

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

**FASİYAL DEFORMİTELERİN TIBBİ GÖRÜNTÜ İŞLEME
TEKNİKLERİ İLE BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ
VERİLERİNDEN CERRAHİ PLANLAMA MODELLERİNİN
GELİŞTİRİLMESİ**

Niyazi Uğur ÖZCAN

**Danışman
Doç. Dr. Aytül BAYRAKTAR SOFU**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ
BİYOMÜHENDİSLİK ANABİLİM DALI
İSPARTA- 2020**



© 2020 [Niyazi Uğur ÖZCAN]

TEZ ONAYI

Niyazi Uğur ÖZCAN tarafından hazırlanan "Fasiyal Deformitelerin Tıbbi Görüntü İşleme Teknikleri ile Bilgisayarlı Tomografi Verilerinden Cerrahi Planlama Modellerinin Geliştirilmesi" adlı tez çalışması aşağıdaki jüri üyeleri önünde Süleyman Demirel Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü **Biyomühendislik Anabilim Dalı**'nda **YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak başarı ile savunulmuştur.

Danışman

Doç. Dr. Aytül BAYRAKTAR SOFU
Süleyman Demirel Üniversitesi

Jüri Üyesi

Prof. Dr. Gülperi KOÇER
Süleyman Demirel Üniversitesi

Jüri Üyesi

Dr. Öğr. Üyesi Burhan DUMAN
Isparta Uygulamalı Bilimler Üniversitesi

Enstitü Müdürü

Doç. Dr. Şule Sultan UĞUR

TAAHHÜTNAME

Bu tezin akademik ve etik kurallara uygun olarak yazıldığını ve kullanılan tüm literatür bilgilerinin referans gösterilerek tezde yer aldığını beyan ederim.

Niyazi Uğur ÖZCAN



İÇİNDEKİLER

	Sayfa
İÇİNDEKİLER	i
ÖZET.....	ii
ABSTRACT.....	iv
TEŞEKKÜR.....	vi
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	vii
ÇİZELGELER DİZİNİ	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	x
1. GİRİŞ	1
2. KAYNAK ÖZETİ.....	5
2.1. Tıbbi Görüntüleme ve Görüntü Verilerini Elde Edilmesi	5
2.1.1. Bilgisayarlı Tomografi	8
2.1.2. Manyetik Rezonans Görüntüleme	11
2.1.3. DICOM Dosya Formatının Tıbbi Görüntülemedeki Önemi	14
2.1.4. Tıbbi Görüntü İşleme ve Analizi Yazılımları	15
2.1.5. Tıbbi Görüntülerin İşlemesi.....	19
2.1.5.1. Görüntü Nitelendirme	21
2.1.5.2. Tıbbi Görüntülerde Segmentasyon ve Gri Tonu Seviyesi	24
2.1.5.3. Tıbbi Görüntülerin Eşikleme ve Yoğunluk Aralığının Belirlenmesi	28
2.1.5.4. Görüntü Göselleştirme.....	30
2.1.5.5. Görüntü Rehberli İyileştirme	31
2.2. Görüntü Verilerinin 3B Baskı için STL Dosya Formatına Dönüştürülmesi	32
2.3. Eklemeli İmalat (3B Baskı) Teknolojileri	33
2.4. 3B Baskı Yönteminde Kullanılan Baskı Malzemeleri	40
2.5. Tıbbi Alanlarda Yapılan Görüntü İşleme Çalışmaları	43
3. MATERYAL VE METOD	48
3.1. Kullanılan Yazılım ve Malzeme.....	48
3.1.1. 3D Slicer Görüntü Analizi ve İşleme Yazılımının Kullanılması.....	48
3.1.2.1. 3D Slicer Yazılımı Özellikleri ve Modüllerinin Kullanılması.....	50
3.1.2. İşlenen Görüntü Verilerinin CAD Yazılımı ile Kontrol Edilmesi.....	52
3.1.3. Dilimleme Yazılımı ile Verilerin Basıma Hazırlanması	53
3.1.4. Baskı Malzemelerinin Kullanılması	55
3.2. Kullanılan Cihazlar.....	55
3.3. Yöntem	57
4. ARAŞTIRMA BULGULARI	67
4.1. Tıbbi Görüntülerinin Histogram Özelliklerin Elde Edilmesi	67
4.2. Doku Yoğunluklarına Göre Eşik Aralığının Tespit Edilmesi	68
4.3. Tıbbi Görüntü Verilerinde Otomatik ve Manuel Çıkarımın Karşılaştırılması	69
4.4. Görüntü Kirlilikleri ve Artifatlara 3B Model Üzerindeki Sonuçları	70
4.5. Temizlenen Hacmin Toplamı Hacim ile Oranının Karşılaştırılması.....	73
4.6. 3B Kişiyeye Özgü Katı Model Üretiminin Gerçekleşmesi.....	75
5. TARTIŞMA VE SONUÇLAR	77
KAYNAKLAR	81
ÖZGEÇMİŞ	91

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

FASİYAL DEFORMİTELERİN TIBBİ GÖRÜNTÜ İŞLEME TEKNİKLERİ İLE BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ VERİLERİNDEN CERRAHİ PLANLAMA MODELLERİNİN GELİŞTİRİLMESİ

Niyazi Uğur ÖZCAN

Süleyman Demirel Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Biyomühendislik Anabilim Dalı

Danışman: Doç. Dr. Aytül BAYRAKTAR SOFU

Tıbbi araştırmalarda üç boyutlu (3B) baskı teknolojileri ve tıbbi görüntü işleme yazılımları kullanılarak hastaya özgü implant, protez ve cerrahi operasyon planlama modelleri üretilerek hastalığın takibi ve tedavisine yön verilmektedir. Rutinde hastalara teşhis koymak amacı ile istenilen tıbbi görüntüleme tekniklerinin temelini oluşturan; Manyetik Rezonans (MR) ve Bilgisayarlı Tomografi (BT) yöntemleri kullanılarak elde edilen veriler iki boyutlu (2B) olarak bilgisayar ekranına görüntü sunmaktadır. Kemik ve kas deformitelerinin, hareket ve yönlerini 2B tıbbi görüntüleme yazılımlarında net bir şekilde ayırt etmek mümkün olamamakla birlikte uzun zaman almaktadır. Bu amaçla 3B faydalı katı model üretimi tedavi aşamasındaki engelleri ortadan kaldıracaktır. Cerrahi operasyonların planlaması faydalı 3B katı model üretimi büyük önem arz etmektedir. Ameliyat sonrası gerek defektin kapatılması gerekse simetrik bir görüntü elde etmek cerrahi işlem sayısını azaltmakta ve hastanın hayat kalitesini oldukça artıracak ön görülmektedir. Doğuştan ya da edinsel sebeplere bağlı yüz bölgesini içeren ve cerrahi operasyon gerektiren deformiteler yumuşak doku veya kemik kaynaklı olabilmektedir. Özellikle kemik deformitelerin rekonstrüksiyonlarında cerrahi planlama büyük önem arz etmekte, osteotomi hatlarının seviyeleri ve kemik hareketlerinin yön ve hareket miktarlarının ne kadar olacağı önceden hesaplanması önem arz etmektedir.

Hastaların preoperatif değerlendirilmesinde çekilen BT verilerinin kullanıldığı 3B modelleme sistemleri ile planlanarak yapılan cerrahi işlemlerin olumlu sonuçlar ortaya çıkacaktır. Ayrıca ameliyat öncesi model üzerinde yapılan planlamalar cerrahi işlemi uygulayacak ekibin işlemleri daha kısa sürede ve efektif yapmasına olanak sağlanarak cerrahi işlemi ve dolayısıyla hastanın aldığı anestezi süresi kısalmış olacaktır.

Bu çalışmada; Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahi Anabilim Dalı tarafından tedavi görmekte olan hastaların tıbbi görüntü verileri 3B yazıcı teknolojisi kullanılarak 1/1 ölçekte somut bir katı modele dönüştürülmüştür. Elde edilen katı model üzerinde ameliyat öncesi cerrahi ekip tarafından planlamalar yapılmasına olanak sağlamıştır. Hastalara protezlerin implante edilmesi 3B model üzerinde denenerek ameliyat planlaması yapılmıştır. Yapılan ön çalışmalar ile cerrahi operasyon en optimal şekilde tamamlanmıştır. Bu doğrultuda

cerrahi operasyonun süresi azalmıştır. Aynı zamanda hastaların ameliyat sırasında rutin olarak uygulanan anestezi kimyasallara maruz kalma süresi kısalmıştır.

Bu tez çalışmasında; uzun süren rekonstrüktif operasyonlar öncesi en az dört hastadan alınan gerçek BT verileri üzerinde tıbbi görüntü işleme yazılımı kullanılarak görüntü işleme ve görüntü iyileştirme yöntemleri uygulanmıştır. Yüz bölgesi kemik deformitlerinin oluşturduğu kemik ve kıkırdak doku hatlarını karmaşık geometrilerin üretilmesindeki başarısı iyi bilinen 3B eklemeli imalat yöntemi kullanarak katı bir planlama modeli üretilecektir. Bu model üzerinde ışık patlamaları ve diğer artefaktlar giderilerek; hastaların tedavi süreci, cerrahi operasyon kalitesi ve cerrahi operasyon süresi incelenerek rutin sürece katkısı değerlendirilmiştir.

Anahtar Kelimeler: Eklemeli imalat, 3B Modelleme, BT görüntüleri, MR görüntüleri, 3D Slicer

2020, 90 sayfa



ABSTRACT

M.Sc. Thesis

DEVELOPMENT OF SURGICAL PLANNING MODELS FROM COMPUTED TOMOGRAPHY DATA WITH MEDICAL IMAGE PROCESSING TECHNIQUES OF FASIAL DEFORMITIES

Niyazi Uğur ÖZCAN

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

Supervisor: Assoc. Prof. Dr. Aytül BAYRAKTAR SOFU

In medical research, patient-specific implant, prosthetic and surgical operation planning models are produced using three-dimensional (3D) printing technologies and medical image processing software to guide the follow-up and treatment of the disease. It forms the basis of the desired medical imaging techniques in the routine with the aim of diagnosing patients; Data obtained using Magnetic Resonance (MR) and Computed Tomography (CT) methods provide images to the computer screen in two dimensions (2D). It is not possible to clearly distinguish bone and muscle deformities, movements and aspects in 2D medical imaging software, but it is taking a long time. For this purpose, the production of 3D useful solid models will eliminate obstacles in the treatment phase. The planning of surgical operations is of great importance in the production of useful 3D solid models. After surgery, both closing the defect and obtaining a symmetrical image reduces the number of surgical procedures and it is predicted to greatly improve the quality of life of the patient. Deformities involving the facial area due to congenital or acquired causes and requiring surgical operation may be caused by soft tissue or bone. Surgical planning is of great importance, especially in reconstructions of bone deformities, and it is important to pre-calculate the levels of osteotomy lines and the amount of direction and movement of bone movements.

Positive results of surgical procedures planned with 3D modeling systems using CT data taken in preoperative evaluation of patients will be revealed. Furthermore, the planning made on the pre-surgical model will allow the team to perform the surgical procedure in a shorter time and effectively, and therefore the duration of the anesthesia received by the patient will be shortened.

In this study; Medical image data of patients undergoing treatment by Suleyman Demirel University Faculty of Dentistry Department of Oral, Dental and Jaw Surgery has been converted into a concrete solid model on a 1/1 scale using 3D printer technology. The resulting solid model has been made possible by the pre-surgical surgical team. Implantation of prostheses was tested on 3D model and surgery planning was carried out. The surgical operation was completed optimally with preliminary studies. In this way, the duration of the surgical operation decreased. At

the same time, the exposure time of the patients to anesthetic chemicals that are routinely applied during surgery has been shortened.

In this thesis study; Image processing and image improvement methods were applied using medical image processing software on actual CT data from at least four patients before long-term reconstructive operations. A solid planning model will be produced using a well-known 3D insert manufacturing method, which is the success of bone and cartilage tissue lines formed by facial region bone deformities in the production of complex geometries. By de-activin light bursts and other artifacts on this model; the treatment process of the patients, the quality of the surgical operation and the duration of the surgical operation were examined and their contribution to the routine process was evaluated.

Keywords: Additive Manufacturing, 3D Modeling, CT Images, MR Images, 3D Slicer

2020, 90 pages

TEŞEKKÜR

Tez çalışmam sırasında sürekli desteğini hissettiğim, bana güvenen, bilgi ve tecrübesi ile karşılaştığım zorlukların üstesinden gelmemde yardımcı olan değerli danışman hocam sayın Doç. Dr. Aytül BAYRAKTAR SOFU'ya sonsuz teşekkür ve saygılarımı sunarım. Tez çalışmam sırasında kıymetli bilgi, birikim, tecrübeleri ile ilgi ve önerilerini göstermekten kaçınmayan değerli hocam sayın Dr. Öğr. Üyesi Mehmet Mahir SOFU'ya teşekkür ve saygılarımı sunarım. Tez çalışmam sırasında bilgi, birikim, tecrübelerini esirgemeyen ve hasta verilerini (etik kurul onaylı) kullanmam konusunda yardımcı olan aynı zamanda tez savunma jürisinde yer alan değerli hocam sayın Prof. Dr. Gülperi KOÇER'e teşekkür ve saygılarımı sunarım.

