T.C.
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

SKOLYOZ CERRAHİSİ PLANLANAN HASTALAR İÇİN TIBBİ GÖRÜNTÜLEME YÖNTEMLERİ KULLANILARAK, KİŞİYE ÖZEL ÜÇ BOYUTLU PEDİKÜL VİDA KILAVUZLARININ TASARLANMASI

ARZU SEÇİL SARIBAŞ
ORCID: 0000-0001-5598-0518

BİYOMEKANİK ANABİLİM DALI
Biyomekanik Yüksek Lisans Programı

YÜKSEK LİSANS TEZİ

İZMİR

NİSAN 2023

TEZ KODU: DEU.HSI.Msc-2020970010

T.C.
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

SKOLYOZ CERRAHİSİ PLANLANAN HASTALAR İÇİN TIBBİ GÖRÜNTÜLEME YÖNTEMLERİ KULLANILARAK, KİŞİYE ÖZEL ÜÇ BOYUTLU PEDİKÜL VİDA KILAVUZLARININ TASARLANMASI

ARZU SEÇİL SARIBAŞ
ORCID: 0000-0001-5598-0518

BİYOMEKANİK ANABİLİM DALI
Biyomekanik Yüksek Lisans Programı

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Tez Danışmanı: Doç. Dr. Ahmet KARAKAŞLI
ORCID: 0000-0003-4049-954X

İZMİR

NİSAN 2023

T.C.

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ MÜDÜRLÜĞÜNE

ETİK BEYAN

Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırlayıp sunduğum '' Skolyoz Cerrahisi Planlanan Hastalar İçin Tıbbi Görüntüleme Yöntemleri Kullanılarak, Kişiye Özel Üç Boyutlu Pedikül Vida Kılavuzlarının Tasarlanması'' başlıklı Yüksek Lisans tezim içinde elde ettiğim verileri, bilgileri, belgeleri akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu, tezimde yararlandığım eserlere bilimsel kurallara uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi, tezimin özgün olduğunu, tezimin çalışma ce yazımında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

İmza

Arzu Seçil SARIBAŞ

10.04.2023

TEŞEKKÜR

Çalışmamı gerçekleştirmemde bilgi ve tecrübelerini aktardığı ve zorlandığım anlarımda bana destek olduğu için öncelikle danışmanım Doç. Dr. Ahmet KARAKAŞLI'ya ve engin bilgilerini esirgemeden paylaşan ve yönlendiren Bölüm Başkanımız Prof. Dr. Hasan HAVITÇIOĞLU'na teşekkürü bir borç bilirim. Yardımları ve desteği için Dr. Bora UZUN'a ve tüm süreç boyunca mental olarak beni destekleyen ve güvenini esirgemeyen Dr. Öğr. Üyesi Mehmet Emin USLU hocama çok teşekkür ederim. Son olarak, her anımda yanımda olan, beni bu günlere getiren, sevgi ve desteklerini her daim gördüğüm canım aileme ve arkadaşlarıma sonsuz teşekkürler.

Arzu Seçil SARIBAŞ

Nisan- 2023

DİZİNLER

TABLOLAR DİZİNİ ..... **i**
ŞEKİLLER DİZİNİ ..... **ii**
SİMGELER VE KISALTMALAR ..... **iv**
ÖZET ..... **v**
ABSTRACT ..... **vi**
1. GİRİŞ VE AMAÇ **1**
2. GENEL BİLGİLER **2**
2.1. Tıbbi Görüntüleme Yöntemleri **2**
2.1.1. Dijital Görüntüleme 2
2.1.2. Bilgisayarlı Tomografi 5
2.1.3. Manyetik Rezonans 6
2.2. 3D BiyoModelleme 7
2.3. 3D Baskı 9
2.3.1. Kişiye Özel İmplant Tasarımı ve 3D Baskı 10
2.4. 3D İmplant ve Destek Materyal Tasarımlarının Kullanım Alanları 11
2.4.1. Göğüs Cerrahisi 12
2.4.2. Kardiyoloji 13
2.4.3. Üroloji 14
2.4.4. Beyin Cerrahisi ve Maksillofasiyal Cerrahi 14
2.4.5. Ortopedi ve Travmatoloji 16
2.4.5.1. Ortopedik Travma Cerrahisi 16
2.4.5.2. Ortopedik Onkoloji 17
2.4.5.3. Omurga Cerrahisi 20
3. GEREÇ VE YÖNTEM **24**
3.1. Araştırmanın Tipi **24**
3.2. Araştırmanın Yeri ve Zamanı **24**
3.3. Araştırmanın Evreni ve Örneklemi **24**
3.4. Araştırmanın Değişkenleri **24**
3.5. Veri Toplama Araçları **25**
3.6. Verilerin Değerlendirilmesi **34**
4. BULGULAR **35**
5. TARTIŞMA **39**
6. ÇIKARIMLAR **42**
7. KAYNAKLAR **43**
8. EKLER 50
EK 1. Eski Etik Kurul Kararı 50
EK 2. Yeni Etik Kurul Kararı 52
9. ÖZGEÇMİŞ **54**

TABLOLAR DİZİNİ

Tablo 1. Anatomik yapıların radyografi üzerindeki renklendirilmesi 4
Tablo 2. Bilgisayarlı Tomografi ve Manyetik Rezonans avantaj ve dezavantajları 7
Tablo 3. Segmentasyon Yazılımları (Ücretsiz) 8
Tablo 4. Çalışma İzlem Şeması.....24
Tablo 5. 7 hastaya ait 55 omur üzerinde yapılan ölçümler sonucu omurların konveks ve konkav değerleri (mm) 36
Tablo 6. Normallik Testi Sonuçları.....37
Tablo 7. Parametrik Olmayan Test (NPar) Sonuçları 37
Tablo 8. Wilcoxon İşaretli Sıralar Testi Sonuçları.....38
Tablo 9. Parametrik Olmayan Korelasyon Testi Sonuçları 38

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1. Elektromanyetik Spektrum 3

Şekil 2. Yoğunluk histogramının, parlaklık ve kontrast açısından görünümü 4

Şekil 3. (A) Şematik gösterim ve (B) bir BT tarayıcının fotoğrafı 5

Şekil 4. MRI Cihazı 6

Şekil 5. 3D baskı sürecinin iş akışı 9

Şekil 6. Ewing sarkoma hastası için tasarlanan kesi kılavuzu (A) ve ameliyat sırasındaki uygulaması (B) 10

Şekil 7. 3D biyomodelleme ve 3D baskı sürecinin gösterimi 11

Şekil 8. Kaburga sarkomu rezeksiyonu sonra için aynalama yöntemi* ile tasarlanan kaburga parçası.....12

Şekil 9. Valverde ve ark.'nın çalışmasındaki sırasıyla 3D Baskı süreci 13

Şekil 10. MRI taramasından elde edilen görüntülerin 3D işlenmiş dijital modeli ve reçine ile yazdırılmış 3D model 14

Şekil 11. Hastaya özel 3D baskı beyin tümörü modeli üretim yöntemi (A) Bilgisayar destekli program ile modelleme yapılması (B) Modellemenin ardından baskı sonrası tümörün damar ve diğer dokularla ilişkisini gösteren çıktı.....15

Şekil 12. Mandibula rekonstriksonu için kullanılan kesi kılavuzu tasarımı 15

Şekil 13. Parçalanmış tibia kırığı olan bir hastanın aynalama yöntemi kullanılarak plak seçilmesi ve tedavi yöntemi 16

Şekil 14. Sol asetabulumun ön kolonunda genişleyen düşük dereceli kondrosarkom (A) ve negatif marj ile osteotomi yapılacak bölge.....17

Şekil 15. CAD kullanılarak kondrosarkom rezeksiyonu için tasarlanan kesi kılavuzu (A) ve 3D çıktısı (B) 18

Şekil 16. Rezeksiyon sonrası kemiğin kalınlığı ve kalitesi hesaplanarak tasarlanan implant (A, C) ve titanyum baskısı (B, D) 19

Şekil 17. İyi huylu tümörle kifozu bulunan hastanın tedavi süreci için tasarlanan implant tasarımı prosedürü. BT görüntüleme (A) 3D Modelleme (B) Restorasyon (C) ve Geometrik Modelleme 20

Şekil 18. Skolyoz hastanın tedavi süreci için tasarlanan kılavuz tasarımı prosedürü, preoperatif hazırlık ve ameliyatta uygulama görüntüleri 21

Şekil 19. Skolyoz hastanın tedavi süreci için tasarlanan kılavuz tasarımı. Sağ medial üzerinden atılacak vidanın bilgisayar destekli programda gösterimi (A), Vidanın gönderilmesi gereken pozisyonu ayarlandığı kılavuz tasarımı 22

Şekil 20. Skolyoz hastanın tedavi süreci için tasarlanan kılavuz tasarımı. Vidanın gitmesi gerek yönü belirlemek üzere bilgisayar destekli programlar ile yapılan modellemeler (A) ve (B), ameliyatta uygulanma süreci 23

Şekil 21. Skolyozdaki yapısal değişiklikler sonucu pediküllerdeki çap değişikliğinin şematik gösterimi 23
Şekil 22. 7 vaka arasında skolyoz derecesi en düşük ve en yüksek olan hastaların eğrilik açısı gösterimi 25
Şekil 23. Vaka 1, 3D Slicer programı kullanılarak 3D elde edilmiş skolyoz görüntüsü 26
Şekil 24. Vaka 2, 3D Slicer programı kullanılarak 3D elde edilmiş skolyoz görüntüsü 26
Şekil 25. Vaka 3, 3D Slicer programı kullanılarak 3D elde edilmiş skolyoz görüntüsü 27
Şekil 26. Vaka 4, 3D Slicer programı kullanılarak 3D elde edilmiş skolyoz görüntüsü 27
Şekil 27. Vaka 5, 3D Slicer programı kullanılarak 3D elde edilmiş skolyoz görüntüsü 28
Şekil 28. Vaka 6, 3D Slicer programı kullanılarak 3D elde edilmiş skolyoz görüntüsü 28
Şekil 29. Vaka 7, 3D Slicer programı kullanılarak 3D elde edilmiş skolyoz görüntüsü 29
Şekil 30. Bir vakadan elde edilen verilerin 3D Slicer üzerinden 3D yapılara dönüştürüldükten sonra Solidworks programına aktarılarak dizayn edilen kılavuzları (T5-T7/ T10-T12) 30
Şekil 31. Ölçeklendirme sonrası birbirine tam uyumlu kılavuzlar ve 3D omurga simülasyonu 30
Şekil 32. Vidanın gideceği yolu belirlemek üzere simüle edilen manşonların posterior ve medial görüntüleri 31
Şekil 33. Kılavuzlar üzerinde K-telinin girebileceği manşonların gösterimi.....31
Şekil 34. Tasarımı tamamlanmış omurga ve kılavuzların 3D yazıcıdan üretimi.....32
Şekil 35. Kişiye özel omurga ve kılavuzların 3D yazıcı ile basıldıktan sonraki görüntüsü 32
Şekil 36. Vida kılavuzlarının intraoperatif uygulanması (A) ve C kollu skopide görüntüsü (B) 33

SİMGELER VE KISALTMALAR

.stl	Standart Üçgen Dili
3D	3 Boyutlu
BT	Bilgisayarlı Tomografi
CAD	Bilgisayar Destekli Tasarım
DICOM	Tıpta Dijital Görüntüleme ve İletişim
K-teli	Kirschner Teli
L	Lomber
MRI/MR	Manyetik Rezonans
PLA	Polilaktik Asit
T	Torakal
US	Ultrason

SKOLYOZ CERRAHİSİ PLANLANAN HASTALAR İÇİN TIBBİ GÖRÜNTÜLEME YÖNTEMLERİ KULLANILARAK, KİŞİYE ÖZEL ÜÇ BOYUTLU PEDİKÜL VİDA KILAVUZLARININ TASARLANMASI

Yüksek Lisans Tezi

Arzu Seçil SARIBAŞ

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Biyomekanik Anabilim Dalı

ÖZET

Skolyozu bulunan hastalarda, omurganın apeks bölgesinde pediküllerin asimetrik olduğu birçok kaynaklar belirtilmiştir fakat eksiklikler olduğu da gözlemlenmiştir. Dolayısıyla, bu tür hastaların operasyonu sırasında vida malpozisyonu olması kaçınılmazdır. Bu eksikliklerden yola çıkarak konkav ve konveks bölgedeki pedikül çaplarındaki farklılıkların istatistiksel olarak incelenmesi ve hastalara özgü vida yönlendirme kılavuzları tasarlanması amaçlanmıştır.

Ortopedi ve Travmatoloji Polikliniği'ne başvuran ve skolyozu bulunan ortalama 15 yaşlarındaki 5 kız ve 2 erkek hastadan tetkik amaçlı Bilgisayarlı Tomografi (BT) görüntüleri alındı. Retrospektif olarak incelendikten sonra, Cobb açısının 33,6° ve 66,5° aralığında olduğu belirlendi. Daha sonra, çeşitli yazılımlar kullanılarak her hastanın apeks bölgesindeki omurların literatüre uygun olarak pedikül genişlikleri ölçüldü. Bu hastaların, bilgisayar destekli çizim programları kullanılarak prototip omurgaları oluşturuldu ve kişiye özel vida yönlendirme kılavuzları tasarlandı.

7 hastaya ait 55 omur üzerinde yapılan test sonucunda pediküller arasında anlamlı bir farklılık olduğu belirlenmiştir. Özellikle apeks bölgesinde konkav kısımdaki pedikül çaplarının konveks kısımdaki pedikül çaplarına göre daha küçük olduğu gösterilmiştir. Tasarlanan kişiye özel kılavuzlar sayesinde, omur içine yerleştirilen vidanın doğru yönlendirilme oranı %85'tir.

Skolyoz deformitede tedavisinde vida ve rodlar kullanılmaktadır. Operasyon esnasından vida malpozisyon olma riskleri mevcuttur. Skolyozu bulunan hastaların konveks ve konkav taraflarında pediküller arasında asimetrileri belirtilmiştir. BT kesitlerinden omurga modeli çıkarılarak vida yerleştirilme kılavuzları oluşturulduğundan, vida malpozisyon oranı azalmaktadır. Ameliyat süresi kısalmaktadır. Bununla birlikte, kan kaybı, narkoz etkisinde kalma süresi azalmakta ve hasta daha az radyasyona maruz kalmaktadır.

Anahtar Kelimeler: Asimetri, Biyomodelleme, Kişiye özgü, Skolyoz, 3D printing

Tezin sayfa adedi: 55

Danışman: Doç. Dr. Ahmet KARAKAŞLI

DESIGNING PERSONALIZED THREE-DIMENSIONAL PEDICLE SCREW GUIDES USING MEDICAL IMAGING METHODS FOR PATIENTS PLANNED FOR SCOLIOSIS SURGERY

Master Thesis

Arzu Seçil SARIBAŞ

DOKUZ EYLUL UNIVERSITY HEALTH SCIENCE INSTITUTE

Department of Biomechanics

ABSTRACT

In patients that have scoliosis, most sources have reported that pedicles are asymmetrical in the apex region of the spine, but deficiencies have also been observed. Therefore, screw malposition is inevitable during the operation of such patients. Based on these deficiencies, it was aimed to statistically examine the differences in pedicle diameters in the concave and convex regions and to design patient-specific screw guidance guides.

Computed Tomography (CT) images were obtained from 5 girls and 2 boys, aged 15 years on average that had scoliosis, who applied to the Orthopedics and Traumatology Outpatient Clinic. After examining it retrospectively, the Cobb angle was determined to be between 33.6° and 66.5°. Then, the pedicle widths of the in the apex region of each patient were measured in accordance with the literature, using various software programs. Prototype spines of these patients were created, and personalized screw guidance guides were designed using computer-aided drawing programs.

As a result of the test performed on 55 vertebrae of 7 patients, it was determined that there was a significant difference between pedicles. It has shown that the pedicle diameters in the concave part were smaller than the pedicle diameters in the convex part, especially in the apex region. By means of the patient-specific guides designed, the correct orientation rate of the screw inserted in the vertebra is 85%.

Screws and rods are used in the treatment of scoliosis deformity. There is a risk of screw malposition during the operation. Asymmetries between pedicles on the convex and concave sides of patients with scoliosis have been observed. Since screw placement guides are designed by creating a spine model from CT sections, the rate of screw malposition decreases. The operation time is shortened. In addition to this, blood loss, narcosis exposure time is reduced and the patient is exposed to less radiation.

Keywords: Asymmetry, Biomodelling, Patient-specific, Scoliosis, 3D printing

Number of pages: 55

Advisor: Assoc. Dr. Ahmet KARAKASLI

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Tıbbi görüntüleme yöntemleri kullanılarak, cerrahların hasta anatomisini daha kolay yorumlayabilmesi ve preoeratif planlama ile cerrahi işlemleri kolaylaştırması için tasarlanan kişiye özel implant ve cerrahi aletlerin üç boyutlu yazdırılma işlemine 3D biyomodeller adı verilir (1). 3D tasarım ve hızlı prototipleme ile kişiye özel çeşitli el aleti ve kılavuzların üretilmesi, cerrahi işlem sırasında risk oranının aza indirgenmesini sağlarken, implant ömrünü uzatır ve hasta fonksiyonlarının daha hızlı gelişme göstermesine yardımcı olur (2). Bu tasarımların kullanılmasıyla en çok fayda gören branşlar arasında ortopedi ve travmatoloji, maksillofasiyal ve plastik cerrahi yer almaktadır. Sanal ortamda dizayn edilen kişiye özel implantlar, el aletleri ve kılavuzlar hastanın anatomisinde istenilen bölgeye tam uyumlu olacak şekilde tasarlanır ve yönlendirme görevi görür. Bu sayede, özellikle onkolojik hastalarda eklemlerin korunması sağlanır (3,4). Skolyoz, hastanın karmaşık üç boyutlu yapısında sagital, koronal ve aksiyel olarak anormal gelişim göstermesi sonucu oluşan bir deformite olarak tanımlanır (5). Omurganın rotasyon yönü sabit olup posteriorda bulunan elemanlar konkav tarafa dönmeye eğilimlidir. Dolayısıyla, arka elemanlar en kısa yolu almaya çalışacağından, konveks tarafta bulunan kısımların yere olan dik uzaklığı diğer kısma göre daha kısa ve kalındır (6). Bu durum, skolyozlu hastalarda bulunan pediküllerindeki anatomik farklılıklardan dolayı pedikül vidasının yanlış konumlandırması sonucu nörovasküler veya viseral yaralanmalar ortaya çıkabilir (7). Literatürde, skolyoz hastalarındaki apeks bölgesinin pedikül çaplarında, asimetri bulunduğuna dair bilgiler olsa da bazı araştırmalar arasında eksiklik ve tutarsızlık olduğu belirtilmiştir (8). Bizim çalışmamızda ise, literatürde belirtilen eksikliklerden yola çıkarak asimetrik pediküllerin morfolojisini anlamak istenmiştir. Ek olarak, literatürde, kişiye özel yönlendirici kılavuzların, pedikül asimetrisine uygun vida seçimi ve gönderilen vidanın doğrultusu ile uyumu gibi kriterler incelenmediğinden bu çalışmanın aydınlatıcı olacağı düşünülmektedir. Bu çalışmamızda amacımız, skolyozu bulunan hastaların anatomik değişiklikleri sonucu oluşan pedikül çaplarındaki farklılıkları göz önünde bulundurarak, hastalardan rutin kontrol sırasında alınan bilgisayarlı tomografi (BT) görüntüleri ile konkav ve konveks taraftaki çap farklılıklarının istatistiksel olarak belirlenmesi ve buna yönelik kişiye özel cerrahi kılavuzlar tasarlamaktır.

2. GENEL BİLGİLER

Hastalık ya da yaralanma durumlarında canlının fizyolojisini anlamak ve daha sonrasında teşhis ve tedavisi için canlının tıbbi görüntülerinden yararlanmak tıp bilimi içerisinde oldukça önemlidir (9). Tıbbi görüntüleme, vücutta herhangi bir bölgenin görüntüsünü elde etmeye, biyolojik yapının ve işlevinin mikroskobik seviyelerde görselleştirilmesine izin veren ve sağladığı avantajlarla birlikte, bilimin; tanı, teşhis ve tedavideki en büyük yardımcısıdır. Bilgisayar destekli tanı, doktorlar ve radyologlar tarafından hastalık veya yaralanma için kesin kanıya varma sürecini kısaltarak kapsamlı bir değerlendirme yapma olanağı sağlar, bu durum ‘’ikinci görüş’’ olarak tanımlanır (10-12).

Günümüzde, anatomik yapıyı görselleştirme işlevinin yanı sıra hastalıkları teşhis, cerrahi veya radyoterapi planlama, simülasyon gibi alanlarda da sıkça kullanılmaya başlanmıştır. 3 Boyutlu (3D) görselleştirmeye sahip modern teknik cihazlar, yüksek kaliteli görüntü sunmasına karşın; gürültü, düşük kontrast vb. özelliklerden dolayı analizler için hala eksiklik olarak görülmektedir (13). Son birkaç yılda ise, görselleştirmeye ek olarak, sıklıkla bilgisayar destekli modellemeler kullanılır. Radyolojiden elde edilen görüntüler, sanal ortamda 3D hale dönüştürülür, daha sonra 3D modellemenin devamı olarak hızlı prototipleme yapılır ve 3D baskı oluşturulur. Bu baskılar, eklemeli üretim halinde bir bütün olarak üretilir ve yüksek verimlilik sağlar. Bu sayede, asistanlara eğitim, hastayı bilgilendirme, cerrahi planlama ve kişiye özel implant tasarımına kadar birçok alanda bilime katkı sağlamaktadır (14).

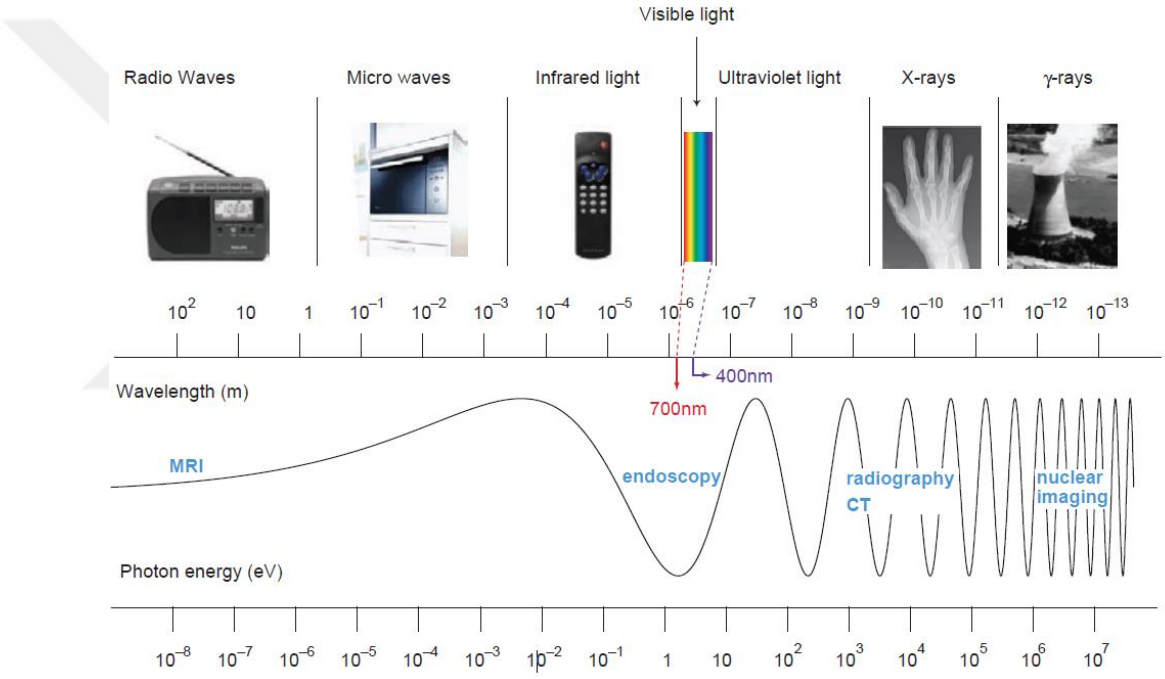
2.1. Tıbbi Görüntüleme Yöntemleri

2.1.1. Dijital Görüntüleme

Canlının, konuma ve genellikle zamana göre değişebilir özellikleri sonucu görüntüler elde edilir. Teşhis amacıyla, biyolojik yapıların, anatomik, moleküler veya hücresel süreçlerinde ya da fiziksel özelliklerindeki verilerin kaydedilmesi için çeşitli görüntüleme modaliteleri kullanılmaktadır. Bu özellikler sayesinde, verilerin görselleştirilmesi ve ölçümü, gelişen teknolojiyle makroskobik ve mikroskobik olarak yapılabilmektedir. Neredeyse çoğu görüntüleme modaliteleri bu teknolojiyle birlikte dijital hale gelmektedir. Veriler bir bilgisayar ortamında toplanarak resim öğeleri veya pikselleri oluşturur. Bu sayede, dijital görüntülerin kaliteleri iyileştirilebilir, ölçüm

yapılabilir veya asıl istenilen veriye ulaşmak için işlenebilir özelliğe dönüştürülebilir (15).

