt edebilmek amacıyla kemik yoğunluğuna göre eşikleme işleminin uygulandığı tarama görüntülerini yansıtmaktadır.
- (C) Görseli: Seçilen kemik yapılarının birleştirilmesiyle elde edilen dijital 3B anatomik modelidir.
- (D) Görseli: Sadece kırık bölgesini ve çevresini içeren, yazdırılmak üzere kırılmış/bölümlenmiş dijital hedef alanı göstermektedir.
- (E), (F) ve (G) Görselleri: Hazırlanan dijital veriler ışığında ABS malzemesi kullanılarak 3B yazıcıyla üretilmiş olan nihai fiziksel omurga modelinin sırasıyla önden, yandan ve arkadan görünümünü sunmaktadır (Liew vd. 2015).



**Resim 2.19** T12 vertebrada çökme kırığı için görüntü işleme ve üretim sürecinin gösterimi (Liew vd. 2015)

Makalede belirtildiği üzere, üretilen bu fiziksel model 12 beyin ve sinir cerrahisi asistanı tarafından incelenmiş; asistanların büyük bir çoğunluğu bu modelin sadece bilgisayar ekranındaki 2B BT görüntülerini incelemeye kıyasla hastanın anatomisine yönelik 3B kavrayışlarını ve patolojiyi değerlendirme becerilerini belirgin şekilde artırdığını ifade etmiştir (Liew vd. 2015)

Yapılan diğer derleme çalışması, omurga cerrahisinde 3B baskı teknolojisinin güncel uygulamalarını, klinik sonuçlarını, mevcut kısıtlamalarını ve gelecekteki yönelimlerini incelemektedir. Teknolojinin özellikle karmaşık omurga deformitelerinde ameliyat öncesi planlama için anatomik modeller üretilmesinde, pedikül vidası yerleştirmede yüksek doğruluk (%95'in üzerinde) sağlayan hastaya özgü cerrahi kılavuzlarda ve gözenekli yapılarıyla kemikleşmeyi destekleyen kişiselleştirilmiş implantların tasarımında kullanıldığı; bu sayede ameliyat süresini, kan kaybını, radyasyon maruziyetini ve komplikasyon riskini belirgin şekilde azalttığı vurgulanmaktadır. Ayrıca, 3B basılmış cerrahi kılavuzların, son derece pahalı olan robotik ve navigasyon sistemleriyle karşılaştırılabilir düzeyde yüksek cerrahi hassasiyet sunduğu ve özellikle kaynakları kısıtlı tıp merkezleri için çok daha uygun maliyetli bir alternatif oluşturduğu belirtilmektedir. Bütün bu avantajlara rağmen; yüksek başlangıç ve kurulum maliyetleri, üretimin günler alabilen uzun bir iş akışı gerektirmesi, teknik uzmanlık ihtiyacı ve yasal düzenleme eksiklikleri gibi engeller teknolojinin klinik düzeyde yaygınlaşmasını yavaşlatmaktadır. Sonuç olarak yazarlar, gelecekte 3B baskının AI, artırılmış/sanal gerçeklik (AR/VR) sistemleri ve biyobaskı teknolojileriyle entegre edilmesinin, kişiselleştirilmiş omurga tedavisinde ve cerrahi eğitimde yeni bir devrim yaratacağını öngörmektedir (Gupta ve Garg 2026).

Sunulan çalışmada yer alan Resim 2.20, karmaşık omurga ameliyatlarında pedikül vidalarının güvenle yerleştirilmesi amacıyla 3B yazıcı ile üretilmiş hastaya özgü vertebra modellerini ve bunlara özel cerrahi matkap kılavuzlarını göstermektedir (Gupta ve Garg 2026).

Görsel incelendiğinde iki temel bölüm göze çarpmaktadır. Üst sırada, hastanın kendi radyolojik görüntülerinden (BT/MR) yola çıkılarak fiziksel olarak basılmış dört adet

anatomik omur modeli yer almaktadır. Alt sırada, doğrudan üstlerindeki omurların posterior elemanlarına bir yapboz parçası gibi kusursuz şekilde oturması için tasarlanmış 3B baskılı matkap kılavuzları bulunmaktadır. Alt sıradaki bu kılavuzların üzerinde bulunan silindirik tüp şeklindeki uzantılar, cerrahi operasyon sırasında matkabın ve vidaların kemiğe gireceği önceden hesaplanmış en güvenli yörüngeyi temsil etmektedir. Makalede belirtildiği üzere, önceden planlanmış bu özel kılavuzlar cerrahların sürekli röntgen çekerek yön bulma ihtiyacını ortadan kaldırmakta; vidaların nörolojik ve damarsal yapılara zarar vermeden %95'in üzerinde bir doğruluk payıyla, daha kısa sürede ve daha az kan kaybıyla yerleştirilmesini sağlamaktadır (Gupta ve Garg 2026).



**Resim 2.20** 3B yazıcı ile üretilmiş vertebra ve cerrahi matkap kılavuzları (Gupta ve Garg 2026).

### 2.9.1 Literatürün Genel Değerlendirilmesi

Omurga cerrahisinde 3B teknolojilerin evrimi, statik anatomik modellerden (Liew vd. 2015) yüksek hassasiyetli cerrahi kılavuzlara (Grant vd. 2016) ve nihayetinde cerrahi navigasyon sunan dinamik dijital ikizlere (Amparore vd. 2025) doğru stratejik bir gelişim göstermiştir. Güncel literatür, 3B baskı teknolojisinin pedikül vidası yerleştirme

doğruluğunu %95'in üzerine çıkardığını ve operasyon süreleri ile radyasyon maruziyetini anlamlı ölçüde azalttığını kanıtlamaktadır (Aili vd. 2022, Hajnal vd. 2025). Özellikle açık kaynaklı yazılımların (3DSlicer) ve düşük maliyetli FDM yazıcıların erişilebilirliği, bu teknolojinin sadece yüksek bütçeli merkezlerde değil, küresel ölçekte standart bir klinik araç haline gelme potansiyelini artırmaktadır (Sidabutar vd. 2023).

Ancak mevcut literatürde iki temel eksiklik göze çarpmaktadır. Birincisi, üretilen modellerin çoğunlukla sadece kemik dokusuna odaklanan statik yapılar olması nedeniyle biyomekanik gerçeklikten uzak kalmasıdır (Sharma vd. 2023). İkincisi ise, fiziksel modeller ile dijital planlama araçları arasındaki veri akışının kopuk olmasıdır. Mevcut çalışmalar ya fiziksel modellere (Damon vd. 2020) ya da dijital simülasyonlara (Bertolini vd. 2022) odaklanırken, her iki platformu entegre eden dinamik bir ekosistem ihtiyacı devam etmektedir. Bu tez çalışması, kemik yapıları ve bu modellerin dijital kopyası üzerinden anlık veri üreten dijital ikiz teknolojisini sentezleyerek literatürdeki bu boşluğu doldurmayı hedeflemektedir.

### 3. MATERYAL ve YÖNTEM

#### 3.1 Veri Seti ve Hasta Bilgileri

Çalışmada oluşturulan omurga dijital ikiz modelinin temelini oluşturan radyolojik veriler Zenodo veri tabanı üzerinden açık erişimli ve anonimleştirilmiş bir veri setinden temin edilmiştir. Verilerin açık kaynaklı olması ve herhangi bir kimlik bilgisi içermemesi nedeniyle çalışma kapsamında etik kurul onayı alınmamıştır.

Modellemede kullanılan BT verisi, Wasserthal (2023) tarafından yapılan tıbbi görüntü bölütleme çalışması için hazırlanan “TotalSegmentator dataset small v201” veri setine aittir. Bu kapsamlı veri seti 102 hastanın BT taramalarını ve anonimleştirilmiş teknik bilgileri içermektedir (Wasserthal 2023).

Bölütleme işlemleri için ilgili veri setinde bulunan s0970 numaralı hastaya ait BT taraması seçilmiştir. Seçilen bu radyolojik veriye ait bilgiler Çizelge 3.1’de sunulmuştur. İncelenen veri 50 yaşında kadın bir hastaya ait tüm omurga kesitlerini kapsamaktadır. BT taraması Siemens Somatom Force (Siemens, Almanya) model cihaz ile gerçekleştirilmiştir.

**Çizelge 3.1** s0970 numaralı BT görüntüsüne ait hasta bilgileri

| Parametre          | Değer                |
|--------------------|----------------------|
| Hasta Numarası     | s0970                |
| Yaş                | 50                   |
| Cinsiyet           | Kadın                |
| Çalışma Tipi       | BT çoklu travma      |
| Üretici Firma      | Siemens              |
| Cihaz Modeli       | Somatom Force        |
| Tüp Gerilimi (kVp) | 100                  |
| Patoloji Durumu    | Patoloji izlenmemiş. |

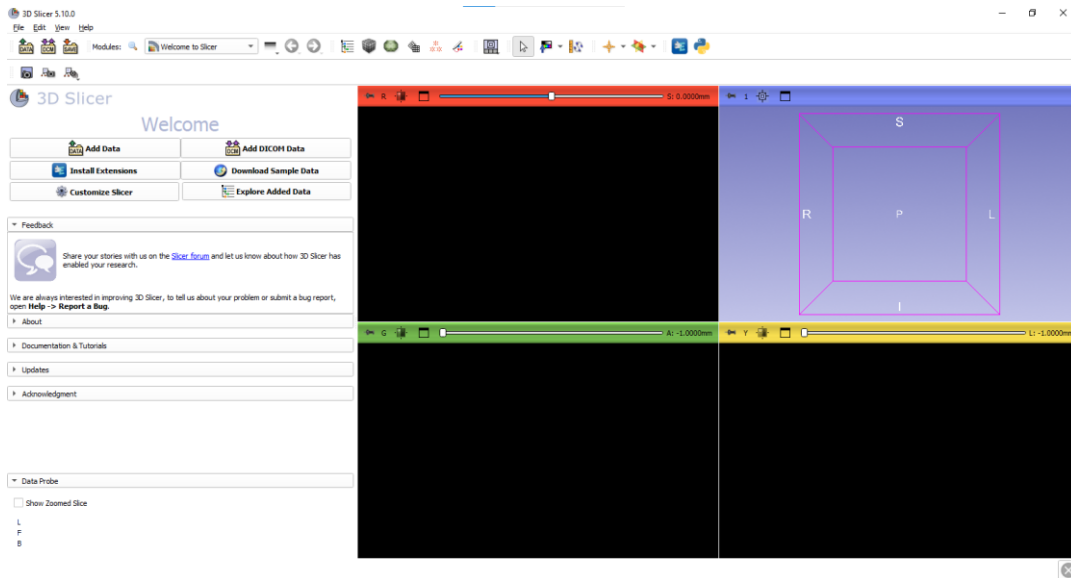
Bu radyolojik veri seti kullanılarak C1 vertebradan sakruma kadar uzanan bütün vertebralar bölütlenmiş ve 3B modeller elde edilmiştir. Elde edilen bu 3B modeller ile dijital ikiz modeli oluşturulmuştur.

### 3.2 Çalışmalar Sırasında Kullanılan Yazılımlar

Bu tez çalışmasında vertebra modellemesinde 3DSlicer yazılımı, bu modellerin 3B yazıcı ile üretim sürecinde Creality Print dilimleme yazılımı, elde edilen vertebra modellerinin düzenlenmesinde ANSYS SpaceClaim ve dijital ikiz modelinin oluşturulmasında SolidWorks yazılımlarından yararlanılmıştır. Aşağıdaki bölümlerde bu yazılımların teknik özellikleri ve çalışma kapsamındaki kullanımlarına yer verilmiştir.

#### 3.2.1 3DSlicer

Çalışmanın ilk adımı radyolojik görüntülerden vertebraların 3B modellerinin oluşturulmasıdır. Bu süreçte 3DSlicer (Versiyon 5.10.0, BWH, ABD) yazılımı kullanılmıştır. 3DSlicer BT, MRG gibi radyolojik görüntüleri görselleştirmek ve analiz etmek için kullanılan açık kaynaklı bir yazılımdır (Zhang vd. 2019).



Resim 3.1 3DSlicer yazılımı arayüzü

3DSlicer yazılımı, 1998 yılında Boston Brigham ve Kadın Hastanesi Cerrahi Planlama

Laboratuvarı ve Massachusetts Teknoloji Enstitüsü'ndeki yapay zekâ laboratuvarında geliştirilmiştir. Ücretsiz ve açık kaynaklı tıbbi görüntü işleme ve görselleştirme platformu olarak ortaya çıkmıştır (Zhang vd. 2019). 3DSlicer yazılımının kullanıcı arayüzü Resim 3.1'de görülmektedir.

3DSlicer yazılımının özellikleri aşağıdaki gibi sıralanabilir:

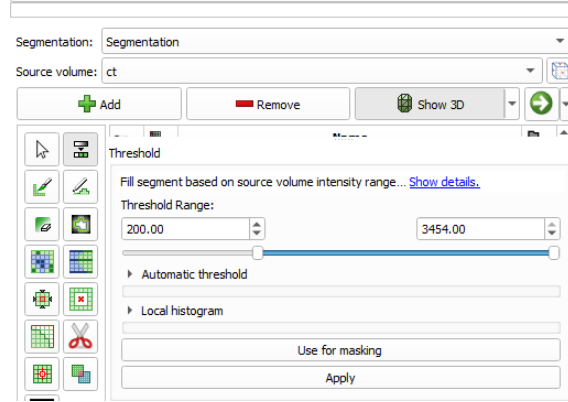
- Ücretsiz ve açık kaynaklı yazılım.
- Birden fazla işletim sisteminde kullanılabilir. (Linux, macOS ve Windows)
- Klinik kullanım için onaylanmamıştır.
- Eğitim ve araştırma için kullanılabilir.
- Kullanıcılar tarafından geliştirilebilir.
- Manuel ve otomatik bölütleme yapabilir.
- MRG, BT gibi radyolojik görüntüleri destekler.
- Radyolojik görüntüleri 2B, 3B ve 4B görselleştirilmesini sağlar.
- 3B modelleme yapabilme.
- 3B modeller STL olarak dışarıya aktarılabilir.
- Hacim, açı ve uzunluk gibi ölçümler yapabilme.
- Farklı modüller sayesinde görüntü analiz ve ölçümleri yapılabilir.
- Extensions Manager ile farklı işlevler kullanılabilir (Fedorov vd. 2012, Pieper vd. 2004).

Bölütleme işlemi için bölüm 3.1'de sunulan s0970 numaralı hastaya ait BT taraması kullanılmıştır. Bu görüntü üzerinden C1 vertebradan sakruma kadar bütün vertebralar ayrı ayrı modellenmiştir. İşlem sırasıyla şu aşamalardan oluşmaktadır;

Eşik Aracı ve HU Değeri: Eşik değeri bölütleme işleminde kullanılan en temel araçtır. Vertebraları çevre dokulardan ayırabilmek için kemik dokuların HU değeri referans alınmıştır. Bunun için kemik dokuya karşılık gelen eşik değeri 200-3454 olarak belirlenmiştir (Resim 3.2).