Tez çalışmam sırasında değerli vaktini ayıran, bilgi, birikimi esirgemeyen ve Ağız, Çene ve Diş Cerrahisi A.D. ile iletişim kurmamı sağlayan değerli hocam Doç. Dr. Halil AŞCI'ya teşekkür ve saygılarımı sunarım.

Yüksek lisans eğitimim boyunca ders almış olduğum, bilgi ve tecrübeleri ile bana sürekli destek olan Biyomühendislik A.D. bulunan tüm hocalarıma teşekkürlerimi sunarım.

Tez çalışmam süresince ve bütün hayatım boyunca maddi manevi destekleriyle beni hiçbir zaman yalnız bırakmayan anne ve babama sonsuz teşekkür sunarım. Tez dönemimde desteğini esirgemeyen akraba ve arkadaşlarıma teşekkür ederim. Son olarak tez çalışmam sırasında her çaldığım kapının arkasında beni güler yüzleri ile karşılayan Süleyman Demirel Üniversitesi çalışanlarına teşekkür ederim.

Niyazi Uğur ÖZCAN
Isparta, 2020

ŞEKİLLER DİZİNİ

	Sayfa
Şekil 1.1. Eklemeli imalat teknolojisinde kullanılan veri akışı.....	2
Şekil 1.2. Planlama ve eğitim modellerinin üretim taslağı	4
Şekil 2.1. Dilim görüntüleyici ve 3B görüntüleyici	17
Şekil 2.2. Tıbbi görüntülerin 3B modellere dönüştürülmesi için kullanılan yöntemlerin akış şeması	19
Şekil 2.3. Görüntü işleme işlemi basamakları ve iki farklı yaklaşım.....	20
Şekil 2.4. Tıbbi görüntü öğelerinin gösterimi	25
Şekil 2.5. Segmentasyonun sınırlarının gösterimi	26
Şekil 2.6. Tıbbi görüntü çeşitlerinin seçilerek otomatik ve manuel segmentasyon aralıklarının belirlendiği modül	27
Şekil 2.7. Manuel ve yarı otomatik segmentasyon karşılaştırması	28
Şekil 2.8. Yoğunluğu belirlenen ve eşikleme yapılan kemiklerin görüntüsü	29
Şekil 2.9. Görüntü kirliliklerinin iyileştirilmesi.....	31
Şekil 2.10. STL dosya formatında kayıt altına alınmış 3B soyut model	32
Şekil 2.11. Eklemeli imalat teknolojisinde kullanılan 3B yazıcı kategorileri.....	34
Şekil 2.12. 3B biyofabrikasyon teknolojisinde kullanılan 3B biyoyazıcı.....	38
Şekil 2.13. 3B yazıcı türleri ve baskı materyallerinin sınıflandırılması.....	39
Şekil 2.14. 3B baskı teknolojinde kullanılan malzemelerin sınıflandırılması	41
Şekil 3.1. 3D Slicer yazılımı arayüzü açıklamalı anlatımı.....	51
Şekil 3.2. 3D Slicer yazılımının görüntü işleme modüllerinin gösterimi	51
Şekil 3.3. 3D Slicer yazılımında açık kaynak kodlarının girildiği ve görüntüleme uzantılarının indirildiği bölüm	52
Şekil 3.4. SolidWorks yazılımında 3B modelin kontrol edilmesi.....	53
Şekil 3.5. Simplify3D yazılımında destek ekipmanları, kaide, etek ve dolgu inşası oluşturulduktan sonra G-kodunun oluşturulması	54
Şekil 3.6. KIBT cihazının görseli.....	56
Şekil 3.7. FDM yöntemi kullanan 3B yazıcıların çalışma prensibi	57
Şekil 3.8. Planmeca Romexis Viewer görüntüleme yazılımında ölçüm ve görüntü özelliklerinin gösterimi	58
Şekil 3.9. Farklı görüntü işleme yöntemi basamakları.....	59
Şekil 3.10. 3D Slicer yazılımında segment düzenleyici arayüzü	60
Şekil 3.11. Radyoloji biliminde kullanılan gri tonu yoğunluk aralığı ve farklı dokularda kullanılan range aralığı gösterimi	62
Şekil 3.12. Eşikleme ve 3B izlenimi yapılan soyut model.....	63
Şekil 3.13. Hacim işlemesi sonucunda, bölgenin sınırlarının belirlenmesi	64
Şekil 3.14. Eşik aralığı belirlenen 3B soyut modelin makas (Scissors) yardımı ile bölgenin sınırlarının belirlenmesi.....	64
Şekil 3.15. Görüntü kirlilikleri temizlenmemiş modeller ile temizlenmiş modellerin karşılaştırılması.....	65
Şekil 3.16. Gösterim amacı ile hazırlanmış artifakt temizleme görseli	66
Şekil 4.1. Planmeca Romexis Viewer yazılımında oluşturulan histogram grafikleri.....	68
Şekil 4.2. Doku tiplerine göre ideal eşikleme aralıklarının gösterimi.....	69
Şekil 4.3. Otomatik ve manuel segmentasyon karşılaştırması.....	70
Şekil 4.4. Eşik aralığının yanlış yapılması durumunda oluşacak modeller	71
Şekil 4.5. Dört grup için görüntü kirliliklerinin gösterildiği modeller.....	73
Şekil 4.6. Toplam hacimden görüntü kirliliklerinin temizlenme oranı.....	75

Şekil 4.7. Görüntü kirlilikleri giderilmiş 3B soyut modelin STL dosyalarının görüntülenmesi.....	76
Şekil 4.8. FDM yöntemi kullanan 3B yazıcılarla imal edilen kişiye özgü modeller	77



ÇİZELGELER DİZİNİ

	Sayfa
Çizelge 2.1. BT ve MR tıbbi görüntüleme sistemlerinin karşılaştırılması.....	7
Çizelge 2.2. Tıbbi amaçla kullanılan dijital görüntüleme yazılımları.....	16
Çizelge 4.1. Tıbbi görüntü verileri eşik aralığının Hounsfield Birim değerleri..	69
Çizelge 4.2. Segmentasyon ve görüntü çıkarımı yapıldıktan sonra görüntü kirlilik temizlemesi yapılmamış ölçülen ilk veriler	75
Çizelge 4.3. Görüntü kirliliklerinin temizlenmesinden sonraki ölçülen veriler..	75
Çizelge 4.4. Baskı için ölçülen ve ayarlanan parametreler	77
Çizelge 5.1. Temizlemeden önce ve temizlemeden sonra hacim değerlerinin karşılaştırılması	81



SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

2B	İki Boyutlu
3B	Üç Boyutlu
3BY	3B Biyoyazıcı
4B	Dört Boyutlu
ABS	Akrilonitril Bütadien Stiren
AM	Eklemeli İmalat
ASA	Akrilonitril Stiren Akrilat
BT	Bilgisayarlı Tomografi
CaCl ₂	Kalsiyum Klorür
CAD	Bilgisayarlı Destekli Tasarım
CAM	Bilgisayar Destekli İmalat
DEB	Doğrudan Enerji Birikimi
DICOM	Dijital Görüntüleme ve Tıpta Haberleşme
DLP	Dijital Işık İşleme
ECM	Hücre Dışı Matrisi
f (x, y)	Burada x ve y Uzamsal Koordinatlar,
f (x, y)	Girdi Görüntüsü,
f	Herhangi Bir Koordinat Çifti,
FDM	Ergiyik Biriktirerek Modelleme
FFF	Ergiyik Filament Üretim
g (x, y)	İşlenmiş Görüntü,
G	Gri Renk Tonu
H ⁺	Hidrojen Atomu
HAMA	Metakrilatlanmış Hiyalüronik Asit
He	Helyum
HU	Hounsfield birimleri
HVL	Malzeme Kalınlığını
KIBT	Konik Işın Bilgisayarlı Tomografi
ℓ	Görüntünün Gri Renk Tonu Seviyesi,
LAP	Lityum Fenil-2,4,6-Trimetilbenzoilfosfinat
LIFT	Lazer İndüklenmiş İleri Transfer
LOM	Lamine Nesne Üretimi
MR	Manyetik Rezonans
NB	Niyobyum
NMR	Nükleer Manyetik Rezonans
OAR	Risk Altındaki Organların
PACS	Resim Arşivleme ve İletişim Sistemlerinde
PBF	Toz Yatağı Füzyonu
PC	Polikarbonat
PDMS	Polidimetilsiloksan
PEI	Polieterimid
PET	Pozitron Emisyon Tomografisi
PLA	Polilaktik Asit
QIN	Kantitatif Görüntüleme Ağı
RF	Radyo Frekansı
ROI	Yazdırılmak İstenen Bölge
RP	Hızlı Prototipleme
SFF	Katı Serbest Form Oluşturma Teknolojisi

SLA	Stereo Litografi
SLM	Seçici Lazer Eritme
SLS	Seçici Lazer Sinterleme
STL	Stereo Lithografi Dosya Biçimi
T	(x, y) Değişkenlerine Bağlı f Üzerinde Eşik Değeri
T ₁	Uzunlamasına Gevşeme Süresi
T ₂	Enlemesine Gevşeme Süresi
TE	MR Nabız Dizileri
TFEBT	Tek Foton Emisyonlu Bilgisayarlı Tomografi
Ti	Titanyum
TPU	Termoplastik Poliüretan
US	Ultrason
UV	Ultraviyole
x ₀ , y ₀	Görüntü Genişliği,
μ	Doğrusal Zayıflama Katsayısı



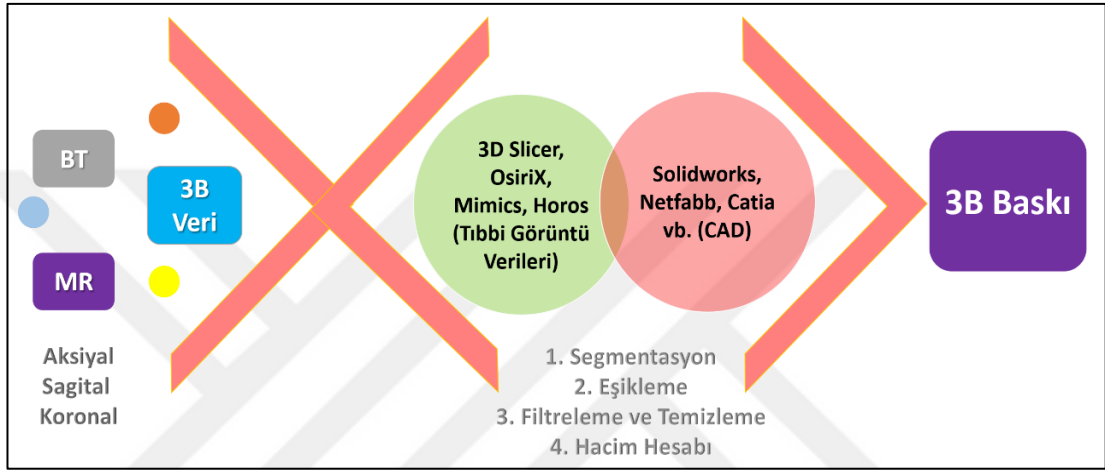
1. GİRİŞ

Üç boyutlu (3B) baskı teknolojisi, fabrikalara ek üretim tekniğidir ve karmaşık geometrili şekillerin ya da nesnelerin üretimine olanak sağlamaktadır. 3B baskı teknolojisi, 1986 yılından itibaren istikrarlı üretim başarısını sürdürmektedir (Gross vd., 2014; Bracaglia vd., 2017). Eklemeli imalat (AM), hızlı prototipleme (RP) ve katı serbest form oluşturma teknolojisi (SFF) olarak da adlandırılan 3B baskı teknolojisi, ilk olarak Charles Hull tarafından temelleri atılmaya başlanmıştır. Eklemeli imalat, 3B geometrik verileri kullanarak katmanların üst üste eklenmesiyle, karmaşık geometrili fiziksel parçaların hızlı bir şekilde imal edilmesine olanak sağlayan bir teknoloji olarak bilinmektedir (Wang vd., 2016; Özsoy ve Duman, 2017). 3B baskı yoluyla eklemeli imalat, tersine mühendislikteki güncel tasarım sürecinin kritik bir parçası olarak görülmektedir. Son yıllarda, teknolojinin hızla gelişmesi ile insanların ihtiyaçlarına karşılamak üzerine; hızlı, kolay ve ucuz bir şekilde bilgisayar destekli tasarım (CAD) verileri ile somut modellerin oluşmasına imkân veren bir teknoloji olarak tanımlanabilmektedir (McMenamin vd., 2014). Eklemeli imalat ya da 3B baskı teknolojisinin amacı, dijital ortamlarda üretilen tasarım verileri imal ederek el ile tutulur somut ve fiziksel fonksiyonel modeller oluşturulmasını sağlamaktır.