Fotoğraf çekmek için ışık enerjisi kullanılmakta olup, görüntünün, fotoğraf filmi üzerine ışık enerjisinden dolayı yansıması ve kaydedilmesidir. Işık, fotoğrafı çekilen nesnenin yapısından kaynaklı olarak farklı derecelerde absorbe olur veya yansır. Koyu renkler, ışığı absorbe ederken, açık renkler ışığı yansıtır. Aynı prensip, dijital görüntülemede de kullanılmaktadır. Röntgen ve Bilgisayarlı Tomografi (BT)'de X-ışınları kullanılırken, Manyetik Rezonans (MRI)'ta radyo dalgalarının enerjisi ve hidrojen atomunun uyarılması sonucu görüntü oluşur. Ultrason (US) ise bu kaynak ses dalgası olarak adlandırılır (16).



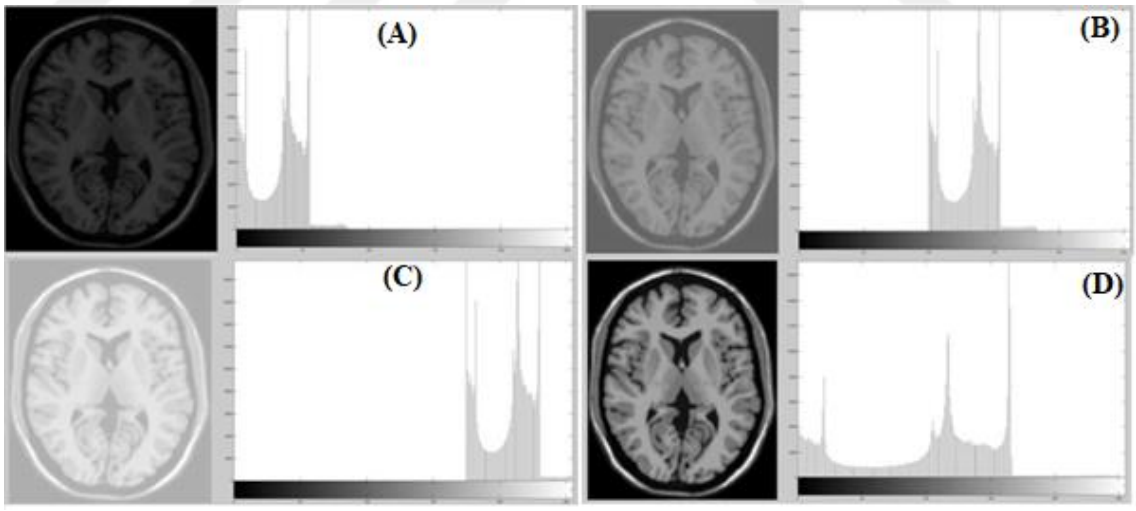
Şekil 1. Elektromanyetik Spektrum (17)

X ışını radyografisi, vücut içindeki yapıları görüntüleyen en eski non-invaziv tekniklerden biridir. Bir gölge projeksiyonu görüntüsü (negatif görüntü) oluşturma prensibine dayanarak, dokuyu geçebilme özelliğine sahiptir (18). İnsan vücudundaki yapılar değişik atom ağırlıkları, farklı kalınlıklar ve yoğunluklara sahip olmasından dolayı absorbsiyon farklı olacağından gri tonlarında farklılık görünür. Atom ağırlığı düşük olan (kas doku gibi) kısımlardan bu görüntü siyaha yakın gözükürken, kemik dokusu gibi atom ağırlığı yüksek olan yerlerde beyaz tonlarda gözükmektedir. Bu şekilde insan vücudunun üç boyutlu yapısı gölge halinde film üzerine düşürülerek iki boyutlu yapı haline getirilir (19,20) (Tablo 1).

Tablo 1. Anatomik yapıların radyografi üzerindeki renklendirilmesi (21)

Nesne	**Film Yoğunluğu**
Hava/Gaz	Siyah
Yağ doku	Koyu gri
Su, vücut sıvıları, yumuşak dokular	Gri
Kemik, kalsifikasyon, taş	Açık gri
Metal, pozitif kontrast maddeler	Beyaz

Parlaklık ve renk değerleri, renkli görüntülerin tüm pikselleri için önem arz eder. Spektrumdaki baskın dalga boyuna, renk tonu adı verilir. Spektrumdaki beyaz ışık yoğunluğu arttıkça doygunluk değeri azalır. Beyaz ışığın bulunmadığı durumlarda doygunluk değeri %100 olarak tanımlanır. X ışını radyografisinde, siyah beyaz bir monitörün ürettiği akromatik ışığın tanımlayıcısı parlaklık (gri değer) olarak belirtilebilir. Oluşan görüntülerde piksellerin her biri, parlaklık yani gri değeri ve renk yani ton ve doygunluk üçlüsünü ifade eder. Kontrast ise komşu bölgelerdeki yoğunluk farkını tanımlar (17).

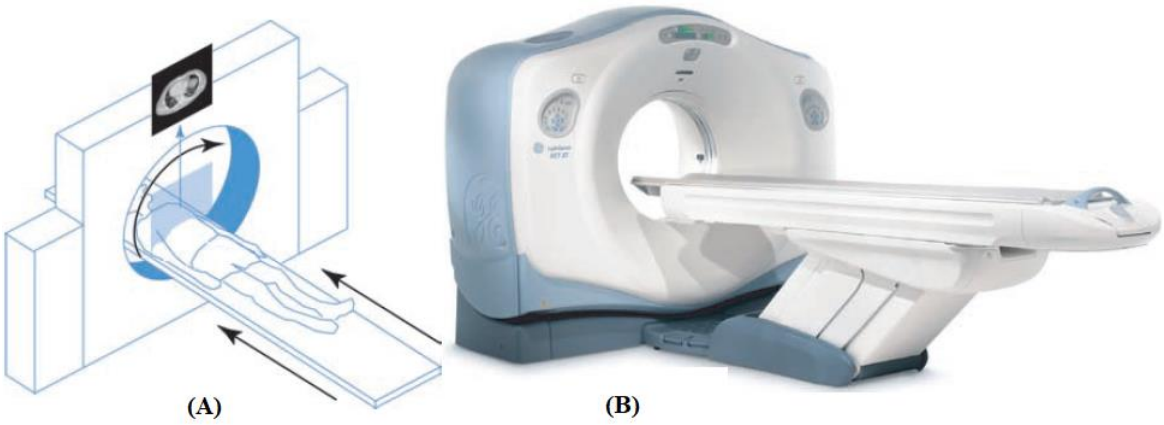


Şekil 2. Yoğunluk histogramının, parlaklık ve kontrast açısından görünümü (15)

Dijital görüntüleme oluşturulurken dikkat edilmesi gereken konular arasında, görüntü oluşumu, kayıt sonrası yeniden yapılandırma ve görüntüleme yer almaktadır (18). Görüntülerin kalitesini artırmak ve içlerinde ne olduğunu ölçmek için görüntü işleme ve analiz yöntemleri kullanılmaktadır. (15)

2.1.2. Bilgisayarlı Tomografi

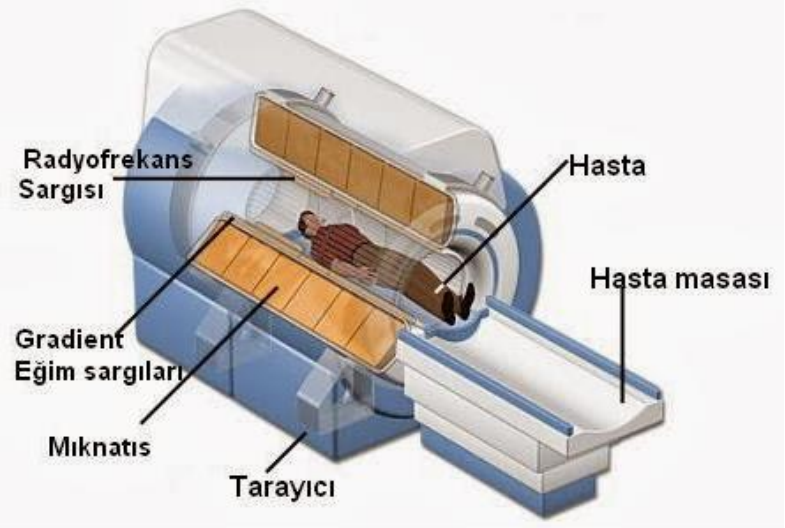
X ışınları kullanılarak, vücudun incelenmek istenen bölgesinin kesitsel görüntüsü çıkarılması sonucu oluşturulan radyolojik teşhis ve görüntüleme yöntemine bilgisayarlı tomografi adı verilir. Bu sistemde, bilgisayar kontrollü bir yatak ve gantri adı verilen bir bölüm bulunur. Gantri parçasının iç kısmında bulunan ve hasta etrafında dönen röntgen tüpü, istenilen anatomik parçaya dilimler halinde ve kalem inceliğinde röntgen ışını gönderir. Görülmek istenen anatomik modele göre, yapıların eksenel görüntüleri veya kalınlıkları 1 ile 10 mm arasında değişebilir. Radyografiye benzer olarak, bilgisayarlı tomografide de hastanın her kesitinden geçen x-ışını demeti, anatomik modelin yoğunluğu ile ters orantılıdır. Hasta üzerinden geçen x-ışınları dedektöre iletilerek burada elektron akışına dönüştürülür (Şekil 3). Bu elektron akışı sayısallaştırılarak veya BT birimleri veya Hounsfield birimleri gibi varyasyonlara dönüştürülmesi sonucu çeşitli veriler oluşturulur. Kullanılan bilgisayar yazılımı bu verileri, modelin yoğunluğuna göre renklere ayırır, karşılık gelen beyaz, siyah ve gri tonlarına yansıtmasına yardımcı olur. Kemik gibi yoğunluğu fazla olan bir yapının x-ışınını diğer dokulara göre daha fazla emmesi sonucu, dedektörde az miktarda x-ışını kalacağından görüntü beyaz yoğunlukta olacaktır. Bunun tam tersi olarak, hava x-ışınını yansıtacağından dedektöre daha fazla ışın çarpacak ve görüntü siyah renkte oluşacaktır. Yumuşak doku, organ gibi diğer yapıların yoğunluğuna göre görüntüde gri ve tonları meydana gelecektir (17).



Şekil 3. (A) Şematik gösterim ve (B) bir BT tarayıcının fotoğrafı (17)

2.1.3. Manyetik Rezonans

Anatomiyi eksenel, sagital ve koronal düzlemde incelemek için kullanılan başka bir radyolojik görüntüleme yöntemi de Manyetik Rezonans'tır (MRI veya MR). BT'ye göre MRI, daha çok sagital ve koronal düzlemleri görüntülemek için kullanılmaktadır. Bu görüntüleme cihazının kesit aralıkları 1- 10 mm arasında değişmektedir. En temel ve güçlü özellikleri yumuşak doku içindeki küçük bir parça bile olsa tüm değişikleri tespit etme yeteneğidir. Yine BT'de olduğu gibi bilgisayar destekli olması nedeniyle dijital ortamdan gelen veriler siyah, beyaz ve gri tonlarına dönüştürülmektedir. İki görüntüleme yönteminin temel farkı olarak MRI'da kullanılan manyetik alan ve radyo frekansları belirtilmektedir.



Şekil 4. MRI Cihazı (22)

MRI'ın gantrisinde bulunan açıklık daha çok tünele benzemektedir. Hasta buraya rahat bir biçimde yüzüstü veya sırtüstü şekilde konumlandırılır (Şekil 4). Çalışma prensibi olarak aslında proton görüntülenmesi şeklinde adlandırılır. Hidrojen, insan vücudunda (genellikle en çok su ve yağ dokusunda) en yaygın bulunan ve en kolay manipüle edilebilen maddedir. Dolayısıyla hidrojen protonu pozitif yüklü ve sabit dönme frekansına sahip olduğundan, güney ve kuzey kutbu bulunan bir manyetik alan bu protonları çevreler ve atomik moleküler düzeyde etkileşimler meydana gelir. Böylece, hidrojen protonları, mıknatıs tutulan metal nesneler gibi manyetik alan içerisinde kendilerini hizalarlar. Tam bu esnada, hastaya radyo vericilerinden kısa radyo frekansları gönderilir. Radyo dalgasının frekansları ile görüntülenen protonların dönüş

frekansları aynıdır. Yayınlanan radyo dalgası enerjisi, hidrojen protonları tarafından emilir ve enerjilenir ya da rezonansa gider. Radyo frekansı yayını kesilmesi durumunda hidrojen protonlar eski pozisyonlarına veya sabit durumlarına geri döner veya bozunur. Bu sürece ek olarak, yayınlanan radyo dalgaları ve hidrojen proton dönüş frekansına eş değerde bir radyo dalgası alıcısı, gelen radyo dalgalarını algılamaya devam eder. Dalganın sinyal yoğunluğu, rezonans edilen hidrojen protonu sayıları ve konumları belirlenerek sayılara dönüştürülür ve bu sayılar bilgisayarlar tarafından siyah, beyaz ve gri tonları olarak ekrana getirilir. Yağda bulunan hidrojen fazlalığı nedeniyle protonlar ve radyo dalgaları arası etkileşim sonucu çok daha parlak bir renk ortaya çıkacaktır. Kemik korteksindeki az hidrojen yoğunluğu, radyo frekanslarının alıcıya daha az ulaşmasına sebep olur, bu sebeple görüntülenen renk siyah olarak gösterilir. (17)

Tablo 2. Bilgisayarlı Tomografi ve Manyetik Rezonans avantaj ve dezavantajları (17)

Bilgisayarlı Tomografi		Manyetik Rezonans	
Avantajları	Dezavantajları	Avantajları	Dezavantajları
Hızlı filme alma	Pahalı	Çoklu düzlem görüntüleri	BT'den çok daha pahalı
Azalmış hareket artefaktı	Radyasyon maruz kalma durumu	İyi kontrast	Klostrofobisi olan hastalar için rahatsızlık verir
İyi uzaysal çözünürlük		Bilinen sağlık tehlikesi yok	Hareket artefaktlarına neden olabilir.
		Yumuşak doku görüntülemelerinde kullanılır.	

2.2. 3D BiyoModelleme

BT ve MRI gibi tıbbi görüntüleme yöntemlerinden elde edilen işlenmiş veriler kullanılarak, özel bir yazılım yardımıyla biyomodeller oluşturulmaktadır. DICOM adı verilen formatın önemli bir parametresi olan izovoksel hacim veri kümeleri, kaliteli biyomodeller oluşturmak için gerekli olan unsurlardan biridir (23). Çoğu BT tarayıcısı 3D görüntüler elde etmektedir fakat kesit kalınlığının piksel boyutuna eş veya altında olması gerekmektedir. Kaliteli biyomodeller, BT için 0,5 mm- 1,5 mm, MRI için 0,3

mm- 1 mm, Ultrason için ise 0,3 mm- 0,5 mm arasında kesit kalınlıklarıyla oluşturulmaktadır (24).

Elde edilen DICOM görüntüleri sonrasında 3D biyomodeller oluşturulması işlemine segmentasyon adı verilir. Anatomik yapının tüm parçaları yazılıma yüklenerek, gri değerlerdeki parazit, yapaylık, delik gibi olumsuzlukları ortadan kaldırmak için eşikleme uygulanır. Yazılımda uygulanan segmentasyon prosedürü sonrası oluşturulan parça 3D yüzeylere ve üçgen ağlara dönüştürülür. Her segmente edilmiş anatomik yapı Standart Üçgen Dili (.stl) dosyasına çevrilerek dışa aktarılabilen 3D modeller oluşturulur (25).

Bu süreci gerçekleştirmek üzere birçok segmentasyon yazılımı mevcuttur (Tablo 1). Segmentasyon uygulanırken, merkez çizgisi ve sınır çıkarma yöntemleri veya düzenleme, çıkarma ve kırpma komutlar kullanılarak manuel olarak yapılabildiği gibi, eşikleme ve bölge büyütme, dinamik bölge büyütme, aktif konturlama ve kenar algılama gibi otomatik olarak da uygulanabilmektedir. Yine de segmentasyon aracının yetersiz olduğu durumlarda uygulama yapılırken yüksek düzeyde uzmanlık gerektirdiği de belirtilmiştir. Bunların hepsi bir araya geldiğinde, hastaya özel sanal cerrahi planlama ve cerrahi kılavuz tasarımları için başlangıç noktası oluşturulur (26,27).

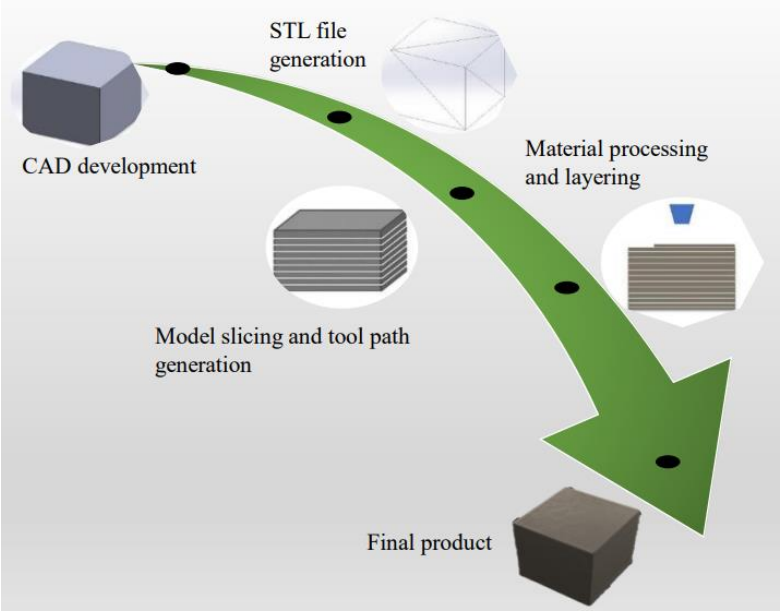
Tablo 3. Segmentasyon Yazılımları (Ücretsiz) (28)

	Sürüm	**Segmentasyon araçları**	
Seg3D	2.4.4	✓ Manuel değişiklik ✓ Eşik ✓ Bağlı bileşen filtresi	✓ Kenar algılama ✓ Seviye Kümeleri segmentasyonları
3D Slicer	4.10.2	✓ Manuel değişiklik ✓ Eşik ✓ Kenar algılama	✓ GrowCut yöntemi ✓ Seviye izleme yöntemi ✓ Değiştirilmiş filtre aralığı
In Vesalıus	3.1.1	✓ Manuel değişiklik	✓ Eşik
Image J	1.48	✓ Yoğunluğa göre ağ ayıklama	
Blender	3.1.2	✓ Modelleme, donanım, animasyon, simülasyon, işleme, hareket izleme dahil olmak üzere 3D oluşturma takımı	

2.3. 3D Baskı

Hastanın sağlığı söz konusu olduğunda 3D baskı, tıbbın tüm alt uzmanlık alanları (örneğin, Beyin Cerrahisi, Göz Hastalıkları, Ağız Diş ve Çene Cerrahisi, Ortopedik Cerrahi, Kulak Burun Boğaz) ve radyoloji ile iş birliği içerisindedir (29). 3D baskı, 3D yazıcı kullanarak dijital bir dosyadan somut bir nesnenin oluşturulmasıdır. Son formu oluşturmak için plastik, alçı ve metal gibi malzemeler kullanılmaktadır. Klinikte 3D baskı, cerrahi planlama, hastaya özel simülasyonlar ve eğitim olmak üzere üç ana rol üstlenmektedir. Bu süreçte, ameliyat öncesi planlama, ameliyat sırasında rehberlik ve özel implantların üretimine öncelik verilir (24).

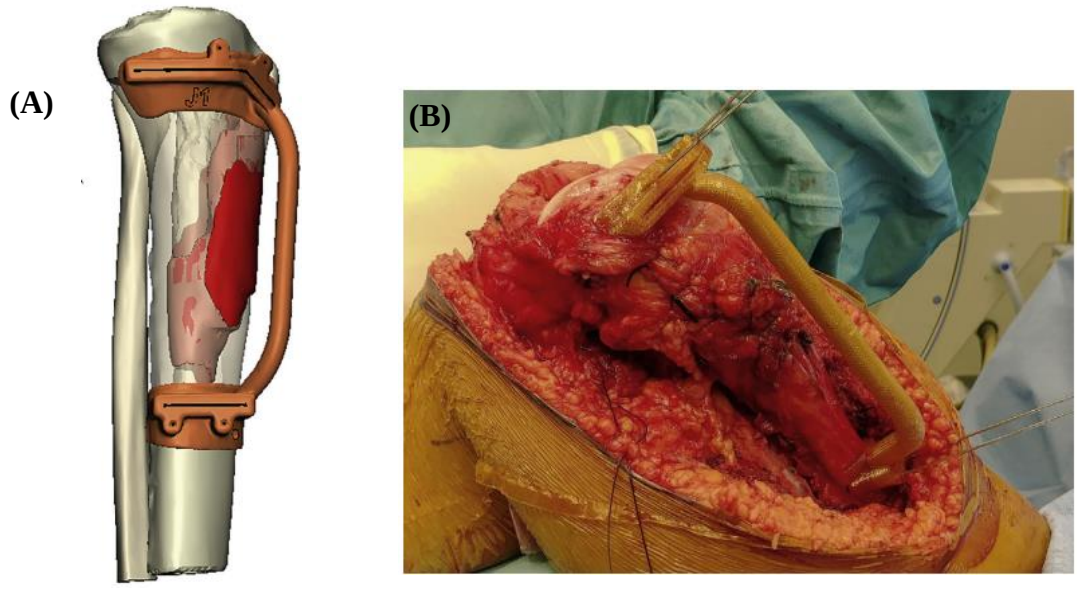
3D Baskı için en önemli görülen ilkeler arasına, 3D bilgisayar destekli modellemeler ve bu modellerin eklemeli imalat ile katmanlı şekilde üretilmesi girmektedir (30). Temel olarak, kullanılan malzemenin ardışık katmanlar halinde yazdırılması sonucu parçanın oluşumu prensibine dayanır. Katmalı imalatta süreçte, kullanılacak olan cihazın CAD dosyasını okuduktan sonra STL formatı yani mozaikleme diline dönüştürür, bu formatta sıklıkla küçük üçgenler kullanılır. Dönüştürülen .stl dosyası daha sonra 3D yazıcının okuyabileceği dil olan G-code formatına çevrilerek 3D boyutlu modelin katman verisini 2D dilimleme haline getirir. Tüm işlemlerin sonunda, malzeme işleme ve katmanlama süreci başlatılır (31-33).