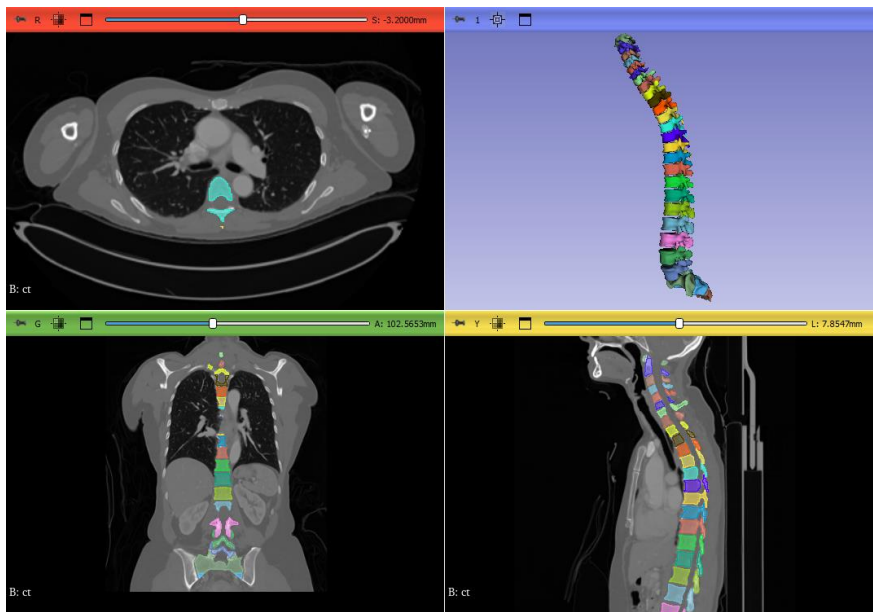
Çekirdekle Büyütme Yöntemi: Sadece eşik değeri ile vertebraları birbirinden ve çevre dokulardan ayırmak zor olduğu için 3DSlicer yazılımındaki yarı otomatik ve manuel

araçlar kullanılmıştır. Her bir vertebrayı birbirinden ve çevre dokulardan ayırmak için çekirdekle büyütme yöntemi tercih edilmiştir.



**Resim 3.2** Belirlenen threshold değeri

Bunun için C1-L5 arası her vertebra için 24 bölüt ve sakrum için 1 bölüt olmak üzere toplam 25 bölüt oluşturulmuş ve her bir bölüt için BT kesitleri üzerine işaretlemeler yapılarak ön izleme oluşturulmuştur. Bu yöntem sayesinde özellikle faset eklemlerin sınırları korunmuş ve komşu vertebraların birbirine kaynaşması engellenmiştir. Vertebra modellerinin anatomik doğruluğu için oluşturulan ön izleme üzerinden bölütler incelenmiş ve manuel araçlar (silgi, boya vs.) kullanılarak düzeltmeler yapılarak bölütleme tamamlanmıştır. Resim 3.3'te bölütleme işleminin son hali verilmiştir.



**Resim 3.3** Bölütleme işlemi sonucu oluşturulan vertebra modelleri

Bölütleme işlemi sonucunda bütün vertebra modelleri ayrı ayrı STL dosya formatında dışarı aktarılmıştır. STL dosya formatı 3B yazıcı ile üretim yöntemlerinde sıklıkla kullanılır. Bu dosya formatı 3B modelin yüzey geometrisini üçgenler yardımıyla tanımlayan bilgiler içerir.

### **3.2.2 ANSYS SpaceClaim**

ANSYS SpaceClaim (Ansys Inc., Pensilvanya, ABD) yazılımı 3B yüzey ve katı modellerin onarılmasını, düzenlenmesini ve basitleştirilmesini sağlayan güçlü bir BDT yazılımıdır.

3DSlicer yazılımında bölütleme işlemi sonucunda elde edilen vertebra STL dosyaları yüzey geometrisi bilgilerini içermektedir. Medikal görüntülerin bölütlenmesinden kaynaklı olarak bu dosyalarda, yüzey pürüzlülükleri ve yüzey geometrisindeki çakışan üçgenler, açık kenarlar gibi topolojik hatalar bulunabilmektedir. Bu hataların giderilmesi hem SolidWorks ortamındaki montajın hassasiyeti hem de 3B yazıcı ile üretim sürecinde su sızdırmaz model elde edilmesi için önemlidir.

Bu amaçla, bölütleme işlemi sonucu elde edilen vertebra modelleri, ANSYS SpaceClaim yazılımına aktarılmış ve yüzey geometrisini iyileştirme açısından ayrı ayrı onarım sürecine tabi tutulmuştur. Onarım süreci tamamlanan vertebra modelleri, tekrar STL formatında kaydedilmiş ve dijital ikiz modeli oluşturulacağı SolidWorks yazılımına aktarılmıştır.

### **3.2.3 SolidWorks**

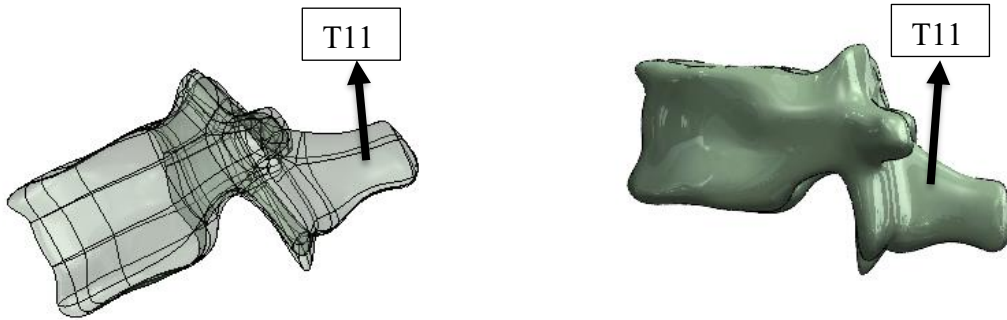
Tez kapsamında SpaceClaim yazılımı ile iyileştirme işlemleri tamamlanan vertebra, omurganın hareketli dijital ikiz modelinin geliştirilmesi için SolidWorks (2023, Dassault Systemes, ABD) yazılımına aktarılmıştır. Bu vertebra modellerine, omurganın anatomik bütünlüğünün korunması ve kontrollü kinematik davranış göstermesi amacıyla SolidWorks ortamında çeşitli montaj ilişkileri tanımlanmıştır. Daha sonra geliştirilen bu dijital ikiz modelinin omurga hareketlerini temsil edebilmesi literatürdeki RAE noktaları

referans alınarak sanal eklemler oluşturulmuş ve fleksiyon/ekstansiyon hareket aralıkları için sınır açısı ilişkisi tanımlanmıştır.

### 3.2.3.1 Vertebraların Anatomik Koordinat Sisteminde Konumlandırılması

BT görüntülerinden elde edilen vertebra modellerinin anatomik bütünlüğünün bozmadan dijital ortamda montajlanması, geliştirilen dijital ikiz modelinin kinematik doğruluğu için kritik öneme sahiptir. Montaj sürecinde C1-S1 arasındaki her vertebra modeli BT kesitlerinden gelen orijinal uzaysal koordinatları (X, Y, Z) referans alınarak SolidWorks yazılımına aktarılmıştır. Yazılımda aynı geometriye sahip fakat farklı montaj özelliklerinde iki omurga modeli oluşturulmuştur.

İlk olarak omurga vertebra modelleri SolidWorks ortamına sabit gövdeler olarak aktarılmıştır. Bu sayede vertebralar BT görüntülerindeki orijinal uzaysal koordinatlarında sabitlenmiş ve omurganın fizyolojik eğriliklerini, faset eklem ve intervertebral disk mesafelerini tam doğrulukla koruyan referans model oluşturulmuştur. Daha sonra sabitlenen bu omurganın birebir kopyası SolidWorks'e hareketli gövdeler olarak aktarılmıştır. Hareketli olan vertebralar başlangıçta sabit vertebralar ile aynı uzaysal koordinatlarda çakıştırılmış ve montaj işlemleri tamamlandıktan sonra serbest duruma getirilmiştir. Şekil 3.1'de yeşil renkli gösterilen model sabit referans vertebrayı, transparan model ise hareketli vertebrayı temsil etmektedir.



Şekil 3.1 SolidWorks ortamında sabit ve hareketli vertebraların gösterilmesi

Kurgulanan bu iki omurga modeli yaklaşımı sayesinde, BT görüntüsüne ait uzaysal

koordinatlar korunurken; serbest omurga modelinin fleksiyon ve ekstansiyon hareketleri sırasında oluşturduğu değişimlerin referans model ile karşılaştırmalı olarak gözlemlenebilmesi mümkün hale getirilmiştir.

### **3.2.3.2 Montaj İlişkileri ve Kinematik Kısıtların Tanımlanması**

Omurga dijital ikiz modelinde vertebralar arasındaki hareketi fizyolojik sınırlar içerisinde kurgulayabilmek için vertebralara SolidWorks ortamında montaj ilişkileri tanımlanmıştır. Montaj sürecinin başlangıcında, sabit omurga modeli ve hareketli omurga modeli aynı uzaysal koordinatlara sahip olduğu için orijin noktaları arasında “çakışık” montaj ilişkisi tanımlanarak her iki modelin tam hizalanması sağlanmıştır. Bu hizalama sayesinde sabit vertebralar hastanın BT taramasındaki nötr duruşunu temsil ederek hareketli vertebraların yapacağı fleksiyon ve ekstansiyon hareketlerine referans bir model oluşturmuştur.

Dijital ikiz modelinin fleksiyon ve ekstansiyon hareketlerinin fizyolojik sınırlar içerisinde gerçekleştirilebilmesi için “sınır açısı” ilişkisinden yararlanılmıştır. Bu ilişki kullanılarak vertebralar arasına, tez çalışmasının 2.5 bölümünde verilen literatür değerleri referans alınarak maksimum ve minimum hareket aralıkları tanımlanmıştır. Böylece modelin fleksiyon ve ekstansiyon hareketlerini kontrollü bir şekilde yapması sağlanırken, tasarımın amacına uygun olarak lateral fleksiyon ve rotasyon hareketleri kısıtlanmıştır.

Omurga kinematiğinin doğru bir şekilde temsil edilebilmesi için her hareket segmenti bağımsız bir birim olarak ele alınmıştır. Hareketli omurga modelinin kinematik yörüngeyi doğru takip edebilmesi için her hareket segmentine ayrı ayrı RAE tanımlanmıştır. Modelleme ve simülasyon süreçlerini standardize etmek için dönme merkezlerinin zamana bağlı değişimi ihmal edilerek sabit olduğu kabul edilmiştir. Dönme merkezi rastgele noktalarda değil, 2.4 bölümünde verilen literatür bilgileri ışığında sabit pivot noktaları olarak belirlenmiştir.

Sonuç olarak, tanımlanan bu montaj ilişkileri, pivot noktaları ve sınır açısı sayesinde geliştirilen yapı, yalnızca görsel bir temsil olmanın ötesine geçerek omurganın kinematik davranışlarının analiz edilebileceği işlevsel bir dijital ikiz modeline dönüşmüştür.

### 3.2.3.3 Anlık Dönme Merkezlerinin ve Pivot Noktalarının Belirlenmesi

Omurganın fizyolojik hareketi sırasında hareket segmentindeki üst vertebranın alt vertebraya göre sergilediği doğal rotasyonel hareketin gerçeğe yakın temsil edilebilmesi için dijital ikiz modeli üzerinde RAE tanımlanmıştır. Bu yaklaşım sayesinde omurga hareketlerinin biyomekanik gerçekliğe yüksek sadakatle modellenmesini sağlamıştır.

RAE fleksiyon ve ekstansiyon hareketleri sırasında sürekli yer değiştirse de montaj sırasında kararlılığı sağlamak amacıyla bu eksenler literatürde belirtilen bölgelere en yakın noktalara sabit pivot noktaları tanımlanmıştır. Pivot noktaları, her FSU için ayrı ayrı tanımlanmış olup, genel olarak şu anatomik referanslar kullanılmıştır:

**Lomber Bölge (L1-L5):** Literatürde RAE'nin alt vertebranın üst yüzeyinde posterior bölüme yakın konumda olduğu belirtilmektedir. Bu doğrultuda alt vertebra korpusunun üst yüzeyinin %33'lük arka kısmı referans alınarak pivot noktası tanımlanmıştır.

**Torakal Bölge (T1-T12):** Torakal bölgede kaburga bağlantıları nedeniyle hareket çok kısıtlı gerçekleşmektedir. Bu nedenle pivot noktaları vertebra korpuslarının daha merkezine (%40-50) kaydırılmıştır. Özellikle faset oryantasyonlarının değiştiği T11-T12 geçiş segmentinde iki yüzeye dik referans çizgilerinin kesiştirilmesi esasına dayanan "Geometrik Kesişim Yöntemi" kullanılarak pivot noktaları hassas bir şekilde belirlenmiştir.

**Servikal Bölge (C3-C7):** Servikal bölgede hareket aralığının geniş olması ve fasetlerin yatay oryantasyona sahip olması nedeniyle hareket merkezi korpusun tam merkezine (%50) konumlandırılmıştır.

**Atlanto-Aksiyal Eklem (C1-C2):** Başın döndürülmesini sağlayan C1-C2 vertebralar arası hareket merkezi diğer segmentlerden farklı ele alınmıştır. Bu eklemden, C2 vertebraya ait dens çıkıntısının geometrik merkezi pivot noktası olarak tanımlanmıştır.

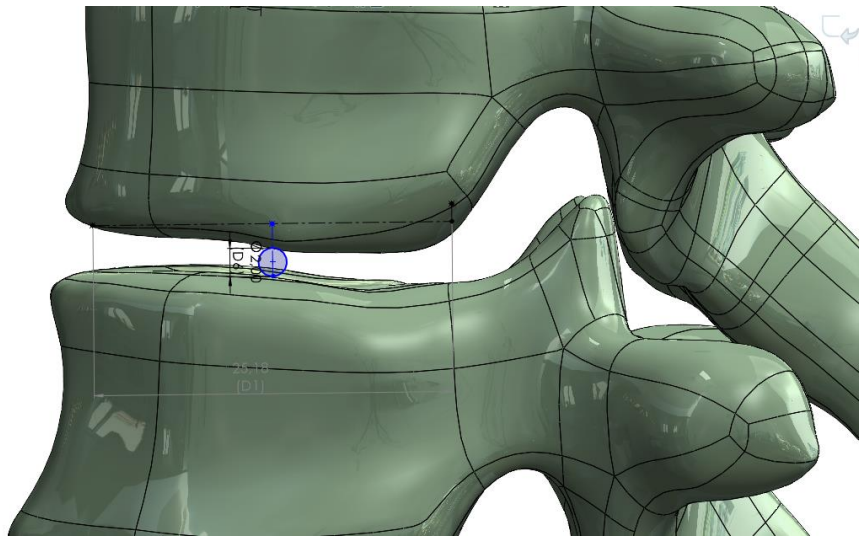
### 3.2.3.4 Sanal Eklem ve Referans Geometrisi Oluşturma Yöntemi

Vertebraların karmaşık faset ve korpus geometrileri nedeniyle omurga modeline fleksiyon ve ekstansiyon hareketlerini, yüzey temasına dayalı klasik montaj ilişkileri ile kontrollü ve stabil bir şekilde yaptırabilmek mümkün değildir. Bu nedenle dijital ikiz modelinde stabil kinematik kurgu oluşturmak için vertebra arasında “sanal eklem” metodolojisi geliştirilmiştir. Bu kurgu üç aşamadan oluşmaktadır:

**Referans Dikmelerin Tanımlanması:** Sanal eklem oluşturma sürecinin ilk aşaması referans dikmelerin oluşturulmasıdır. Bütün vertebra alt ve üst yüzeylerine 3.2.3.3 bölümünde tanımlanan spesifik pivot noktaları yerleştirilmiş ve bu noktalardan vertebra korpusuna dik olacak şekilde sanal doğrular çizilmiştir.