Günümüzde 3B baskı teknolojisinde kullanılan çeşitli, yazıcılar ve baskı malzemeleri bulunmaktadır. İmalatı yapılan nesnenin, mukavemeti, çözünürlüğü, viskozitesi ve şekli gibi parametreler yazıcı tipi ve baskı mürekkebi özelliklerine bağlı olarak değişiklik göstermektedir. 3B baskı için genellikle; ergiyik biriktirerek modelleme (FDM), seçici lazer sinterleme (SLS), seçici lazer eritme (SLM), stereo litografi (SLA), dijital ışık işleme (DLP), çoklu jet ve lazer temelli 3B yazıcılar tercih edilmektedir (Donderwinkel vd. 2017).

3B baskı teknolojisi; modern eklemeli imalat, mühendislik tasarım süreçleri, tıp, biyomedikal, havacılık sanayi, uzay sanayi, diş hekimliği ve farmosötik ilaç dozaj formlarının keşfi başta olmak üzere birçok alanda kullanılmaktadır (Peltola vd., 2008; Schubert vd., 2014). 3B baskı teknolojisi basılmak istenen nesnelerin dijital dosyaları kullanılarak 3B katı nesne oluşturma işlemi olarak tanımlanabilmektedir. Katı modeli oluşturulmak istenen nesnenin dilimlenmiş yatay kesitleri ardışık olarak katmanları basılarak nesnelerin 3B üretimi sağlanmaktadır. Bu yöntemle, bilgisayar destekli

tasarım (CAD) ve tıbbi görüntüleme tekniklerinden elde edilen görüntülerin bilgisayar destekli imalatı (CAM) yoluyla kalıplamaya ihtiyaç duyulmadan nesnelerin üretimi sağlanabilmektedir (Berman, 2012; Vaccarezza ve Papa, 2015; Özsoy ve Duman, 2017; Mikolajczyk vd., 2019). Bu gelişmeler imalat sürecinde modern üretimin doğmasına ışık tutmuştur ve imalat aşamasında klasik yöntemlerin aksine yüksek serbestlik sağlayarak üretimi yapılamayan yapıların üretilmesine olanak sağlamaktadır. Şekil 1.1.'deki görselde kullanılan veri formatları gösterilmektedir.



Şekil 1.1. Eklemeli imalat teknolojisinde kullanılan veri akışı

Tıbbi araştırmalarda ve rutin tedavilerde eklemeli imalat teknolojileri ve görüntü işleme teknikleri ile kullanımı günümüzde ciddi bir araştırma konusu olmaktadır. Özellikle beyin-sinir, ağız-diş-çene, ortopedi, akciğer-göğüs, plastik-rekonstrüktif, kardiyotorasik gibi cerrahi bilimlerinde 3B baskı teknolojisi kullanılarak hastalığın takibi ve tedavisine yön verilmektedir. Ayrıca onkoloji anabilim dalında tümör ve kanser hücrelerinin hacim hesabının yıllara göre değişimi ölçeklendirilerek hekimlere somut veriler sağlanabilmektedir (Dawood vd., 2015; Maes vd., 2019).

Bilgisayarlı tomografi (BT) veya manyetik rezonans (MR) tıbbi görüntü taramalarından elde edilen veri kümeleri, özelleştirilmiş bilgisayar destekli tasarım (CAD) uygulamalarında model oluşturmak için kullanılmaktadır. Hastanın istenen implant alanı BT veya MR ile taranarak veriler CAD yazılımına aktarılmaktadır. (Peltola vd.,2008) Ortopedik protezlerin ve kişiye özgü implantların eklemeli imalat teknolojisi ile üretilmesi, 3B baskılı kişiye özel anatomik faydalı modellerin üretilerek

cerrahi operasyonların planlanması ve tümör hücrelerinin yıllar içerisinde ölçeklendirilerek takip edilebilmesi hekimlere ve hastalara ciddi yarar sağlamaktadır. Rutinde hastalardan alınan cerrahi müdahale öncesi veya tedavi basamaklarını değerlendirme amacıyla elde edilen tıbbi görüntüler iki boyutlu (2B) olarak bilgisayar ekranına aksiyal, sagittal, koronal olarak adlandırılan üç yönlü görüntü sunmaktadır. 2B görüntü içeriği bazen cerrahi operasyonun planlanmasında veya hacimsel değişimin gözlemlenmesinde birtakım engeller ve sorunlar teşkil etmektedir. Bilgisayar ekranında yapılan görselleştirmeler, karmaşık anatomik yapıların sezgisel anlaşılması yetersiz olabilmektedir. 2B veya 3B görselleştirme araçları yerine eldeki 3B katı modellerde daha iyi gösterim sağlanabilmektedir. Tıbbi görüntüleme tekniklerinde eksen görüntülerine (aksiyal, sagittal, koronal) bağlı, klinik olarak yararlı görüntü işleme yöntemleri bulunmaktadır. Bunların arasında model hacim hesaplama, yüzey işleme ve fizyolojik görüntüleme bulunmaktadır. (Cody, 2002; Kim vd., 2008; Rengier vd., 2010). Tıbbi görüntü işlemek için kullanılan yazılımlar; radyolojik teşhislerin haricinde kişiye özel katı model ve implantların üretilmesi içinde kullanılmaktadır.

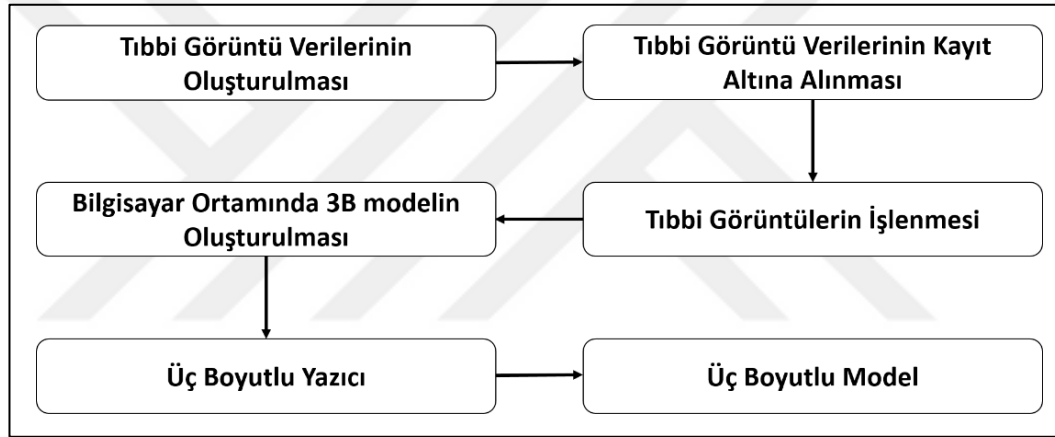
Tıbbi araştırmalar ve rutin poliklinik çalışmalarında radyoloji bilim dalı uygulamaları içerisine giren tıbbi görüntüleme tekniklerinden MR ve BT yeri doldurulamayacak kolaylık sağlamaktadır. MR ve BT görüntüleme teknikleri ile elde edilen verilerin işlenmesi ile hastalıkların teşhis ve tedavisine karar aşamasında önemli bilgiler vermektedir. MR ve BT taramaları ile doğrudan hastalardan elde edilen görüntülere dayanarak, hastanın büyük doku ve organ hatlarını tam olarak taklit eden çene taslağını oluşturmayı mümkün kılmaktadır (Wang vd., 2016). Görüntüleme teknikleri ile elde edilen bilgilerin sağladığı güvenilirlik sayesinde tıbbi görüntüleme tekniklerini kullanmayan tıbbi bilim neredeyse bulunmamaktadır.

Medikal görüntü verilerini; Horos, OsiriX, 3D Slicer, Mimics gibi bilgisayar yazılımları kullanılarak işlenebilmektedir. Ayrıca tıbbi görüntü verileri bilgisayar destekli tasarım yazılımları olan; Netfabb, Mimics, SolidWorks, Catia gibi yazılımlar kullanılarak düzenlenebilmektedir (Baskaran vd., 2016; Cheng vd., 2016).

MR ve BT verilerinden elde edilen görüntüler bilgisayar ortamında saklanması ve görüntü işleme yazılımlarında açabilmesi için; ortak protokole bağlı Dijital

Görüntüleme ve Tıpta Haberleşme (DICOM) formatı kullanılarak kayıt altına alınmaktadır. Son aşamada, 3B baskı teknolojisi kullanılarak somut bir, 3B katı model oluşturulmaktadır. Oluşturulan bu katı modeller genellikle cerrahi operasyonların planlamasında kullanılmaktadır (Tam vd., 2013; Talati vd., 2019).

Cerrahi operasyon planlama modelleri, ameliyat süresini kısaltmakta, hastanın anesteziye maddelere maruz kalma süresini azaltarak hastanın hayat kalitesini artırmakta ve cerrahi yorgunluklardan meydana gelen engelleri ortadan kaldırmaktadır. Bu durumun cerrahi işlemi uygulayacak ekibin, cerrahi operasyon süresini kısaltacağı tahmin edildiğinden bir operasyon süresinde belki iki operasyon gerçekleştirme imkanı sağlamaktadır.



Şekil 1.2. Planlama ve eğitim modellerinin üretim taslağı

Bu tez çalışmasında; tıbbi görüntü işlemek için kullanılan yazılımlar ile kişiye özel katı model ve implantların üretilmesini sağlayan yöntem anlatılmaktadır. Tıbbi bilimlere özel görüntüler; MR ve BT cihazlarından elde edilmektedir. Tıbbi görüntü işleme ve dilimleyici yazılımlarında işlenerek kişiye özgü implant, cerrahi müdahale öncesi planlama ve eğitim modeli üretmemize olanak sağlamaktadır. Şekil 1.2.'de üretim taslağı gösterilmektedir. BT ve MR görüntülerinden elde edilen görüntülerin bir anlam kazanması ve verimli işlenmesi amacı ile bilgisayar ortamında çeşitli yazılımlar kullanılmaktadır. Bu yazılım programlarının üretici isimleri, üretici firması, işletim sistemi ve donanım ihtiyaçlarına göre sınıflandırılmaktadır.

2. KAYNAK ÖZETİ

2.1. Tıbbi Görüntüleme ve Görüntü Verilerini Elde Edilmesi

Tıbbi görüntü oluşturma yöntemlerinin başında röntgenin cihazın keşfi çok önemli bir adım teşkil etmektedir. 3B yapıların, iki boyutlu (2B) izdüşümleri ile düzlemsel radyografik görüntülerden, organların yapıları gri tonlu basılı filmler halinde oluşturmaktadır. Bu teknik bazı hastalıkların tanı ve tedavisini kolaylaştırmaktadır. Ancak bazı durumlarda tanı organ ve dokuların iz düşümlerini gölgede bıraktığından ötürü hekimlerin teşhisini de yanıltmaktadır. Bundan dolayı 1914 yılında klasik tomografi yöntemi keşfedilerek bu zorluğun üstesinden gelinmektedir. 1970 yılında, BT'nin gelişmesi ile dijital radyolojik çekim ve görüntü işleme alanı için araştırmayı mümkün kılmak için yeni bilgilerin elde edilmesini sağlamaktadır. BT'den sonra MR sistemleri, daha yüksek kontrast doku farklılaşması, yüksek görüntü çözünürlüğü ve tıbbi görüntülerde eksenel dilimlemeleri oluşturarak belirgin klinik faydalar sağlamaktadır (Rengier vd., 2010; Mikla ve Mikla 2014). Kontrast, bir görüntüde en parlak (beyaza en yakın) bölüm ile en karanlık (siyaha en yakın) bölüm arasındaki farka denilmektedir. Bu durum görüntülerde gri renk skalasını oluşturmaktadır. Kontrast değeri ne kadar çok ise, bu aralıkta (range) kalan gri renk skalasında aynı oranda artmaktadır.

Tıbbi araştırmalar ve rutin poliklinik çalışmalarında radyoloji bilim dalı uygulamaları içerisine giren tıbbi görüntüleme tekniklerinden; MR ve BT yöntemleri yeri doldurulamayacak kolaylık sağlamaktadır. MR ve BT görüntüleme teknikleri ile elde edilen verilerin işlenmesi ile hastalıkların teşhis ve tedavisine karar aşamasında önemli bilgiler vermektedir. Görüntüleme teknikleri ile elde edilen bilgilerin sağladığı güvenilirlik sayesinde tıbbi görüntüleme tekniklerini kullanmayan tıbbi bilim dalı neredeyse bulunmamaktadır.