Şekil 5. 3D baskı sürecinin iş akışı (34)

2.3.1. Kişiye Özel İmplant Tasarımı ve 3D Baskı

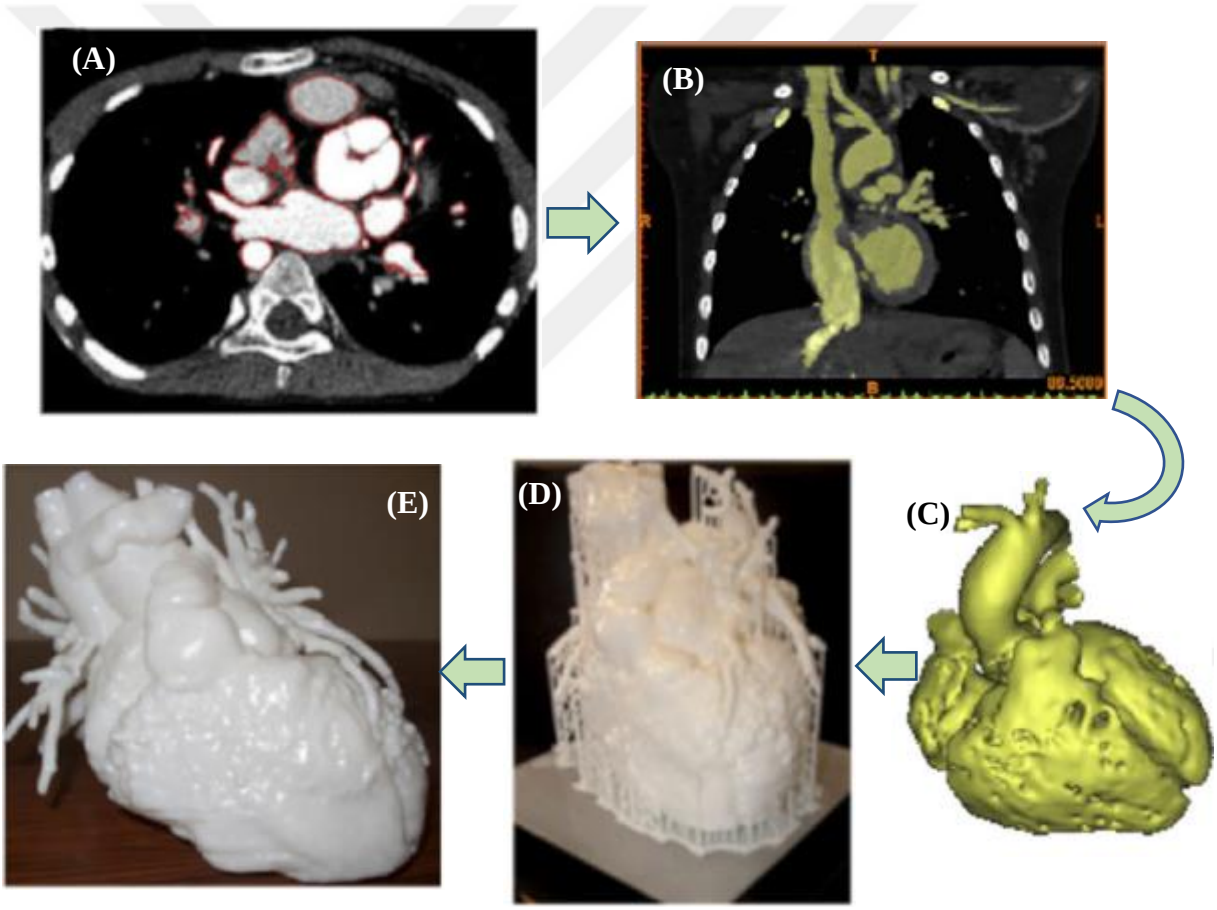
Cerrahın, operasyonu gerçekleştirmeden önce uygulamak istediği cerrahi planlamayı gözden geçirmesi ve cerrahi aletleri simüle edebilmek için 3D baskılama yöntemini kullanması en basit ve doğru bir yöntem olarak tanımlanmaktadır (35,36). Operasyon sırasındaki işlemin zorluğunu daha aza indirgeyebilmek için navigasyon yöntemleri kullanılmaktadır. Örneğin kesi kılavuzları, total diz artroplastisinde uzun süredir standart bir uygulama haline gelmiştir. Bunun nedeni ise, implantın doğru konumlandırılmasını optimize etmesiyle birlikte implantın ömrünü uzatması ve hasta fonksiyonunun iyileştirilmesidir. Bu zorlukları gösteren başka bir örnekte ise, ortopedi onkoloji hastalarında bulunan tümörler, kendine has üç boyutlu yapılara sahiptir. Kemik sarkomlu bir hasta, artroplasti cerrahisinde kullanılan standart kesme aparatlarından farklı olarak kişiselleştirilmiş, özel planlanmış ve basılmış kesi kılavuzlarına ihtiyaç duymaktadır (Şekil 6). Kesi kılavuzlarının yanı sıra, delme kılavuzları ve ablasyon kılavuzları da bulunmaktadır (37,38). Burada önemli olan kullanılan malzemelerin hastaya uygulanmadan önce gerekli prosedürlerden geçmesidir. Doku ile teması bulunmasından dolayı biyouyumlu olması, deforme olmadan veya kırılmadan sterilize edilebiliyor olması ve güvenilirliği göz önünde bulundurulmalıdır (39).



Şekil 6. Ewing sarkoma hastası için tasarlanan kesi kılavuzu (A) ve ameliyat sırasındaki uygulaması (B) (40)

2.4. 3D İmplant ve Destek Materyal Tasarımlarının Kullanım Alanları

Tıbbi görüntüleme yardımıyla hastalardaki bulguların daha kolay ve anlaşılır şekilde yorumlanması ve anatomik modellere ek olarak hastaya özel cerrahi el aletlerinin kullanılmasıyla sanal ortamda cerrahi olarak planlama yapmaya yardımcı olması için 3D biyomodeller kullanılır. Kardiyoloji, üroloji, ortopedi ve travmatoloji gibi birçok cerrahi branş, 3D biyomodelleme ile ilgili; tanı, tedavi ve eğitim içerikli olmak üzere, her geçen gün gelişen uygulamaları takip etmekte ve uygulamaya sokmaktadır (41). Bu sayede standart modaliteler veya tıbbi cihazlarda bulunan genellikle gri tonlamalı görüntülerde elde edilemeyen verileri yakalamaya yardımcı olmaktadır (42).



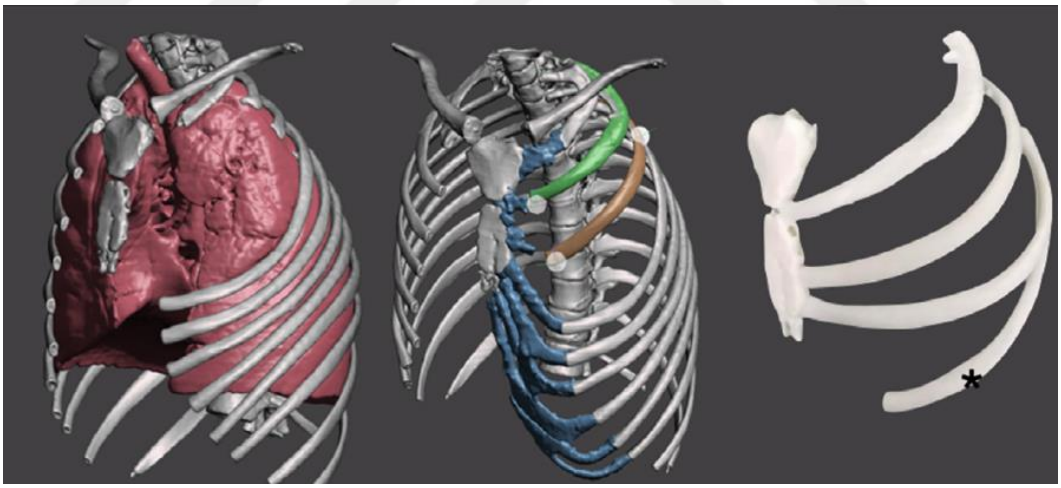
Şekil 7. 3D biyomodelleme ve 3D baskı sürecinin gösterimi (28)

3D baskı teknikleri ise gelişen teknoloji ile birlikte, giderek daha gerçekçi olmaya başlamıştır. Buradaki gelişim sadece görselleştirmenin iyileşmesine yönelik değil, aynı zamanda oluşturulan modeli ölçeklemeye, hastanın anatomisi ve patolojisini anlayabilmek için dokunma ve yakından incelemeye de olanak sağlamaktadır (43).

Uzvun özellikleri, anatomik yapısı ve işlevi bakımından kopyalanması sonucu kişiye özel model oluşturulmasına yardımcı olmaktadır. 3D baskı ile, tıbbi görüntüleme cihazlarından alınan dokunun görüntüsünün, katman katman işlenerek yazdırılması veya üretilmesi sonucunda, bu alanda, önemli cihaz inovasyonu ve yeni fizyolojik ve patofizyolojik olayları anlamaya yönelik gelişmeler ortaya çıkarmaktadır (28,44,45).

2.4.1. Göğüs Cerrahisi

3D biyomodelleme yapılarak, akciğer nödüllerinin biyobelirteç özelliği (46) sebebiyle hacimsel olarak değerlendirilmesi ve nodülün damarlar ve bronşlarla anatomik olarak incelenmesi sonucunda yapılan çalışmalar gösteriyor ki; daha düşük kanama oranları ve daha kısa hastanede kalış süreleri, daha hızlı lobektomiler, segmentektomiler şeklinde değerlendirilebilir (41) Sternum, kaburga ve kıkırdak rezeksiyonu için yardımcı tanı, cerrahi tasarım ve planlama için oldukça uygundur. Üretilen baskının göğüs stabilizasyonuna izin verebilmesi, uygun solunum fonksiyonunu sağlaması ve göğüs organlarını koruyan bir materyal kullanılarak göğüs duvarı görevi görmesi de önemli unsurlar arasında gelmektedir (47,48).



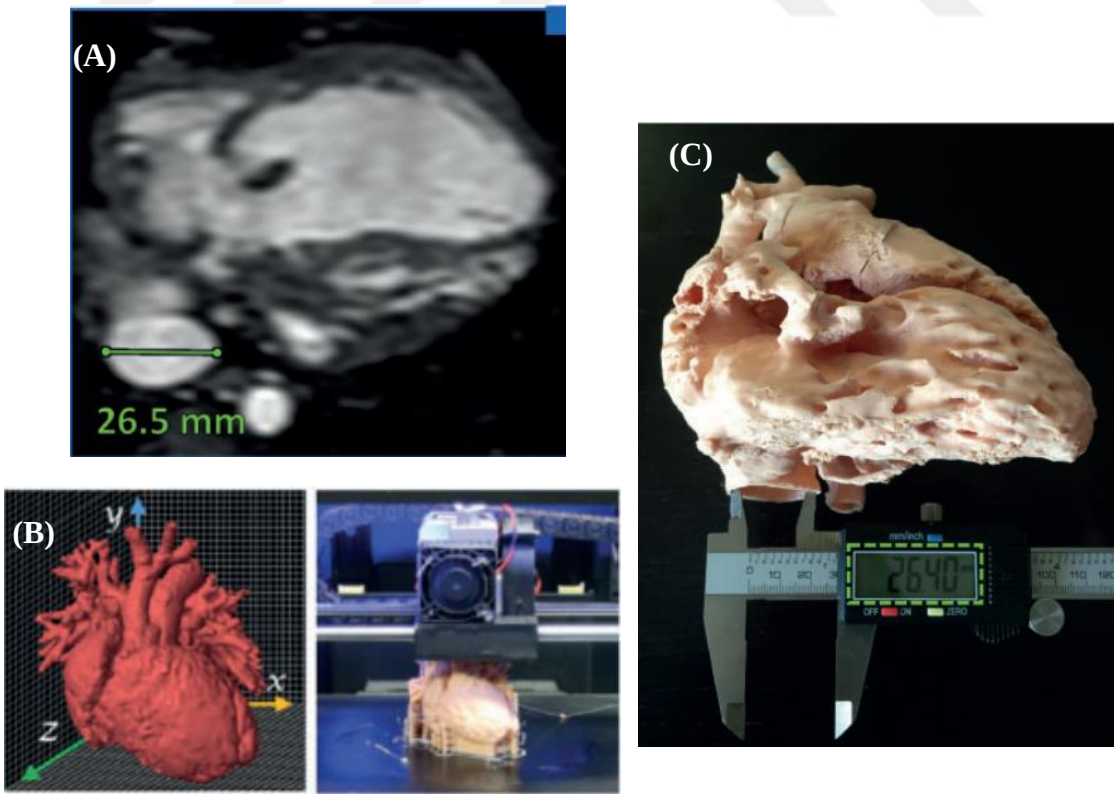
Şekil 8. Kaburga sarkomu rezeksiyonu sonra için aynalama yöntemi* ile tasarlanan kaburga parçası (41)

Şekil 8'de görüldüğü üzere, biyomodeller ve 3D baskı süreci, göğüs kafesi lezyonlarının onkolojik rezeksiyonu, kemik greftleri veya kemik defektleri için kişiye özel metalik implantların uygulaması için yarar sağlamaktadır (49,50).

2.4.2. Kardiyoloji

Kardiyolojide, hastanın karmaşık fizyoloji ve anatomisini anlamaya yönelik analizler yapmak için aort, koroner arterler ve hatta tüm kalp gibi birçok bölgede 3D baskı teknolojisi kullanılır (51). Özellikle, konjenital kalp hastalığı, kapak replasmanı ve büyük damar onarımı gibi cerrahi yöntemlerde kişiye özel tedavi yöntemi sunmasıyla birlikte, cerrahlar için de fonksiyonel modeller oluşturularak intraoperatif planlamaya yardım sağladığı düşülmektedir. Damar simülatörlerinin kullanımıyla, kardiyak, vasküler ve kateter tabanlı kalp cerrahisini anlayamaya ve geliştirilmeye yönelik çalışmalara da olanak sunmaktadır (41,51).

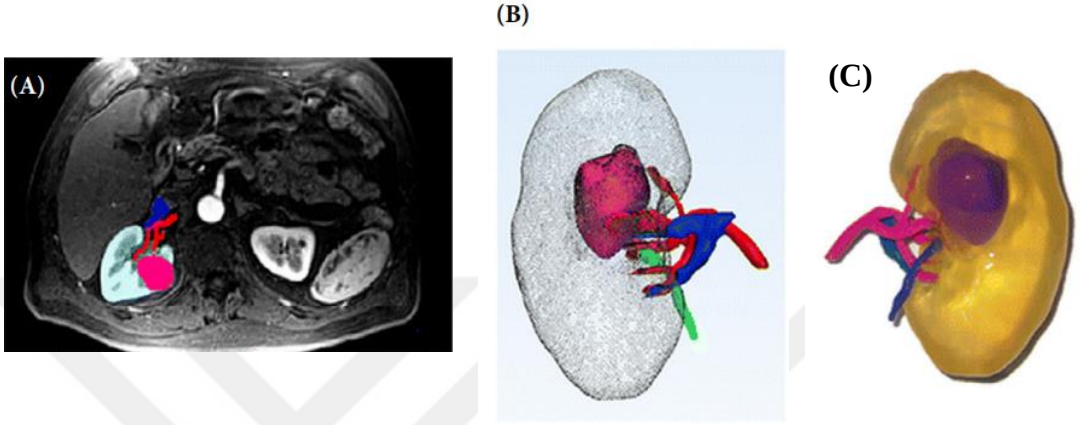
Zamanla gelişme gösteren bu süreçte, Israel Valverde ve arkadaşlarının yaptığı çalışma (52), 3D baskı ve geleneksel yöntem karşılaştırması üzerine olup, koroner kalp hastalığı bulunan 40 hastanın yaklaşık olarak yarısında bu yöntem ile cerrahi müdahale yapılması amaçlanmıştır. MRI ve BT görüntülerinden elde edilen model, ameliyat sürecinde kullanıldıktan sonra, karşılaştırılan verilerin, geleneksel tedavi yöntemine göre daha iyi bir cerrahi düzeltme yapıldığını bildirmişlerdir (Şekil 9) (52,53).



Şekil 9. Valverde ve ark.'nın çalışmasındaki sırasıyla 3D Baskı süreci (52)

2.4.3. Üroloji

Onkolojik lezyonlar arasında en sık görülen lezyonlar arasında böbrek tümörleri bulunmaktadır. 3D modelleme ve baskı teknolojisi sayesinde, lezyonun, anatomik model ile ilişkisinin anlaşılması, olası damar yollarının gözlemlenmesi ve rezeksiyon prosedürleri için simüle edilmesi cerrahi açıdan kolaylık sağlamaktadır (Şekil 10).

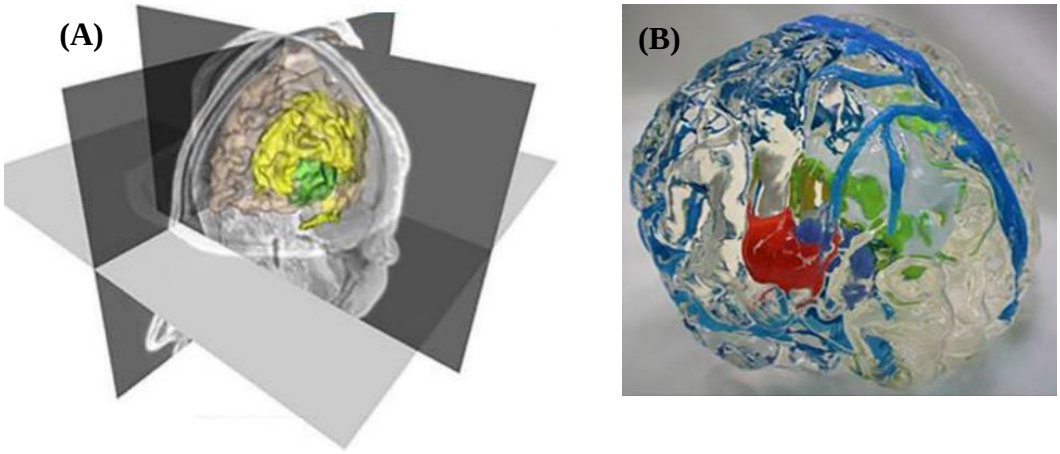


Şekil 10. MRI taramasından elde edilen görüntülerin 3D işlenmiş dijital modeli ve reçine ile yazdırılmış 3D modeli (54)

Böbrek ve prostat kanserinde, preoperatif ve intraoperatif planlama yapılması, klinik sonuçlar açısından umut vaat etmektedir (55,56). Prostat brakiterapi, mesane tümörlerinin transüretral rezeksiyonu, renal transplantasyon gibi birçok uygulamada hem eğitim hem cerrahi planlama açısından başarı ile sonuçlanmaktadır (57).

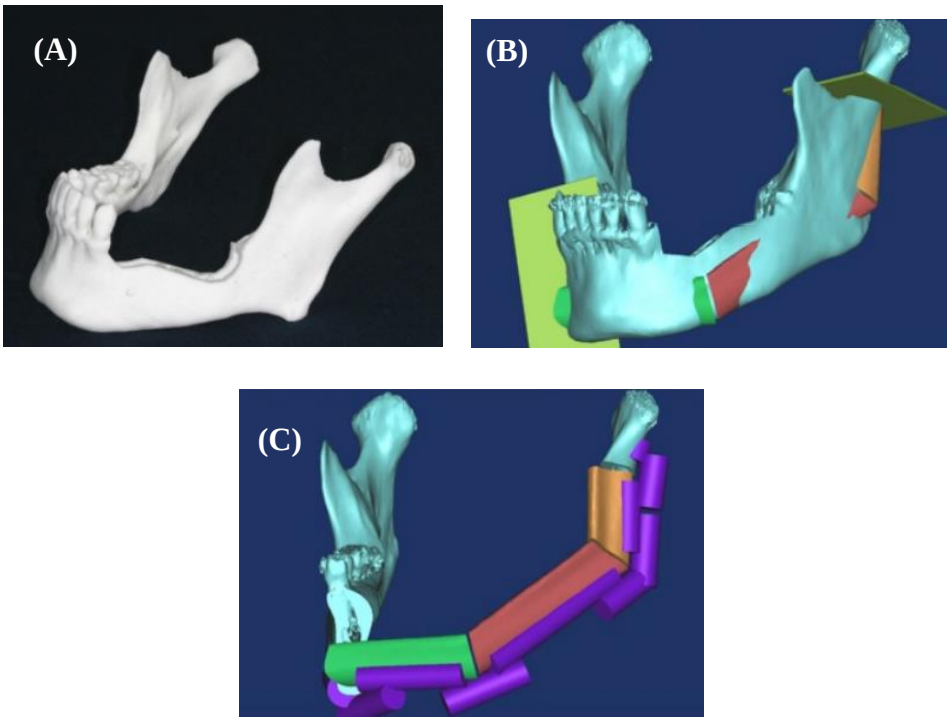
2.4.4. Beyin Cerrahisi ve Maksillofasiyal Cerrahi

Beyin anatomisi, vücudun diğer bölgelerinde nazaran daha karmaşık bir yapıya sahiptir. Merkezi sinir sistemi tümörleri, nörovasküler fizyolojik anatomi değerlendirmesi, nöroanatomi, omurga enstrümantasyonu, deformiteler gibi birçok çalışma alanında eğitim ve uygulama amaçlı 3D teknolojileri kullanılmaktadır (58). Tıbbi görüntüleme yöntemlerinden elde edilen görüntülerle oluşturulan modelleme sayesinde, tümörün damar ve sinir yollarıyla ilişkisini anlayabilmeyi ve kemik ve beynin diğer bölgelerinde oluşturduğu etkiyi değerlendirebilmeyi mümkün kılmaktadır. Bu sayede, epilepsi cerrahisi, beyin tümörü mikrodiseksiyon teknikleri, nöromüsküler ve kafa tabanı cerrahisi gibi yöntemlerde simülasyonlar yapılarak cerrahide gelişim sağladığı gözlemlenmiştir (59).



Şekil 11. Hastaya özel 3D baskı beyin tümörü modeli üretim yöntemi (A) Bilgisayar destekli program ile modelleme yapılması (B) Modellemenin ardından baskı sonrası tümörün damar ve diğer dokularla ilişkisini gösteren çıktı (60)

Maksillofasiyal cerrahisinde ise, osteotomiler, kemik modelleme ve plak şekillendirme 3D baskısından yararlanılarak yapılır. Hastaya özel tedavide 'aynalama tekniği' kullanılarak simetrik ve estetik bir sonuç elde edilmesi amaçlanmaktadır (61). Mandibular ve maksiller rekonstrüksiyonu için özel kesi ve konumlandırma kılavuzu tasarımı, şekillendirilebilir segment rezeksiyonu ve greft hazırlığı yapılarak hastanın kısa sürece iyileşmesi amaçlanmaktadır (62).