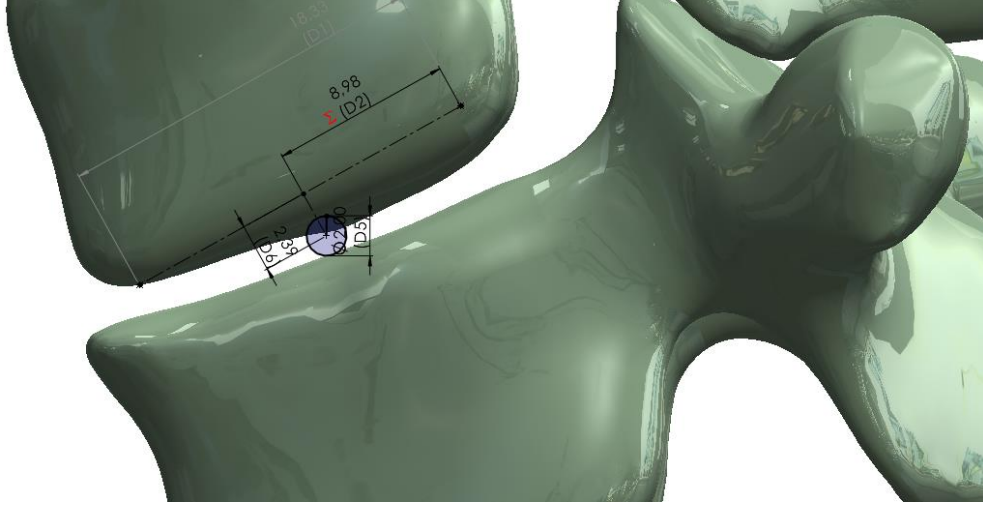
**Yardımcı Geometrilerin Tanımlanması:** İkinci aşamada oluşturulan sanal dikmelerin uç noktalarına, intervertebral disk boşluğunun tam orta noktasına denk gelecek şekilde 2 mm çapında referans daireler çizilmiştir. Bu daireler sanal eklem dönmeye merkezini temsil eden yardımcı geometriler olarak kullanılmıştır (Şekil 3.2).

**Eş merkezli İlişki:** Son aşamada, komşu vertebra arasına çizilen 2 mm’lik referans daireler arasına “eş merkezli” montaj ilişkisi tanımlanmıştır.



Şekil 3.2 Referans geometrilerin oluşturulması

Oluşturulan bu sanal eklemler, vertebra­ların fleksiyon ve ekstansiyon hareketlerinin karmaşık vertebra yüzeylerinin doğrudan teması olmadan, belirlenen fizyolojik sınırlar içerisinde tekrarlanabilir biçimde gerçekleşmesini sağlamıştır (Şekil 3.3).



Şekil 3.3 Oluşturulan sanal eklemlerin gösterimi

### 3.2.3.5 Hareket Sınırlarının ve Çarpışma Analizinin Tanımlanması

Oluşturulan omurga dijital ikiz modelinin fleksiyon ve ekstansiyon hareketlerinin fizyolojik sınırlar içinde ve insan anatomisine uygun olarak gerçekleştirilebilmesi için her hareket segmentine spesifik ROM değerleri tanımlanmıştır. ROM tanımlanırken öncelikle “Çarpışma Algılama” modülü ile vertebra geometrisine bağlı fiziksel sınırlar belirlenmiş; daha sonra Bölüm 2.5’te verilen literatür bilgileri referans alınarak sınır açısı ilişkisi ile modele nihai hareket aralıkları tanımlanmıştır.

Çarpışma algılama modülü, sanal montaj ortamında seçilen bir parça hareket ettirildiğinde diğer parçalar ile temaslarını anlık olarak tespit eden bir araçtır. Dijital modelde bu modül ile seçilen vertebra­ya fleksiyon ve ekstansiyon hareketleri yaptırılmış; komşu vertebra­lar ile faset eklemler, spinöz çıkıntı ve korpus bölgeleri arasındaki çarpışmalar gözlemlenerek temas noktaları belirlenmiştir. Bu sayede vertebra­ların hareketler sırasında iç içe geçmesi engellenmiştir.

Ancak çarpışma algılama modülü ile belirlenen fiziksel sınırların, yumuşak dokuların

elastik direncini içermemesi nedeniyle omurganın fizyolojik hareket aralıklarını birebir yansıtmadığı kabul edilmiştir. Bu nedenle belirlenen maksimum fiziksel sınırlar, literatürde belirtilen hareket aralıkları ile karşılaştırılmış ve omurganın bölgesel özellikleri de dikkate alınarak her vertebra segmenti için ROM değeri tanımlanmıştır. Bu doğrultuda fleksiyon ve ekstansiyon için toplam hareket aralıkları:

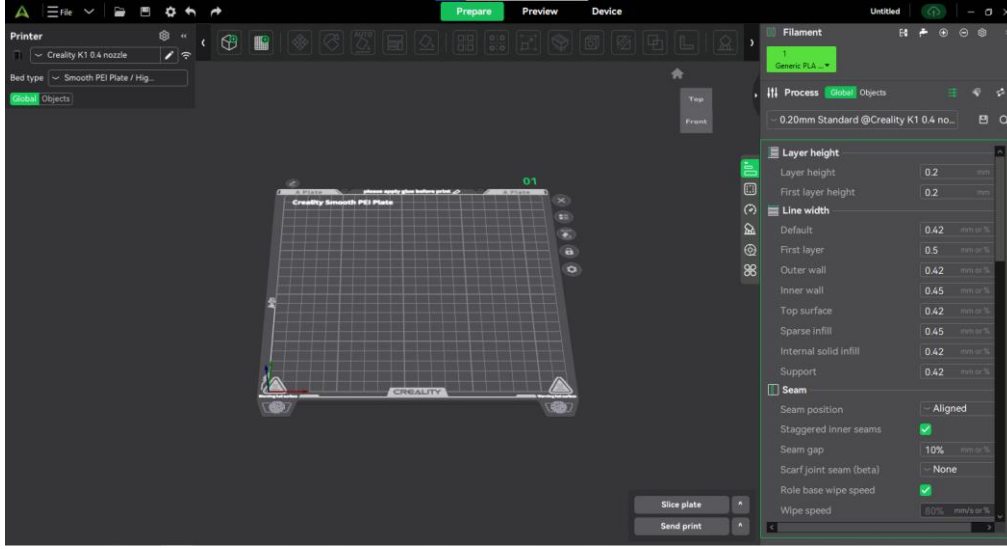
- Lomber bölgede her hareket segmenti için 10-12°,
- Torakal bölgede her hareket segmenti için 2-3°,
- Servikal bölgede her hareket segmenti için 8-10° olarak belirlenmiştir.

Sonuç olarak, her FSU için tanımlanan sınır açısı ilişkisi ile omurganın güvenli aralıkta hareket etmesi sağlanmıştır. Bu sayede omurga dijital ikiz modelinin fleksiyon ve ekstansiyon hareketlerini anatomik bütünlüğü bozmadan ve fizyolojik sınırlar içerisinde gerçekleştirilmesi mümkün kılınmıştır.

### **3.2.4 Creality Print**

Tez çalışmasında BT taramasından elde edilen vertebra STL dosyalarının 3B yazıcı teknolojisi ile fiziksel olarak üretilebilmesi için G-Code dosyalarına dönüştürülmesi gerekmektedir. G-Code, bilgisayar destekli üretimde nümerik kontrol amaçlı kullanılan bir programlama dilidir. Başka bir ifadeyle, modelin uzaysal koordinatlarını referans alarak 3B yazıcının hareketlerini tanımlar. G-Code dosyaları, dilimleme yazılımları aracılığıyla oluşturulur (Yuran 2022). Bu çalışmada vertebraların STL dosyalarını G-Code formatına dönüştürmek için Creality Print (Versiyon 7.0, Shenzhen, Çin) yazılımı kullanılmıştır.

Creality Print, FDM tipi 3B yazıcılar için Shenzhen Creality 3D Technology Co., Ltd. tarafından geliştirilmiş özel bir dilimleme programıdır. Bu yazılım dijital ortamda modellenen 3B nesnelere baskı parametrelerine göre dilimleyerek G-Code formatına çevirir ve 3B yazıcı ile üretime hazır hale getirir. Creality Print yazılımı, kullanıcılara katman kalınlığı, dolgu oranı ve destek yapıları gibi parametreleri kontrol imkânı sunmaktadır. Resim 3.4'te Creality Print yazılımının arayüzü görülmektedir.



Resim 3.4 Creality Print yazılımı arayüzü

Üretimde kullanılan yazıcı parametrelerinin detayları Bölüm 3.3.1’de sunulmuştur.

### 3.3 Çalışmalar Sırasında Kullanılan 3B Yazıcı Özellikleri

Tez kapsamında 3DSlicer yazılımı kullanılarak elde edilen 3B vertebra modellerinin fiziksel prototiplerinin üretiminde, Shenzhen Creality 3D Technology Co., Ltd tarafından geliştirilen yüksek hızlı ve düşük maliyetli Creality K1 (Shenzhen, Çin) marka 3B yazıcı kullanılmıştır (Resim 3.5).

Creality K1, FDM teknolojisini kullanan masaüstü bir 3B yazıcıdır. FDM tipi yazıcılar, termoplastik ham maddenin nozulun içinden geçirilerek baskı tablası üzerine katmanlar halinde yığılması prensibiyle üretim yapar. FDM teknolojisi, düşük maliyetli ve erişilebilir olduğu için mühendislik ve araştırma çalışmalarında yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu yazıcılar hammadde olarak ABS (Akrilonitril Bütadien Stiren), PLA (Polilaktik Asit) gibi çeşitli termoplastik polimerleri kullanır (Yuran 2022).

Kullanılan 3B yazıcı; PLA, TPU (Termoplastik Poliüretan), PET (Polietilen Tereftalat) gibi pek çok filament tipini desteklemektedir. Yazıcı 220\*220\*250 maksimum baskı boyutları ile kullanıcıya büyük baskı alanı sunar. Böylece büyük nesnelerin üretimini de mümkün kılar.



**Resim 3.5** Creality K1 3B yazıcı

Creality K1 3B yazıcı ile ilgili diğer teknik bilgilere Çizelge 3.2’de yer verilmiştir. Bu teknik özellikler karmaşık geometriye sahip vertebra modellerinde yüksek yüzey kalitesinin ve boyutsal doğruluğun korunmasını sağlamıştır.

**Çizelge 3.2** Creality K1 3B yazıcı teknik özellikleri

| <b>Parametre</b>              | <b>Creality K1</b>          |
|-------------------------------|-----------------------------|
| Baskı Teknolojisi             | FDM                         |
| Maksimum Baskı Boyutları (mm) | 220*220*250                 |
| Maksimum Baskı Hızı (mm/s)    | 600                         |
| Ekstrüder                     | Doğrudan Tahrik             |
| Desteklenen Filament          | PLA/TPU/PETG/ABS/PET/Karbon |
| Nozzle Çapı (mm)              | 0,4                         |
| Max Nozzle Sıcaklığı (°C)     | 300                         |
| Max Tabla Sıcaklığı (°C)      | 100                         |
| Filament Çapı (mm)            | 1,75                        |

### 3.3.1 Üretimde Kullanılan 3B Yazıcı Parametreleri

Vertebra modellerinin fiziksel üretiminde kullanılan baskı parametreleri; yüzey

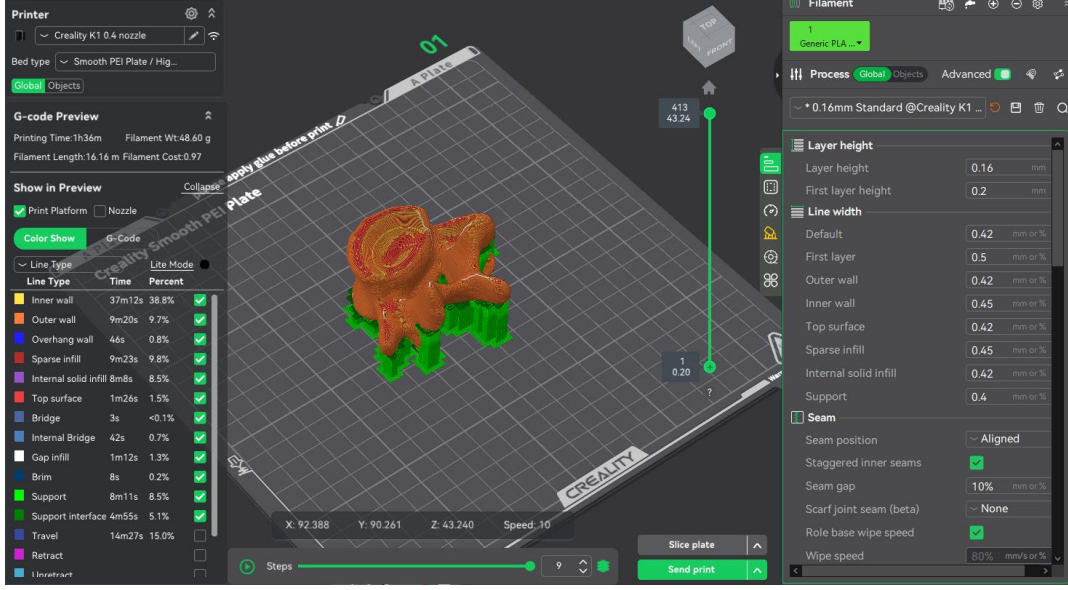
kalitesinin artırılması ve anatomik doğruluğun sağlanması amacıyla Creality Print yazılımı aracılığıyla optimize edilmiştir. Üretim sürecinde belirlenen temel 3B yazıcı baskı parametreleri Çizelge 3.3'te sunulmuştur. Belirlenen parametreler ile üretim hatalarının azaltılması ve anatomik bütünlüğün korunması hedeflenmiştir.