Tıbbi görüntüleme alanında; *in vivo* organların ve dokuların kesitsel görüntülerini elde etmek için çeşitli yöntemler kullanılmaktadır. Radyografi altında; ultrason (US), röntgen, BT, MR ve pozitron emisyon tomografisi (PET) dahil olmak üzere birçok yöntem bulunmaktadır. Bu yöntemlerin temel prensibi; dokunun veya organın boyutuna ve yoğunluğuna bağlı olarak değişmektedir. Fiziksel olarak farklı boyutlarda

ve farklı kontrastlara sahip tıbbi görüntü verileri bulunması görüntü oluşturma yöntemlerinde çeşitliliğe yol açmaktadır. Farklı canlı organların ve dokuların görüntü bilgilerini temsil eden radyoloji bilimini desteklemek için çeşitli tıbbi görüntüleme yöntemleri de mevcuttur. Bu yöntemlerdeki çeşitlilik teşhis ve tedavi amacıyla hekimlere farklı yaklaşımlar sunmaktadır (Singh vd., 2015).

Tıbbi görüntü verilerinin depolanmasında klinik araştırmaların ve kantitatif tıbbi görüntülemenin gelişiminde önemli bir yer teşkil etmektedir. Resim arşivleme ve iletişim sistemlerinin (PACS) uygulanması, tıbbi görüntülemenin film tabanlı bir okuma ve arşivleme veri depolama sisteminden dijital bir sisteme dönüştürülmesini desteklemektedir. Bu sayede tıbbi görüntü arşivi oluşturularak teşhis ve tedaviye yüksek tekrarlanabilirlik sayesinde yön verilmektedir (Suetens, 2017; Maes vd., 2019).

MR ve BT gibi tıbbi görüntüler, tıbbi teşhis, hasta sağlığının izlenmesi, tedavi ve ilaç değerlendirmesi için çeşitli sağlık uygulamalarında yararlar sağlamaktadır. MR, BT ve ultrason görüntüleri organların bilgilerini sağlamak için yapısal tıbbi görüntüler olarak adlandırılmaktadır. Diğer görüntüleme teknikleri; MR, tek foton emisyonlu bilgisayarlı tomografi (TFEBT) ve BT gibi anatominin fonksiyonel bilgilerinin daha düşük çözünürlüklü tıbbi görüntülerden sağlamaktadır. Hekimler tarafından öngörülen doğru bilgi çoğu zaman tek bir görüntüleme yönteminden sağlanamamaktadır. Bu nedenle cerrahi hekimler birden fazla tıbbi görüntü sonucunu inceleyerek hastaların tedavisine başlamaktadır. Bir den fazla görüntüleme yöntemi kullanmak hastaların tedavisine avantaj sağladığı düşünülmektedir. Ayrıca tıbbi görüntüleme yöntemlerinden; MR görüntüleri yumuşak doku lezyonlarının bilgisini sunmaktadır ve BT görüntüleri kemik ve iskelet yapısı bilgisini sunmaktadır. Bu nedenle, her iki yöntem bazı tedaviler için zorunlu olarak kullanılmaktadır (Fredieu vd., 2015; Tajbakhsh vd., 2020).

BT ve MR kullanım amaçları bakımından farklı teknikler kullanılmaktadır. Ancak teşhis ve tedavi sürecinde hekimler tarafından istenilen tıbbi görüntüler aslında birbirlerinin tamamlayıcısı olarak kullanımı yaygınlaşmaktadır. Çizelge 2.1.'de tıbbi görüntüleme tekniklerinin karşılaştırması gösterilmektedir (Heimann ve Meinzer 2009).

Çizelge 2.1. BT ve MR tıbbi görüntüleme sistemlerinin karşılaştırılması

Bilgisayarlı Tomografi	Manyetik Rezonans
Kemik, kırık ve kemik grefti zedelenmeleri gibi sert dokuların görüntülenmesinde tercih edilmektedir.	Yumuşak doku zedelenmeleri, Ligament, tendon yaralanmaları ve tümör hücrelerinin görüntülenmesinde tercih edilmektedir.
Akciğer ve göğüs tümör lezyonlarının tespit etmek amacı ile kullanılmaktadır.	Beyin tümörleri gibi hassas yumuşak doku lezyonlarını tespit etmek amacı ile kullanılmaktadır.
BT cihazlarının taraması 5 dakika zaman almaktadır.	MR cihazlarının taraması yaklaşık 30 dakika zaman alır.
3B görüntü taramaktadır (Aksiyal, Sagittal, Koronal)	3B görüntü taramaktadır (Aksiyal, Sagittal, Koronal)
Gürültüsü olmayan bir görüntüleme tekniğidir.	Yüksek gürültülü bir görüntüleme tekniğidir.
X-ray ışınlarını kullanarak görüntüleme sağlamaktadır.	Radyo frekanslarını kullanarak görüntü sağlamaktadır.
BT, X-ışını kaynağının hasta etrafında fiziksel hareket gerektirmektedir.	MR, istenen herhangi bir düzlemi doğrudan tarayabilmektedir.
Metaller ve metal alaşımları ile artefakt (ışık patlaması) oluşturmaktadır.	Manyetik alan oluşturduğu için metal implant ve protez varlığında görüntüleme yapılamamaktadır.
Genellikle, X-ışını görüntüleri düşük kontrastlı görüntü sunmaktadır.	MR görüntü verileri yüksek kontrastlı görüntü sunmaktadır.

BT ve MR’da görüntüler aslında iki boyutlu değildir; radyoloji uzmanı tarafımızdan belirlenen bir kalınlıkları vardır. Tıbbi görüntüler üzerinde ölçüm yapılan birimlere piksel denilmektedir. Piksel; tıbbi görüntü yüksekliğinin kesit kalınlığının yaptığı dikdörtgen prizmalar olarak adlandırılmaktadır. Bu prizmalara volüm elementi anlamına gelen vokseli oluşturmaktadır. Detektörlerin ölçtüğü ve dijitalize ettiği değerler, bilgisayarlar aracılığıyla her vokselin X-ışınlarını ve radyo frekanslarını tutma değerlerine dönüştürülmektedir (Heimann ve Meinzer 2009; Singh vd., 2015).

Tıp alanında kullanılan görüntü verilerinin elde edilmesi veya yöntemi cihaz ve radyoloji uzmanına göre değişiklik göstermektedir. Tıbbi görüntü kalitesinde bundan dolayı çeşitlilik göstermektedir. Hastalardan elde edilen tıbbi görüntü verilerinin görüntü kalitesinin optimizasyonu cerrahların tanı koymasında önemli bir parametre oluşturmaktadır. Bir çok hekim otomatik görüntü araçlarını tercih etmektedir.

Otomatik görüntü araçlarını kullanan hekimler için, sonuçların doğru ve güvenilir olması gerekmektedir. Hastalara doğru tanı ve teşhis konulması için yüksek görüntü kalitesi gerekmektedir. Görüntü kalitesi ayrıca tıbbi görüntü işleme alanı için önemli unsurların başında gelmektedir. İşlenen görüntü verilerinin cerrahi hekim yanılmaması gerekmektedir. Tıbbi görüntü kalitesinin düşük olması hastaların da sağlığı açısından olumsuz sonuçlara neden olabilmektedir (Zhang vd., 2017; Maes vd., 2019).

2.1.1. Bilgisayarlı Tomografi

Tomografi kelimesi iki Yunanca kelimeden türetilmiştir, “Thomas” gidelim veya kesit anlamına gelmektedir “grafik” açıklama anlamına gelmektedir. BT, 1970'lerde tanıtılmasıyla tıbbi görüntüleme alanında çığır açılmaktadır. Bu sayede 2B görüntülerin üst üste binmesi ile sınırlı olmamakla birlikte doğal fizyolojik doku ve organların *in vivo* 3B görüntülerini elde edilmesini sağlamaktadır (Ash vd., 2020). BT, vücut içindeki alanların ayrıntılı görüntülerini veya taramalarını oluşturmak için X ışını kullanılan bir görüntüleme yöntemi olarak tanımlanmaktadır. Farklı açılardan çekilen röntgen görüntülerini birleştirerek kemik, damar ve yumuşak dokuların kesit görüntülerini oluşturmaktadır. BT taraması, insan vücudu hakkında yapısal ve fonksiyonel bilgi elde etmek için kullanan bir görüntüleme yöntemi olarak bilinmektedir. BT görüntüsü yeniden yapılandırılmış görüntü sunmaktadır. X ışınları elektromanyetik dalgalar olduğu bilinmektedir. Bu nedenle dokuların X ışınlarını emme yeteneklerinde farklılık gösterdiği özelliğine dayanarak teşhis ve tedavi yöntemi olarak kullanılmaktadır (Armistead vd., 1989; Sharma ve Aggarwal, 2010; Zhang vd., 2018).

Kemik greftleri gibi yoğun dokuları, BT filminde beyaz; beyin veya karaciğer gibi yumuşak dokuları, gri tonlu olarak görüntü sağlamaktadır. Akciğerlerde bulunan hava ile dolu boşluklar BT görüntüleme sisteminde siyah olarak filme görüntü sağlamaktadır. BT travma durumunda ve acil durumlarda daha iyi kemik greft detayı sağlamaktadır. Bu nedenle akut kanamalarda için yüksek hassasiyeti bulunmaktadır (Sharma ve Aggarwal, 2010).

Tıbbi ultrasonografi ve MR'ı desteklemek amacıyla; BT tıbbi görüntüleme yöntemlerinde önemli bir araç haline gelmektedir. Çok sayıda farklı hastalığın tanısında ve tedavisinde vazgeçilmez bir yöntem olduğu bilinmektedir (Singh vd., 2015).

BT görüntülerinin oluşturulması mekanizması dairesel bir cihaz içerisine hastanın görüntülenmek istenilen bölgesinin yerleştirilmesi ile elde edilen tıbbi görüntüleme tekniğidir. BT cihazının dairesel açıklığının etrafında dönen motorlu bir X ışın kaynağı görüntülemeyi sağlamaktadır (Mikla ve Mikla 2014). BT işlemi sırasında vücudun farklı açılarından elde edilen, 3B görüntüsü BT veri kümesine özgüdür. Organ, kemik ve diğer dokuları ince bir kesit olarak göstermektedir. Her BT veri kümesi, yalnızca tek bir kesit kalınlığıyla sınırlı olarak taranan hacmin doğru bilgilerini sağlamaktadır. Alınan kesitler bilgisayar tarafından birleştirilerek üç boyutlu bir görüntü oluşturulmaktadır (Philipp vd., 2003).

BT cihazı üç ana bölümden oluşmaktadır;

- Tarama Bölümü
 - Gantri
 - Kabinetler (Hasta Masası)
- Bilgisayar Sistemi
- Görüntüleme Sistemi

X ışınları, katılarda hızlı elektronların inhibisyonu ile üretilmektedir. Vücut boşluklarının ortaya çıktığı pozisyonda elektronların püskürtülmesinden kaynaklanmaktadır. Bu yerlerde, daha yüksek seviyelerden gelen elektronlar atlayarak kademeli bir etkiye neden olur. Yayılan radyasyon özelliği, spektrumda kesikli çizgiler şeklinde görünür. (Gapinski vd., 2016) Tarama bölümünde, gantri ve hasta masasından oluşmaktadır. Gantri, içerisinde X ışını tüpü ve detektörlerin bulunduğu, kare şeklinde bir kutudan oluşmaktadır. Ortasında gantri açıklığı denilen hasta masasının girdiği yuvarlak bir açıklık bulunmaktadır. Hasta, hasta masasına yatırılarak tanı konulacak organ veya bölge delgi merkezi yakınında konumlandırılmış olacak şekilde gantri deliğe yerleştirilmektedir. (Heuscher, 2008) Tüp ve detektör zinciri bu açıklığın çevresinde bulunmaktadır. Tüp kesit alma sırasında hastanın çevresinde dönerek hareket etmektedir. Hasta masası seçilen kesit kalınlığına ve kesitler arasındaki

aralığına göre her kesitten sonra hareket sağlamaktadır. Hastayı geçerek detektörler üzerine düşen X-ışınlarının miktarı ölçülerek bilgiler dijitalize edilmektedir.

Bilgisayar sistemi, detektörlerden gelen dijitalize verileri işleyen çok gelişmiş bir sistemin elemanını oluşturmaktadır. Bilgisayar sisteminin görevi, esas olarak bu dijital verileri kesiti oluşturacak piksellerin değerlerine dönüştürmektir.