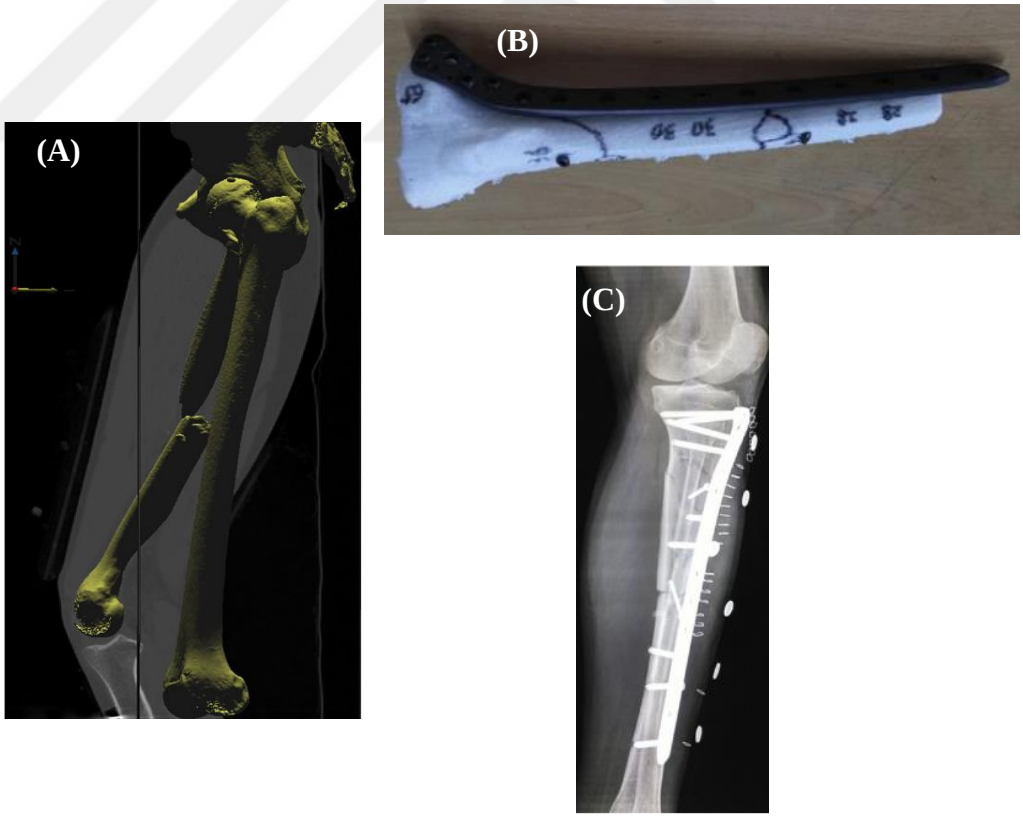
Şekil 12. Mandibula rekonstriksonu için kullanılan kesi kılavuzu tasarımı (62)

2.4.5. Ortopedi ve Travmatoloji

Ortopedi'de, cerrahların 3D teknolojileri kullanmaları arasında, ameliyat sürelerini kısaltmasına, cerrahi güvenliği artırmasına, osteotomi/kesi kılavuzları, konumlandırma kılavuzları, ara parçalar, fiksasyon plakaları ve implantları yer almaktadır. (63,64). Bu tür uygulamalar, daha iyi fonksiyonel ve estetik sonuçlar görülmesine yardımcı olur. Ameliyat sürsinin kısalmasıyla birlikte, ameliyat sırasında floroskopiden alınan radyosyon da azalmaktadır (65,66).

2.4.5.1. <u>Ortopedik travma cerrahisi</u>

Kırık cerrahisinde kullanılan aynalama yöntemi ile yaralanmamış tarafın ayna görüntüsü alınarak, klavikula, asetabulum, kalkaneus, omuz, kaburgalar ve skafoid'in sanal ortamda tasarımı ve cerrahi planlaması ile onarımı gerçekleştirilir (67). 3D biyomodeller, hastaya sağlıklı eklem anatomisi ve fonksiyonunu geri kazandırmak için osteotomi planlama ve yardımcı kılavuz kullanımına da olanak tanımaktadır (68).

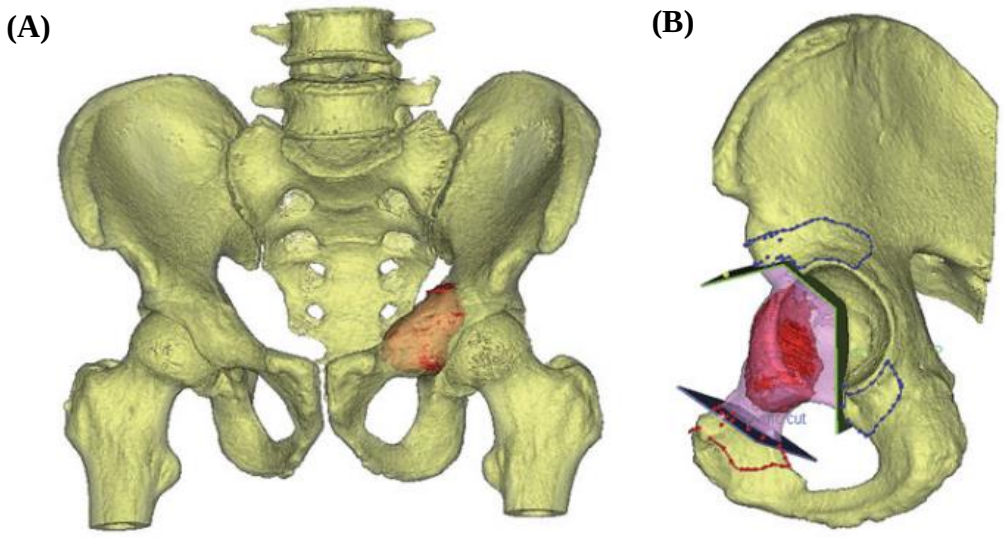


Şekil 13. Parçalanmış tibia kırığı olan bir hastanın aynalama yöntemi kullanılarak plak seçilmesi ve tedavi yöntemi (69)

2.4.5.2. <u>Ortopedik onkoloji</u>

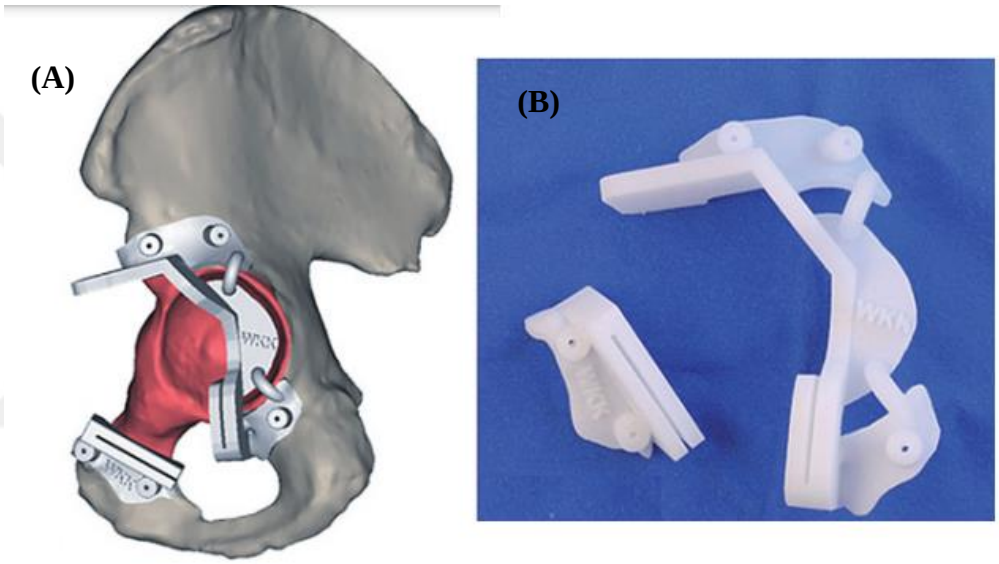
Hastanın, anatomisi üzerinde belirli bir bölgesine birebir uyumlu şekilde yerleştirilen ve sanal planlama sırasında osteotomiyi uzatma veya yönlendirmeye yönelik testere yuvaları sayesinde kesme düzlemi oluşturulan kalıplara cerrahi kılavuzlar adı verilir. Bu tür kılavuzların birçok onkolojik cerrahide negatif marjla uzvun ve eklemlerin korunmasında yardımcı olduğu bilinmektedir (3,70).

Elde edilen tıbbi görüntülerin 3D modelleme sırasında iki önemli terimi bulunmaktadır. Bu terimler anatominin yapısını ve tümörün boyutunu tanımlamak ve görselleştirmek için kullanılmaktadır. Pürüzsüzlük, kemik ve tümör yüzeyi ile ilgili olup, bu oran arttıkça anatomik olarak doğruluğa da yakın olduğu belirtilmektedir. Yüzeydeki yüksek ve alçak noktaların ortalama görüntüsü oluşturularak pürüzsüz bir yüzey elde edilir. Kemik yüzeyinde görünmeyen fakat kemiğin içindeki tümörü görselleştirebilmek için kullanılan terime de opaklık adı verilir. Opaklık bir yüzeyi görebilme yeteneği olarak tanımlanmaktadır. Modellemeye ek olarak ilerleyen bilim sayesinde yeni baskı malzemeleri kemiğin anatomik modelini taklit eder ve cerrahi model simülatöründe kemik tümörü rezeksiyonlarının denenmesine olanak tanır. Bu sayede, hem hastanın yaşam kalitesi artmış olur hem de metastatik kemik hastalığına yönelik cerrahiyi geliştirmek için bilimsel ve eğitim amaçlı da kullanılabilir (40).



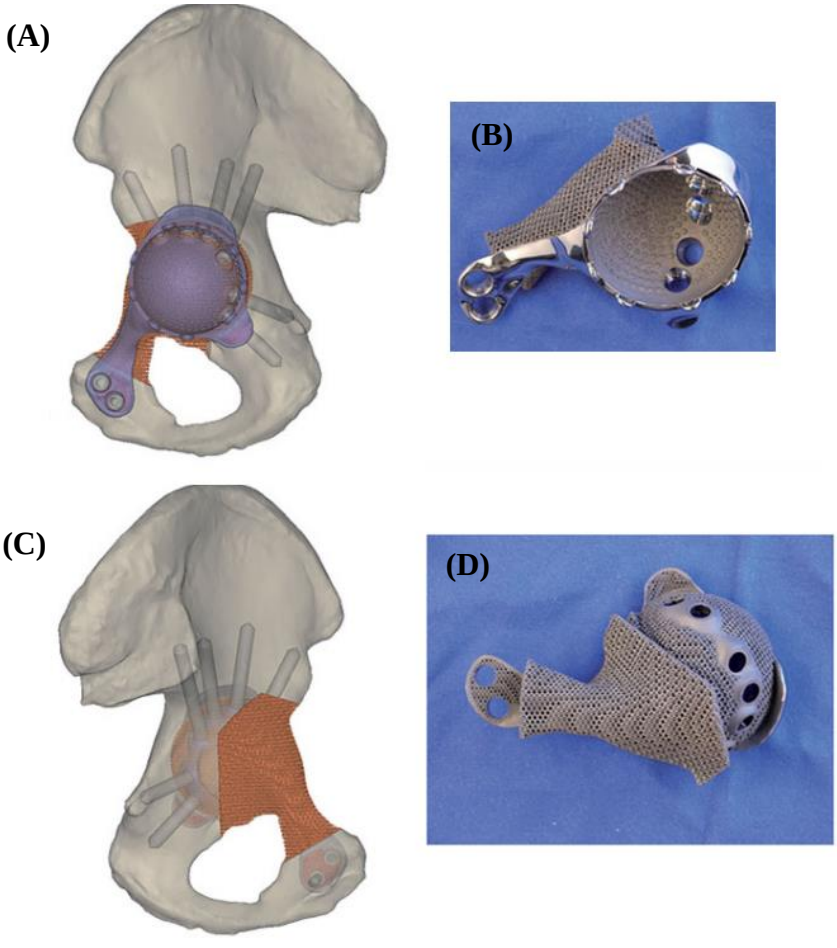
Şekil 14. Sol asetabulumun ön kolonunda genişleyen düşük dereceli kondrosarkom (A) ve negatif marj ile osteotomi yapılacak bölge (70)

Wong ve ekibinin yayınladığı çalışmada, 65 yaşında erkek hastanın, BT eşliğinde biyopsi sonucunda düşük dereceli kondrosarkom bulunduğu belirlenmiştir. Çekilen pelvis MRI görüntülemesinde, sol asetabulumun ön kolonunda genişleyen bir osteolitik yıkım gösterdi (Şekil 14. A ve B). 3D bilgisayar destekli tasarımla tümörün kapsamı belirlenmiş ve tümör hacmi çıkarılmıştır. Tasarlanan kesi kılavuzu, planlanan rezeksiyon düzlemi ile eşleşiyor olup, kesi yarıklarına sahip olacak şekildedir. Birebir konumlandırmaya uygun kılavuzda, konturlu şekil bulunan flanşlar ve kılavuzu kemiğe sebitlemek için flanşlardaki K-teli delikleri mevcuttur (Şekil 15). Daha sonra sanal rezeksiyon planlaması yaparak negatif marjla tümörün çıkarılması hesaplanmıştır.



Şekil 15. CAD kullanılarak kondrosarkom rezeksiyonu için tasarlanan kesi kılavuzu (A) ve 3D çıktısı (B) (70)

Şekil 16'da gösterilen 3D pelvik modelde, rezeksiyon sonrası kalan kemiğin kemik kalınlığı ve kalitesi hesaplanarak implant rekonstrüksiyonunu ve vida fiksasyonunu için gerekli tasarımlar yapılmıştır. Titanyum monoblok olarak 3D basılan implant; sabit plaka, flanşlar ve sabitleme için vida delikleri ile asetabular kap özelliği göstermiştir. Kararlı biyolojik fiksasyon elde edilmesi için tasarımda göz önünde bulundurulan iskeledeki gözenek yapısı sayesinde kemik iyileşmesine de katkı sağlamıştır (40,70).

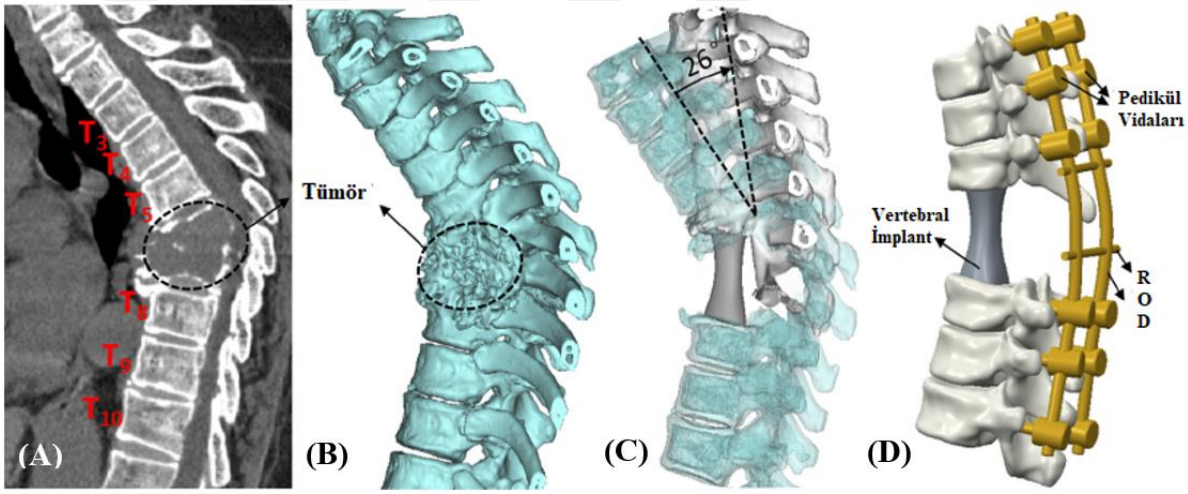


Şekil 16. Rezeksiyon sonrası kemiğin kalınlığı ve kalitesi hesaplanarak tasarlanan implant (A, C) ve titanyum baskısı (B, D) (70)

Sonuç olarak, pelvik tümör rezeksiyonun, anatomik yapısı ve tümörün hayati bölgelere yerleşmesi nedeniyle onkoloji hastaları için negatif marjlı bir cerrahi işlemin zor olduğu bilinmektedir (70-72). Bilgisayar navigasyonu ile tümör rezeksiyonlarının tek seferlik bir operasyon yapılarak implantın doğru konumlandırılması ve istenilen rekonstrüksiyon gerçekleştirilmesi sağlanmıştır (73). Aynı zamanda, kullanılan hastaya özel kılavuzla, karmaşık anatomiye tam olarak uyum sağlayacak şekilde bölgenin rezeke edildiği ve implantın doğru yerleştirilerek hastanın hayat kalitesinin artırıldığı belirtilmiştir (70).

2.4.5.3. Omurga Cerrahisi

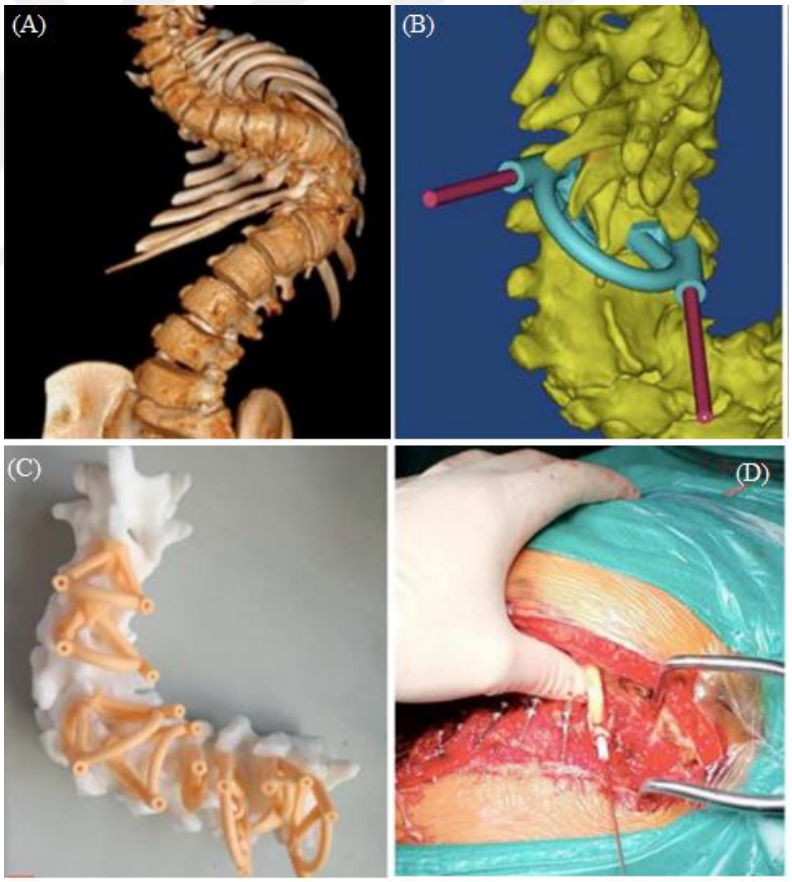
Omurga cerrahisinde, geleneksel yöntem olan DICOM görüntülerinden anatomik anlayışa kıyasla, 3D teknoloji ile desteklenen tasarımlarla planlanmış ameliyatların daha iyi sonuçlar ortaya koyduğu çeşitli çalışmalarda bildirilmiştir. Bunlara verilecek örneklerden biri olarak, Kang ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada, malzeme yapısı olarak hafif, yüksek mukavemetli ve yüksek stabiliteye sahip yapay vertebra implantı tasarlanmasıyla çok segmentli omurlarda rekonstrüksiyon yapılabileceğini bildirmişlerdir. Hastanın torasik vertebranın 6.-7. segmentinde iyi huylu tümörü bulunduğu belirtilmiş ve çökmeden dolayı kifoz tanısı eklenmiştir. Tasarlanan implantlar, doğal vertebralardan ilham alınarak oluşturulmuştur. Bu sayede hem dayanım açısından hem de kısa sürede sağlıklı iyileşme açısından olumlu sonuçlar elde etmişlerdir (Şekil 17) (74).



Şekil 17. İyi huylu tümörle kifozu bulunan hastanın tedavi süreci için tasarlanan implant tasarımı prosedürü. BT görüntüleme (A) 3D Modelleme (B) Restorasyon (C) ve Geometrik Modelleme (74)

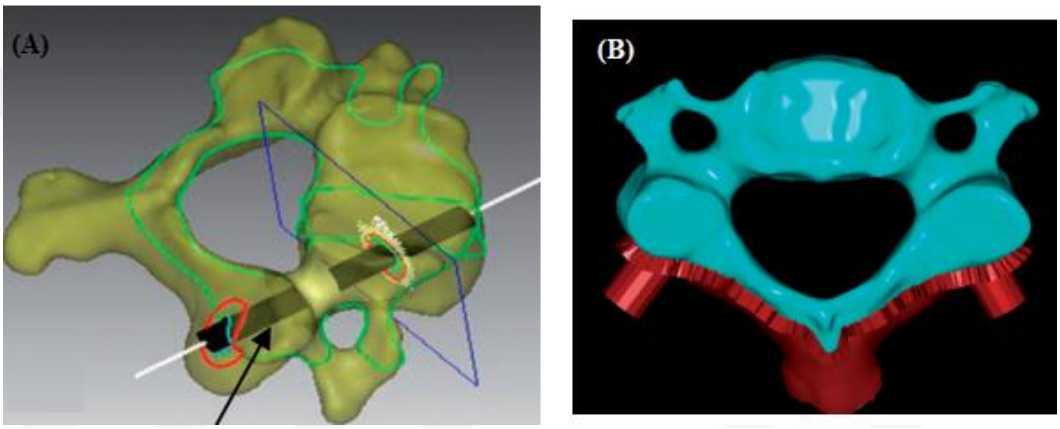
3D basılmış biyomodellemeler sayesinde, skolyoz tedavisinin düzeltici redüksiyonun ameliyat öncesi planlaması, fiksasyon materyalinin seçimi ve prosedürün simülasyonu çok daha verimli şekilde yapılabilmektedir. Vida ve fiksasyon materyali yerleştirilirken, serbest el tekniklerine göre 3D biyomodellemiş kılavuzların daha doğru yönlendirme yapılmasında 3D teknolojilerinin büyük bir yeri vardır. Ek olarak cerrahi ekip içinde daha iyi iletişime, ameliyat süresinin kısalmasına, dolayısıyla hastanın daha az radyasyona maruz kalmasına ve cerrahi tekniğin doğru uygulanması sonucu iyileşme sürecine de oldukça katkı sağladığı bildirilmektedir (75-77).

Luo ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada, 93 hastanın 32'sinde ≥ 90°' olacak şekilde ağır derecede skolyoz bulunmaktadır. Bu çalışmadan amaç, pedikül vidalarının daha doğru yerleştirilerek sapma oranını azaltmak, ameliyat süresini kısaltmak ve komplikasyonların oluşmasını en aza indirgemektir. Hastalardan alınan rutin BT görüntülerinin ardından iki gruba ayrılarak geleneksel yöntem ile kılavuz kullanılarak gerçekleştirilen ameliyatlar arasında fark değerlendirilmiştir. Tasarım sürecinde geleneksel yöntem dışındaki tüm hastalara kişiye özel kılavuzlar hazırlanmıştır (Şekil 18). Gerçekleşen ameliyatlar sonunda, çeşitli kısıtlamalar olmasına rağmen, pedikül yönlendiricinin ameliyat süresinin kısalttığı ve vidaların doğru yönlendirilmesi sayesinde komplikasyonların daha az görüldüğü belirtilmiştir. Ameliyat süresinin kısalmasına ek olarak hastanın floroskopiden alacağı radyasyonun da azaldığı bildirilmiştir (77).



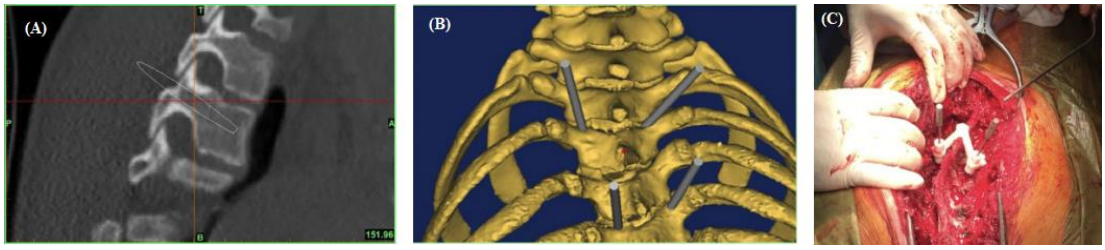
Şekil 18. Skolyoz hastanın tedavi süreci için tasarlanan kılavuz tasarımı prosedürü, preoperatif hazırlık ve ameliyatta uygulama görüntüleri (77)

Lu ve ekibinin yaptığı çalışmada ise, kullanımı kolay, cerrahi işlemi basitleştirebilen ve doğruluk payı yüksek servikal pedikül vidası yerleştirmek üzere hastaya özel yönlendirici kılavuzlar kullanılmıştır. Diğer bilimsel uygulamalarda olduğu gibi bu çalışmada da hastaneye başvuran 6 hastadan alınan BT görüntülerinin işlenmesi sonucu hem sanal ortamda hem de alınan çıktılar ile birlikte preoperatif hazırlık yapılmış ve prototipleme sayesinde cerrahi planlama gerçekleştirilmiştir (Şekil 19). Geleneksel tekniklere göre avantajları, vida yörüngesinin ameliyattan önce tanımlanmasını sağlamak ve vida boyutlarını hastanın anatomisine uyacak şekilde boyutlandırılabilmektir (78).