**Çizelge 3.3** Vertebra üretiminde kullanılan baskı parametreleri

| <b>Baskı Parametreleri</b> | <b>Ayar</b>                         |
|----------------------------|-------------------------------------|
| Filament                   | PLA                                 |
| Katman Yüksekliği (mm)     | 0,16                                |
| Doluluk Oranı (%)          | 30                                  |
| Dolgu Deseni               | Izgara                              |
| Duvar Döngü Sayısı         | 8                                   |
| Üst/Alt Yüzey Deseni       | Eş Merkezli                         |
| Üst/Alt Kabuk Katmanları   | 8                                   |
| Nozul Sıcaklığı (°C)       | 220                                 |
| Tabla Sıcaklığı (°C)       | 60                                  |
| Destek Yapı                | Otomatik (ihtiyaca göre belirlendi) |
| Baskı Hızı                 | Otomatik                            |

Vertebra prototiplerinin üretimi PLA filament kullanılarak gerçekleştirilmiştir. PLA filament yüksek yüzey kalitesine sahip olması nedeniyle tercih edilmiştir. Nozul sıcaklığı 220°C ve tabla sıcaklığı 60°C olarak ayarlanmıştır. Katman yüksekliği 0,16 mm belirlenerek omurganın spinöz ve transvers çıkıntıları gibi yüksek hassasiyet gerektiren detayların daha kaliteli üretilebilmesi sağlanmıştır.

Modellerin üst ve alt yüzeylerinde eş merkezli desen tercih edilerek pürüzsüz bir anatomik dış yüzey elde edilmiştir. Vertebraların özellikle spinöz ve transvers çıkıntılar gibi karmaşık yapılarında yerçekimine bağlı sarkmaları ve üretim hatalarını önlemek amacıyla yazılımın algoritmasından faydalanarak destek yapılar otomatik olarak oluşturulmuştur. Baskı hızı ise yazılım tarafından otomatik belirlenerek baskı kalitesinin korunması sağlanmıştır. Resim 3.6'da bir vertebraya ait dilimleme yazılımındaki yazdırma pozisyonu ve parametre ön izlemesi verilmiştir.



Resim 3.6 Vertebranın yazdırma pozisyonu

### 3.3.2 Üretimde Kullanılan Filament Özellikleri

FDM tipi 3B yazıcılarda temel üretim materyali olarak termoplastik filamentler kullanılmaktadır. Endüstriyel ve akademik çalışmalarda en yaygın kullanılan filament türleri arasında PLA ve ABS yer almaktadır. Bu çalışma kapsamında vertebraların fiziksel prototiplerinin üretiminde 1,75 mm çapında eSun (Shenzhen, Çin) marka PLA filament tercih edilmiştir. Resim 3.7’de üretimde kullanılan PLA filament görülmektedir.



Resim 3.7 Üretimde kullanılan PLA filament

PLA, mısır nişastası ve şeker kamışı gibi yenilenebilir kaynaklardan elde edilen biyobozunur bir termoplastik polimerdir. Düşük erime sıcaklığı ve düşük çatlama/çekme

oranı sayesinde üretim sürecinde hata oranını azaltmakta ve vertebraların karmaşık geometrisinin hassas bir şekilde üretilmesini sağlamaktadır. PLA filamentin tercih edilmesinin bir diğer sebebi ise, yüksek yüzey kalitesi sayesinde faset eklem gibi kritik noktaların anatomik gerçeğe uygun ve pürüzsüz şekilde üretilmesine olanak tanınmasıdır.

### **3.4 Doğrulama Metodolojisi**

Çalışmada geliştirilen omurga dijital ikiz modelinin geometrik doğruluğunu kanıtlamak için “üst üste çakıştırma” yönteminden yararlanılmıştır. Bu yöntem ile SolidWorks ortamında oluşturulan hareketli omurga modelinin belirlenen fleksiyon ve ekstansiyon yörüngesi boyunca hareket ederken, BT taramasından gelen orijinal uzaysal konumda bulunan sabit omurga modeli ile örtüşüp örtüşmediği doğrulanmıştır.

Doğrulama sürecinde, ilk olarak BT taramasından gelen orijinal uzaysal koordinatlarında sabitlenen vertebra modelleri referans olarak kullanılmıştır. Daha sonra bu sabit vertebraların kopyası yazılıma hareketli olarak aktarılmış ve iki omurga modeline sagittal düzlemde çakışık ilişkisi tanımlanmıştır. Bu ilişki ile her iki modelin başlangıç uzaysal koordinatları ve düzlemlerinin aynı olması sağlanmıştır. Daha sonra hareketli vertebralara fleksiyon ve ekstansiyon hareketlerini yaptırabilmek için RAE temelli pivot noktaları ve sınır açısı ilişkisi tanımlanmıştır.

Bu işlemler sonucunda, hareketli omurga modelinin ekstansiyon pozisyonundan fleksiyon pozisyonuna geçerken referans omurga modeli ile kusursuz bir şekilde çakıştığı gözlemlenmiştir. Bu uzaysal örtüşme, oluşturulan sanal eklemlerin ve kinematik kısıtlamaların doğru çalıştığını kanıtlamıştır.

## 4. ARAŞTIRMA BULGULARI

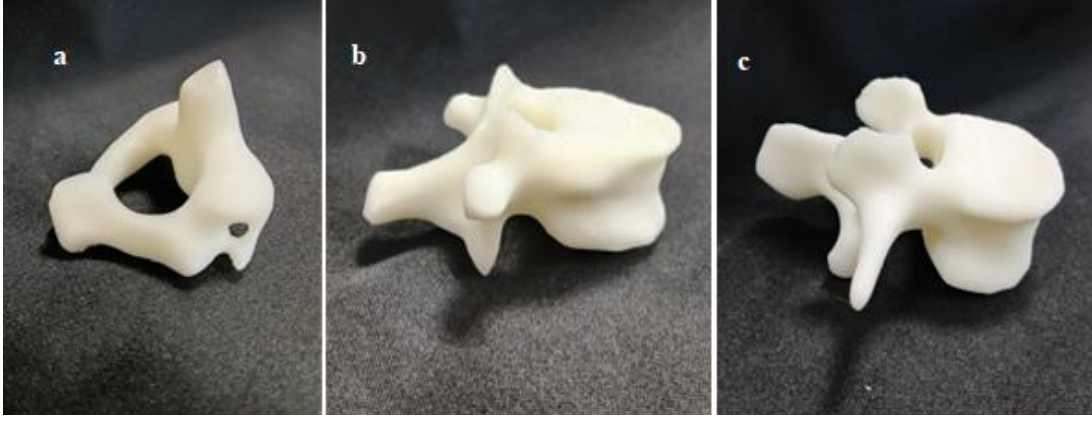
### 4.1 Fiziksel Prototipler

Çalışmanın bu bölümünde geliştirilen dijital ikiz modeline ait hastaya özgü vertebra modellerinin fiziksel prototipleri sunulmuştur. Vertebraların fiziksel prototipleri, 50 yaşındaki hastaya ait BT taramasından bölütleme işlemi sonucunda elde edilen STL dosyalar ile FDM teknolojisine sahip 3B yazıcı ile üretilmiştir. C1-L5 arası 24 vertebra ve sakrum kemiği; hasta anatomisine uyum sağlayacak birebir 1:1 ölçekle basılmıştır. Resim 4.1’de üretilen vertebraların fiziksel prototiplerine yer verilmiştir.



**Resim 4.1** 3B yazıcı ile üretilen vertebra modelleri

Üretilen bu fiziksel prototipler, yüzey kalitesi ve anatomik bütünlük açısından görsel olarak incelenmiştir. Resim 4.2’de omurganın farklı bölgelerini temsil eden vertebraların detaylı yakın plan görünümü verilmiştir. Fiziksel prototipleri korpus, spinöz/transvers çıkıntı ve faset eklem yüzeyleri gibi karmaşık bölgeler açısından değerlendirildiğinde modellerin dijital ikiz geometrisi ile görsel uyum sergilediği gözlemlenmiştir. Elde edilen bu üretim sonuçları ANSYS SpaceClaim uygulaması ile yapılan iyileştirme işlemlerinin ve üretim parametrelerinin başarılı olduğunu doğrulamaktadır.



**Resim 4.2** Fiziksel prototip örnekleri; servikal bölge(a), torakal bölge (b), lomber bölge(c).

#### 4.2 Dijital İkiz Modeli

Bu bölümde hastaya özgü BT taramalarından oluşturulan omurga dijital ikiz modeline, bu modelin geometrik doğruluğunu değerlendirmek için yapılan üst üste çakıştırma analizine ve model üzerinden hesaplanan klinik parametrelere ait bulgular sunulmuştur. Şekil 4.1’de omurga dijital ikiz modelinin SolidWorks ortamındaki genel görünümü verilmiştir.



**Şekil 4.1** SolidWorks ortamında sabit ve hareketli omurga modelinin görünümü

Şekilde yeşil renk ile gösterilen model, hastanın nötr pozisyonunu temsil eden sabit referans omurga modelidir. Transparan olarak gösterilen vertebralar ise oluşturulan sanal eklemler ve tanımlanan montaj ilişkileri doğrultusunda kontrollü fleksiyon ve ekstansiyon hareketini gerçekleştiren hareketli omurga modelini temsil etmektedir. Bu modelde vertebraların her biri ayrı bileşen olarak eklenmiş ve hareket yörüngeleri literatür bilgileri ışığında sınırlandırılmıştır.

#### **4.2.1 Nötr Pozisyon ve Çakışma Analizi**

Hastanın BT taramasındaki anatomik duruşu omurga dijital ikiz modelinin “nötr pozisyonu” olarak kabul edilmiştir. Nötr pozisyon, omurganın herhangi bir dinamik kuvvet etkisinde olmadığı statik denge halini ifade ettiği için fleksiyon ve ekstansiyon hareketlerinin başlangıç pozisyonudur. Bu nedenle, sabit omurga modeli hastanın nötr pozisyonunu temsil etmektedir.

Dijital ikiz modelinin geometrik ve kinematik doğruluğunun değerlendirilmesinde üst üste çakıştırma yöntemi kullanılmıştır. Bu yöntemde nötr pozisyondaki sabit omurga modeli referans alınmış ve hareketli vertebra modeli ile referans modelin üst üste çakışması incelenmiştir.

Analiz sürecinde; hareketli omurga modelinin fleksiyondan ekstansiyon pozisyonuna (ya da tam tersi) geçerken nötr pozisyondan sapma yapıp yapmadığı izlenmiştir. Yapılan analizde, hareketli omurga modelinin nötr pozisyondaki referans model ile kusursuz bir şekilde üst üste çakıştığı gözlemlenmiştir. Şekil 4.2’de hareketli omurga ve sabit omurga modelinin nötr pozisyondaki üst üste çakışma anına ait görünümleri verilmiştir. Bu durum, dijital ikizin hareket yörüngesinde hata oluşmadığının göstergesidir.

Hareketli omurga modelinin nötr pozisyondan kusursuz bir şekilde geçmesi; dijital ikiz modelinin hareket sırasında herhangi bir eksen kayması yaşamadan başlangıçtaki uzaysal konuma geri dönebildiğini göstermektedir. Gözlemlenen bu çakışma durumu ile omurga modeline tanımlanan sanal eklemlerin, montaj ilişkilerinin ve hareket aralıklarının geometrik doğruluğu ispatlanmıştır.



**Şekil 4.2** Hareketli ve sabit omurganın nötr pozisyonda üst üste çakıştırılmış görünümüleri

#### **4.2.2 Klinik Parametre Simülasyonları**

Tez kapsamında geliştirilen omurga dijital ikiz modeli, anatomik bir temsil sunmanın yanı sıra kinematik analizlerin gerçekleştirilmesini sağlamaktadır. Önceki bölümlerde detaylandırılan montaj ilişkileri ve ROM değerleri aracılığıyla omurgaya fleksiyon ve ekstansiyon hareket yetenekleri kazandırılmıştır.

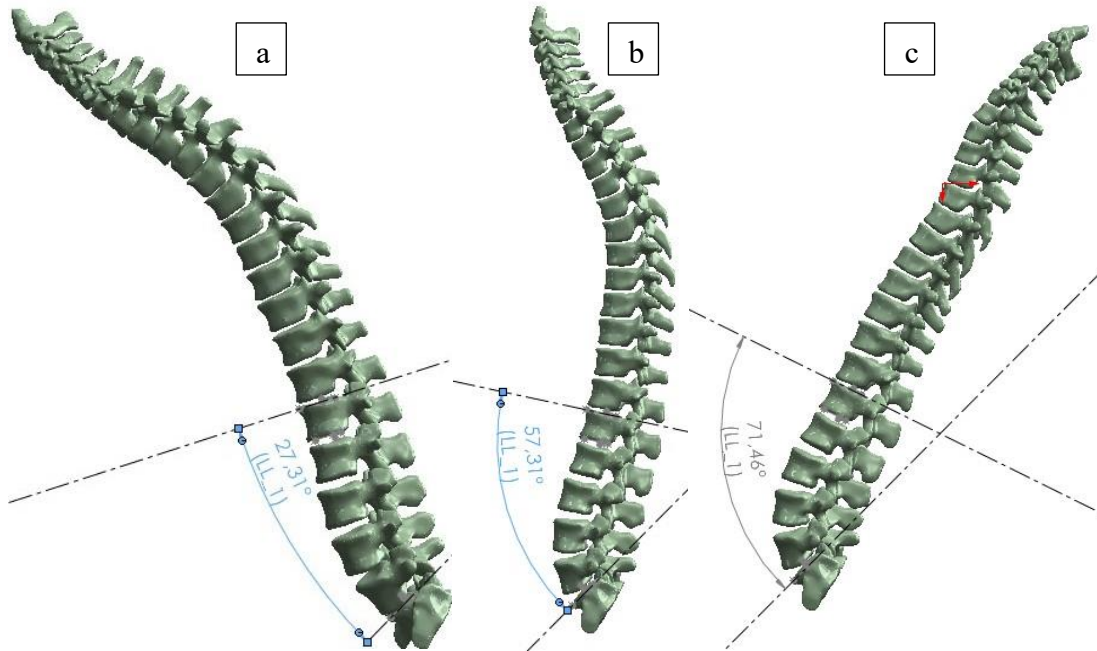
Omurganın hareketi sırasında meydana gelen fonksiyonel ve geometrik değişimler statik MRG/BT görüntüleri ile anlık olarak gözlemlenememektedir. Buna karşılık oluşturulan dinamik model, söz konusu biyomekanik değişimlerin analiz edilmesini mümkün kılmıştır. Çalışmanın bu bölümünde geliştirilen dijital ikiz modeli üzerinde omurganın klinik değerlendirmelerde kritik öneme sahip dört parametre simüle edilmiş ve bu parametrelerin fleksiyon ve ekstansiyon sırasındaki değişimleri sunulmuştur.