Görüntüleme bölümü, sayısal değerlerden oluşan görüntünün ortaya çıktığı ve işlendiği bölümleri oluşturmaktadır. Çözünürlüğü yüksek bir monitör ve kayıt sistemi bulunmaktadır. Görüntüler burada işlenir ve içlerinden seçilenler film üzerine aktarılmaktadır. Bu bölüm aynı zamanda sistemin komuta ünitesi görevini üstlenmektedir (Suetens, 2017)

Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi (KIBT), pozitron emisyon tomografi (PET), TFEFT ve ultrasonografi (US) görüntüleme verilerinin elde edilecek *invaziv* olmayan görüntüleme yöntemleridir (Suetens, 2017).

KIBT, 1990’larda diş hekimliği radyolojisinde, ilerleme kaydetmiş bir radyografik görüntüleme tekniği olarak bilinmektedir. Son on yılda, maksillofasiyal, endodonti ve ortodontik cerrahi başta olmak üzere bir çok dental uygulamada kullanılmaktadır. Maksillofasiyal bölgenin KIBT’nin tarama verileri sonucu diş hekimliğinde 3B verilere ulaşım ve görüntü düzenlenmesi kolaylaştırmaktadır (Büyük ve Ramoğlu, 2011; Pauwels vd., 2012).

KIBT’de, hastanın etrafında 180 ve 360 ° dönme yayı ile dönen koni veya piramit şekilli bir X-ışını kaynağı kullanılmaktadır. Bu dönmenin anlamı 3B bir veri kümesine yeniden yapılandırılabilen bir dizi 2B projeksiyon görüntü elde edilmektedir. Konik ışın sistemleri, tek rotasyonda ve BT cihazlarına göre düşük radyasyon dozları kullanılmaktadır. KIBT cihazları, BT cihazlarına oranla küçüktür ve teknolojik gelişmeler ile daha da küçülmektedir. BT’lerle karşılaştırıldığında da maliyetinin oldukça düşük olduğu bilinmektedir (Büyük ve Ramoğlu, 2011; Pauwels vd., 2012).

2.1.2. Manyetik Rezonans Görüntüleme

Radyoloji alanında kullanılan MR'ın kullanımı son yıllarda hızla artmaktadır. MR radyografi alanında en yaygın kullanılan teknik olarak bilinmektedir. MR ile hedef hacimlerin ve risk altındaki organların (OAR) tanımlanmasını iyileştiren üstün yumuşak doku yoğunluğu sunmaktadır. Statik ve gradient manyetik sahada dokuya gönderilen radyo dalgalarının uyardığı hücrelerdeki H^+ ürettiği enerjinin, bilgisayar ortamına aktarılarak görüntüye dönüştürüldüğü, *invaziv* olmayan bir görüntüleme olarak bilinmektedir. Alınan sinyallerin yoğunluğunun doku tipine göre değişmesi ise görüntülemenin esasını oluşturmaktadır. Yumuşak dokuların görselleştirilmesinde kullanılan, H^+ konsantrasyonu yapan tıbbi görüntüleme tekniğidir. Teknik büyük mıknatıslarla oluşturulan güçlü manyetik alan içinde radyo frekanslarının ölçülmesi ve bu frekansların dalga boylarının görselleştirilmesine dayanmaktadır. İyonlaştırıcı olmayan radyasyon kullanmaktadır. MR kontrast maddeleri nefroksik olmadığı belirtilmektedir (Sharma ve Aggarwal, 2010; Işık, 2015).

Nükleer manyetik rezonans (NMR); ilk olarak 1946'da Bloch ve Purcell tarafından deneysel olarak tanımlandı, her ikisi de 1952'de Nobel Fizik ödülüne layık görülmektedir. İlk klinik MR görüntüleri 1980 yılında Nottingham ve Aberdeen'de üretildi. MR cihazı vücudumuzdaki yumuşak dokuların görüntülerini elde etmek için hidrojen atomlarını taramaktadır. H^+ atomları hasta vücudunda taranılacak bölgeye yüksek manyetik alan uygulamaktadır. Manyetik alanların oluşturduğu radyo dalgalarını hidrojen atomlarını uyarır ve H^+ atomları enerji salmaya başlar salınan enerji cihaz tarafından algılanıp görüntüyü oluşturulmaktadır. (Prince ve Links, 2015)

MR tıbbi görüntüleme cihazı dört ana bölümden oluşmaktadır;

- Manyetik gradyen bobinleri
- Güçlü iletken mıknatıs
- Soğutucu ceket bölümü
- Radyo frekans vericisi olmak üzere

MR sistemini büyük çoğunluğunu süper iletken solenoid mıknatıslar oluşturmaktadır (Wald vd., 2020). MR'ın etkisi, bir elektromıknatıs veya kalıcı bir mıknatıs tarafından

Üretilen homojen bir statik manyetik alanın oluşması ile sağlanmaktadır (Rajan, 1998). Mıknatıs, hastanın statik manyetik alan içinde konumlandırılmasına izin verecek şekilde yapılmıştır. Mıknatıs, titanyum (Ti) ve niyobyum (Nb) elementlerinin meydana getirdiği alaşım güçlü bir iletkenlik özelliği göstermektedir. Bu alaşım sayesinde manyetik alan oluşturulmaktadır. Soğutma ceketi, mıknatısın hareketinden meydana gelen ısının minimize edilmesini sağlamaktadır. Soğutma işlemi sıvı helyum (He) ile gerçekleştirilmektedir. Manyetik gradyan bobinler, mıknatısın oluşturduğu manyetik alanlara canlı organizmanın farklı düzlemlerde görüntülenmesi sağlamaktadır. Radyo frekans verici (RF), burada H^+ atomlarının enerji saldığı sırada yakalanması ve görüntü olarak aktarılması sağlamaktadır (Armanious vd., 2020).

MR tıbbi görüntüleme, farklı nabız dizileri (TE) kullanarak değişken görüntü kontrastı elde etmeyi sağlayan tıbbi görüntüleme teknolojiden oluşmaktadır. Nabız dizileri, T_1 uzunlamasına gevşeme süresi ve T_2 enlemesine gevşeme sresinden oluşmaktadır. MR görüntüsündeki kontrast biçimi, gevşeme parametreleri T_1 ve T_2 arasındaki farklılıklara dayanmaktadır. Darbe dizisi bu parametrelerine bağlıdır ve doku özelliklerine göre gevşeme süreleri değişiklik göstermektedir. Daha kısa T_1 'e sahip dokular, daha uzun T_1 'e sahip dokulardan daha parlak görünmektedir. Bunun nedeni, uzunlamasına manyetizasyonları her uyarımdan önce iyileşmiş olmasından kaynaklanmaktadır (Prasad ve Storey, 2008).

MR görüntüleri çeşitli anatomik ilişkilerinin gösterilmesinde özellikle yararlı olan çok düzlemli yeteneklerle elde edilebilmektedir. Anatomik yapıları, diğer yapılardan net olarak ayırt etmek, sağlıklı ve hastalıklı dokular arasındaki farklılıkları saptamak ve tanımlamak için kullanılan tıbbi görüntüleme yöntemidir.

Tıbbi görüntü verilerindeki sinyal yoğunlukları spesifik doku özellikleri ile ilişkilendirmektedir. MR görüntüsünün kontrastı darbe dizisi parametrelere bağlı bir faktör olduğu bilinmektedir. MR görüntüleme yöntemi genellikle yumuşak dokuları görüntülemek için kullanılmaktadır. Hastalığın teşhis, tedavi veya izlenmesine yardımcı olmak amacıyla genellikle; beyin, karaciğer, göğüs, karın, pelvis ve diğer ekstremitelerimizde bulunan kaslar yapısal detaylarını elde etmek için kullanılmaktadır (Sharma ve Aggarwal, 2010).

MR genellikle hastalığın erken evrelerinde beyin anormallikleri ve yumuşak dokuları tespit etmekte daha duyarlı olduğu bilinmektedir. Yüz bölgesinde bulunan yumuşak dokuların deformasyonunu teşhis ve tedavi etme basamaklarında önemli rol oynamaktadır. MR taraması yumuşak doku anormallik yerini tespit etme olanağı sunmamaktadır (Sharma ve Aggarwal, 2010).

Normal ve patolojik doku lezyonlarını farklı histolojik alt tip lezyonlar ile arasında ince farklılıklarını ortaya çıkarabilen olağanüstü yumuşak doku kontrastı sağlamaktadır. MR sistemi, özellikle metastaz ve kötü huylu lezyonların karakterize edilmesinde kullanılmaktadır.

MR tıbbi görüntüleme tekniğinin avantajları genellikle manyetik proba bağlanmaktadır. Bazı avantajları;

- Doku farklı şekillerde karakterize edilebilmektedir
- Doku veya organ görüntülemesinde herhangi bir düzleme bağlı kalmaksızın görüntüleme yapılabilir
- Kemik ya da kemik greftleri gibi sert dokular görüntülenemez sadece anatomik bölgeler incelenmektedir
- Kübik voksel olarak 1mm'de bile çok yüksek çözünürlüğe sahip görüntü oluşturulabilmektedir.
- Yumuşak doku görüntüleme için mükemmel bir kabiliyete sahip olduğu bilinmektedir
- İyonlaştırıcı radyasyon kullanılmamaktadır
- Kontrast maddelere gereksinimi bulunmamaktadır
- Sinyal gürültü oranı yüksek olduğu için, yüksek kontrasta çözünürlük sağlamaktadır.
- Farklı darbe dizileri sayesinde farklı yapıları bölümlere ayırmak ve sınıflandırmak için kullanılmaktadır.

MR tıbbi görüntüleme sisteminin dezavantajları;

- Karmaşıklık ve yüksek maliyetli bir görüntüleme tekniğidir
- Tarama süresi diğer görüntüleme sistemlerine kıyasla uzundur.

- Metallerle karşı hassas olduğundan, metal implant veya protez bulunan hastalara karşı kullanılmamaktadır.
- MR, tekdüze görüntü kalitesi elde etmekte zorlanılmaktadır (Oldendorf ve Oldendorf, 1988).

Tıbbi görüntülerde füzyon, farklı görüntüleme tekniklerinden oluşturulmaktadır. Birden fazla tıbbi görüntü bilgileri klinik anlama sahip tek bir çıktı görüntüsünde birleştirme işlemidir denilmektedir. Günümüzde halan gelişmekte olan bir yöntemdir ve çeşitli algoritmalar geliştirilmektedir. MR ve BT tıbbi görüntü verileri ayrı ayrı yumuşak doku ve kemik yapısı bilgisini sumaktadır. Bu nedenle, her iki özelliği bileşik tek bir görüntüde entegre etmek için algoritma oluşturma gereksinimi doğmaktadır. Böylece farklı iki görüntüleme tekniklerinden elde edilen bilgileri tek bir algoritma ile sağlanabilmektedir. Bu algoritmaların bazı dezavantajları bulunmaktadır. Kontrast azaltma gibi bazı genel problemleri bulunmaktadır. Buna bağlı olarak görüntünün çözünürlük kalitesi etkilenmektedir ve genelde en önemli ince detay bilgilerinin kaybolduğu görülmektedir (Singh vd., 2015; Baum vd., 2008).

2.1.3. DICOM Dosya Formatının Tıbbi Görüntülemedeki Önemi

Geleneksel basılı filmlerin yerini günümüzde dijital radyografi geçmektedir. Dijital verilerin radyoloji bilim dalında işlenmesi sonucu klinik çalışmalarda kullanılmaktadır. Klinik çalışmalarda, dijital görüntüleme ve tıpta haberleşme (DICOM) verilerinin değişimi ve işlenmesi giderek artmaktadır. DICOM formatında verilerin işlenmesi ve değiştirilmesi için bir çok yazılım kullanılmaktadır. DICOM tıbbi görüntü verilerin, iletmek için açık kaynaklı bir haberleşme birlikteliği sunmaktadır. DICOM dosyaları, bilgisayar yazılımları ile işlenerek görüntünün ekrana aktarılması ile oluşmaktadır (Baskaran vd., 2016).

DICOM, tıbbi uygulamalarda görüntü verisi yönetimi için önemli ve değişilmez standartları oluşturmaktadır. DICOM, resim arşivleme ve iletişim sistemlerinde (PACS) görüntü verilerinin yakalanması, değiştirilmesi ve arşivlenmesi için kullanılmaktadır. DICOM dosya formatı, klinik araştırmalarda görüntü hesaplama aracı olarak kullanılır ve hesaplama işlerinde faydalı olması açısından kritik önem arz etmektedir. DICOM protokollerini ve veri yapılarını kullanarak klinik görüntülerin

içe aktarılmasını, sorgulanmasını, alınmasını ve saklanmasını destekleyen görüntü işleme yazılımları bulunmaktadır. Bu özellikler tarayıcılar, iş istasyonları ve PACS sunucuları gibi klinik sistemlerle veri alışverişine izin vermektedir (Mildenberger vd., 2002).