Şekil 19. Skolyoz hastanın tedavi süreci için tasarlanan kılavuz tasarımı. Sağ medial üzerinden atılacak vidanın bilgisayar destekli programda gösterimi (A), Vidanın gönderilmesi gereken pozisyonu ayarlandığı kılavuz tasarımı (78)

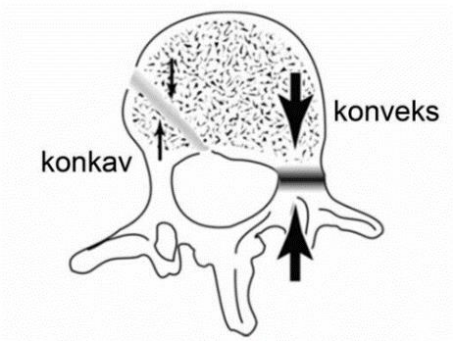
Diğer bir kişiye özel yönlendirici vida çalışması Şeyköylü ve arkadaşları tarafından yapılmıştır. İntraoperatif rehberlik için kullanılmak üzere tasarlanan vidalar için öncelikle MRI ve BT görüntüsü çekilerek bilgisayar destekli ortamda hastaya özel dizayn edilmiştir. Kılavuzlar genellikle, spinöz prosesler, lamina, faset eklemler veya transvers prosesler gibi posterior vertebral kemik yapılarıyla uyumlu olacak şekilde tasarlanmıştır (Şekil 20). Bu çalışma sonucunda ameliyat sürelerinin, dolayısıyla anestezi sürelerinin kısaldığı ve kan kaybının azalma meydana geldiği gösterilmiştir. 3D prototipleme ve uygulama kullanılarak üretim hızları arttığı ve maliyetler düştüğü de belirtilmiştir. Bunlara ek olarak, özellikle karmaşık anatomik bölgelerde kullanılmak üzere öğrenci eğitiminde de yardımcı olacağı söylenmektedir (75).



Şekil 20. Skolyoz hastanın tedavi süreci için tasarlanan kılavuz tasarımı. Vidanın gitmesi gerek yönü belirlemek üzere bilgisayar destekli programlar ile yapılan modellemeler (A) ve (B), ameliyatta uygulanma süreci (75)

Skolyozun derecesi arttıkça yapısal değişikliklerdeki oranın boyutu da doğrusal olarak artmaktadır. Kompresyon ve distraksiyon kuvvetleri etkisi ile eğrilik konveks ve konkav olarak iki yönelme gösterir. Vertebra korpusununun rotasyonu konveks tarafa dönerken, vertebraların spinöz çıkıntıları konkav tarafa yönelmektedir. Şekli bozulan pediküllerin, konveks tarafında darlık görülmekle birlikte konkava göre daha kalın ve kısadır. Yine aynı sebepten, intraspinal kanal simetrisi bozulabileceği de çalışmalarda gösterilmiştir (79,80).

Skolyoz hastalarında pedikül çaplarının konveks ve konkav tarafta farklılık gösterdiği birçok çalışmada belirtilmiştir (81,82). Konkav taraftaki pedikül yarıçapı konveks taraftaki pedikül yarıçapından daha küçüktür (83,84). Dolayısıyla, konkav tarafa yerleştirilen vidalar ve rod ile derotasyon gerçekleştirilmesi sonucu nörovasküler yapıların yaralanmasına sebep olabilmektedir. Konkav taraftaki pediküllerin spinal kord ve torasik damarlara yakınlığı ve rod derotasyonu sonrası vidaların konveks tarafa göre içe dönmesi sonucu nörovasküler yapılar zarar görebilmektedir. Bunlara ek olarak, konveks taraftaki kompresyon spinal kordu kısaltırken konkav taraftaki spinal kord ise gerilme eğilimindedir. (85)



Şekil 21. Skolyozdaki yapısal değişiklikler sonucu pediküllerdeki çap değişikliğinin şematik gösterimi (86)

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1.Araştırmanın Tipi

Gözlemsel, prospektif, tanımlayıcıdır.

3.2.Araştırmanın Yeri, Zamanı ve Planlaması

Dokuz Eylül Üniversitesi Biyomekanik Anabilim Dalı ve Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı'nda ve Ocak 2022- Mart 2023 arasında yapılması planlanmaktadır.

Tablo 4. Çalışma İzlem Şeması

	Kaynak Tarama	Radyolojik Görüntülerin Temini	Bilgisayar Destekli 3D Model Oluşturulması	3D Yazıcıda Basılması	Kontrol	Tez Yazım
Ocak 22	x	x				
Şubat 22	x	x				
Mart 22	x	x	x	x		
Nisan 22	x	x	x	x		
Mayıs 22	x	x	x	x		
Haziran 22	x	x	x	x		
Temmuz 22			x	x	x	x
Ağustos 22			x	x	x	x
Eylül 22			x	x	x	x
Ekim 22					x	x
Kasım 22					x	x
Aralık 22					x	x
Ocak 23					x	x
Şubat 23					x	x
Mart 23					x	x

3.3.Araştırmanın Evreni ve Örneklemi

Araştırmada, Ortopedi ve Travmatoloji Polikliniğine başvuran ve kişiye özgü destek materyaline gereksinim duyan hastaların rutin tıbbi görüntüleme verileri kullanılacaktır. Bu şekilde en az 5 hastanın görüntüleri değerlendirilecektir.

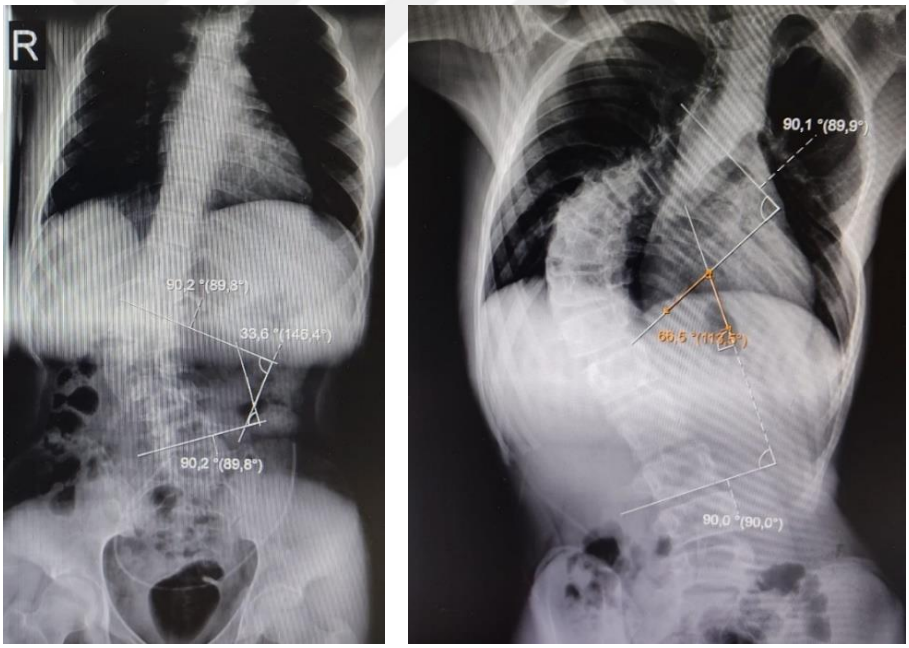
3.4.Araştırmanın Değişkenleri

Araştırmanın değişkenleri tıbbi görüntüleme yöntemleridir. (Bilgisayarlı Tomografi, Manyetik Resonans, Ultrason, vs.). Bu değişkenlerin çalışmanın seyrine

etkisi bulunmamaktadır. Burada amaç, herhangi bir görüntüleme yönteminden üç boyutlu sanal model oluşturmaktır.

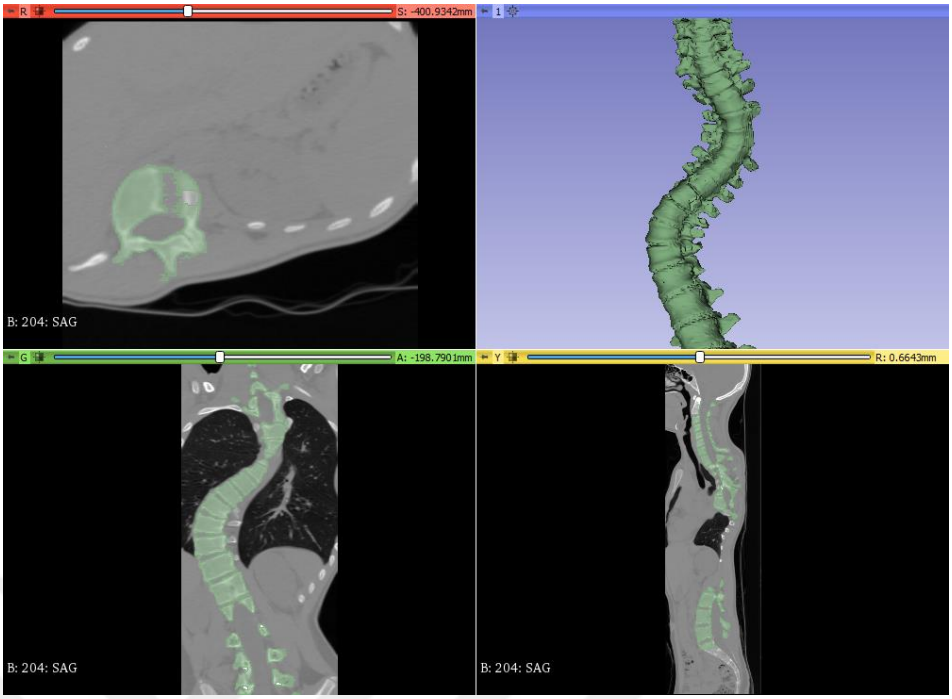
3.5.Veri Toplama Araçları

Ortopedi ve Travmatoloji Polikliniği'ne başvuran ve skolyozu bulunan hastaların tetkik amacıyla toraks ve lomber bölgelerinden alınan Bilgisayarlı Tomografi (BT) görüntüleri, retrospektif olarak incelendikten sonra kişiye özel vida kılavuzları tasarlanmıştır. Bu görüntüler ek olarak, ameliyat öncesi planlama ve hastanın anatomisindeki deformitenin detaylı bir şekilde belirlenmesinde kolaylık sağlamaktadır. Kesitler 1 mm'lik idi. Dijital görüntü işleme ve tıpta iletişim verisi olan DICOM formatına çevrilerek 3D veriler elde edildi. Skolyozu bulunan hastaların omurgalarındaki konkav ve nötral bölümlerin eğrilik açılarının Cobb derecesine göre 33,6° ve 66,5° aralığında olduğu belirlendi (Şekil 22). Takibe alınan 5 kız ve 2 erkek olmak üzere 7 hastanın ortalama yaş ortalaması 15 idi (11-20 yaş aralığı).



Şekil 22. 7 vaka arasında skolyoz derecesi en düşük ve en yüksek olan hastaların eğrilik açısı gösterimi

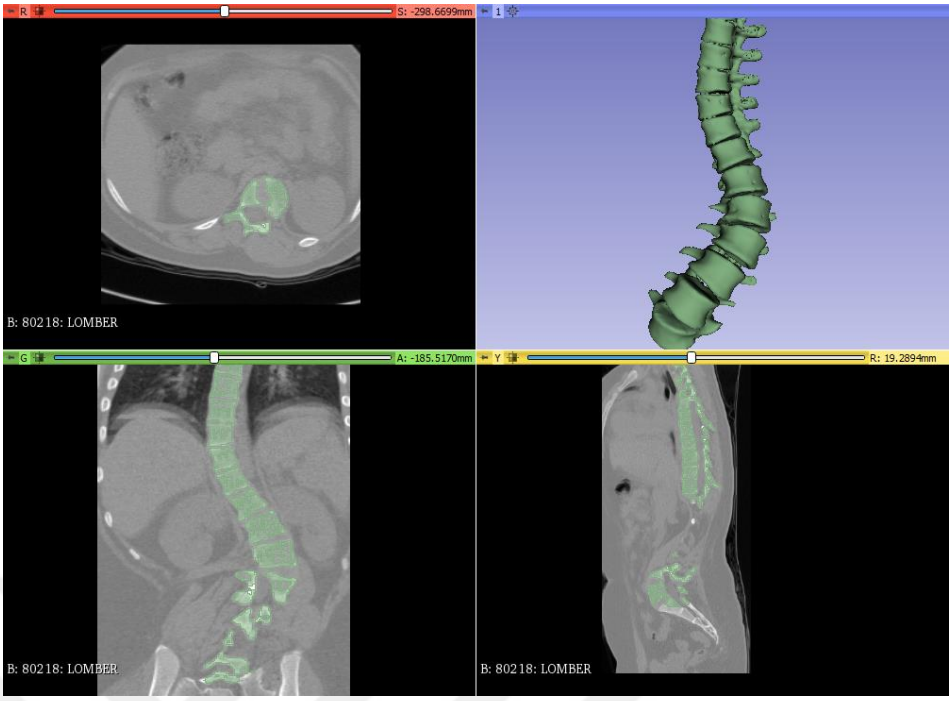
Yapılacak olan bilgisayar destekli tasarım ile sanal cerrahi planlama, cerrahın ameliyatı görselleştirebilmesi için önemli rol oynar (87). Her bir omur, 3D sanal modelinin oluşturulabileceği ve ücretsiz olarak erişilebilen platformlardan biri olan bilgisayar destekli tasarım (CAD) yazılımı '3D Slicer' üzerinden anatomik yapıların eşiklenmesi ve segmentasyonu sonrası üç boyutlu verilere dönüştürüldü (Şekil 23-29).



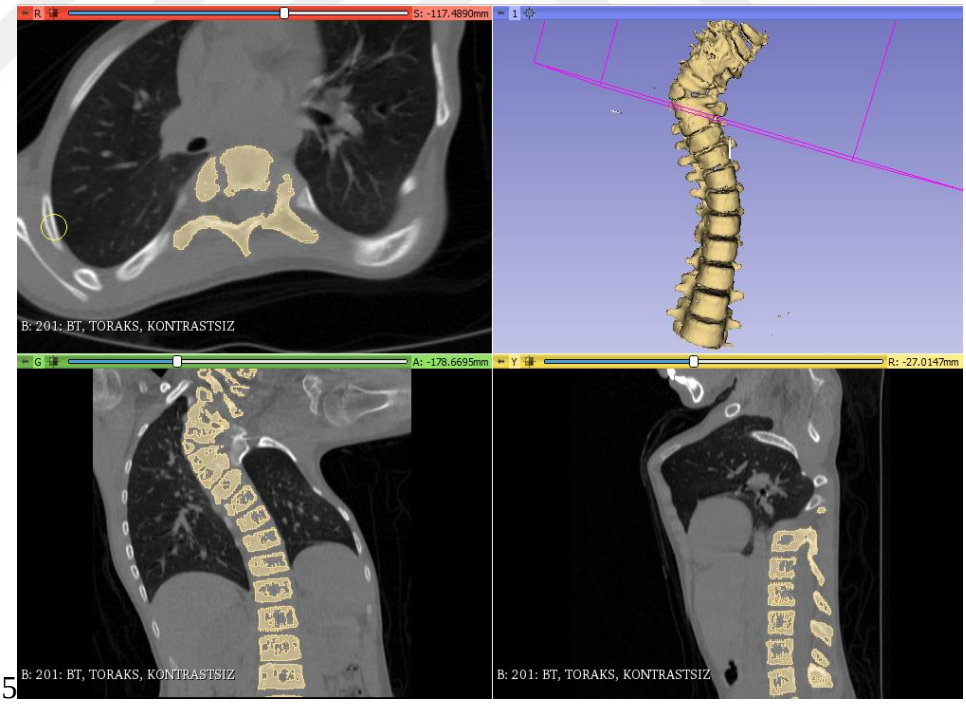
Şekil 23. Vaka 1, 3D Slicer programı kullanılarak 3D elde edilmiş skolyoz görüntüsü



Şekil 24. Vaka 2, 3D Slicer programı kullanılarak 3D elde edilmiş skolyoz görüntüsü

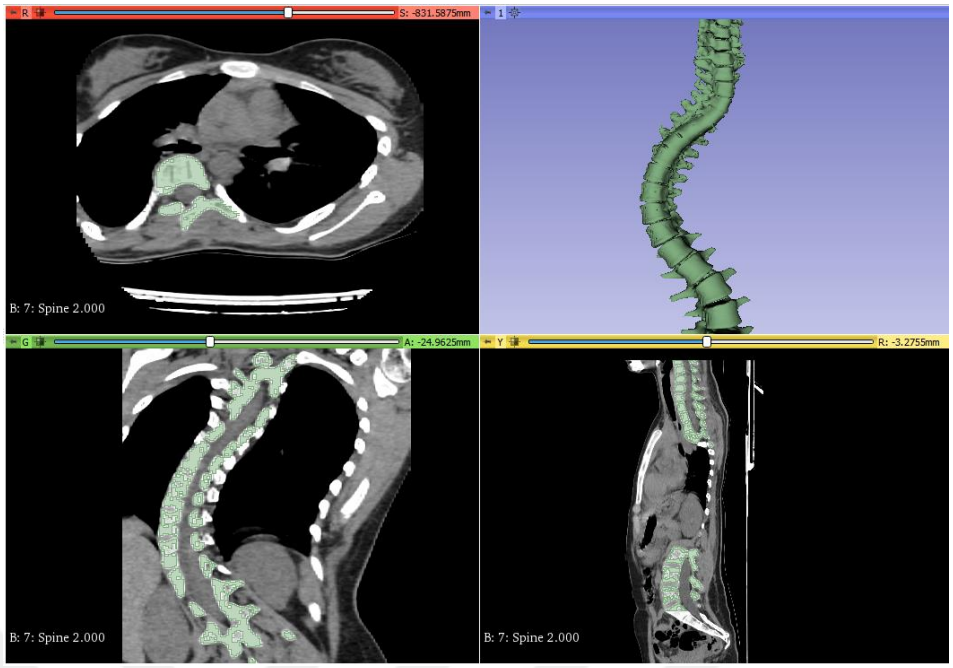


Şekil 25. Vaka 3, 3D Slicer programı kullanılarak 3D elde edilmiş skolyoz görüntüsü

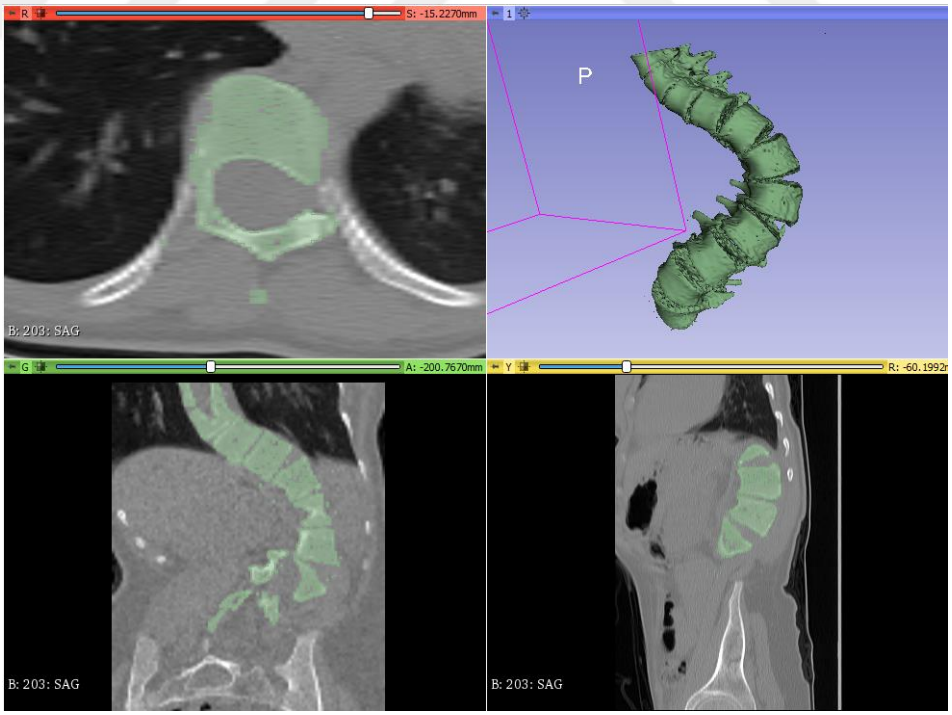


5

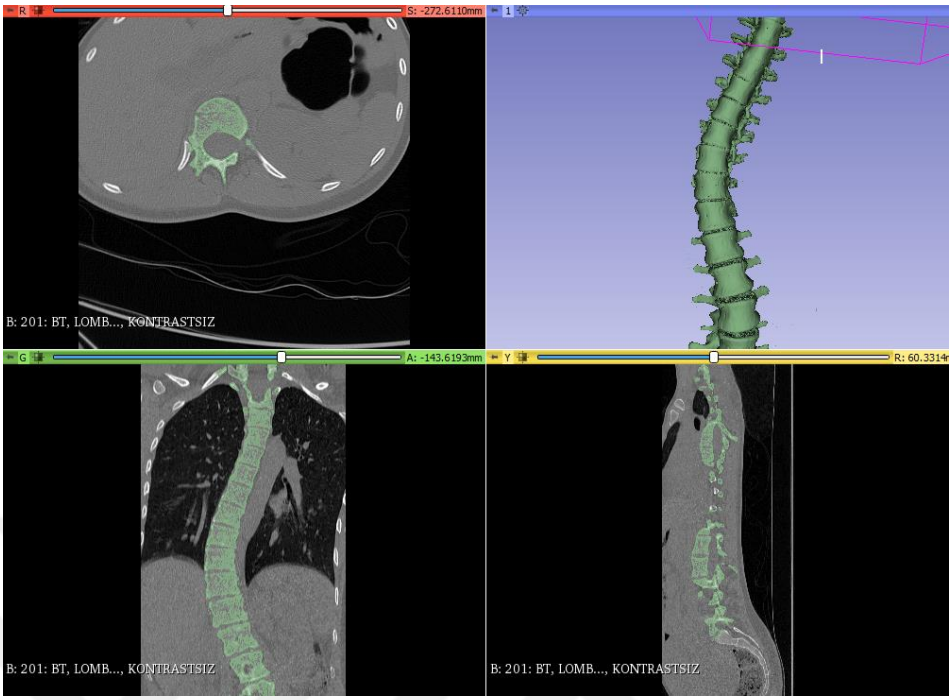
Şekil 26. Vaka 4, 3D Slicer programı kullanılarak 3D elde edilmiş skolyoz görüntüsü



Şekil 27. Vaka 5, 3D Slicer programı kullanılarak 3D elde edilmiş skolyoz görüntüsü

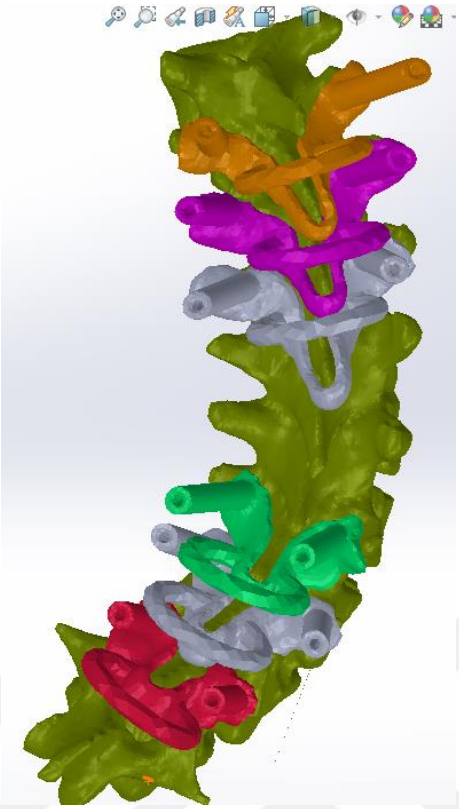


Şekil 28. Vaka 6, 3D Slicer programı kullanılarak 3D elde edilmiş skolyoz görüntüsü



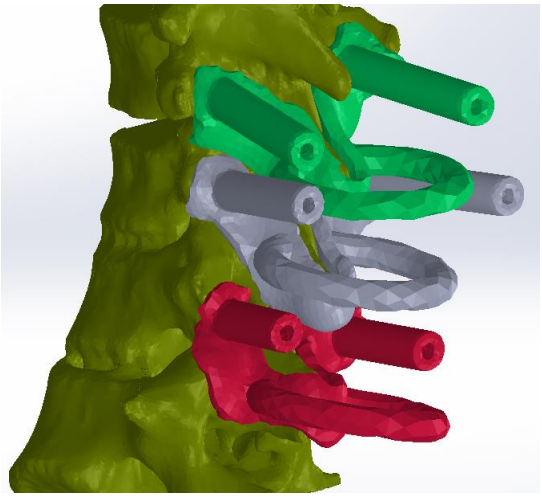
Şekil 29. Vaka 7, 3D Slicer programı kullanılarak 3D elde edilmiş skolyoz görüntüsü

Dönüştürülen stl. dosyaları, Solidworks® (Dassault Sysètmes, Vélizy-Villacoublay, Fransa) programına aktarılarak kişiye özel kılavuzların tasarım süreci başlatıldı. (Şekil 30) Sinyal-gürültü oranı, BT taraması sırasında hasta hareketi gibi etkenler (88,89) görüntü kalitesini bozduğundan, hasta patolojisine bağlı kemik malformasyonları ile ayırt edilebilmesi için uzman cerrahlar ve radyologlar tarafından denetimi sağlandı. Tasarım yapılırken, foramen vertebrale'de bulunan spinal kord ve omur etrafındaki kan damarları gibi önemli yapıların yaralanmasını önleyecek şekilde olmasına dikkat edildi. Kalıpların ana hattı omurun spinöz proses, lamina ve transvers proses üzerine oturacak şekilde ters şablonlar olarak dizayn edildi (90). Omurlar arasında bulunan ligamentum flavum yapısından dolayı kılavuzların alt ve üst kısımları çıkartıldı.