##### **4.2.2.1 Sagittal Planda Lordoz ve Kifoz Açılarının Değerlendirilmesi**

Sağlıklı bir insan omurgası dört fizyolojik eğriye sahiptir. Bunlar; servikal ve lomber

bölgede dışbükey olan eğrilik vardır ve “lordoz” olarak, torakal ve sakrum bölgede içbükey olan eğrilik vardır ve “kifoz” olarak isimlendirilir. Omurganın bu fizyolojik eğriliklerinin ve sagittal dengesinin bozulması omurgada ağrı ve deformasyona neden olabilir. Özellikle kas-iskelet sistemi rahatsızlıklarında tanı koymak ve cerrahi tedaviyi planlamak için torakal kifoz ve lomber lordoz açıları yaygın olarak ölçülen temel parametrelerdir.

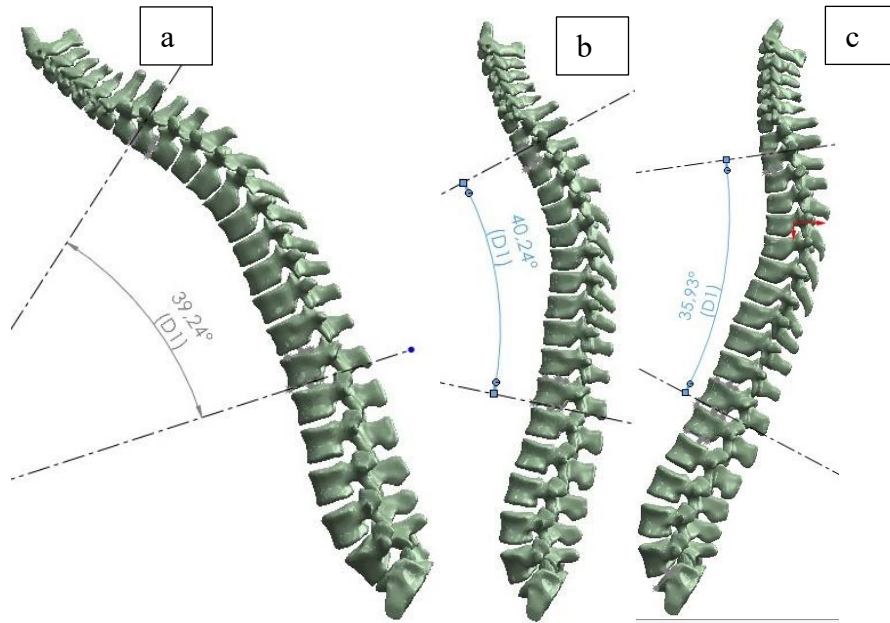
Bu kapsamda; sagittal düzlemde dijital ikiz modelinin nötr, fleksiyon ve ekstansiyon pozisyonlarında torakal kifoz ve lomber lordoz açı analizleri gerçekleştirilmiştir. Ölçümler, literatürdeki Cobb açısı ölçümü esas alınarak, ilgili vertebraların alt ve üst düzlemlerine tanımlanan doğrular arasındaki açıların hesaplanmasıyla elde edilmiştir. Bu yöntem biyomekanik çalışmalarda kullanılan yöntemler ile birebir uyumludur. Nötr pozisyonda yapılan ölçümler, hastanın BT taramasındaki anatomik duruşuna ait lordoz ve kifoz açılarını temsil ederken, fleksiyon ve ekstansiyon hareketlerindeki ölçümler ise dijital ikizin hareketleri sırasındaki omurga eğriliklerinde meydana gelen değişimleri temsil eder.



**Şekil 4.3** Lomber lordoz açısının dijital ikiz modeli üzerinde ölçümü; fleksiyon pozisyonu (a), nötr pozisyon (b), ekstansiyon pozisyonu (c).

Şekil 4.3'te dijital ikiz modeli üzerinden nötr, fleksiyon ve ekstansiyon pozisyonlarında alınan lomber lordoz ölçümleri sunulmuştur. Lomber lordoz açısı, L1 vertebra'nın üst düzlemi ile S1 vertebra'nın üst düzlemindeki referans kesişimi üzerinden hesaplanmıştır. Simülasyon sonucunda, lomber lordoz açısının nötr pozisyona kıyasla fleksiyon sırasında azaldığı, ekstansiyon sırasında arttığı gözlemlenmiştir.

Şekil 4.4'te ise dijital ikiz modeli üzerinden aynı pozisyonlarda alınan torakal kifoz ölçümleri sunulmuştur. Torakal kifoz açısı T2 vertebra'nın üst düzlemine ve T12 vertebra'nın alt düzlemine atılan referans doğrular arasındaki açı ile hesaplanmıştır. Yapılan simülasyon sonucunda, torakal kifoz açısının fleksiyon ve ekstansiyon hareketleri sırasında nötr pozisyona göre azaldığı gözlemlenmiştir.



**Şekil 4.4** Torakal kifoz açısının dijital ikiz modeli üzerinde ölçümü; fleksiyon pozisyonu (a), nötr pozisyon (b), ekstansiyon pozisyonu (c).

Lomber lordoz ve torakal kifoz açıları genellikle 2B statik radyolojik görüntüler ve hastanın tek bir pozisyonu üzerinden ölçüm yapılmaktadır. Bu statik görüntüden alınan ölçümler hastanın günlük hareketleri sırasında değişen omurga yüklerini gözlemlemeyi sınırlandırmaktadır. Bu çalışmada geliştirilen dinamik dijital ikiz modeli üzerinden yapılan ölçümler, hareket ile birlikte değişen anatomik durumun gözlemlenebilmesini

sağlayarak klinik değerlendirmeler açısından avantaj sağlamaktadır. Ayrıca bu omurga modeli hastaya özgü oluşturulduğu için; hekimlerin hasta anatomisine göre değerlendirmeler yaparak kişiselleştirilmiş tedavi planı oluşturmasını ve tedavi sürecinde hastayı bilgilendirme amaçlı kullanılarak hasta-doktor iletişim kalitesinin artırılmasını sağlayabilir.

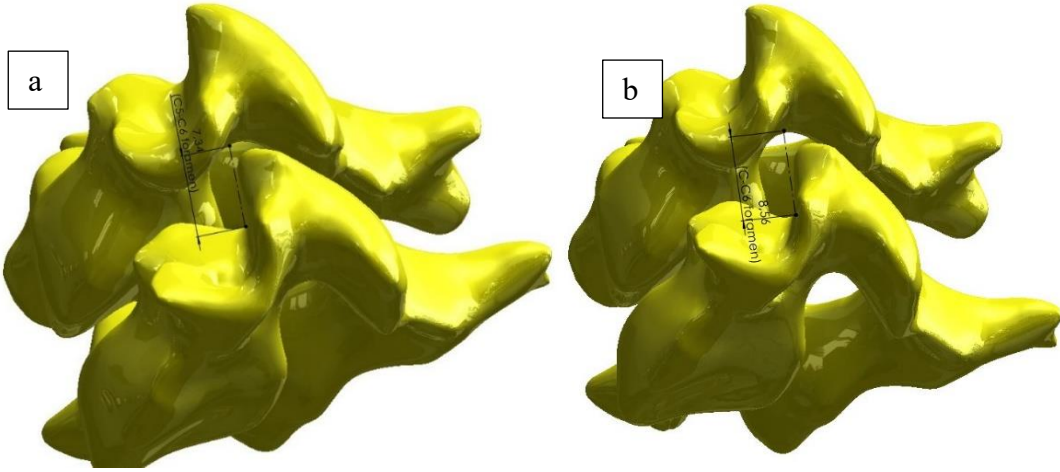
#### 4.2.2.2 Nöral Foramen Yüksekliği Değişimi

Nöral foramen, komşu iki vertebranın pedikülleri arasında bulunan açıklıktır. Önde intervertebral disk, arkada faset eklemler, alt ve üstte pediküller ile sınırlıdır. Omurilikten çıkan sinirler bu açıklıktan geçiş yaparak vücuda dağılır. Nöral foramenin daralması sonucunda bu kanaldan geçen sinir köklerinde sıkışma ve ağrıya bağlı olarak radikülapati oluşabilir. Bu açıdan nöral foramenin boyutları klinik çalışmalarda kritik öneme sahiptir.

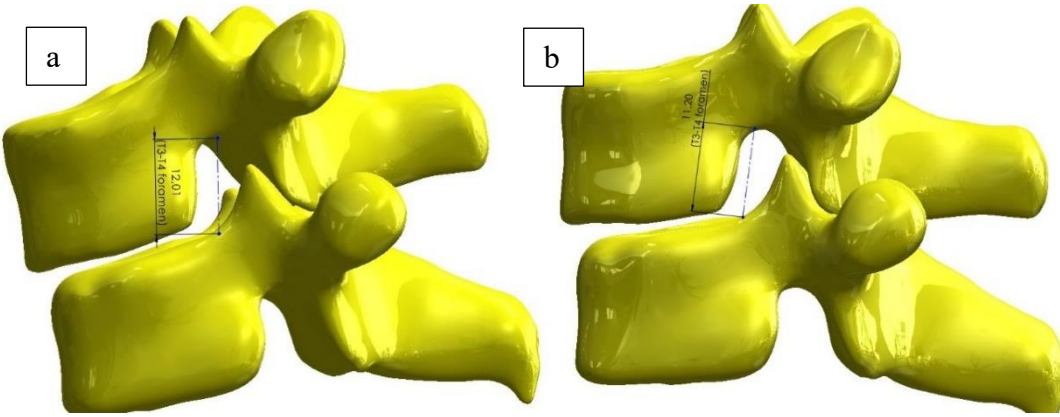
Bu ölçümler, hastanın sabit duruşunu temsil eden BT, MRG gibi statik görüntüler üzerinden yapılmaktadır. Buna karşın, geliştirilen dijital ikiz modeli, nöral foramenin fleksiyon ve ekstansiyon hareketleri sırasındaki boyut değişimleri analiz edilebilmektedir.

Çalışmanın bu bölümünde, dijital ikiz modeli üzerinden farklı omurga segmentlerindeki nöral foramen yükseklikleri ölçülmüştür. Ölçümler omurganın nötr pozisyonunda ile ekstansiyon hareketi sırasındaki konumunda gerçekleştirilmiştir. Nöral foramen yüksekliği alt vertebranın pedikülünün üst yüzeyi ve üst vertebranın pedikülünün alt yüzeyi arasındaki dikey mesafe ile hesaplanmıştır.

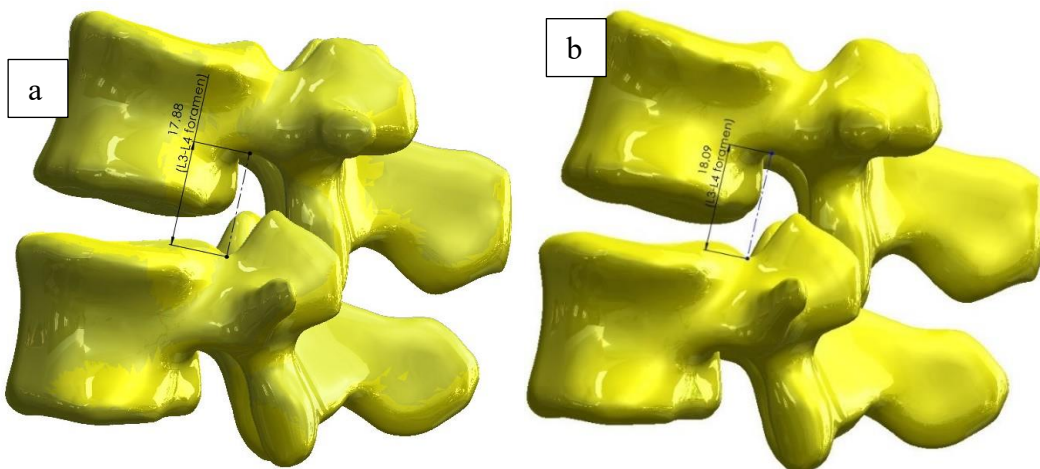
Şekil 4.5'te C5-C6 vertebraların, Şekil 4.6'da T3-T4 vertebraların ve Şekil 4.7'de L3-L4 vertebraların nötr pozisyonundaki ve ekstansiyon hareketi sırasında ölçülen nöral foramen yüksekliği verilmiştir. Bu yükseklikler incelendiğinde ekstansiyon hareketi sırasında vertebraların faset eklemleri birbirine yaklaşarak nöral foramen yüksekliğinin azaldığı gözlemlenmiştir. Nöral foramen yüksekliğinin ekstansiyon sırasında değişiminin takip edilebilmesi omurganın hareketlerinin nöral foramen boyutlarına etkisinin tedavi sürecinde ya da cerrahi işlem öncesinde öngörülebilmesini sağlamaktadır.



Şekil 4.5 C5-C6 vertebralar arası nöral foramen yüksekliği; nötr pozisyon (a), ekstansiyon pozisyonu (b).



Şekil 4.6 T3-T4 vertebralar arası nöral foramen yüksekliği; nötr pozisyon (a), ekstansiyon pozisyonu (b).

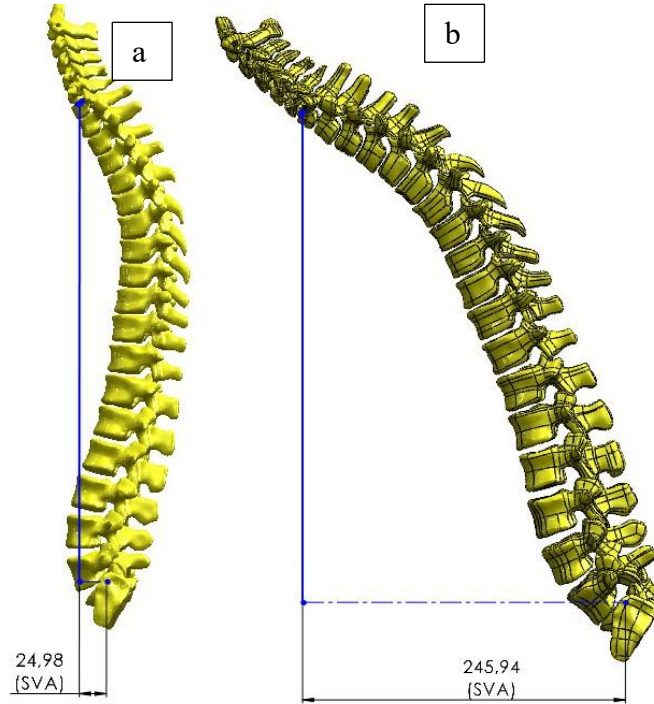


Şekil 4.7 L3-L4 vertebralar arası nöral foramen yüksekliği; nötr pozisyon (a), ekstansiyon pozisyonu (b).

### 4.2.2.3 Sagittal Dikey Eksen

Sagittal Dikey Eksen (Sagittal Vertical Axis / SVA), omurganın sagittal dengesinin değerlendirilmesinde kullanılan en temel yöntemdir. Geleneksel olarak hastanın normal dengede ve ayakta çekilmiş röntgen görüntüsü üzerinden ölçülmektedir. SVA, C7 vertebraının korpusunun ortasından yere dik olarak indirilen doğrunun S1 vertebraının üst düzleminin arka noktasına olan yatay uzaklığını ifade etmektedir. Bu uzaklık, S1 vertebraının üst düzleminin arka noktasının önünde yer alıyorsa pozitif (+), arkasında ise negatif (-) değerle ifade edilir.