Tıbbi görüntülerden oluşturulan DICOM dosya verileri; tıbbi görüntü verilerini doğrudan DICOM dilimleyici yazılımına yönlendirmektedir. Bu durum hastalardan alınan tıbbi görüntülerde teşhis ve takip basamağı olarak kullanılmaktadır. Tıbbi görüntü dilimleme yazılımları, görüntü verilerinin taranmasını ve ayarlanmasını sağlamaktadır. Ayrıca dilimleme yazılımları, resim arşivlerinde DICOM çalışmalarını geçmiş araştırma verilerinin de görüntü analizi gerçekleştirilmektedir. Böylece hastaların tıbbi görüntü verilerinde tedavi takibi sorgulamasıda yapılmaktadır. PACS sistemin tıbbi görüntülerin merkezi bir deposu olarak görülmektedir. DICOM sistemi de PACS sisteminden türetilmektedir. Hastalara teşhis koymak için, hekimler görüntüleri almak ve saklamak amacıyla, PACS ile bağlantı oluşturmaktadır. Bu görüntülerde temsil edilen bilgileri görselleştirmek, keşfetmek ve analiz etmek için DICOM görüntüleyiciye ihtiyaç duyulmaktadır (Tabatabaei vd., 2017).

DICOM görüntüleyici yazılımlar, ücretsiz ve açık kaynaklı olarak klinik çalışmalarda ve akademik çalışmalarda kullanıma imkan sunmaktadır. Çeşitli firma ve yazılım uzmanları tarafından geliştirilmiştir (Fredieu vd., 2015). Tıbbi görüntü işleme yazılımları; tıbbi görüntülerin araştırılması ve işlenmesi radyoloji bilimi tarafından değerlendirilerek kullanılmaktadır.

2.1.4. Tıbbi Görüntü İşleme ve Analizi Yazılımları

Tıbbi görüntüleme, çok boyutlu veri kümelerinin karmaşıklığının ve bilgi zenginliğini sürekli gelişmektedir. Tıbbi görüntüler, araştırma ve klinik bakım için giderek daha karmaşık görüntü verilerinin oluşturulması sonucu görüntüleme platformlarının doğru orantılı olarak gelişmesi söz konusu olmaktadır. Ticari görüntüleme makineleri çok yüksek kaliteli 3B anatomik yapı görüntü bilgilerini ve kan akışı gibi bazı fonksiyonel bilgileri oluşturmaktadır. Gelişmiş tıbbi görüntülemenin etkisi, üç eşzamanlı, birbirine bağlı devrim niteliğindeki teknolojik gelişmenin nihai halini oluşturmaktadır. Bu gelişmeler;

- Canlı vücudundan anatomik olarak bağlantılı dijital veri alımı,
- Araştırma ve klinik kullanım ile ilgili bilgileri çıkarmak ve geliştirmek için gelişmiş çok aşamalı işleme platformları
- Veri işleme için çok yüksek kaliteli platformları organize etmek ve sürdürmek için, gelişmiş bilgisayar bilimi tekniklerinin sürekli gelişimi sonucu ilerleme kaydetmektedir.

Klinik çalışmalarda kullanılan tıbbi görüntü verilerinin 3B görselleştirmeleri 1970’li yıllarda başlamaktadır (Osmanoğlu, 2019). İlk algoritmaların hesaplama sınırları ve yazılım yeteneklerinin olmaması da engel oluşturmaktadır. Araştırmacılar bu dönemde, teknolojiyi paylaşmak, bilimsel yaklaşımları tanımlamak ve standartlar geliştirmek çalışma toplulukları oluşturmaktadır oluşturmaktadır (Heimann ve Meinzer 2009). Bu toplulukların açık kaynaklı olması ve bugünkü tıbbi görüntü işleme yazılımlarının temelini oluşturmaktadırlar.

BT ve MR görüntülerinden, elde edilen verilerin bir anlam kazanması ve verimli işlenmesi amacı ile bilgisayar ortamında çeşitli yazılımlar kullanılmaktadır. Bu yazılımlar, isim, üretici firması, işletim sistemi ve donanım ihtiyacını gösteren bilgiler ile Çizelge 2.2.’de verilmiştir.

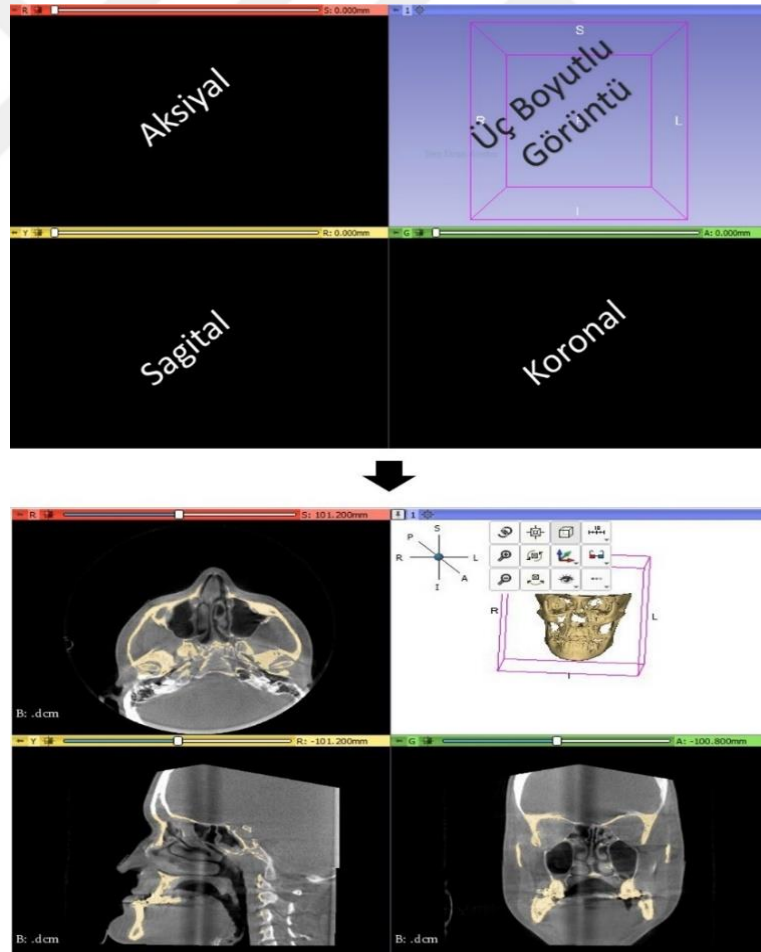
Çizelge 2.2. Tıbbi amaçla kullanılan dijital görüntüleme yazılımları (Cheng vd., 2016)

Program	Laboratuvar-Şirket	İşletim Sistemi	Eklentiler	Bellek (Bit)	Maliyet
3D Slicer	Surgical Plannin Laboratory	Mac, Windows, Linux	Evet	32 ve 64	Ücretsiz
Horos	Horos Project	Mac	Evet	64	Ücretsiz
OsiriX	Piximeo	Mac	Evet	32 ve 64	Ücretsiz ve \$699
Mimics	İmaterialize	Windows	No	64	Değişken

Çizelge 2.2’den de anlaşılacağı üzere yazılımların çoğu Mac işletimi sistemi için tasarlanmış ve ücretsiz kullanım imkanı sağlamaktadır. DICOM standardı, tıbbi cihazlar ve sistemlerin birbirleriyle bağlanabilmesini kolaylaştırmaktadır. Bunun için, tıbbi görüntüler ve görüntüyle ilgili bilgilerin formatının değiştirilmesinin yollarını tanımlamaktadır. Bu dilimleyici yazılımları ve uygulanan görüntü analiz araçları, hem

etkileşimli hem de toplu uygulamaya mümkün olacak şekilde geliştirilebilme olanağı sunulmaktadır (Cheng vd., 2016).

MR ve BT cihazlarından elde edilen tıbbi görüntü veriler DICOM formatında saklanmalıdır. DICOM verileri; 3D Slicer, Horos, OsiriX ve Mimics yazılımlarında kolaylıkla açılabilir. MR ve BT verilerinin bize sağladığı en önemli özellik aksiyal, sagittal ve koronal adı verilen bir nesnenin üç görünüşe sahip verileri senkronize şekilde kullanımını içermesidir. Şekil 2.1.'de dilim görüntüleri ve 3B soyut model görselleştirilmektedir. Bu dilim görüntüleri 1, 3, 5 mm arası tarama aralıkları içerebilmektedir. 1 mm ve daha aşağı tarama aralığı görüntülerin çözünürlüğünün ve kontrastın iyileşmesi anlamına gelmektedir. Görüntü işleme aynı zamanda MR ve BT görüntülerinde tümör parçalarını doğru şekilde bölümlere ayırmak için kullanılmaktadır (Aswani vd., 2020).

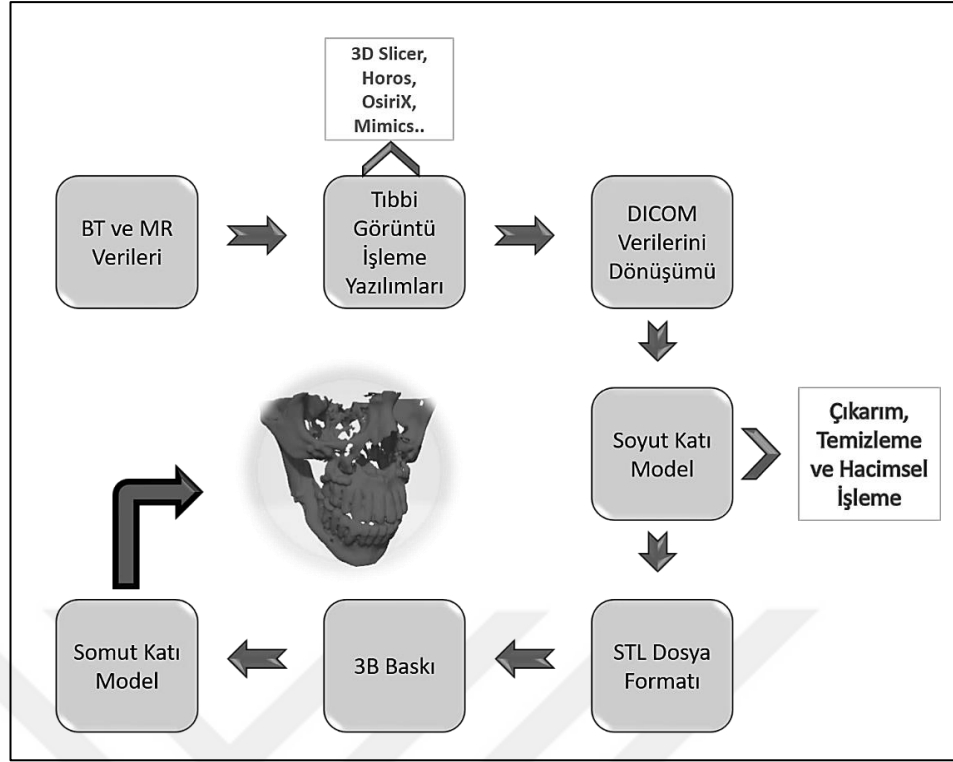


Şekil 2.1. Dilim görüntüleyici ve 3B görüntüleyici

Tıbbi görüntüleme teknikleri yazılımlarında açılan ve BT verilerini içeren görüntüler üzerinde genelde yazılıma ait standart komutlar kullanılarak teşhis ve tedaviye yön veren ölçme işlemleri yapılabilmektedir. Ölçme işlemleri, genelde yoğunluk neticesinde hızla yapılmak istenmesi ve ölçmeyi yapan radyoloji uzmanının tecrübesine bağlı olarak farklılıklar göstermektedir. Bu farklılıklar bazen düşük hassasiyet ile ölçüm yapılmasına veya gerçek değerden farklı sonuçların elde edilmesine neden olmaktadır. Yanlış veya düşük hassasiyetteki bilgiler hastaların, tedavi ve tanı süreçlerini olumsuz etkilemektedir (Cheng vd., 2016).

Özellikle, tümör teşhisleri ve tedavi süreçlerinin takibinde ciddi önem arz etmektedir. Tümör yapıları geometrik olarak oldukça karmaşık olabilmektedirler. Akciğerlerde oluşan tümörlerin yapılarında bu durum daha da zor olabilmektedir. Ölçümlerin sayısal değerleri tedavi gören hastaların tedaviye yanıt verip vermediği konusunda net bir bilgi elde edilmesinde önemli rol almaktadır. Ayrıca bu hacimsel değerlerin organ nakli uygulamasında yüksek hassasiyetle ölçülmesi gerekmektedir. Bu değerleri elde ettiğimiz görüntüleme yazılımlarının ölçüm kabiliyetleri ve hassasiyetleri bu yazılımları kullanan radyoloji uzmanlarının tolerans aralığı belirlemesi için önemli bir bilgi sağlamaktadır.