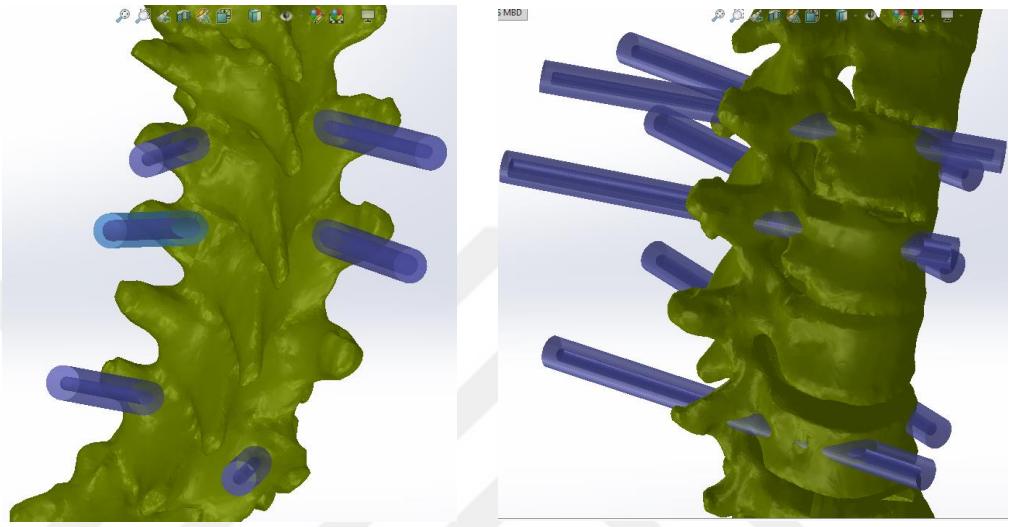
Şekil 30. Bir vakadan elde edilen verilerin 3D Slicer üzerinden 3D yapılara dönüştürüldükten sonra Solidworks programına aktarılarak dizayn edilen kılavuzları (T5-T7/ T10-T12)

Ek olarak, yine omurlar üzerinde bulunan lateral kosto-transvers ligaman ve diğer yumuşak dokular dolasıyla oluşabilecek sapmalar hesaba katılarak (91) tolerans aralığı için tasarım 1:1 oranında ölçeklendirildi. Bu ölçeklendirme, omurga ve kılavuzların yazıcıdan çıktıktan sonra birbiri üzerine tam uyumlu yerleştirilebilmesi için gereklidir (92) (Şekil 31).



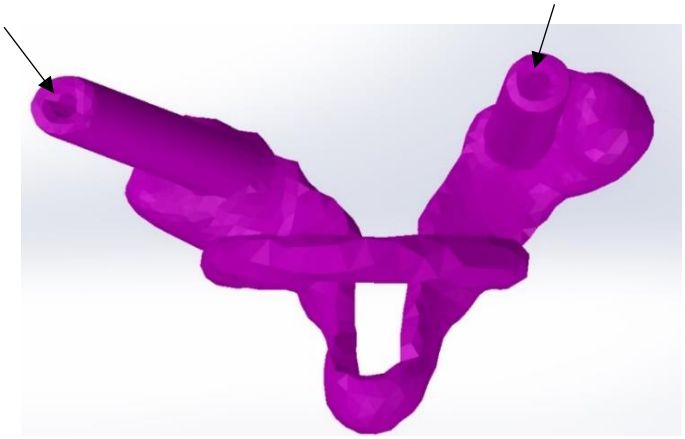
Şekil 31. Ölçeklendirme sonrası birbirine tam uyumlu kılavuzlar ve 3D omurga simülasyonu

Literatürdeki çalışmalardan esinlenerek, vidanın gideceği yörünge için pars interarticularis'ten başlayarak devam eden yol, pedikülün alt sınırını geçerek vertebral uç plakasının ortasında sona erecek şekilde tasarlanmak istendi (93). Pediküllerin yörüngelerine yerleştirilecek vidaların hassas bir şekilde yönlendirmesinin yapılabilmesi için her bir ana hattın üzerine eşit çapta sanal silindirik kanallar (manşonlar) yerleştirildi (94) (Şekil 32).



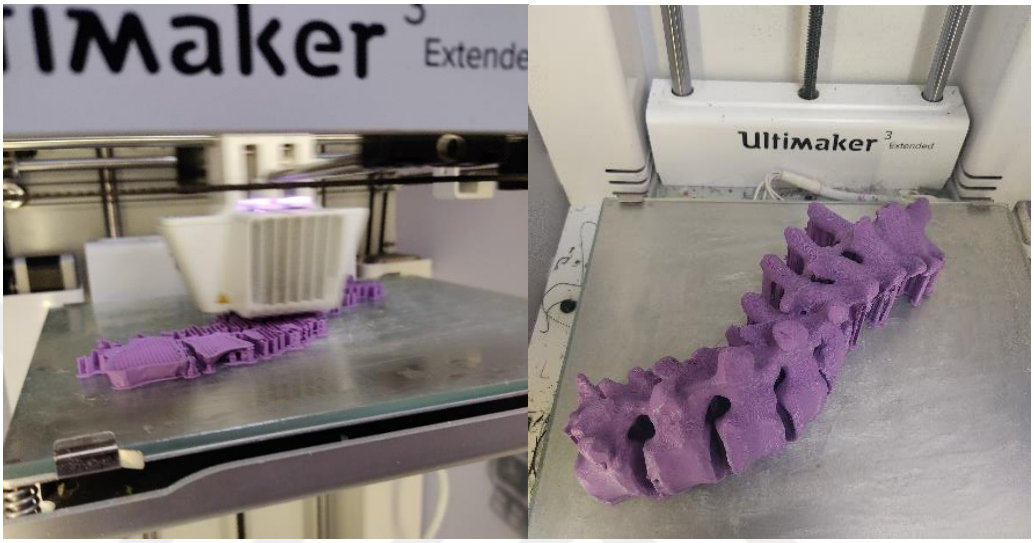
Şekil 32. Vidanın gideceği yolu belirlemek üzere simüle edilen manşonların posterior ve medial görüntüleri

Bu sürece ek olarak, manşonların üzerine, yapılan ölçümler sonrası farklı çaplardaki yerleştirilecek vidalara kılavuzluk etmesi için Kirschner teli'nin (K-teli) yol alabileceği yerleştirme kanalları açıldı (95) (Şekil 33). Laminalar üzerine yerleştirilen halka üzerine omurun konumu kodlandı, böylece cerrahi işlem sırasında karmaşıklık yaşanması önlendi.



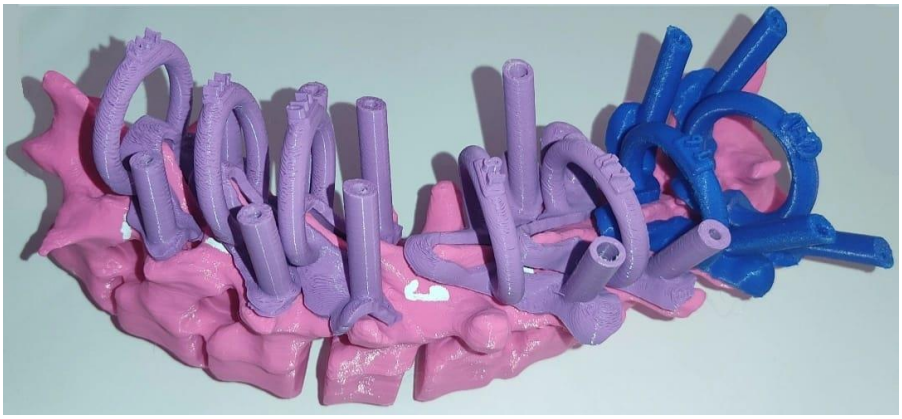
Şekil 33. Kılavuzlar üzerinde K-telinin girebileceği manşonların gösterimi

Tüm tasarım süreci tamamlandıktan sonra, biyomodellenen omurganın eğrilik açısı en fazla olan kısmı ile, cerrahlar tarafından seçilen omurların kılavuzları, Ultimaker Cura programı kullanılarak gerekli yazdırma prosedürleri kaydedildikten sonra gcode. formatına dönüştürülerek Polilaktik Asit (PLA) malzemesi ile 3D yazıcıdan (Ultimaker 3 Extended, Utrecht, Hollanda) çıkartıldı (Şekil 34-35).



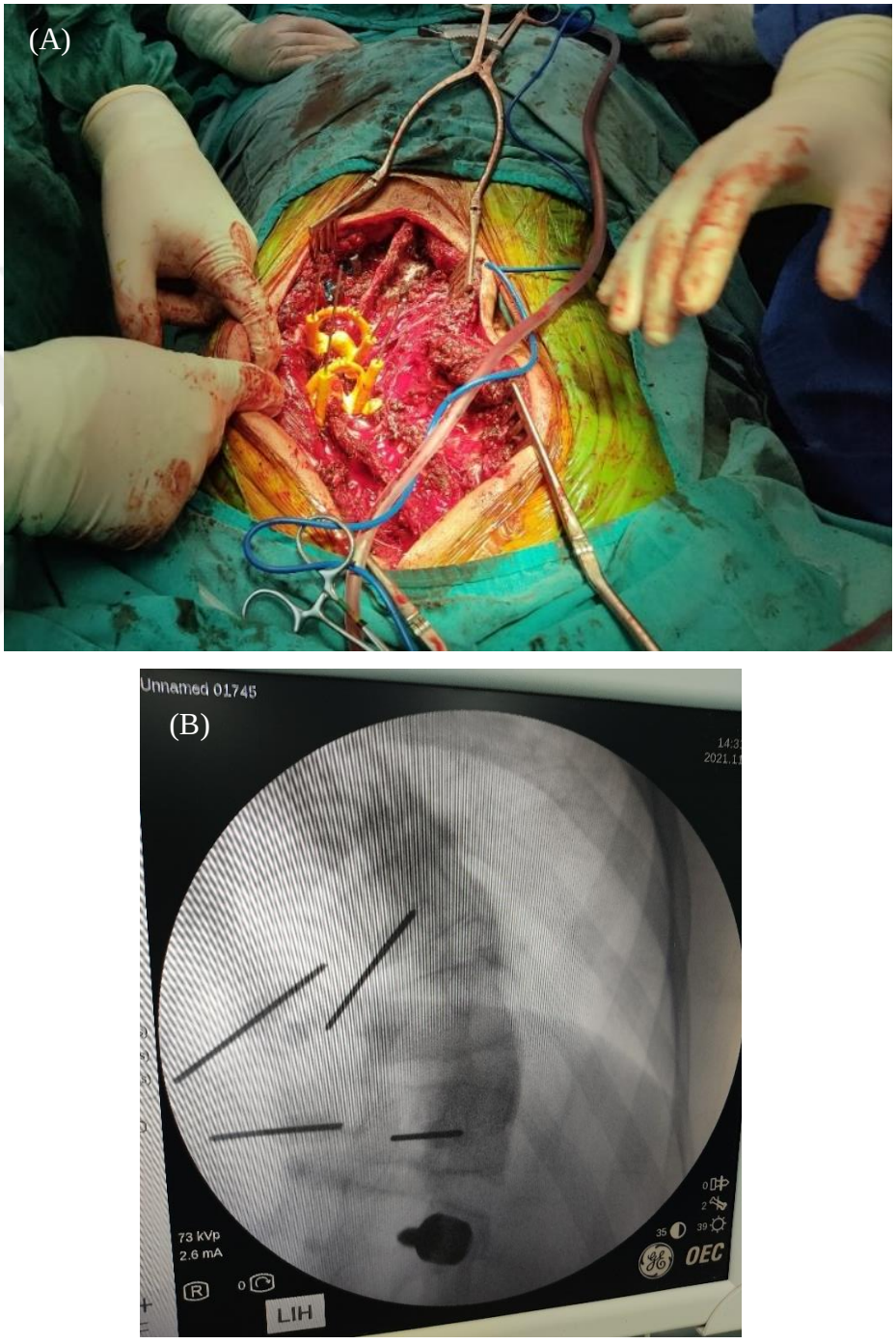
Şekil 34. Tasarımı tamamlanmış omurga ve kılavuzların 3D yazıcıdan üretimi

Hastaya özel omurga ve kılavuzların, yazıcıdan çıktıktan sonra çapakları temizlendi ve Kirschner teli'nin geçeceği hat, matkap ucu ile tekrar delinerek hat içinde oluşan tıkanıklıklar giderildi. Preoperatif operasyon, sanal ortamda olduğu gibi bu çıktılar üzerinde de değerlendirilerek kılavuzların cerrahlar tarafında uygunluğuna karar verildi.



Şekil 35. Kişiye özel omurga ve kılavuzların 3D yazıcı ile basıldıktan sonraki görüntüsü

Çapakları alınmış ve K-teli hattı temizlenmiş kılavuzlar, son olarak etilen oksit gaz sterilizatörü ile düşük sıcaklıkta (<55°C) sterilize edilerek (96) cerrahi işlem sırasından intraoperatif vida navigasyonu için kullanıma hazır hale getirildi. Retrospektif incelemelerde gösterildiği üzere, ameliyat esnasında, malpozisyon durumunun kontrolü için C kollu skopi de hazırlandı. (Şekil 36)



Şekil 36. Vida kılavuzlarının intraoperatif uygulanması (A) ve C kollu skopide görüntüsü (B)

3.6. Verilerin Değerlendirilmesi

Son olarak, toraks ve lomber vertebral bölgelerin 3D verileri, .stl dosyalarına çevrildikten sonra, pedikül kanallarının görselleştirilmesi için açık erişimli Meshmixer programına aktarıldı. Buradaki yazılım ile birlikte her bir hastanın skolyoz eğrilik açısı en fazla olan bölgesindeki omurlar seçilerek, bu omurların literatüre uygun olarak pedikül genişlikleri ölçüldü (97). 7 hastadan 55 omur seçildi ve konkav bölgedeki pedikül çapları ile konveks taraftakiler incelenmek üzere istatistik çalışma için verilere eklendi.

Karşılaştırmalar SPSS Statistics 17.0 yazılımı (IBM, Armonk, New York) kullanılarak yapılmıştır. Tüm radyografik parametreler ortalama ve standart sapma olarak tanımlandı. Normallik testi, Wilcoxon İşaretli sıralar testi ve non parametrik korelasyon testleri ile konveks ve konkav değerler arasındaki ilişki tanımlanmak istendi. Farklılıklar $P < 0.05$'te önemli kabul edildi (90).

4. BULGULAR

7 hastaya ait 55 omur ile yapılan çalışmada, cerrahlar tarafından belirlenen her bir omurun pedikülleri ayrı ayrı ölçülerek verilere eklendi. Vaka 1'e ait verilerde konveks taraftaki çapların en küçüğü 5.00 mm ile T4 ve en büyüğü 8.71 mm ile T9 olduğu belirlendi. Aynı hastanın konkav tarafında ise en küçük ve en büyük değerler 4.26 mm ve 12.63 mm ile T4 ve T11'e ait olduğu görüldü. Vaka 2'nin ölçümleri için T9-L5 arasından veriler elde edildi. Konveks taraftaki pedikül çapının en küçüğü 2.12 mm (T9) ve en büyüğü 10.46 mm (L5) olarak belirlendi. Yine aynı hastanın konkav tarafındaki pedikül çapı değerleri konveks tarafta olduğu gibi T9 ve L5 olduğu görüldü (sırasıyla 1.98 mm ve 9.96 mm).

Pedikül çaplarının konveks ve konkav taraftaki değerleri Vaka 3'te ise şu şekilde gösterilmiştir. Konveks bölgedeki en küçük ölçüm 4.43 mm ile T12'ye ve en büyük ölçüm ise 7.67 mm ile L2'ye aittir. Bu değerler konkav tarafta 4.04 mm ile T9 ve 8.59 mm ile L2 olarak belirlenmiştir. Vaka 4'te eğriliğin oluştuğu bölge için T2 ve T9 değerleri göz önüne alınmıştır. Bu değerler konveks tarafta en düşük T9 (6.99 mm) ve en yüksek T7'de (9.76 mm) gözlemlenmiştir. Konkav tarafta en yüksek değer 11.57 mm olup T6'ya ait iken, tüm hastalardan farklı olarak bu vakaya ait en çarpıcı veri, eğrilik açısının yüksek olmasından kaynaklı T4'te pedikül oluşmamasıdır.

Vaka 5 için belirlenen omurlar T6-T11 arası olup, konveks taraftaki değerler en yüksek ve en düşük olarak T6 ve T10'a aittir (sırasıyla, 5.73 mm ve 7.94 mm). Konkav tarafta 4.48 mm ile T7 en küçük değere sahipken, en yüksek değer 7.89 mm olarak ölçülmüş T11'e aittir. Vaka 6'ya ait T8 ve L4 dahil olmak üzere seçilen 9 omur arasında konveks taraftaki en küçük değer 2.46 mm (L1) ve en büyük değer 8.04 mm (L4) olarak belirlenmiştir. Konkav bölgede ise 2.84 mm ile T8 en küçük değere sahipken, 7.49 mm ile L4 en büyük değer olarak belirlenmiştir.

Son olarak Vaka 7'nin verilerine bakılacak olursa T7 ve L1 omurları arasında konveks taraftaki pedikül çaplarının en küçük değeri 2.38 mm (T7) ve en büyük değer 8.79 mm ile T12'dir. Konkav tarafta da konveks tarafa benzerlik göstererek en küçük ve en büyük değerler yine T7 ve T12'ye aittir (sırasıyla, 1.99 mm ve 7.12 mm) (Tablo 4).

Tablo 5. 7 hastaya ait 55 omur üzerinde yapılan ölçümler sonucu omurların konveks ve konkav değerleri (mm)

	Vaka 1		**Vaka 2**		**Vaka 3**		**Vaka 4**		**Vaka 5**		**Vaka 6**		**Vaka 7**	
	Konveks	**Konkav**	**Konveks**	**Konkav**	**Konveks**	**Konkav**	**Konveks**	**Konkav**	**Konveks**	**Konkav**	**Konveks**	**Konkav**	**Konveks**	**Konkav**
T2							7.87	8.94						
T3							8.06	6.92						
T4	5.00	4.26					7.86	0.00						
T5	7.89	6.21					8.34	7.58	5.97	5.75				
T6	5.37	4.46					8.73	11.57	6.38	4.81				
T7	6.17	4.74					9.76	9.16	5.73	4.79			2.38	1.99
T8	8.63	7.16			6.26	4.08	7.89	7.16	6.20	5.52	3.26	2.84	3.24	2.21
T9	8.71	9.43	2.12	1.98	6.65	4.04	6.99	6.39	6.36	4.48	3.33	3.24	5.23	3.59
T10	8.70	10.79	2.92	2.86	5.68	5.63			7.94	5.66	3.64	3.82	4.50	3.47
T11	8.10	12.63	2.84	2.85	6.10	5.13			6.00	7.89	3.61	2.59	8.82	6.14
T12			3.37	2.36	4.43	6.12					3.24	3.17	8.79	7.42
L1			3.34	3.22	7.57	7.85					2.46	4.71	5.00	4.71
L2			3.88	1.99	7.67	8.59					5.73	5.08		
L3			5.51	3.83							7.79	7.04		
L4			5.74	5.52							8.04	7.49		
L5			10.46	9.96										

Tablo 6. Normallik Testi Sonuçları

	Kolmogorov-Smirnov[a]			Shapiro-Wilk		
	Statistic	df	p	Statistic	df	p
Konveks	,126	55	,029	,955	55	,039
Konkav	,092	55	,200*	,972	55	,219

*. This is a lower bound of the true significance.
a. Lilliefors Significance Correction

Verilerin normal dağılıma uygunluğunu göstermek üzere normal dağılıma uygunluk testi Kolmogrov Smirnov ile yapılmıştır. Değişkenlerin normal dağılım özelliği göstermediği belirtilmiştir. Sig. (p=0.029) değeri 0.05'ten küçük olduğu için normal dağılıma uygun bulunamamıştır.

Tablo 7. Parametrik Olmayan Test (NPar) Sonuçları

Report

	Konveks	Konkav
Mean	6,0442	5,4871
N	55	55
Std. Deviation	2,16812	2,64816
Median	6,1000	5,0800
Minimum	2,12	,00
Maximum	10,46	12,63

Daha sonra, Konveks ve Konkav ölçümler, bağımlı grup analizi ile karşılaştırılmıştır. Bu analiz veriler normal dağılmadığı için Wilcoxon İşaretli Sıralar Testi ile yapılmıştır. 7 hastaya ait 55 omur üzerinde yapılan test, konveks ve konkav arasında asimetri olduğunu göstermiş ve anlamlı bir farklılık olduğu belirlenmiştir. (p= 0,002) Konveks pedikül çaplarının (ortalama= 6,044 ve Standart sapma= 2,168), Konkav taraftaki pedikül çapına göre (ortalama= 5,487 ve Standart sapma= 2,648) anlamlı düzeyde yüksek olduğu belirtilmiştir. Bu durumda, eğrilik açısının arttığı bölgelerde konkav kısımdaki pedikül çaplarının konveks kısımdakilere göre daha küçük olduğu söylenebilmektedir.

Tablo 8. Wilcoxon İşaretli Sıralar Testi Sonuçları

Test Statistics[a]

	Konkav - Konveks
Z	-3,163[b]
p	,002

a. Wilcoxon Signed Ranks Test
b. Based on positive ranks.

Bunlara ek olarak, konveks ve konkav arasındaki korelasyon ilişkisi göz önünde bulundurulduğunda (r= 0,83 ve p< 0,001) aralarında pozitif anlamda güçlü bir ilişki olduğunu da gösterilmektedir.