SVA, sagittal dengenin değerlendirilmesinde fizyolojik eğrilikler ile birlikte incelenir. Omurganın sagittal dengesinin bozulması, biyomekanik olarak ağırlık merkezinin öne kaymasına dolayısıyla ağrıya ve denge kaybına yol açmaktadır. Bu nedenle SVA parametresi, omurga klinik çalışmalarında sıklıkla kullanılmaktadır.



**Şekil 4.8** Omurganın SVA ölçümleri; nötr pozisyon (a), fleksiyon pozisyonu (b).

Bu bölümde SVA değeri, dijital ikiz modeli üzerinde hastanın BT taramasındaki nötr

pozisyonu ile fleksiyon hareketi sırasındaki konumu üzerinden ölçülmüştür. SVA hesaplaması için SolidWorks yazılımında C7 vertebranın üst düzleminin orta noktasından aşağıya dik çizgi indirilmiş ve bu dik çizgi ile S1 vertebranın üst düzleminin arka köşesi arasındaki yatay uzaklığı hesaplanarak SVA değeri bulunmuştur.

Şekil 4.8’de dijital ikiz modelinin fleksiyon ve nötr pozisyonlarına ait SVA ölçümleri sunulmuştur. Hasta nötr pozisyondan fleksiyon hareketi konumuna getirildiğinde SVA değerinin değişimi gözlemlenmiştir. Simülasyon sonucunda SVA değeri, nötr pozisyonda 24,98 mm iken fleksiyon hareketi sırasında 245,94 mm olarak ölçülmüştür. Elde edilen bu sayısal veriler, SVA değerinin öne kayarak belirgin bir artış gösterdiğini kanıtlamaktadır. Bu durum, vücudun öne eğilmesi sırasında ağırlık merkezinin hareket sırasında değişimini göstermektedir.

Dinamik omurga modeli üzerinden elde edilen bu bulgular, hastanın sadece statik röntgen görüntüsü üzerinde değil günlük hareketleri sırasındaki sagittal denge değişiminin de değerlendirilmesini sağlamıştır. Bu simülasyon ile yapılan ölçümler sayesinde ameliyat öncesi hastanın SVA değişimleri analiz edilebilir ile cerrahi sonrası denge noktası yüksek doğrulukla öngörülebilir.

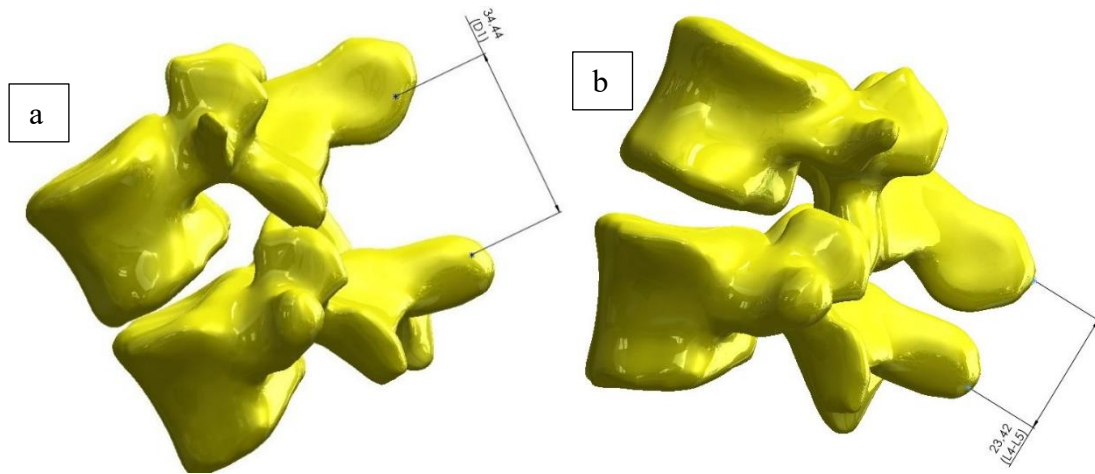
#### **4.2.2.4 İnterspinöz Mesafe Değişimi**

Spinöz çıkıntılar, vertebranın arka bölümündeki dikensi çıkıntılardır. Komşu iki vertebranın bu çıkıntıları arasındaki uzaklık ise interspinöz mesafe olarak adlandırılmaktadır. Fleksiyon hareketi sırasında iki vertebranın spinöz çıkıntıları birbirinden uzaklaşır ve bu mesafe artar, ekstansiyon hareketi sırasında iki vertebranın spinöz çıkıntıları birbirine yaklaşırken bu mesafe azalır. Bu mesafe değişimi omurganın ROM değerinin belirlenmesinde ve stabilitesinin sağlanmasında önemli bir parametredir.

Çalışmada interspinöz mesafe, omurga dijital ikiz modeli üzerinde SolidWorks yazılımında alt vertebranın spinöz çıkıntısı ile üst vertebranın spinöz çıkıntısı arasındaki uzaklık ölçülerek hesaplanmıştır. Şekil 4.9’da dijital ikiz modelinin lomber bölgesinden alınan interspinöz mesafe ölçümleri görülmektedir. Simülasyon sonucunda interspinöz

mesafenin; nötr pozisyonda 23,42 mm iken fleksiyon hareketi sırasında artış göstererek 34,44 mm olduğu gözlemlenmiştir.

Klinik çalışmalarda interspinöz mesafe genellikle radyografik görüntüler üzerinden yapılmaktadır. Bu çalışmada geliştirilen dijital ikiz modeli üzerinden alınan ölçümler özellikle omurga cerrahi planlamaları için oldukça önemlidir. Klinikte, omurilik kanalı darlığı sebebiyle oluşan nörolojik ağrıları hafifletmek için spinöz çıkıntılar arasında interspinöz implant yerleştirilmektedir. Bu implantlar, spinöz çıkıntıları birbirinden ayırarak fleksiyon hareketini destekler ve ekstansiyon hareketini sınırlar böylece omurga stabilitesini sağlar. Dijital ikiz modeli üzerinden alınan bu ölçüm sayesinde hasta cerrahi öncesinde hasta anatomisinin hareket sırasındaki değişimi dikkate alınarak hastaya özel cerrahi planlama yapılabilir.

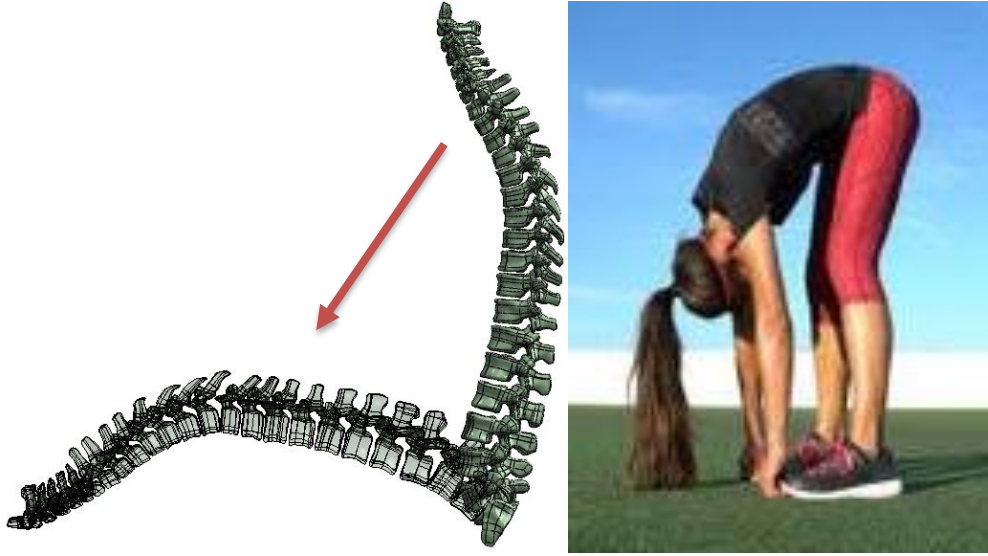


**Şekil 4.9** Lomber bölgede spinöz çıkıntılar arası mesafe ölçümü; fleksiyon pozisyonu (a), nötr pozisyon (b).

### 4.3 Omurganın Maksimum Hareketlerinin Dijital İkiz Modeli ile Gösterimi

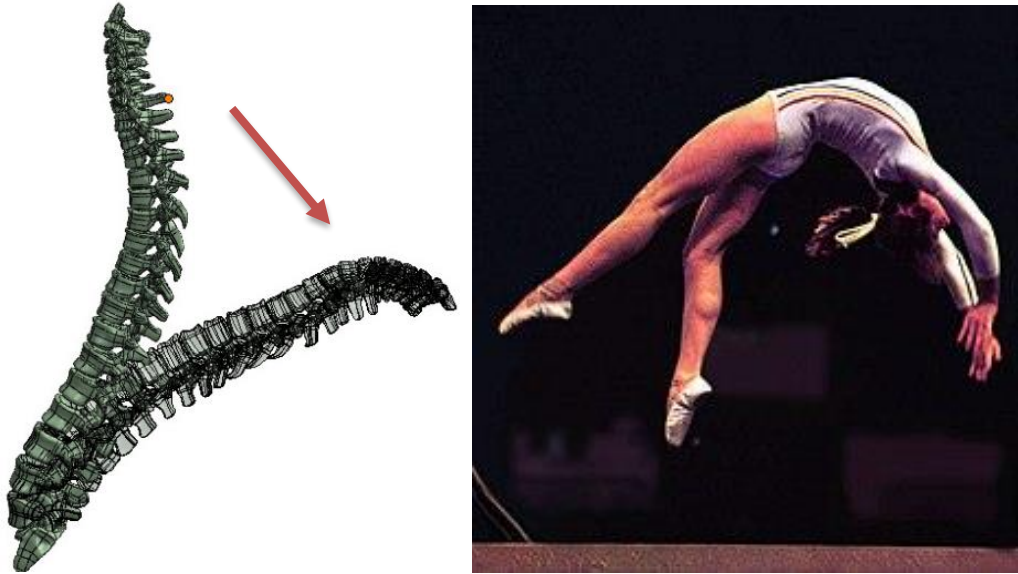
MRG/BT gibi statik görüntüler omurganın anlık durumu ile ilgili bilgi sunarken, geliştirilen dijital ikiz modeli omurganın hareketlerini simüle edebildiği için omurganın maksimum hareket açıklıkları sırasındaki anatomik pozisyonlarının da analiz edilmesini mümkün kılmaktadır. Bu bölümde geliştirilen metodolojinin potansiyelini göstermek amacıyla model üzerinde fizyolojik hareket sınırları görselleştirilmiştir. Bunun için dijital ikiz modeline tanımlanan ROM değerleri doğrultusunda modele maksimum fleksiyon ve

ekstansiyon hareketleri uygulanmıştır.



**Resim 4.3** Dijital ikiz modelinin maksimum fleksiyon hareketi ile sporcu esneklik profili

Resim 4.3'te dijital ikiz modelinin tanımlanan aralıkta maksimum fleksiyon pozisyonu ve sporcunun yaptığı fleksiyon hareketi yan yana verilmiştir. Kırmızı ok ile omurganın hareket yönü gösterilmiştir. Bu simülasyon sayesinde, sporculara özgü BT görüntüleri kullanılarak esneme hareketleri sırasında omurgasında meydana gelen değişim ve hareket sınırlılıkları görsel olarak temsil edilebilmekte ve sayısal olarak analiz edilebilmektedir.



**Resim 4.4** Dijital ikiz modelinin maksimum ekstansiyon hareketi ile sporcu esneklik profili

Resim 4.4'te ise dijital ikiz modeline tanımlanan hareket aralığında maksimum ekstansiyon pozisyonu ve ekstansiyon hareketi yapan bir sporcu profili sunulmuştur. Ekstansiyon hareketi sırasında omurga geriye doğru eğilir, spinöz çıkıntılar birbirine yaklaşır ve faset eklemlerin teması ile ekstansiyon hareketi sınırlandırılır. Geliştirilen dijital ikiz modeli, sporcuların ekstansiyon hareketi sırasında faset eklemlerin temas noktalarını ve anlık konumlarını takip etme imkânı sunmaktadır.

Omurga dijital ikiz modeli ile gerçekleştirilen bu hareket simülasyonları sadece klinik anlamda değil biyomekanik analizlerde de yenilikçi rol oynayabilir. Özellikle yüksek esneklik gerektiren jimnastik, dans gibi alanlarda sporcu seçmelerinin yapılması, bireylerin hareket kapasitelerini belirlenmesi ve potansiyelinin değerlendirilmesi süreçlerine katkı sağlayabilir. Bu hareket simülasyonları ile model üzerinde faset eklemlerin ve vertebraların konumları anlık olarak takip edilebildiği için omurganın potansiyeli değerlendirilebilir. Böylece omurgada oluşabilecek sakatlıklar öngörülebilir ve kişisel hareket sınırları belirlenebilir. Sonuç olarak geliştirilen bu dijital ikiz modeli hem klinik çalışmalarda hem de spor biyomekaniğinde kinematik davranışlarının belirlenmesinde materyal olma potansiyeli taşımaktadır.

#### **4.4 NIH 3D Platformu Uyumluluğu ve Katkısı**

Tez kapsamında geliştirilen omurga dijital ikiz modeli, fiziksel prototiplerin üretilmesinin yanı sıra biyomedikal model paylaşım platformlarında kullanılabilir olması amaçlanmıştır. Bu doğrultuda NIH 3D platformu biyomedikal tabanlı modellerin paylaşıldığı en kapsamlı ve açık kaynak platformlarından biridir. NIH 3D, 3B baskı ve görselleştirme dosyalarını keşfetmek ve paylaşmak için kurulmuş bir platformdur. Bu kapsamda protezler, tıbbi cihazlar, anatomik yapılar gibi çeşitli modellere ait büyük bir arşiv bulunmaktadır. Mevcut veri tabanında yer alan anatomik modeller hasta görüntülerden elde edilmiş statik modellerdir. Bu modellerde kinematik veya montaj ilişkisi tanımlı değildir.

Bu tez çalışması ile elde edilen vertebra modelleri, NIH 3D platformu için kullanılacak veri seti sağlamanın yanında platformdaki mevcut statik anatomik

modellere ek olarak “Kinematik/Parametrik Montaj” dosyalarının da sunulabileceği yenilikçi bir yaklaşım önermektedir. Bu bağlamda tezin platforma katkısı iki başlık altında incelenebilir.

#### **4.4.1 NIH 3D Standartlarına Uygun Anatomik Model Seti**

NIH 3D platformunda yer alan anatomik modeller, hastaya özgü görüntüler üzerinden elde edilmiş ve optimize edilmiş 3B modellerdir. Bu modeller statik yapıda olup hastanın çekim anındaki anatomik duruşunun görsel bir temsilini sunmaktadır. Genellikle eğitim ya da araştırma amaçlı kullanılan bu veriler, platformda STL formatta saklanmaktadır.