Tıbbi görüntü işleme yazılımlarına düşen hacimsel boyut hesaplamada kullandığı yöntemlerin kısa ve kullanıcıya hassas ölçme sağlayabilecek kabiliyette olması çok önemli olmaktadır. Genel amaçlı kullanılan görüntü işleme teknolojilerinin; canlı vücudunda bulunan bölgelerdeki net bir bilgiyi diğer bilgiden ayırmak için kullanılmaktadır. Yöntemler; görüntü nitelendirme (Image Qualification), hacim çıkarımı ve görüntü bölme (Segmentation) olarak tanımlanmaktadır. Tıbbi görüntü işleme yazılımları da aynı yöntemleri kullanmaktadır. Şekil 2.2.'de üretim basamakları ve akış şeması gösterilmektedir. Bu yöntem, içeriği BT cihazları ile elde edilmiş verilerin görüntülerinin işlenmesine olanak vermektedir.



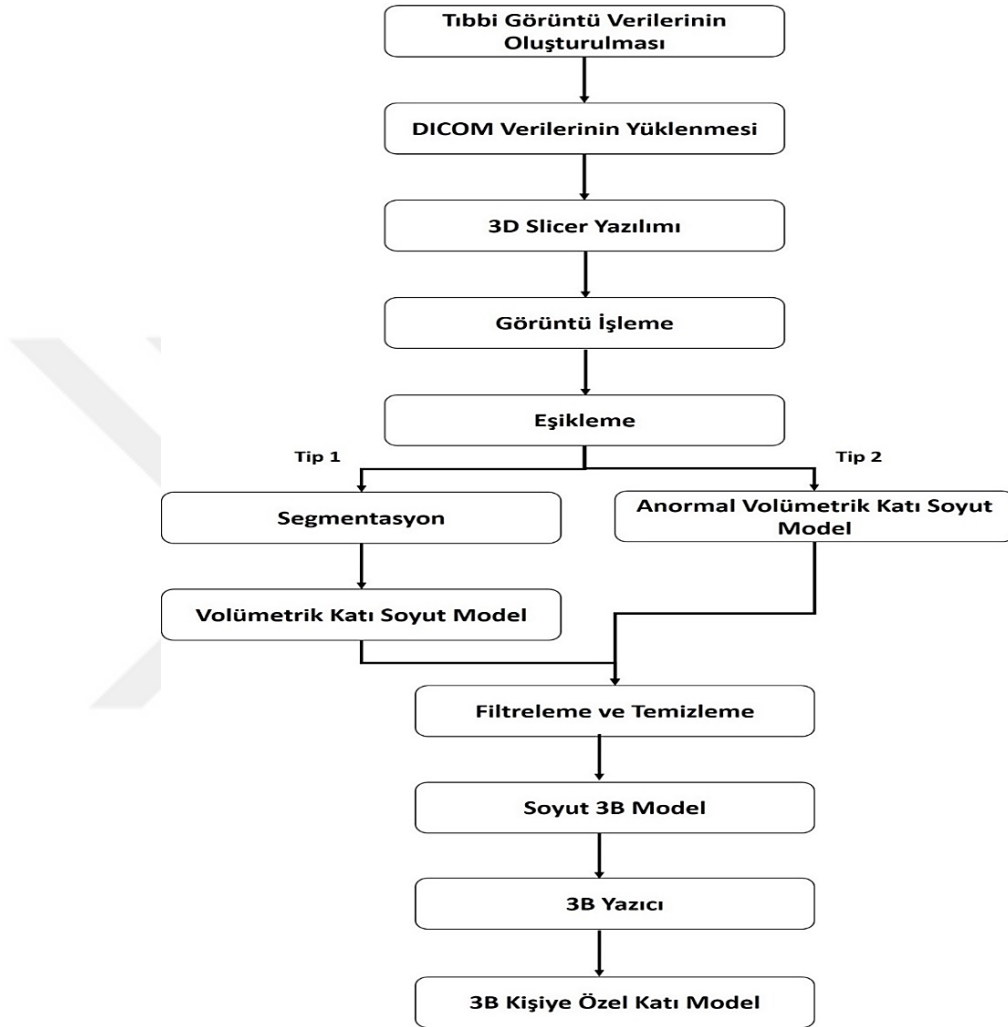
Şekil 2.2. Tıbbi görüntülerin 3B modellere dönüştürülmesi için kullanılan yöntemlerin akış şeması

2.1.5. Tıbbi Görüntülerin İşlemesi

Görüntü işleme, sayısal görüntü verilerini, bilgisayar algoritmaları ile amaca uygun şekilde değiştirmeye yönelik yapılan çalışmaların tümüne denilmektedir. Dijital görüntüleme ve tıbbi görüntü bilgilerinin oluşturulmasındaki teknolojik gelişmelere paralel olarak görüntü verilerinin işlenmesi sağlanmaktadır. Sağlık hizmetlerinde kullanılan görüntü işleme biyomedikal ve birçok tıp dalı için tercih edilmektedir. Tıbbi görüntü işleme, görüntü verilerinde kontrastı ayarlamak, gürültü kirlilikleri azaltmak, ilgili görüntüleri hizalamak ve 3B hacim hesaplarının oluşturulması bakımından klinik araştırmaya yön vermektedir. Günümüzde hala klinik araştırmacılar; görüntü işleme teknikleri ile bu dijital görüntü veri setlerinin faydalarını artırmaya çalışmaktadır (Osmanoğlu, 2019; İnce vd., 2020).

Tıbbi görüntüleme teknikleri son birkaç yılda çarpıcı bir şekilde gelişmektedir. BT evrimi ile radyolojik tanı daha az *invaziv* ve daha fazla bilgi alabileceğimiz konuma gelmektedir. Görüntü işleme, tanısal görüntülemede çok kritik bir rol oynamaktadır. 3B görselleştirme birçok klinik disiplin için radyolojik çalışmaların önemini

artırmaktadır. Tıbbi görüntülerde veri miktarı, ham haliyle anlaşılamayacak kadar büyük dosyalar içermektedir. Bazı dilimleme algoritmalarının, 3B model yapıları için orijinal verileri filtrelemek üzere görüntü işleme tekniklerini kullanması önemli bir kriteri oluşturmaktadır (Han ve Jia, 2008).



Şekil 2.3. Görüntü işleme işlemi basamakları ve iki farklı yaklaşım

Günümüzde görüntü kılavuzu ameliyatları, cerrahi müdahale öncesi 3B görselleştirme ve 3B baskı teknolojisi kullanılarak katı model oluşumunda tıbbi görüntü işleme ve dilimleyici yazılımları büyük önem arz etmektedir. Ayrıca hastalardan alınan cerrahi müdahale öncesi değerlendirme amacıyla elde edilen tıbbi görüntüler iki boyutlu (2B) olarak bilgisayar ekranına görüntü sunmaktadır. Bu durum cerrahi operasyonun planlanmasın da bir takım sorunlar teşkil etmektedir. Kemik ve kas; deformitelerinin, hareket ve yönlerini 2B tıbbi görüntüleme yazılımlarında net bir şekilde ayırt etmek mümkün olamamakla birlikte uzun zaman almaktadır (Naftulin vd., 2015).

3B baskı veya hızlı prototipleme olarak adlandırılan yöntem kullanılarak zaman kaybının üstesinden gelinmektedir. Üç boyutlu modeller üreterek bu sınırlama ve engeller ortadan kaldırılmaktadır. Bu yazımızda radyolojik görüntü verilerini 3B modellerin imalat tekniğini görselleştirme ve oluşan modellerin kalitesi filtrelenerek artırılması amaç edinilmektedir. Aynı zamanda tıp ve mühendislik alanlarında kullanımlarına değinilmektedir.

2.1.5.1. Görüntü Nitelendirme

Görüntülerin sayısallaştırılması ile görüntüleri işlemektedir. Sayısal görüntü, görüntünün ikili kodlama ile gösterimi gerçekleşmektedir. Bu ikili kodlamada her hücre bir piksel olarak adlandırılır ve bir matris içinde geometrik konuma karşılık gelen ton değerlerini ifade etmektedir. Bir piksel; radyometrik ve geometrik olmak üzere iki temel özellik söz konusu olmaktadır. Radyometrik özelliği; pikselin algılandığı elektromanyetik spektrumdaki gri değerini göstermektedir. Geometrik özelliği; pikselin görüntü matrisindeki koordinat değerlerini göstermektedir (Gökçe, 2014).

Sayısal görüntülerde, gri seviye değeri olarak yalnız bir veya sıfır değerini alıyorsa bu sayısal görüntüye ikili görüntü denir. Gri tonlu görüntülerde; görüntü farklı gri ton değerlerinden oluşur. 1 mm aralıklarla alınan anatomik organlardan oluşan BT görüntüsü kullanılmaktadır. BT görüntü verilerinde, kullanılan her bir piksel genellikle 8 bit ile kodlanmaktadır. Tıbbi görüntülerde gri renk tonu seviyesinde sınırlarında siyah ve beyaz olmak üzere, iki adet tam renk bulunmaktadır. Gri değer aralıkları; $G=\{0, 1, 2, \dots, 255\}$ şeklinde ifade edilebilir. Bu durumun anlamı; bir gri tonlu görüntüde, 256 tane farklı gri ton değeri bulunmaktadır. Bu tip görüntülerde her bir piksel $G = 2^8 = 256$ farklı gri ton karşılığı değerlerinden oluşmaktadır. 0 gri değeri kural olarak siyah renge, 255 gri değeri ise beyaz renge karşılık gelmektedir. Bu değerler arasında ise farklı gri renk seviyeleri bulunmaktadır (Kızılkaya, 2008; Gökçe, 2014). Tıbbi görüntü kontrastı iyi olan görüntülerde, gri ton farkını aynı zamanda 0-4096 aralığında daha hassas sonuç verebilen bir skalada da kullanılmaktadır.

Bu durumu denklemlerle yansıtabiliriz;

f: herhangi bir koordinat çifti,

$f(x, y)$: burada x ve y uzamsal koordinatlar,

x_0, y_0 : görüntü genişliği,

ℓ : görüntünün gri renk tonu seviyesi,

$$\ell = f(x_0, y_0) \quad (1)$$

L_{min}, L_{mak} : gri renk tonu aralığı (range),

ℓ ; gri renk tonu seviyesi $L_{min} \leq \ell \leq L_{mak}$ aralığında yer almaktadır.

0 ile $L - 1$ aralığı; ($\ell = 0$) siyah, ($\ell = L - 1$) beyaz olarak kabul edilmektedir.

($\ell = 0$) siyah, ($\ell = L - 1$) beyaz olarak tanımlanmaktadır.

($\ell = 0$) siyah ve ($\ell = L - 1$) beyaz; haricinde kalan ara değerler gri Gri tonu farklılıkları tıbbi görüntü yoğunluğuna göre değişmektedir.

Uzaysal domain, günlük hayatta kullandığımız sayısal resimlerden oluşmaktadır. Bu domaindeki resimlerin pikselleri doğrudan doğruya işlenebilir. Frekans domain ise, görüntünün birçok farklı frekanslı bileşenden oluşması anlamına gelmektedir. Tıbbi görüntüler genellikle frekans domain görüntülerden oluşmaktadır. Frekans domainden oluşmayan görüntüler ise fourier dönüşümleri kullanılarak frekans domainine çevrilebilmektedir (Han ve Jia, 2008; Miah ve Yousuf, 2015).

Bazı durumlarda dijital görüntü verileri ikili kodlanmanın dışında ikili matris olarak işlenmesi gerekmektedir. Görüntü ikiye ayırma, görüntü gri düzeyini siyah beyaz görüntüye dönüştüren bir teknikten oluşmaktadır. Bu, her bir pikselin tek bir bit, yani siyah-beyaz adlarıyla 1 veya 0 olarak saklandığı anlamına gelmektedir. Bu durumda;

$f(x, y)$: girdi görüntüsü,

$g(x, y)$: işlenmiş görüntü,

T : (x, y) değişkenlerine bağlı f üzerinde eşik değeri,

Bu durumda bu dönüşümün matematiksel denklemi;

$$g(x, y) = 1, \text{ Eğer } f(x, y) \geq T \text{ aksi durumda } 0 \quad (2)$$

$$g(x, y) = T[f(x, y)] \quad (3)$$

Tıbbi görüntü verileri tek bir pikselden oluşması durumunda; $g(x,y)$ ve $f(x,y)$ değerine bağlı bulunmaktadır. T ise, gri seviyeli dönüştürme işlevi sağlamaktadır. Bu dönüşümün etkisi, orijinal görüntüde daha yüksek kontrastlı bir görüntü oluşturmaktadır. Siyah ve beyaz çizgisinin ortasında kalan gri renk seviyelerini değiştirmektedir. Bu formun eşlemesine eşikleme işlevi adı verilmektedir (Han ve Jia, 2008; Miah ve Yousuf, 2015).