Tablo 9. Parametrik Olmayan Korelasyon Testi Sonuçları

Correlations

			Konveks	Konkav
Spearman's rho	Konveks	r	1,000	,830**
		p	.	<0.001
		N	55	55
	Konkav	r	,830**	1,000
		p	<0.001	.
		N	55	55

**. Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).

5. TARTIŞMA

Cerrahi işlem sırasında, pedikül vida enstrümantasyonu için en önemli gereksinim yeterli bilgi ve donanıma sahip olmaktır. Pedikül anatomisinin yanlış veya eksik anlaşılması, pedikül vida boyutu ve uzunluğunun yanlış seçilmesi gibi etkenler vida yerleştirme yörüngesinin sapmasına dolayısıyla pedikül duvarının genişlemesi veya kırılması gibi sonuçlara yol açabilir. Bunlarla birlikte, nörovasküler yaralanmalar ya da güvenli fiksasyon kaybı da doğabilecek sonuçlar arasındadır. Skolyozu bulunan hastalarda, anatominin üç boyutlu olarak bozulduğunu anlamak, pediküllerin zaman zaman omuriliğe veya aorta yakınlaştığını bilmek ameliyat esnasında hasta açısından hayati önem taşımaktadır (98). Pedikül genişliği daha önce birçok farklı çalışmada birçok farklı yöntem kullanılarak tespit edilmiştir. Fakat yine de bilgi eksikliği ve tutarsızlıklar mevcut olduğu görülmüştür (99-101). Belirsizlikleri ortadan kaldırmak adına yaptığımız çalışmada, önceliğimiz asimetrik pediküllerin morfolojisini tanımlamaktır. Bilgisayar destekli programlar yardımıyla oluşturduğumuz modellerden alınan ölçümler sonucunda, skolyoz ameliyatlarında kullanılacak olan vidanın doğru boyutta olması ve yönlendirmesinin sorunsuz gerçekleştirilebilmesi için kişiye özel kılavuzlar tasarlanmış ve kılavuzların asimetrik pediküllerle ilişkisi incelenmiştir. Skolyotik omurgalarda görülen asimetrik büyüme Smith ve ark.'nın yaptığı çalışma gibi diğer birçok çalışmada da benzer sonucu vermiştir. Bu çalışmada iki insan iskeleti araştırıldıktan sonra apeks vertebrada maksimum asimetri tespit etmişlerdir. Konkav ve konveks taraf karşılaştırıldığında pedikül çaplarındaki farklılıkların olduğu belirtilmiş fakat kesin bir morfometrik veri sağlanamadığını söylemişlerdir. Eğriliğin konkav tarafındaki pedikül çapları ince ve konveks taraftakilerin konkav tarafa göre daha kalın olduğu gösterilmiştir (102). Davis ve ark'nın yaptığı çalışmada da bunu destekler derece olup, tek farklılığın T10 ile L1 arasındaki eğriliği çalışmaya dahil etmemeleridir. Bunun nedeni ise sonuçları çarpıtabileceği şeklinde açıklanmaktadır (8). Bizim çalışmamızda ise T2 ile L5 arasında tüm omurlar çalışmaya dahil edilip, farklı bölge ve Cobb açıları sahip 7 hastaya ait toplam 55 omurların konveks ve konkav bölgelerin pedikül kalınlıkları hesaplanmıştır. Bulunan sonuçlarda, konveks bölgenin pedikül çapı ortalama 6,044 mm ve konkav bölgenin pedikül çapı ortalama 5,487 mm bulunurken, eğriliğin tepe noktasında belirgin derece asimetri ve anlamlı bir farklılık olduğu belirtilmiştir.

Çalışmadaki sonuçlar, literatürle benzer olarak konkav bölgenin pedikül çaplarının konveks bölgeye göre ince olduğunu göstermiştir. Cerrahların deneyim ve tecrübeleri doğrultusunda, kullanılacak vidanın boyutu, uzunluğu ve yönü hayati önem taşır. Dolayısıyla kullanılacak olan kişiye özel yönlendirme kılavuzları cerrahlara kolaylık sağlamakta ve hastanın hayati fonksiyonları için oldukça umut vaat edecek durumdadır. Yapılan birçok çalışmada görülüyor ki, pedikül vidalarının doğru şekilde gönderilebilmesine yönelik intraoperatif rehberlik amaçlı çeşitli yönlendirme kılavuzları tasarlanmıştır (80, 103-106). Bu çalışmalar sonucunda navigasyon sistemleri gibi yeni teknolojiler freehand tekniğine kıyasla doğru ve güvenilir şeklinde tanımlanmaktadır (107). Şenköylü ve ark.'nın yaptığı çalışmada BT ve MRI görüntüleri bulunan hastaların öncelikle omurgasının prototipi çıkartıldı. Daha sonra bu omurlara uygun posterior kemik yapılarına uygun kılavuzlar tasarlandı. Vida yönü bu çıktılar üzerinde test edilerek onaylandıktan sonra sterilizasyona gönderilerek cerrahi işlem için uygun hale getirildi (103). Yine benzer şekilde Luo ve ark.'nın tasarladığı kılavuzlarda diğer çalışmalardan farklı olarak stabilizasyonu sağlamak için ek bir bağlantı noktası ilave edildi (77). Bu çalışmalar baz alınarak bizim tasarımlarımız da aynı amaca hizmet edecek şekilde tasarlanmıştır. Bilgisayar destekli yazılıma aktarılan BT görüntüleri işlenerek hastanın omurgası üç boyutlu olacak şekilde simüle edilmiştir. Yazılım üzerinde çeşitli komutlar kullanılarak, posterior vertebral kemik yapılarına uygun şekilde elde edilen negatif alan, kılavuzun ana hattı olarak tanımlanabilir. Literatüre benzer şekilde vidayı yönlendirme açısı program üzerinde denetlendikten sonra kılavuz üzerinden manşonlar yerleştirildi. Ek olarak, operasyon anında stabilizasyonu sağlamak adına ana hattın üzerinde silindirik yüzey eklendi. Kişiye özel yönlendirme kılavuzları ve prototip omurgalar tasarlamak ve üretmek zor olmamakla birlikte (108) çalışmamıza MRI görüntüleri dahil edilmediğinden yumuşak dokuların varlığı simülasyon ile cerrahi işlem sırasında farklılık yaratmaktadır. Bilgisayarlı Tomografi sonucunda elde edilen tıbbi verilerde kıkırdak doku, kaslar ve ligamentler görüntülenmediğinden, kılavuzların, omurun posterior yüzüne doğru bir biçimde konumlandırılması sorun yaratabilmektedir. Bu duruma çözüm yöntemi olarak hastaya cerrahi müdahale yapmak yerine (örneğin diskektomi) literatüre bağlı kalarak kılavuzların omurlara orantılı olarak 1:1 şeklinde ölçeklendirilmesi (92) düşünülmüştür. Eldeki veriler doğrultusunda bilgisayar destekli

tasarım ve prototip çıktılar üzerinde validasyon çalışmaları yapılmıştır. Geliştirilmesi diğer bir gereken konu, kullanılan malzemenin Polilaktik Asit (PLA) olmasından kaynaklı sterilizasyon sürecidir. Kullanılan malzeme biyouyumlu olmasına rağmen yüksek sıcaklık ve basınçta yapısının değişmesinden kaynaklı, metallerden farklı olarak otoklav yerine yine literatür baz alınarak etilen oksit sterilizasyonu kullanılmasıdır (96). Ek olarak, kılavuzların toplam üretim süreci de birkaç gün sürmektedir. Bu çalışmada görülüyor ki, gönderilen vidaların %85'i doğru şekilde konumlandırılmıştır. Apeks bölgesine yakın ve rotasyonun fazla olduğu yerlerde, özellikle konkav bölgenin pedikül çapındaki incelikten kaynaklı vida gönderiminde zorluklar yaşanmıştır. Kılavuzlarla ilgili çalışmamızın geliştirilmesi gereken birçok yönü olmakla birlikte, tüm bu zorluklara karşın doğru vida seçimi, gönderilen vidanın doğrultusunda freehand tekniğine göre iyileştirme, ameliyat süresini azalmasında dolayı daha az kan kaybı ve daha az narkoz etkisinde olma ve skolyoz ameliyatlarından sıkça kullanılan C-kollu skopiden yayılan radyasyona daha az maruz kalma gibi olumlu sonuçlar elde ettik.

6. ÇIKARIMLAR

Skolyoz deformitede tedavisinde çoğunlukla vida ve rodlar kullanılmaktadır. Dolayısıyla, freehand tekniği kullanıldığında vidanın spinal kord veya önemli kan damarlarına sapması sonucu vida malpozisyon olma riskleri mevcuttur. Skolyozu bulunan hastalarının pedikülleri morfolojik olarak incelendiğinde, özellikle apeks bölgesinde gözlemlenen konkav ve konveks bölge arasındaki pedikül çaplarında asimetri olduğu ortaya konulmuştur. Elde edilen sonuçlarda konkav bölgedeki pedikül çaplarının konveks bölgeye göre daha ince olduğu gözlemlenmiştir. Bilgisayarlı Tomografi'den elde edilen kesitler, üç boyutlu yazılım programlarına aktarılarak oluşturulan prototip omurga ve vida yerleştirme kılavuzları yardımıyla operasyon esnasında seçilen vidaların doğru şekilde pediküllerden geçerek korpus vertebraya ulaşması sağlanmıştır. Bu sayede vida malpozisyonlarının oranını oldukça azaltmaktadır. Operasyon süresi kısalmış ve hastanın olağandan daha az kan kaybettiği, anestezi ve radyasyon etkisinde daha az kaldığı belirlenmiştir. Dolayısıyla yanlış boyutta seçilen veya yanlış yönlendirilen bir vida hastanın hayati fonksiyonlarını tehlikeye atacağından, çalışmamızda elde ettiğimiz veriler ve sonuçlar dahilinde görülüyor ki hastaların tıbbi görüntüleme yöntemleri kullanılarak pedikül analizlerini gerçekleştirmek ve freehand tekniğine kıyasla kişiye özel üç boyutlu vida yönlendirme kılavuzlarının tasarlanması hem hastanın ameliyat sırasındaki sağlık durumunu korumak hem de cerrahlara kolaylık sağlamak adına oldukça büyük önem taşır.

7. KAYNAKLAR

1. Biglino G, Capelli C, Leaver LK, Schievano S, Taylor AM, Wray J. Involving patients, families and medical staff in the evaluation of 3D printing models of congenital heart disease. Commun Med. 2016;12(2 −3):157–69
2. Winder J, Bibb R. Medical rapid prototyping technologies: State of the art and current limitations for application in oral and maxillofacial surgery. J Oral Maxillofac Surg. 2005;63(7):1006–1015
3. Park JW, Kang HG, Lim KM, Park DW, Kim JH, Kim HS. Bone tumor resection guide using three-dimensional printing for limb salvage surgery. J Surg Oncol. 2018;118(6):898-905
4. Wong KC, Sze LKY, Kumta SM. Complex joint-preserving bone tumor resection and reconstruction using computer navigation and 3D-printed patient-specific guides: a technical note of three cases. J Orthop Translat. 2021;29:152–62
5. Roach JW. Adolescent idiopathic scoliosis. Orthop Clin North Am. 1999;30(3):353–365.
6. Stagnara P, De Mauroy JC, Dran G, Ganon GP, Costanzo G, Dimnet ve ark. Reciprocal angulation of vertebral bodies in sagital plane: Approach to references for the evaluation of kyphosis and lordosis. Spine. 1982 7(4):335-342
7. Pastorelli F, Di Silvestre M, Plasmati R, Michelucci R, Greggi T, Morigi A ve ark. The prevention of neural complications in the surgical treatment of scoliosis: the role of the neurophysiological intraoperative monitoring. European Spine Journal. 2011; 20(S1), 105–114.
8. Davis CM, Grant CA, Pearcy MJ, Askin GN, Labrom RD, Izatt MT ve ark. Is There Asymmetry Between the Concave and Convex Pedicles in Adolescent Idiopathic Scoliosis? A CT Investigation. Clin Orthop Relat Res. 2017 Mar;475(3):884-893.
9. Ehman RL, Hendee WR, Welch MJ, Dunnick NR, Bresolin LB, Arenson RL ve ark. Blueprint for imaging in biomedical research. Radiology. 2077; 244(1), 12–27.
10. Verma B, Zakos JA. Computer-aided diagnosis system for digital mammograms based on fuzzy-neural and feature extraction techniques. IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine. 2001;5(1): 46-54.
11. Rolim CO, Koch FL, Westphall CB, Werner J, Fracalossi A, Salvador GS. A Cloud Computing Solution for Patient's Data Collection in Health Care Institutions. 2nd International Conference on eHealth, Telemedicine and Social Medicine. 2010; 95-99
12. Lee H, Chen HPP. Image based computer aided diagnosis system for cancer detection. Expert Systems with Applications, 2015; 42(12) 5356–5365.
13. Lakare S, Kaufman A. 3D segmentation techniques for medical volumes. Research Proficiency Exam. Center Visual Comput. Dept. Comput. Sci. State Univ. 2000.
14. Ripley B, Kelil T, Cheezum MK, Goncalves A, Di Carli MF, Rybicki FJ ve ark. 3D printing based on cardiac CT assists anatomic visualization prior to transcatheter aortic valve replacement. J. Cardiovasc. Comput. Tomogr. 2016;10(1):28–36

15. Saltzman WM. Biomedical Engineering: Bridging Medicine and Technology. 2 nd Ed. England: Cambridge University Press; 2009
16. Bradley WG, History of Medical Imaging. American Philosophical Society. 2008; 152(3):349-361
17. Suetens P, Fundamentals of Medical Imaging, 2nd ed, England: Cambridge University Press, 2009
18. Salditt T, Aspelmeier T, Aeffner S. Biomedical Imaging: Principles of Radiography, Tomography and Medical Physics. Universität Göttingen, Germany: Walter de Gruyter GmbH & Co KG. 2017
19. Gonzalez RC, Woods RE. Digital Image Processing. Boston MA: Addison-Wesley; 2004.
20. Babikir E, Hasan HA, Abdelrazig A, Alkhorayef MA, Manssor E, Sulieman A. Radiation dose levels for conventional chest and abdominal x-ray procedures in elected hospitals in Sudan. Radiat. Prot. Dosim. 2015; 165(1–4), 102–106.
21. Bushong SC. Radiologic Science for Technologists: Physics, Biology and Protection. 6 th ed. St. Louis: Mosby, 1997.
22. Milli Eğitim Bakanlığı, Radyoloji Manyetik Rezonans Cihazları, Ankara, 2011 [İnternet], [Erişim Tarihi: 15 Mart 2022] Erişim adresi: (http://megep.meb.gov.tr/mte_program_modul/moduller_pdf/Manyetik%20Rezonans%20Cihazlar%C4%B1.pdf)
23. Parthasarathy J, Krishnamurthy R, Ostendorf A, Shinoka T, Krishnamurthy R. 3D printing with MRI in pediatric applications. Journal of Magnetic Resonance Imaging. 2019; 51(6):1641-1658
24. Nikitichev DI, Patel P, Avery J, Robertson LJ, Bucking TM, Aristovich KY ve ark. Patient-Specific 3D Printed Models for Education, Research and Surgical Simulation. Cvetković D. Editörler. 3D Printing. Serbia:Intechopen; 2018. 115-135
25. Kamio T, Suzuki M, Asaumi R, Kawai T. DICOM segmentation and STL creation for 3D printing: a process and software package comparison for osseous anatomy. 3D Print Med. 2020;6(1):17.
26. Giannopoulos AA, Mitsouras D, Yoo SJ, Liu PP, Chatzizisis YS, Rybicki FJ. Applications of 3D printing in cardiovascular diseases. Nat. Rev. Cardiol. 2016;13(12):701-718
27. Byrne N, Forte MV, Tandon A, Valverde I, Hussain T. A systematic review of image segmentation methodology, used in the additive manufacture of patientspecific 3D printed models of the cardiovascular system. JRSM Cardiovasc. Dis. 2016;5:2048004016645467. doi: 10.1177/2048004016645467.
28. Gharleghi R, Dessalles CA, Lal R, McCraith S, Sarathy K, Jepson N ve ark. 3D Printing for Cardiovascular Applications: From End-to-End Processes to Emerging Developments, Ann Biomed Eng. 2021;49(7):1598-1618.
29. Ballard DH, Trace AP, Ali S, Hodgdon T, Zygmont ME, DeBenedectis CM ve ark. Clinical Applications of 3D Printing. Academic Radiology. 2018;25(1),52–65.
30. Peltola SM, Melchels FPW, Grijpma DW, Kellomäki M. A review of rapid prototyping techniques for tissue engineering purposes. Ann Med. 2008; 40:268-280.

31. Wong KV, Hernandez A. A Review of Additive Manufacturing. ISRN Mech. Eng. 2012;2012(2012), 1–10.
32. Hu J. Study on STL-based slicing process for 3D printing. In Proceedings of the 28th Annual International, Solid Freeform Fabrication Symposium–An Additive Manufacturing Conference. Göteborg Sweden. 2001;885–895.
33. Unkovskiy A, Bui PHB, Schille C, Geis-Gerstorfer J, Huettig F, Spintzyk S. Objects build orientation, positioning, and curing influence dimensional accuracy and flexural properties of stereolithographically printed resin. Dent Mater. 2018; 34(12),324–333.
34. Kafle A, Luis E, Silwal R, Pan HM, Shrestha PL, Bastola AK. 3D/4D Printing of Polymers: Fused Deposition Modelling (FDM), Selective Laser Sintering (SLS), and Stereolithography (SLA). Polymers. 2021;13(18):3101
35. Levin AS, Arkader A, Morris CD. Reconstruction following tumor resections in skeletally immature patients. J Am Acad Orthop Surg. 2017;25(3):204-213.
36. Wong KC, Sze KY, Wong IO, Wong CM, Kumta SM. Patient-specific instrument can achieve same accuracy with less resection time than navigation assistance in periacetabular pelvic tumor surgery: a cadaveric study. Int J Comput Assist Radiol Surg. 2016;11(2):307-316.
37. Khan FA, Lipman JD, Pearle AD, Boland PJ, Healey JH. Surgical technique: computer-generated custom jigs improve accuracy of wide resection of bone tumors. Clin Orthop Relat Res. 2013;471(6):2007-2016.
38. Gouin F, Paul L, Odri GA, Cartiaux O. Computer-assisted planning and patient- specific instruments for bone tumor resection within the pelvis: a series of 11 patients. Sarcoma. 2014; 2014:842709. doi: 10.1155/2014/842709.
39. D'Alessio J, Christensen A. 3D Printing for Commercial Orthopedic Applications: Advances and Challenges. Dipaola M, Wodajo FM. Editörler. 3D Printing in Orthopaedic Surgery. Netherlands: Elsevier; 2019; 65–83.
40. Sternheim A, Gortzak Y, Kolander Y, Dadia S. 3D Printing in Orthopedic Oncology. Sternheim, A. Editörler. 3D Printing in Orthopaedic Surgery. 2019;179–194.
41. Travers SZ. Biomodeling and 3D printing: A novel radiology subspecialty, Annals of 3D Printed Medicine. 2021;4:100038. Doi: /10.1016/j.stlm.2021.100038
42. McGurk M, Amis A, Potamianos P, Goodger N, Rapid prototyping techniques for anatomical modelling in medicine. Ann R Coll Surg Engl.1997;79:169-174.
43. Schubert C, Langeveld VMC, Donoso LA. Innovations in 3D printing: a 3D overview from optics to organs. Br. J. Ophthalmol. 2014; 98:159–161.
44. Mitsouras D, Liacouras P, Imanzadeh A, Giannopoulos AA, Cai T, Kumamaru KK ve ark. Medical 3D printing for the radiologist. Radiographics. 2015; 35:1965–1988.
45. Tack P, Victor J, Gemmel P, Annemans L. 3D printing techniques in a medical setting: a systematic literature review. Biomed. Eng. OnLine. 2016; 15:115.
46. Buckler AJ, Mulshine JL, Gottlieb R, Zhao B, Mozley PD, Schwartz L. The use of volumetric CT as an imaging biomarker in lung cancer. Acad Radiol. 2010;17(1):100– 6.
47. Wu Y, Chen N, Xu Z, Zhang X, Liu L, Wu C ve ark. Application of 3D printing technology to thoracic wall tumor resection and thoracic wall reconstruction. Journal of Thoracic Disease. 2018;10(12), 6880–6890.

48. Lee SY, Lee SJ, Lee CS. Sternum resection and reconstruction for metastatic renal cell cancer. Int J Surg Case Rep. 2011; 2(45)-6.
49. Zabaleta J, Aguinagalde B, López I, Laguna SM, Mendoza M, Galardi A ve ark. Creation of a multidisciplinary and multicenter study group for the use of 3D printing in general thoracic surgery: lessons learned in our first-year experience. Med Devices. 2019; 12:143
50. Kwok JKS, Lau RWH, Zhao Z, Yu PSY, Ho JYK, Chow SCY ve ark. Multi-dimensional printing in thoracic surgery: current and future applications. J Thorac Dis. 2018;10(6):756.
51. Wang C, Zhang L, Qin T, Xi Z, Sun L, Wu H. 3D printing in adult cardiovascular surgery and interventions: a systematic review. J Thorac Dis. 2020;12(6):3227.
52. Valverde I, Gomez-Ciriza G, Hussain T, Suarez-Mejias C, Velasco-Forte MN, Byrne N ve ark. Three-dimensional printed models for surgical planning of complex congenital heart defects: an international multicentre study. Eur J Cardiothorac Surg. 2017; 52: 1139–48.
53. Milano EG, Capelli C, Wray J, Biffi B, Layton S, Lee M ve ark. Current and future applications of 3D printing in congenital cardiology and cardiac surgery. The British Journal of Radiology, 2018;92(1094):20180389. doi:10.1259/bjr.20180389
54. Chen MY, Skewes J, Desselle M, Wong C, Woodruff MA, Dasgupta P ve ark. Current applications of 3D printing in urology. BJU Int. 2020; 125(1):17-27
55. Cacciamani GE, Okhunov Z, Meneses AD, Rodriguez-Socarras ME, Rivas JG, Porpiglia F ve ark. Impact of three-dimensional printing in urology: state of the art and future perspectives. a systematic review by ESUT-YAUWP Group. Eur Urol 2019;76(2):209–21.
56. Wake N, Okhunov Z, Meneses AD, Rodriguez-Socarras ME, Rivas JG, Porpiglia F ve ark. 3D printing, augmented reality, and virtual reality for the assessment and management of kidney and prostate cancer: a systematic review. Eur Urol. 2019;76(2):209-221.
57. Smith B, Dasgupta P. 3D printing technology and its role in urological training. World J Urol 2020;38(10):2385–91.
58. Athanasiou A, Meling TR, Brotis A, Moiraghi A, Fountas K, Bamidis PD ve ark. 3D printing in neurosurgery. Suri J, Tsioukas V, Papadopoulos VN. Editörler. 3D Printing: applications in medicine and surgery, 2nd Ed. Netherlands: Elsevier. 2022. 159–94.
59. Thiong'o GM, Bernstein M, Drake JM. 3D printing in neurosurgery education: a review. 3D Printing Med 2021;7(1):1–6.
60. Dho YS, Lee D, Ha T, Ji SY, Kim KM, Kang H ve ark. Clinical application of patient-specific 3D printing brain tumor model production system for neurosurgery, Scientific Reports. 2021;11:7005
61. Shenaq DS. Matros E. Virtual planning and navigational technology in reconstructive surgery. Journal of Surgical Oncology, 2018;118(5), 845–852.
62. Lim SH, Kim MK, Kang SH. Precision of fibula positioning guide in mandibular reconstruction with a fibula graft. Head & Face Medicine, 2016; 12(1): 1-10.
63. Lin AY, Yarholar LM. Plastic surgery innovation with 3D printing for craniomaxillofacial operations. Mo Med. 2020;117(2):136.