Bu tez kapsamında oluşturulan vertebra modelleri, hastaya ait BT taramalarından 3DSlicer yazılımı kullanılarak bölütleme işlemi sonucu elde edilmiştir. Daha sonra elde edilen her bir vertebra için ANSYS SpaceClaim yazılımına aktararak yüzey pürüzlülükleri giderilmiş ve geometrisi iyileştirilmiştir. Üretim ve analiz için hazır hale getirilen bu modeller STL formatta kaydedilmiştir. Şekil 4.10’da NIH 3D platformunda mevcut olan statik bir omurga modeli ile bu tez kapsamında oluşturulan omurga modeli yer almaktadır. Şekildeki her iki model de STL dosya formatındadır.

Tez çalışması kapsamında elde edilen STL formattaki vertebra modelleri NIH 3D platformunun standartlarına tam uyum sağlamaktadır. Bu uyumluluk kriterleri:

**Yüksek Doğruluk:** Hasta görüntülerinden elde edilen ve geometrik olarak iyileştirilen vertebra modelleri hastanın anatomisini birebir yansıtmaktadır. Bu yönüyle modeller, anatomik ve geometrik açıdan platformda “Yüksek Doğruluklu Hasta Serisi” olarak paylaşılmaya uygundur.

**Dosya Formatı:** 3B modelleme süreçlerinde yaygın olarak kullanılan STL dosya formatında kaydedilen vertebra modelleri, doğrudan platforma yüklenebilir ve araştırmacılar ile paylaşılabilir. Bu sayede araştırmacılar bu modelleri 3B yazıcı ile üretebilir ya da yazılım ihtiyacı olmaksızın platformun kendi arayüzü üzerinden görüntüleyebilir.



**Şekil 4.10** Statik omurga modellerinin yapısal karşılaştırılması; NIH 3D platformundaki statik omurga modeli (a), bu tez çalışmasında oluşturulan omurga modeli (b).

#### **4.4.2 Statik Veri Havuzundan Dinamik Simülasyona: NIH 3D İçin Yeni Bir Veri Formatı Önerisi**

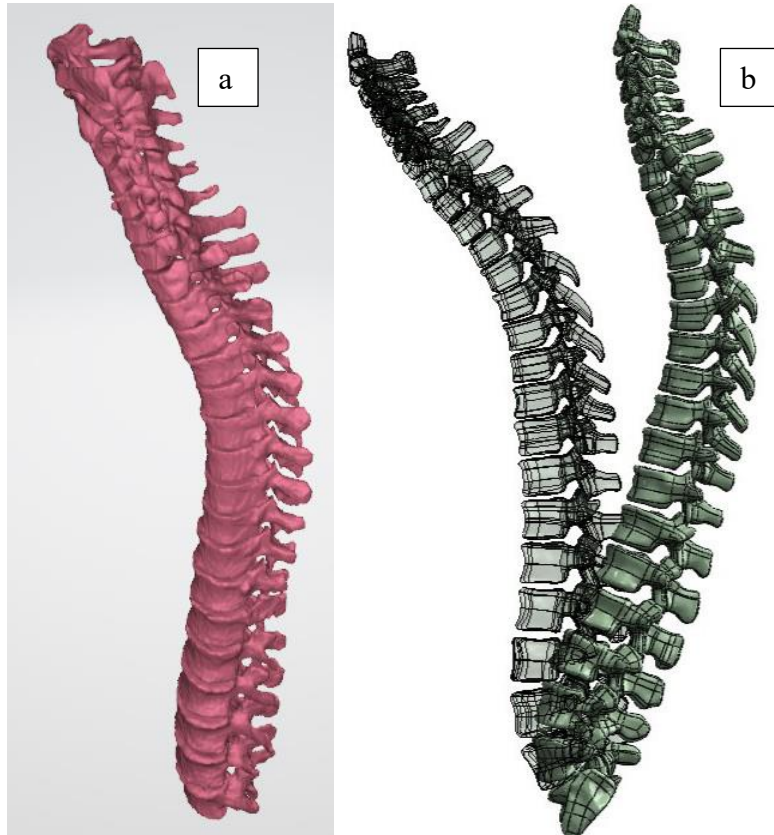
NIH 3D platformunun mevcut veri havuzu incelendiğinde, anatomik modellerin statik yapıda olduğu görülmektedir. Bu statik modeller, hasta görüntülerinin anlık temsilleri olup görsel obje niteliği taşımaktadır. Dolayısıyla hastanın biyomekanik davranışları ya da hareket kısıtlamaları hakkında herhangi bir bilgi sunmamaktadır.

Bu kapsamda tezde oluşturulan dijital ikiz modeli, içerdiği montaj ilişkileri ve kinematik kısıtlamaları sayesinde görsel obje olmanın ötesine geçmiştir. Model bu özellikleri ile araştırmacı ve eğitimcilerin omurganın hareketlerini simüle edebileceği ve biyomekanik analizlerde kullanabileceği bir veri seti haline getirilmiştir. Geliştirilen bu model ile

omurganın fleksiyon ve ekstansiyon hareketleri dijital ortamda analiz edilebilmektedir.

Bu doğrultuda tez çalışması, platformdaki statik verilerin kinematik bilgiler ile zenginleştirilerek “Kinematik/Parametrik Montaj” dosya formatının sisteme entegre edilmesini önermektedir. Bu sayede NIH 3D platformu, anatomik modellerin 3B yazıcı ile üretiminin yanında hasta hareketlerinin biyomekanik analizini sağlayan “Klinik Uygulama” vizyonunu destekleyen yeni bir veri sınıfı kazanma potansiyeli taşımaktadır.

Şekil 4.11’de NIH 3D platformunda bulunan statik model ile platforma önerilen ve tezde geliştirilen dijital omurga modeli yer almaktadır. Statik omurga modelinde herhangi bir hareket yokken; tez kapsamında geliştirilen omurga modelinde vertebralar arası montaj ilişkileri tanımlanmış ve omurganın fleksiyon ve ekstansiyon hareketleri simüle edilmiştir. Bu veri setinin açık kaynaklı platformlara entegre edilmesi gelecekteki biyomekanik çalışmalarda kullanılmasına öncülük edecektir.



**Şekil 4.11** Statik ve dinamik omurga modelinin yapısal karşılaştırılması; NIH 3D platformundaki statik model (a), tez çalışmasında oluşturulan dinamik model (b).

## 5. TARTIŞMA ve SONUÇ

Bu tez çalışmasında, anatomik ve klinik açıdan anlaşılması zor karmaşık yapıya sahip insan omurgasının dinamik dijital ikiz modelinin geliştirilmesi, bu dijital ikiz modelinin fiziksel prototiplerinin üretilmesi ve elde edilen kinematik verilerin klinik açıdan yorumlanması amaçlanmıştır.

Çalışma kapsamında 50 yaşındaki bir kadın hastaya ait BT taraması üzerinden C1-Sakrum arası bütün vertebraları kapsayacak şekilde bir omurga dijital ikiz modeli oluşturulmuş ve bu modelin fiziksel prototipleri FDM teknolojisine sahip 3B yazıcı ile üretilmiştir. Oluşturulan omurga dijital ikiz modeline fleksiyon ve ekstansiyon hareketleri tanımlanarak, dinamik davranışları klinik açıdan değerlendirilmiştir.

Literatürdeki çalışmalar değerlendirildiğinde, araştırmaların genellikle omurganın servikal ya da lomber gibi spesifik bölgelerine odaklandığı görülmektedir. Bu çalışma kapsamında tüm omurganın bir bütün olarak ele alınması tezin en önemli özgünlük değerlerinden birini oluşturmaktadır.

Bu tez çalışmasında, 3B üretim metodolojisi ve geliştirilen dinamik dijital ikiz yaklaşımı literatürde sunulan geleneksel 3B baskı uygulamalarını teknolojik ve fonksiyonel açıdan bir adım ileriye taşımıştır. Tartışmanın odağını oluşturan temel unsurlar; üretim metodolojisi, dijitalleşme ve eğitimsel/klinik katkı başlıkları altında literatürle karşılaştırmalı olarak değerlendirilmektedir.

Metodolojik Doğruluk ve Üretim Stratejisi: Fiziksel prototiplerin üretim aşamasında karşılaşılan teknik zorluklar, literatürde sıklıkla dile getirilmektedir. Damon vd. (2020), FDM baskıda oryantasyon hatalarının faset eklemlerinde yapısal çökmelere yol açtığını göstermiştir. Bu tez çalışmasında, segmentasyon aşamasında 3DSlicer yazılımının hassas araçları kullanılmış ve üretimde dikey oryantasyon stratejisi benimsenerek Bertolini vd. (2022) tarafından uyarılan "geometrik sapma" riskleri minimize edilmiştir. Literatürde belirtilen %5'lik hata payının altına inilerek elde edilen bu yüksek geometrik doğruluk, dijital ikiz üzerinden yapılan ölçümlerin güvenilirliğini garanti altına almıştır.

Dijital İkiz ve Veri Odaklı Planlama: Tezimizin en özgün değerlerinden biri, fiziksel modelin dinamik bir dijital ikiz ile desteklenmesidir. Amparore vd. (2025) ve Yuan vd. (2025) tarafından geleceğin cerrahi standardı olarak tanımlanan dijital ikiz konsepti, çalışmamızda somut bir analiz platformuna dönüştürülmüştür. Aili vd. (2022) tarafından klinik bir çıktı olarak sunulan Cobb açısı restorasyonu, bizim modelimizde henüz cerrahi öncesinde farklı pozisyonlarda anlık olarak simüle edilebilmektedir. Bu durum, statik bir görüntü üzerinden planlama yapmanın ötesine geçerek, cerrahi müdahalenin dinamik sonuçlarını öngörebilen interaktif bir karar destek sistemi sunmaktadır.

Eğitimsel ve Klinik Katkı: Klinik planlamanın yanı sıra eğitim açısından değerlendirildiğinde çalışmamız, Bai vd. (2023) ile Ou vd. (2025) tarafından vurgulanan " karmaşık anatomiyi kavrama " hedefine yönelik görselleştirme materyali sunmaktadır. Hastaya özgü üretilen vertebra modellerinin dokunsal olarak incelenebilmesi ve dijital ikiz modeli üzerinden dinamik davranışın 3B olarak gözlemlenebilmesi geleneksel anatomi atlaslarının sunduğu teorik sınırları aşmaktadır. Bu durum, Liew vd. (2015) çalışmasında belirtilen uzamsal zekayı ve anatomik oryantasyonu geliştirme avantajını doğrudan destekleyerek yenilikçi bir eğitim materyali olma potansiyeli taşımaktadır.

Sonuç olarak; literatürde yüksek maliyet ve standart veri eksikliği (Hajnal vd. 2025) nedeniyle kısıtlanan 3B baskı uygulamaları, bu tezde sunulan hibrit üretim ve dijital ikiz entegrasyonu ile daha ekonomik, erişilebilir ve analitik bir boyuta taşınmıştır. Bu çalışma, omurga cerrahisinde sadece "ne gördüğümüzü" değil, cerrahi müdahale ile "neyi değiştireceğimizi" ölçebilen entegre bir ekosistem önererek literatüre özgün bir katkı sağlamaktadır.

Çalışmanın temel bulgularından biri de Türkiye’de dijital ikiz tabanlı omurga modelleme çalışmaları ile ilgili standartlaştırılmış altyapı sisteminin olmamasıdır. Günümüzde hastaya özgü omurga modellerinin sistematik bir veri organizasyonunun olmaması, klinik ya da eğitim amaçlı kullanılabilirliğini engellemektedir. Bu durumda farklı popülasyona ait veri setlerinin erişilebilir veri tabanında sunulması dijital ikiz çalışmalarının gelişmesine katkı sağlamada önemli rol oynayacaktır. Bunun yanı sıra geliştirilen dijital ikiz modeli sadece insan omurgası ile sınırlı kalmayıp hayvanlar üzerinde de

uygulanabilir. Hayvanlara ait radyolojik veri setleri ile geliştirilen dijital ikiz modeli sayesinde veterinerlik alanında yapılan biyomekanik çalışmalarda avantajları olabilir. Bu sayede hayvanlar için cerrahi planlama çalışmaları daha kontrollü yapılabilir.

Bu çalışmanın bazı kısıtlılıkları bulunmaktadır. İlk olarak, çalışma tek bir hastanın BT verileri üzerinden yürütülmüştür; bu durum elde edilen bulguların genellenebilirliğini kısıtlamaktadır. İkinci olarak geliştirilen dijital ikiz modeli sadece vertebralardan oluşmaktadır, intervertebral disk ve yumuşak dokular modele dahil edilmemiştir. Ayrıca PLA filament kullanılarak üretilen fiziksel prototipler geometrik olarak kusursuz olsa da gerçek kemik dokusunu birebir temsil etmemektedir.

Gelecek çalışmalarda, daha geniş bir popülasyonu kapsayan (farklı yaş, cinsiyet ve patolojilere sahip) veri setleri kullanılarak; tıp, biyomedikal ve veterinerlik alanlarında daha kapsamlı dijital ikiz modelleri oluşturulabilir. Ayrıca modele intervertebral disk ve yumuşak dokuların dahil edilmesi omurganın biyomekanik davranışlarını fizyolojik gerçeğe en yakın şekilde temsil edecektir. Bunun yanı sıra gerçek zamanlı verilerin (giyilebilir sensörler vs.) kullanımıyla sürekli güncellenebilen dijital modellerin geliştirilmesi mümkün olabilir. Bu sayede klinik senaryolar önceden test edilerek cerrahi müdahalelerin başarısının artırılması mümkün olabilecektir.

Özetle, bu tez çalışması ile radyolojik verilerden yola çıkarak hareket temelli, hastaya özgü bir omurga dijital ikiz modeli geliştirilmiş ve bu model üzerinden klinik parametrelerin ölçülebilirliği kanıtlanmıştır. Bu model klinik ve eğitim amaçlı kullanılan statik modellere kıyasla çok yönlü ve yenilikçi bir araç olma potansiyeli taşımaktadır.