64. Lin HH, Lonic D, Lo LJ. 3D printing in orthognathic surgery − A literature review. Journal of the Formosan Medical Association. 2018; 117(7), 547–558
65. Shi J, Lv W, Wang Y, Ma B, Cui W, Liu Z ve ark. Three-dimensional patient-specific printed cutting guides for closing-wedge distal femoral osteotomy. Int Orthop. 2019; 43(3):619-624
66. Huang C, Cheng T, Bo1 W, Jiayi1 L, Xuxiang L, Huikang Z ve ark. Application of three-dimensional printing guide plate in total knee arthroplasty for patients with varus and valgus deformity. Chin J Tissue Eng Res. 2021; 25(18):2789-2793.
67. Marinescu R, Popescu D, Laptoiu DA. Review on 3D-Printed Templates for Precontouring Fixation Plates in Orthopedic Surgery. Journal of Clinical Medicine. 2020; 9(9):2908.
68. Holt AM, Starosolski Z, Kan JH. Rapid prototyping 3D model in treatment of pediatric hip dysplasia: a case report. Iowa Orthop J. 2017; 37:157.
69. Zhang W, Ji Y, Wang X, Liu J, Li D. Can the recovery of lower limb fractures be achieved by use of 3D printing mirror model? Injury. 2017; 48(11), 2485–2495.
70. Wong KC, Kumta SM, Geel NV, Demol J. One-step reconstruction with a 3D-printed, biomechanically evaluated custom implant after complex pelvic tumor resection. Computer Aided Surgery 2015; 20(1): 14–23.
71. Ozaki T, Flege S, Kevric M, Lindner N, Maas R, Delling G ve ark. Osteosarcoma of the pelvis: experience of the Cooperative Osteosarcoma Study Group. J Clin Oncol. 2003; 21:334–341.
72. Fuchs B, Hoekzema N, Larson DR, Inwards CU, Sim FH. Osteosarcoma of the pelvis: outcome analysis of surgical treatment. Clin Orthop Relat Res 2009; 467:510– 518.
73. Wong KC, Kumta SM. Computer-assisted tumor surgery in malignant bone tumors. Clin Orthop Relat Res. 2013; 471:750–761.
74. Kang J, Dong E, Li X, Guo Z, Shi L, Li D ve ark. Topological design and biomechanical evaluation for 3D printed multi-segment artificial vertebral implants. Materials Science and Engineering. 2021; 127:112250 Doi: 10.1016/j.msec.2021.112250
75. Senkoylu A, Daldal I, Cetinkaya M. 3D printing and spine surgery. J Orthop Surg. 2020;28(2):2309499020927081. Doi: 10.1177/2309499020927081
76. Sun X, Yang E, Zhao C, Cheng X, Zhang K, Tian H ve ark. Progress in the application of 3D printing technology in spine surgery. J Shanghai Jiaotong Univ (Sci). 2021;26(3):352–60.
77. Luo M, Wang W, Yang N, Xia L. Does three-dimensional printing plus pedicle guider technology in severe congenital scoliosis facilitate accurate and efficient pedicle screw placement? Clin Orthop Relat Res. 2019;477(8):1904
78. Lu S, Xu YQ, Chen GP, Zhang YZ, Lu D, Chen YB ve ark. Efficacy and accuracy of a novel rapid prototyping drill template for cervical pedicle screw placement. Computer Aided Surgery. 2011;16(5), 240–248.
79. Herring JA. Tachdjian's Pediatric Orthopaedics. 3rd Edition, New York: W.B. Saunders Company, 2002: 213-299
80. Alıcı E. Omurga Hastalıkları ve Deformiteleri. İzmir Dokuz Eylül Üniversitesi Yayınları. 1991: 271-384.

81. O'Brien MF, Lenke LG, Mardjetko S, Lowe TG, Kong Y, Eck K ve ark. Pedicle Morphology In Thoracic Adolescent Idiopathic Scoliosis. Spine, 2000; 25(18), 2285– 2293
82. Clifton W, Nottmeier E, ReFaey K, Damon A, Vlasak A, Tubbs RS ve ark. Ex vivo virtual and 3D printing methods for evaluating an anatomy-based spinal instrumentation technique for the 12th thoracic vertebra. Clinical Anatomy. 2020; 33(3):458-467
83. Liljenqvist UR, Halm HFH, Link TM. Pedicle Screw Instrumentation of the Thoracic Spine in Idiopathic Scoliosis. Spine. 1997;22(19):2239-2245.
84. Xiong B, Sevastik B, Willers U, Sevastik J, Hedlund R. Structural vertebral changes in the horizontal plane in idiopathic scoliosis and the long-term corrective effect of spine instrumentation. European Spine Journal. 1995;4(1):11-14.
85. Zifang H, Hengwei F, Yaolong D, Wenyuan S, Qifei W, Lei C ve ark. Convex-Rod Derotation Maneuver on Lenke Type I Adolescent Idiopathic Scoliosis. Neurosurgery. 2017; 81(5):844-851
86. Akçalı Ö, Editör. Adölesan İdiopatik Skolyoz, Ankara: Türk Omurga Derneği Yayınları, 2017
87. Wong TM, Jin J, Lau TW, Fang C, Yan CH, Yeung K ve ark. The use of three-dimensional printing technology in orthopaedic surgery. Journal of Orthopedic Surgery. 2017; 25(1):230949901668407. doi:10.1177/2309499016684077
88. Chen PC, Chang CC, Chen HT, Lin CY, Ho TY, Chen YJ ve ark. The Accuracy of 3D printing assistance in the spinal deformity surgery. Biomed Res Int. 2019; 2019:7196528. doi: 10.1155/2019/7196528
89. Matsukawa K, Kaito T, Abe Y. Accuracy of cortical bone trajectory screw place- ment using patient-specific template guide system. Neurosurg Rev. 2019; 78: 147-152
90. Guo F, Dai J, Zhang J, Ma Y, Zhu G, Shen J ve ark. Individualized 3D printing naviga- tion template for pedicle screw fixation in upper cervical spine. Plos One. 2017;12 (2):0171509. doi: 10.1371/journal.pone.0171509.
91. Azimifar F, Hassani K, Saveh AH, Ghomsheh FT. A medium invasiveness multi-level patient's specific template for pedicle screw placement in the scoliosis surgery. Biomed Eng Online. 2017;16(1):130.
92. Navarro AR, Gibson A, Shenoy R, Cunningham G, Vakhariac V, Moazend ve ark. Critical analysis for a safe design of 3D printed Patient-Specific Surgical Guides (PSSG) for pedicle screw insertion in spinal deformities. Annals of 3D Printed Medicine. 2021; 3:100022, doi.org/10.1016/j.stlm.2021.100022
93. Matsukawa K, Taguchi E, Yato Y, Imabayashi H, Hosogane N, Asazuma T ve ark. Evaluation of the fixation strength of pedicle screws using cortical bone trajectory: what is the ideal trajectory for optimal fixation? Spine. 2015; 40:873–878
94. Fujioka T, Nakata K, Nakano Y, Nozue Y, Sugawara T, Konno N ve ark. Accuracy and Efficacy of a Patient-Specific Drill Guide Template System for Lumbosacral Junction Fixation in Medium and Small Dogs: Cadaveric Study and Clinical Cases. Front. Vet. Sci.2020; 6:494.
95. Hamilton-Bennett SE, Oxley B, Behr S. Accuracy of a patient-specific 3D printed drill guide for placement of cervical transpedicular screws. Veterinary Surgery. 2017; 47(2), 236–242.

96. Aguado-Maestro I, De Frutos-Serna M, González-Nava A, Merino-De Santos AB. García-Alonso M. Are the common sterilization methods completely effective for our in-house 3D printed biomodels and surgical guides? Injury. 2020; 52(6):1341-1345
97. Liljenqvist UR, Link TM, Halm HF. Morphometric analysis of thoracic and lumbar vertebrae in idiopathic scoliosis. Spine. 2000; 25:1247–1253
98. Li G, Lv G, Passias P, Kozanek M, Metkar US, Liu Z ve ark. Complications associated with thoracic pedicle screws in spinal deformity. Eur Spine J. 2010; 19:1576–1584
99. Upendra B, Meena D, Kandwal P, Ahmed A, Chowdhury B, Jayaswal A. Pedicle morphometry in patients with adolescent idiopathic scoliosis. Indian J Orthop. 2010; 44:169–176.
100. Halm H, Niemeyer T, Link T, Liljenqvist U. Segmental pedicle screw instrumentation in idiopathic thoracolumbar and lumbar scoliosis. Eur Spine J. 2000; 9:191–197.
101. Hu X, Siemionow KB, Lieberman IH. Thoracic and lumbar vertebrae morphology in Lenke type 1 female adolescent idiopathic scoliosis patients. Int J Spine Surg. 2014; 1:8.
102. Smith RM, Pool RD, Butt WP, Dickson RA. The transverse plane deformity of structural scoliosis. Spine 1991; 16:1126–9.
103. Senkoylu A, Cetinkaya M, Daldal I, Necefov E, Eren A, Samartzis D. Personalized 3D Printing Pedicle Screw Guide Innovation for the Surgical Management of Adolescent Idiopathic Scoliosis Patients. World Neurosurgery. 2020; 144:513-522
104. Naddeo F, Fontana C, Naddeo A, Cataldo E, Cappetti N, Narciso N. Novel design for a customized, 3D-printed surgical template for thoracic spinal arthrodesis. Int J Med Robot. 2019; 15(4):2005
105. Chen XL, Xie YF, Li JX, Wu W, Li GN, Hu HJ ve ark. Design and basic research on accuracy of a novel individualized three-dimensional printed navigation template in atlantoaxial pedicle screw placement. PLOS ONE 2019; 14(4):0214460. doi:10.1371/journal.pone.0214460
106. Phan K, Sgro A, Maharaj MM, D'Urso P, Mobbs RJ. Application of a 3D custom printed patient specific spinal implant for C1/2 arthrodesis. Journal of Spine Surgery. 2016; 2(4), 314–318.
107. Bandiera S, Ghermandi R, Gasbarrini A, Bròdano GB, Colangeli S, Boriani S. Navigation-assisted surgery for tumors of the spine. European Spine Journal. 2013; 22(6): 919-924.
108. Burnard JL, Parr WCH, Choy WJ, William RW, Mobbs RJ. 3D printed spine surgery implants: A systematic review of the efficacy and clinical safety profile of patient-specific and off-the-shelf devices. European Spine Journal, 2020; 29(6): 1248- 1260.

8. EKLER

EK 1. Eski Etik Kurul Kararı

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
GİRİŞİMSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR ETİK KURUL KARARI

Sayın Doç.Dr. Ahmet Karakaşlı

Araştırmanıza ilişkin Kurulumuz kararı aşağıda sunulmuştur.

Bilgilerinizi ve gereğini rica ederiz.

ETİK KOMİSYONUN ADI	**DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ GİRİŞİMSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU**
AÇIK ADRES	**Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Dekanlığı 2. Kat İnciraltı-İZMİR**
TELEFON	**0 232 412 22 54-0 232 412 22 58**
FAKS	**0 232 412 22 43**
E-POSTA	**goaek@deu.edu.tr**

BAŞVURU BİLGİLERİ	DOSYA NO:	6933-GOA	
	ARAŞTIRMA	UZMANLIK TEZİ ☐ MÜNFERİT ARAŞTIRMA ☐ ÖÇM ☐ YÜKSEKLİSANS ☒ DOKTORA ☐	
	ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	**Tıbbi Görüntüleme Yöntemleri Kullanılarak, Kişiye Özel Tedaviye Yönelik 3D İmplant veya Destek Materyal Tasarımı**	
	ARAŞTIRMA PROTOKOL KODU		
	SORUMLU ARAŞTIRMACI ÜNVANI/ADI/SOYADI ve UZMANLIK ALANI	Doç.Dr. Ahmet Karakaşlı Ortapedi ve Travmatoloji A.D.	
	ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ ☐	ÇOK MERKEZLİ☒

	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili
DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ	Mevcut		Türkçe ☒ İngilizce ☐ Diğer ☐
	ARAŞTIRMA İLE İLGİLİ LİTERATÜR	Mevcut		Türkçe ☐ İngilizce ☒ Diğer ☐
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU	Mevcut		Türkçe ☒ İngilizce ☐ Diğer ☐
	OLGU RAPOR FORMU	Mevcut		Türkçe ☒ İngilizce ☐ Diğer ☐

Dokuz Eylül Üniversitesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu Karar Formu

KARAR BİLGİLERİ	**Karar No:2022/04-10**	**Tarih:02.02.2022**
	Doç.Dr. Ahmet Karakaşlı'nın sorumlusu olduğu. **"Tıbbi Görüntüleme Yöntemleri Kullanılarak, Kişiye Özel Tedaviye Yönelik 3D İmplant veya Destek Materyal Tasarımı"** isimli klinik araştırmaya ait başvuru dosyası ve ilgili belgeler araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş, araştırmanın mevcut haliyle etik yönden uygun olduğuna oy birliği ile karar verilmiştir.	

ETİK KURUL BİLGİLERİ

ÇALIŞMA ESASI	Dokuz Eylül Üniversitesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu İşleyiş Yönergesi İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu

ETİK KURUL ÜYELERİ

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet	Araştırma ile İlişkili mi?		İmza
Prof.Dr.Mehmet Birhan Yılmaz (Başkan)	Kardiyoloji	DEÜ Tıp Fakültesi Dahili Tıp Bilimleri Bölümü	Erkek	E ☐	H ☒	
Prof.Dr. Emel Çalıkoğlu (Başkan Yardımcısı)	Prevantif Onkoloji	Onkoloji Enstitüsü	Kadın	E ☐	H ☒	
Prof.Dr. Ahmet Okay Çağlayan	Moleküler Tıp	Sağlık Bilimleri Enstitüsü	Erkek	E ☐	H ☒	
Prof.Dr. Suna Asilsoy	Çocuk Sağlığı Ve Hastalıkları	DEÜ Tıp Fakültesi Dahili Tıp Bilimleri Bölümü	Kadın	E ☐	H ☒	
Doç.Dr.Seher Özyürek	Muskuloskeletal Fizyoterapi	DEÜ Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Fakültesi	Kadın	E ☐	H ☒	
Doç.Dr.Nil Hocaoğlu Aksay	Tıbbi Farmakoloji	DEÜ Tıp Fakültesi Tıbbi Farmakoloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	
Doç.Dr. Meryem Öztürk Haney	Halk Sağlığı Hemşireliği	Hemşirelik Fakültesi Halk Sağlığı Hemşireliği	Kadın	E ☐	H ☒	
Doç.Dr. Aylin Özgen Alpaydın	Göğüs Hastalıkları	DEÜ Tıp Fakültesi Göğüs Hastalıkları Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	
Doç.Dr. Aliye Akcalı	Periodontoloji	Diş Hekimliği Fakültesi	Kadın	E ☐	H ☒	
Doç.Dr. Şule Özbilgin	Anesteziyoloji ve Reanimasyon	DEÜ Tıp Fakültesi Cerrahi Tıp Bilimleri Bölümü	Kadın	E ☐	H ☒	
Dr.Öğr.Üyesi Özlenen Şimşek Papur	Tıbbi Biyoloji ve Genetik	Sağlık Bilimleri Enstitüsü	Kadın	E ☐	H ☒	
Dr.Öğr.Üyesi Tolga Şahin	Spor Yönetim Bilimleri	Necat Hepkon Spor Bilimleri Fakültesi	Erkek	E ☐	H ☒	
Öğr.Gör.Dr.Kıvanç Yüksel	Biyoistatistik ve Tıbbi Bilişim	Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyoistatistik ve Bilişim A.D	Erkek	E ☐	H ☒	

EK 2. Yeni Etik Kurul Kararı

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
GİRİŞİMSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR ETİK KURUL KARARI

Sayın Doç.Dr. Ahmet Karakaşlı

Araştırmanıza ilişkin Kurulumuz kararı aşağıda sunulmuştur.

Bilgilerinizi ve gereğini rica ederiz.

ETİK KOMİSYONUN ADI	**DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ GİRİŞİMSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU**
AÇIK ADRES	**Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Dekanlığı 2. Kat İnciraltı-İZMİR**
TELEFON	**0 232 412 22 54-0 232 412 22 58**
FAKS	**0 232 412 22 43**
E-POSTA	**goaek@deu.edu.tr**

BAŞVURU BİLGİLERİ	DOSYA NO:	7736-GOA	
	ARAŞTIRMA	UZMANLIK TEZİ ☐ MÜNFERİT ARAŞTIRMA ☐ ÖÇM ☐ YÜKSEKLİSANS ☒ DOKTORA ☐	
	ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	**Skolyoz Cerrahisi Planlanan Hastalar İçin Tıbbi Görüntüleme Yöntemleri Kullanılarak, Kişiye Özel Üç Boyutlu Pedikül Vida Kılavuzlarının Tasarlanması**	
	ARAŞTIRMA PROTOKOL KODU		
	SORUMLU ARAŞTIRMACI ÜNVANI/ADI/SOYADI ve UZMANLIK ALANI	Doç.Dr. Ahmet Karakaşlı Ortopedi ve Travmatoloji A.D.	
	ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ ☒	ÇOK MERKEZLİ☐

	Belge Adı	**Tarihi**	**Versiyon Numarası**	**Dili**
DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ	Mevcut		Türkçe ☒ İngilizce ☐ Diğer ☐
	ARAŞTIRMA İLE İLGİLİ LİTERATÜR	Mevcut		Türkçe ☐ İngilizce ☒ Diğer ☐
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU	Mevcut		Türkçe ☒ İngilizce ☐ Diğer ☐
	OLGU RAPOR FORMU	Mevcut		Türkçe ☒ İngilizce ☐ Diğer ☐

Dokuz Eylül Üniversitesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu Karar Formu

KARAR BİLGİLERİ	**Karar No:2023/04-03**	**Tarih:15.02.2023**
	Doç.Dr. Ahmet Karakaşlı'nın sorumlusu olduğu **"Skolyoz Cerrahisi Planlanan Hastalar İçin Tıbbi Görüntüleme Yöntemleri Kullanılarak, Kişiye Özel Üç Boyutlu Pedikül Vida Kılavuzlarının Tasarlanması"** isimli klinik araştırmaya ait başvuru dosyası ve ilgili belgeler araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş, araştırmanın mevcut haliyle etik yönden uygun olduğuna oy birliği ile karar verilmiştir.	

ETİK KURUL BİLGİLERİ	
ÇALIŞMA ESASI	Dokuz Eylül Üniversitesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu İşleyiş Yönergesi İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu

ETİK KURUL ÜYELERİ

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet	Araştırma ile İlişkili mi?		İmza
Prof.Dr.Mehmet Birhan Yılmaz (Başkan)	Kardiyoloji	DEÜ Tıp Fakültesi Dahili Tıp Bilimleri Bölümü	Erkek	E ☐	H ☒	
Prof.Dr. Emel Çalıkoğlu (Başkan Yardımcısı)	Prevantif Onkoloji	Onkoloji Enstitüsü	Kadın	E ☐	H ☒	
Prof.Dr. Ahmet Okay Çağlayan	Moleküler Tıp	Sağlık Bilimleri Enstitüsü	Erkek	E ☐	H ☒	
Prof.Dr. Suna Asilsoy	Çocuk Sağlığı Ve Hastalıkları	DEÜ Tıp Fakültesi Dahili Tıp Bilimleri Bölümü	Kadın	E ☐	H ☒	
Doç.Dr.Seher Özyürek	Muskuloskeletal Fizyoterapi	DEÜ Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Fakültesi	Kadın	E ☐	H ☒	
Doç.Dr.Nil Hocaoğlu Aksay	Tıbbi Farmakoloji	DEÜ Tıp Fakültesi Tıbbi Farmakoloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	
Doç.Dr. Meryem Öztürk Haney	Halk Sağlığı Hemşireliği	Hemşirelik Fakültesi Halk Sağlığı Hemşireliği	Kadın	E ☐	H ☒	
Doç.Dr. Aylin Özgen Alpaydın	Göğüs Hastalıkları	DEÜ Tıp Fakültesi Göğüs Hastalıkları Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	
Doç.Dr. Aliye Akcalı	Periodontoloji	Diş Hekimliği Fakültesi	Kadın	E ☐	H ☒	
Doç.Dr. Şule Özbilgin	Anesteziyoloji ve Reanimasyon	DEÜ Tıp Fakültesi Cerrahi Tıp Bilimleri Bölümü	Kadın	E ☐	H ☒	
Doç.Dr.Tolga Şahin	Spor Yönetim Bilimleri	Necat Hepkon Spor Bilimleri Fakültesi	Erkek	E ☐	H ☒	
Doç.Dr. Hatice Şimşek Keskin	Halk Sağlığı	DEÜ Tıp Fakültesi Halk Sağlığı Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	
Dr.Öğr.Üyesi Gamze Tuna	Tıbbi Biyokimya	Sağlık Bilimleri Enstitüsü	Kadın	E ☐	H ☒	

9. ÖZGEÇMİŞ

ARZU SEÇİL SARIBAŞ

Kişisel Bilgiler

İletişim Bilgileri

İletişim
Adresi
Telefon
E-posta
İnternet Sayfası

Öğrenim Bilgileri

01 Ekim 2020 - Şu Anda (2 yıl 6 ay)
Yüksek Lisans, Tezli Program, DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ, TÜRKİYE
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ, BİYOMEKANİK (YL) (TEZLİ)
Ağırlıklı Genel Not Ortalaması: 3.92 / 4.0

01 Temmuz 2015 - 01 Eylül 2020 (5 yıl 3 ay)
Lisans, Anadal/Normal Öğretim, MANİSA CELÂL BAYAR ÜNİVERSİTESİ, TÜRKİYE
ÜHENDİSLİK FAKÜLTESİ, BİYOMÜHENDİSLİK BÖLÜMÜ
Diploma Numarası: 2019/03/23/0013
Ağırlıklı Genel Not Ortalaması: 2.73 / 4.0

01 Eylül 2011 - 01 Temmuz 2015 (3 yıl 11 ay)
MİLLİ EĞİTİM BAKANLIĞI İL MİLLİ EĞİTİM MÜDÜRLÜKLERİ VE OKULLAR İZMİR İLİNDEKİ OKULLAR NARLIDERE İLÇESİNDEKİ OKULLAR NARLIDERE CAHİDE AHMET DALYANOĞLU ANADOLU LİSESİ, TÜRKİYE
Diploma Numarası: 456
Ağırlıklı Genel Not Ortalaması: 82.2 / 100.0

Deneyim / İşyeri Bilgileri

01 Temmuz 2019 - 01 Ağustos 2019 (2 ay) (Tam Zamanlı)
STAJYER, HİPOKRAT TIBBİ MALZEME İMALAT VE PAZARLAMA A.Ş.

01 Temmuz 2018 - 01 Ağustos 2018 (2 ay) (Tam Zamanlı)
STAJYER, İZMİR YÜKSEK TEKNOLOJİ ENSTİTÜSÜ MÜHENDİSLİK FAKÜLTESİ BİYOMÜHENDİSLİK BÖLÜMÜ

Yabancı Dil Bilgileri

İSPANYOLCA (Okuma: Başlangıç, Yazma: Başlangıç, Konuşma: Başlangıç)
İNGİLİZCE (Okuma: Orta, Yazma: Orta, Konuşma: Orta)

Bilimsel Teknolojik Faaliyet Alanlar

Anahtar Kelimeler

Üç Boyutlu Modelleme
Biyomedikal Ürün Tasarım ve Analiz
Biyomühendislik
Sonlu Elemanlar Analizi

Ar-Ge Yetkinlik Bildiriler	A. K. M. H. Ö. F. A. A. S. S. BORA UZUN, Yüksek Performanslı Çok Eksenli Biyomekanik Ölçüm Cihazının Geliştirilmesi, Sözlü Sunum, Uluslararası 10. Biyomekanik Kongresi-BioMech 2021, 26 Mart 2021, 27 Mart 2021.

TÜBİTAK Burs ve Destekleri

Panelistlik/İzleyicilik/RaportörlükSayısı

Hakemlik/Panelistlik/DışDanışmanlıkSayısı	ARDEB/BİDEB 0	TEYDEB 0	Toplam 0	
İzleyicilik/Danışmanlık Sayısı	ARDEB/BİDEB 0	TEYDEB 0	Toplam 0	
Raportörlük Sayısı	ARDEB/BİDEB 0	TEYDEB 0	Toplam 0	Toplam 0