## 6. KAYNAKLAR

- Adams M A, Dolan P, 2005, Spine Biomechanics, Journal of Biomechanics, 38(10), 1972-1983.
- Agur A M, Dalley A F, Grant J C B, 2013, Grant's Atlas of Anatomy, 13. Baskı, Lippincott Williams & Wilkins, 888s, Philadelphia.
- Aili A, Ma Y, Sui J, Dai J, Zhu X, Muheremu A, 2022, Application of 3D Printed Models in The Surgical Treatment Of Spinal Deformity, American Journal of Translational Research, 14(9), 6341-6348.
- Amparore D, Piana A, Piramide F, De Cillis S, Checcucci E, Fiori C, vd., 2025, 3D Anatomical Digital Twins: New Generation Virtual Models to Navigate Robotic Partial Nephrectomy, BJUI Compass, 6(3), e453.
- Bai H, Zhou Z, Liu G, Jiang S, Zhang Y, Zuo, X, vd., 2023, 3D Printing Model of a Patient's Specific Lumbar Vertebra, J. Vis. Exp, 14.
- Benzel E C, 2015, Overview of Fundamental Concepts, In Biomechanics of Spine Stabilization, 3, 1-38.
- Bertolini M, Luraghi G, Belicchi I, Migliavacca F, Colombo G, 2022, Evaluation of Segmentation Accuracy and Its Impact On Patient-Specific CFD Analysis, International Journal on Interactive Design and Manufacturing (IJIDeM), 16(2), 545-556.
- Bogduk N, Mercer S, 2000, Biomechanics Of The Cervical Spine. I: Normal kinematics, Clinical Biomechanics, 15, 633-648.
- Bogduk N, 2005, Clinical Anatomy of the Lumbar Spine And Sacrum, Elsevier Health Sciences, London.
- Bruynseels K, Santoni de Sio F, Van den Hoven J, 2018, Digital Twins In Health Care: Ethical Implications of an Emerging Engineering Paradigm, Frontiers in Genetics, 9, 31.
- Chen Y, Gao Y, Fu X, Chen Y, Wu J, Guo C, vd., 2024, Automatic 3D Reconstruction of Vertebrae From Orthogonal Bi-Planar Radiographs, Scientific Reports, 14(1),

16165.

- Coakley M F, Hurt D E, Weber N, Mtingwa M, Fincher E C, Alekseyev V, vd., 2014, The NIH 3D Print Exchange: a Public Resource for Bioscientific and Biomedical 3D Prints, *3D Printing and Additive Manufacturing*, 1(3), 137-140.
- Cramer G D, Darby S A, 2013, *Clinical Anatomy of the Spine, Spinal Cord, and ANS*, Elsevier.
- Crespi N, Drobot A T, Minerva R, 2023, The Digital Twin: What and Why?, In the Digital Twin, 3-20. Cham: Springer International Publishing.
- Damon A, Clifton W, Valero-Moreno F, Nottmeier E 2020, Orientation Planning in the Fused Deposition Modeling 3D Printing of Anatomical Spine Models, *Cureus*, 12(2), 30-39.
- Demir M, 2014, Nükleer Tıp Fiziği ve Klinik Uygulamaları, İÜ Cerrahpaşa Tıp Fakültesi, 165s.
- DenOtter T D, Schubert J, 2019, *Hounsfield Unit*, StatPearls Publishing.
- Eltes P E, Kiss L, Bartos M, Gyorgy Z M, Csakany T, Bereczki F, vd., 2020, Geometrical Accuracy Evaluation of an Affordable 3D Printing Technology For Spine Physical Models, *Journal of Clinical Neuroscience*, 72, 438-446.
- Fedorov A, Beichel R, Kalpathy-Cramer J, Finet J, Fillion-Robin J C, Pujol S, vd., 2012, 3D Slicer as an Image Computing Platform for the Quantitative Imaging Network, *Magnetic Resonance Imaging*, 30, 1323-1341.
- Fuller A, Fan Z, Day C, Barlow C, 2020, Digital Twin: Enabling Technologies, Challenges and Open Research, *IEEE Access*, 8, 108952-108971.
- Goldstein M, 1975, *The Research Status of Spinal Manipulative Therapy*, Nincds Monograph, 15.
- Grant C A, Izatt M T, Labrom R D, Askin G N, Glatt V, 2016, Use of 3D Printing in Complex Spinal Surgery: Historical Perspectives, Current Usage, and Future Directions, *Techniques In Orthopaedics*, 31(3), 172-180.
- Grieves M, 2002a, SME Management Forum Completing The Cycle: Using PLM Information In The Sales And Service Functions, *SME Management Forum*, 32.

- Grieves M, Vickers J, 2016, Digital Twin: Mitigating Unpredictable, Undesirable Emergent Behavior in Complex Systems, in *Transdisciplinary Perspectives on Complex Systems: New Findings and Approaches*, 85-113, Cham: Springer International Publishing.
- Gupta M, Garg B, 2026, Three-dimensional Printing in Spine Surgery: A Comprehensive Review of Current Applications, Outcomes, and Future Directions, *Indian Spine Journal*, 9(1), 72-82.
- Habib A, Jovanovich N, Muthiah N, Alattar A, Alan N, Agarwal N, vd., 2022, 3D Printing Applications in Spine Surgery: an Evidence-Based Assessment Toward Personalized Patient Care, *European Spine Journal*, 31(7), 1682-1690.
- Hajnal B, Pokorni A J, Turbucz M, Bereczki F, Bartos M, Lazary A, vd., 2025, Clinical Applications of 3D Printing in Spine Surgery: a Systematic Review, *European Spine Journal*, 34(2), 454-471.
- Hermena S, Young M, 2023, CT-Scan Image Production Procedures, *StatPearls*.
- Horton J, Xiong J A, 2016, A comparison of Three Emerging Online Government 3D Printing Resources: NASA 3D Resources, Smithsonian X3D, and the NIH 3D Print Exchange, *The Charleston Advisor*, 18(2), 5-10.
- Hsu M R, Haleem M S, Hsu W, 2018, 3D Printing Applications in Minimally Invasive Spine Surgery, *Minimally Invasive Surgery*, 2018(1), 4760769.
- Johnson P, Levine S, Bonnard C, Schuerer K, Pécuchet N, Gazères N, vd., 2023, Digital Twin for healthcare and Lifesciences, in *The Digital Twin*, 1023-1044, Cham: Springer International Publishing.
- Jones D, Snider C, Nassehi A, Yon J, Hicks B, 2020, Characterising the Digital Twin: A Systematic Literature Review, *CIRP Journal Of Manufacturing Science and Technology*, 29, 36-52.
- Kalender W A, 2011, *Computed Tomography: Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications*, John Wiley & Sons.
- Kantaros A, Piromalis D, Tsaramirsis G, Papageorgas P, Tamimi H, 2021, 3D Printing and Implementation Of Digital Twins: Current Trends And Limitations, *Applied*

- System Innovation, 5(1), 7.
- Kapandji A I, 2007, in *The Physiology of the Joints, Volume 3: The Spinal Column, Pelvic Girdle and Head*, 6, Churchill Livingstone, Edinburgh.
- Katsoulakis E, Wang Q, Wu H, Shahriyari L, Fletcher R, Liu J, vd., 2024, Digital Twins For Health: A Scoping Review, *NPJ Digital Medicine*, 7(1), 77.
- Kwok J K, Lau R W, Zhao Z R, Yu P S, Ho J Y, Chow S C, vd., 2018, Multi-Dimensional Printing in Thoracic Surgery: Current and Future Applications, *Journal of Thoracic Disease*, 10(Suppl 6), S756.
- Liew Y, Beveridge E, Demetriades A K, Hughes M A, 2015, 3D Printing of Patient-Specific Anatomy: a Tool to Improve Patient Consent and Enhance Imaging Interpretation by Trainees, *British Journal of Neurosurgery*, 29(5), 712-714.
- Lomax N, Vinjamuri S, Vinjamuri S, Franco D, Schroeder G, Harrop J, 2025, A Comprehensive Exploration of Digital Twinning in Spine Surgery, *Clinical Spine Surgery*, 38(5), 224-229.
- Mahadevan V, 2018, *Anatomy of the Vertebral Column, Surgery (Oxford)*, 36, 327-332.
- Mathis J M, Shaibani A, Wakhloo A K, 2010, *Spine Anatomy, Image-Guided Spine Interventions*, 1-27.
- Mobbs R J, Coughlan M, Thompson R, Sutterlin C E, Phan K, 2017, The Utility of 3D Printing For Surgical Planning And Patient-Specific Implant Design For Complex spinal pathologies: case report, *Journal of Neurosurgery: Spine*, 26(4), 513-518.
- Moore K L, Dalley A F, 2018, *Clinically Oriented Anatomy*, Wolters Kluwer India Pvt Ltd.
- Netter F H, 2022, *Netter Atlas of Human Anatomy: Classic Regional Approach-Ebook*, Elsevier Health Sciences.
- Ou Y, Chen Q, Xu D, Gong J, Li M, Tang M, vd., 2025, Anatomical Digital Twins For Medical Education: a Stepwise Guide to Create Perpetual Multimodal Three-Dimensional Reconstruction Of Digital Brain Specimens, *Quantitative Imaging in Medicine and Surgery*, 15(5), 4164-4179.
- Panjabi M M, 1992a, *The Stabilizing System of the Spine. Part I. Function, Dysfunction,*

- Adaptation, and Enhancement, *Journal of Spinal Disorders*, 5(4), 383–389.
- Panjabi M M, 1992b, The Stabilizing System of the Spine. Part II. Neutral Zone and Instability Hypothesis, *Journal of Spinal Disorders*, 5(4), 390–397.
- Panjabi M M, 2003, Clinical Spinal Instability and Low Back Pain, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(4), 371–379.
- Patrick S, Birur N P, Gurushanth K, Raghavan A S, Gurudath S, 2017, Comparison of Gray Values of Cone-Beam Computed Tomography With Hounsfield Units of Multislice Computed Tomography: an in Vitro Study, *Indian Journal of Dental Research*, 28(1), 66-70.
- Pearcy M J, Bogduk N, 1988, Instantaneous Axes of Rotation of the Lumbar Intervertebral Joints, *Spine*, 13(9), 1033–1041.
- Pieper S, Halle M, Kikinis R, 2004, 3D Slicer, 2nd IEEE International Symposium on Biomedical Imaging: Macro to Nano (IEEE Cat No. 04EX821), 632-635, 15–18 April 2004.
- Provaggi E, Leong J J, Kalaskar D M, 2017, Applications of 3D Printing in the Management of Severe Spinal Conditions, *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 231(6), 471-486.
- Ravi P, Chepelev L L, Stichweh G V, Jones B S, Rybicki F J, 2022, Medical 3D Printing Dimensional Accuracy For Multi-Pathological Anatomical Models 3D Printed Using Material Extrusion, *Journal of Digital Imaging*, 35(3), 613-622.
- Schuenke M, Schulte E, Schumacher U, Ross L M, Lamperti E D, 2014, *Thieme Atlas of Anatomy: General Anatomy and Musculoskeletal System*, Thieme Medical Publishers, New York.
- Sears V A, Morris J M, 2022, Establishing a Point-of-Care Virtual Planning and 3D Printing Program, In *Seminars in Plastic Surgery* (Vol. 36, No. 03, pp. 133-148).
- Senkoylu A, Daldal I, Cetinkaya M, 2020, 3D Printing and Spine Surgery, *Journal of Orthopaedic Surgery*, 28(2), 2309499020927081.
- Sharma S, Pahuja S, Gupta V, Singh G, Singh J, 2023, 3D Printing For Spine Pathologies:

- a State-of-the-Art Review, *Biomedical Engineering Letters*, 13(4), 579-589.
- Sheha E D, Gandhi S D, Colman M W, 2019, 3D Printing In Spine Surgery, *Annals of Translational Medicine*, 7(suppl 5), S164.
- Sidabutar R, Yudha T W, Sutiono A B, Huda F, Faried A, 2023, Low-Cost and Open-Source Three-Dimensional (3D) Printing in Neurosurgery: A Pilot Experiment Using Direct Drive Modification To Produce Multi-Material Neuroanatomical Models, *Clinical Neurology and Neurosurgery*, 228, 107684.
- Sun T, He X, Song X, Shu L, Li Z, 2022, The Digital Twin in Medicine: a Key to the Future of Healthcare?, *Frontiers in Medicine*, 9, 907066.
- Tao F, Zhang M, 2017, Digital Twin Shop-Floor: a New Shop-Floor Paradigm Towards Smart Manufacturing, *IEEE Access*, 5, 20418-20427.
- Tao F, Zhang H, Liu A, Nee A Y, 2018, Digital Twin in Industry: State-of-the-Art, *IEEE Transactions on Industrial Informatics*, 15(4), 2405-2415.
- Tao F, Xiao B, Qi Q, Cheng J, Ji P, 2022, Digital Twin Modeling, *Journal of Manufacturing Systems*, 64, 372-389.
- Toga A W, Mazziotta J C, 2002, *Brain Mapping: the Methods*, Academic Press.
- Ventola C L, 2014, Medical Applications For 3D Printing: Current and Projected Uses, *Pharmacy and Therapeutics*, 39(10), 704.
- Wasserthal J, 2023, Small Subset of TotalSegmentator Dataset. <https://doi.org/10.5281/zenodo.10047263>.
- Waxenbaum J A, Reddy V, Futterman B, 2017, *Anatomy, Back, Intervertebral Discs*.
- White A A, Panjabi M M, 1990, *Clinical Biomechanics of the Spine*, (2. baskı). Lippincott Williams & Wilkins.
- Wickramasinghe N, Ulapane N, Andargoli A, Ossai C, Shuakat N, Nguyen T, vd., 2022, Digital Twins to Enable Better Precision and Personalized Dementia Care, *JAMIA Open*, 5(3), ooac072.
- Williams S, Alkhatib B, Serra R, 2019, Development of the Axial Skeleton and Intervertebral Disc, *Current Topics in Developmental Biology* 133, 49-90, Academic Press Inc.

- Wu A M, Lin J L, Kwan K Y H, Wang X Y, Zhao J, 2018, 3D-printing Techniques in Spine Surgery: the Future Prospects and Current Challenges, *Expert Review of Medical Devices*, 15(6), 399-401.
- Yuan Z, Shi Z, Wang Z, 2025, Digital Neurosurgery in the Era Of Intelligent Medicine: a Scoping Review, *Frontiers in Medicine*, 12, 1700166.
- Yuran A F, 2022, Üç Boyutlu Yazıcılar İçin Yeni Bir Ekstruder Tasarımı ve Optimizasyonu, Afyon Kocatepe Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 233s, Afyonkarahisar.
- Zhang X, Zhang K, Pan Q, Chang J, 2019, Three-Dimensional Reconstruction of Medical Images Based on 3D slicer, *Journal of Complexity in Health Sciences*, 2, 1-12.
- Zileli M, Özer A F, 2014, Omurilik ve Omurga Cerrahisi, 3. Baskı, İntertıp Yayınevi, İzmir.

## ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : İzel KARAYEL

Doğum Yeri ve Tarihi: AFYONKARAHİSAR – 21.10.2000

Yabancı Dili : İngilizce

İletişim (Telefon / e-posta): 5337809903 / izel.karayel2000@gmail.com

### Eğitim Durumu (Kurum ve Yıl)

Lise : İncehisar Mehmet Çakmak Anadolu Lisesi (2014-2018)

Lisans : Afyon Kocatepe Üniversitesi, Biyomedikal Mühendisliği Böl.,  
(2018-2022)

Yüksek Lisans : Afyon Kocatepe Üniversitesi, Fen Bilimleri Ens., Biyomedikal  
Mühendisliği Anabilim Dalı, (2023- )

### Yayınlar:

Yuran A F, Karayel İ, 2024, Hastaya Özgü Fantom Tasarımı ve 3D Yazıcı ile Üretimi,  
10th Ankara International Congress on Scientific Research, 25-27 June, Ankara.