BT tarama cihazlarında, görüntüler Hounsfield birimleri (HU) cinsinden ifade edilmektedir. Genellikle BT görüntü verileri, 1-3-5 mm aralıklarla taranmış ve 512×512 pikselden oluşmaktadır. Bu durum cihaza ve radyoloji uzmanına göre değişkenlik gösterebilmektedir (Mah vd., 2010; Suetens, 2017).

Tüm gri seviyeleri doğrusal zayıflama katsayılarına ve ardından standart tanımı kullanarak BT verilerini HU'ya dönüştürmek için uygun bir yol sağlar. Zayıflatma katsayıları ile gri seviyeler arasındaki doğrusal denklem; (Mah vd., 2010; Suetens, 2017);

μ , doğrusal zayıflama katsayısı olmak üzere;

$$HU = \frac{(\mu_{\text{materyal}} - \mu_{\text{su}})}{\mu_{\text{su}} - \mu_{\text{hava}}} \times 1000 \quad (4)$$

X ışınları farklı malzemeler tarafından çeşitli derecelerde emilebilmektedir. Atom numarası ile artan malzeme yoğunluğu ile emilim artmaktadır. BT görüntülemeye, X ışınının yoğunluğu önemli parametreleri oluşturmaktadır. Bir malzemeye gelen farklı fantom aralığında değişen X ışını miktarlarını tespit etmek için malzeme kalınlığını temsil eden HVL tespit edilerek, doğrusal bir denklemde μ_{materyal} (doğrusal zayıflatma katsayısı) elde edilmektedir. HVL, bu malzemeye giren bir X-ışını ışınının yoğunluğunu yarı yarıya azaltan, kolayca ölçülen bir değere denilmektedir. Bir malzemenin doğrusal zayıflama katsayısı ile ters orantılıdır;

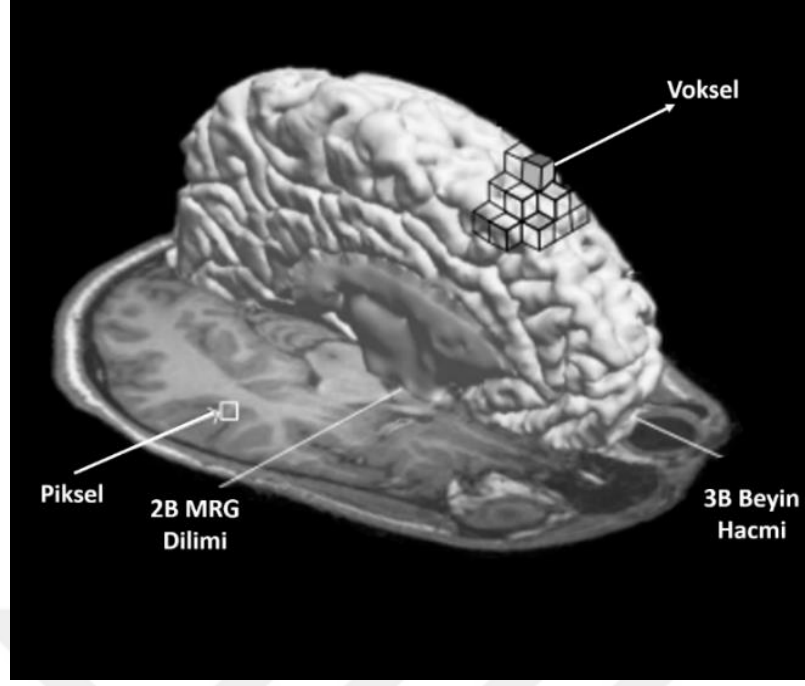
$$HVL = \frac{\ln(2)}{\mu_{\text{materyal}}} \quad (5)$$

ln (2) ölçülen HVL değerine bölüldüğü takdirde denklem (4) belirlenmek istenen materyalin doğrusal zayıflatma katsayı (μ) bulunabilmektedir. Elde edilen doğrusal zayıflama katsayısı (μ) değerleri, her görüntü pikseli için, Denklem 4 kullanılarak HU birimine dönüştürülmektedir (Magill vd., 2018).

Bu denklemlerin asıl amacı tıbbi görüntü verilerini piksel değerlerini bölmek için ve sonucunda istediğimiz alanı elde etmek için kullanılmaktadır. Günümüzde tıbbi görüntü dilimleme yazılımları pikselleri otomatik olarak bölümlemekte kullanıcılara istedikleri alanı elde etmek için kolaylık sağlamaktadır.

2.1.5.2. Tıbbi Görüntülerde Segmentasyon ve Gri Tonu Seviyesi

Görüntüdeki ilgili bölümün algılanmasını ve sınırlarını tanımlamak için kullanılan yöntemler bütünü oluşturur. Bölme (segmentasyon), tıbbi görüntü verilerini gri seviyesi, renk, doku, parlaklık ve kontrast gibi benzer özelliklere sahip bölgelere ayırma işlemlerinin genel başlık altında toplanmış haline denilmektedir. Belirli bir nesneye ait olan görüntü hacminin kesitsel yüzeyi ile nesneye ait olmayanları birbirinden ayırt etmeyi içermektedir. Kısacası segmentasyon, anatomik olarak incelemek istediğimiz bölgeyi diğer bölümlerden ayırt etmemiz için kullanılmaktadır. Görüntüyü bölümlendirerek, nesnenin geometrik özelliklerinin, özellikle de hacminin veya şeklinin ölçümünün hesaplanması için bir ön aşamayı oluşturmaktadır. Görüntü bölme farklı şekillerde yapılabilir. Nesnenin kontrastını veya yüzeyini 2B veya 3B görüntü dilimlerinde sınırlandırılarak görüntüyü oluşturmaktır. Aynı nesneye ait olması muhtemel hacimsel, kesitsel görüntü bir veya daha fazla bölgeye gruplamaktadır. Bu hacimsel kesit görüntüsüne piksel, bu görüntünün üç boyutlu karşılığına voksel denilmektedir (Şekil 2.4.). Bir voksele atanan sınıf etiketleri olasılıklı olabilir ve bu da görüntünün yumuşak veya bulanık bir şekilde bölünmesine yol açmaktadır. (Velazquez vd. 2013; Despotović vd., 2015).



Şekil 2.4. Tıbbi görüntü öğelerinin gösterimi (Despotović vd., 2015)

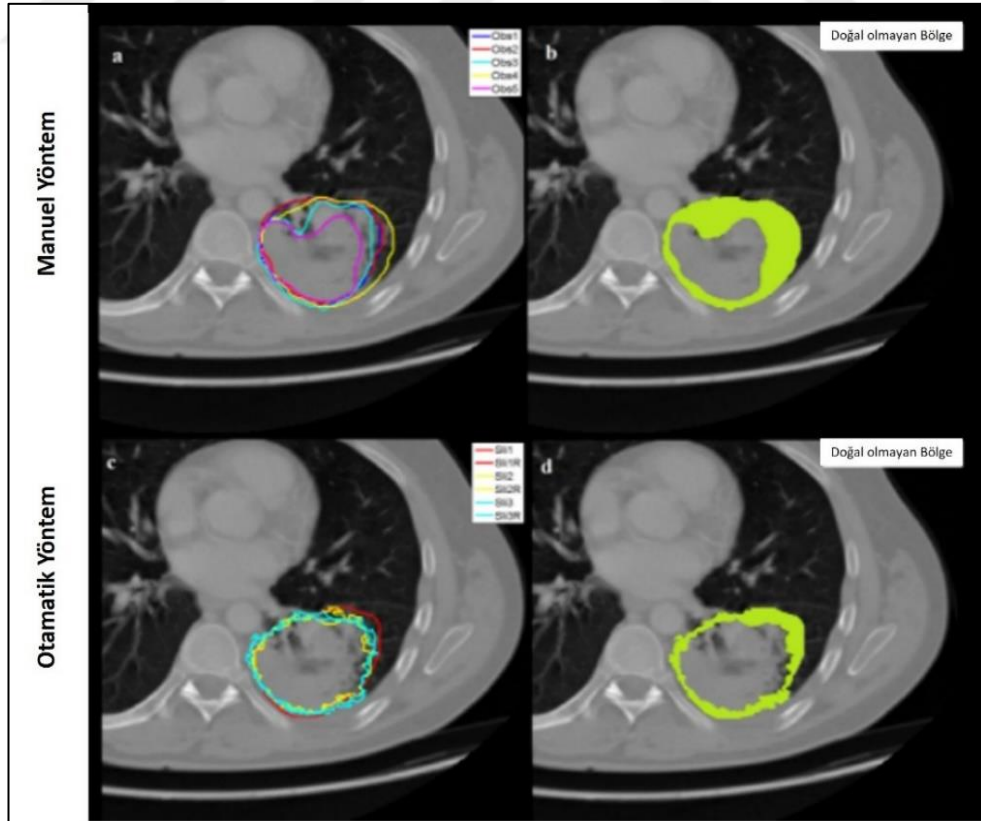
Karmaşık görüntü verilerinden kurtulmak için genellikle eşikleme (threshold) ile segmentasyon birlikte kullanılmaktadır. Aynı zamanda eşiklemenin tek başına yeterli olmadığı durumlarda net görüntü çıkarımı için de segmentasyon kullanılmaktadır. Hacimsel çıkarım, tıbbi görüntü verilerinin istediğimiz alt bölgelerine belirli özelliklere göre ayrılmasından sonra bu bölgenin 3B görüntülenmesini oluşturduğumuz araçlar olarak tanımlanmaktadır. Görüntü tabanlı çıkarım araçları hem etkileşimli hem de otomatik yöntemleri içerir. Uygulanan teknikler, seçilen bölgeye dayalı istatistiksel yöntemler ve seviye kümelerin çıkarımı neticesinde yoğunluk ve sınır bilgisi içeren tüm bölgeler üç boyuta dönüştürülerek koordinatlar üzerine yerleştirilebilir. Tıbbi görüntüleme yazılımlarında, bölüm düzenleme modülleri bulunmaktadır. Ayrıca manuel ve yarı otomatik segmentasyon için bir araç koleksiyonu içermektedirler.

Histogram bir görüntüdeki piksellerin gri seviyelerinin belirlenmesini sağlayan grafikler olarak isimlendirilebilir. Bazen pikseller çok dar bir alanda daha fazla yoğunluk gösterdiklerinde detaylar görüntülenememektedir (Aydoğan, 2008). Tıbbi görüntü verilerinde daha fazla yoğunluk gösteren pikseller dilimlerin örtüşmesine neden olmaktadır. Bu durumda tıbbi görüntüleme yazılımlarında eşikleme sayesinde piksellerin eşit bir seviyede yayılması sağlanmaktadır. Histogram eşitleme yöntemi,

gri ton değerleri bütün ölçeğe yayılmış görüntüler için kullanılabilir. Ancak bu yöntemin, daha çok sayıda bulunan gri ton değerinin daha önemli olduğunu kabul eden istatistiksel bir yöntem olduğu için dikkatli olmak gerekmektedir (Aydoğan, 2008; Ziaei,2008).

Tıbbi görüntüleme yazılımları genellikle segmentasyon teknikleri; manuel, otomatik, piksel tabanlı, bölge tabanlı, gri düzey özellikleri tabanlı ve dokusal özelliklerine göre bölümlendirilerek sınıflara ayrılabilir (Rogowska, 2000).

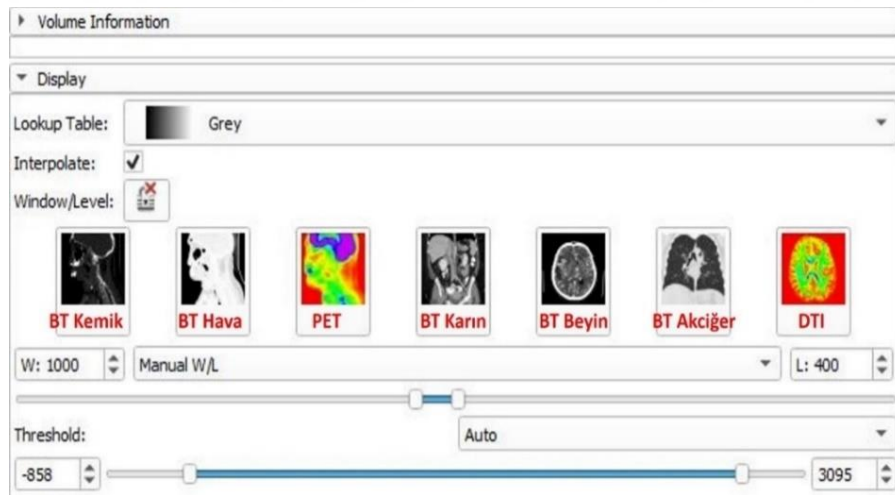
Velazquez ve ark. 2013 yılında yapmış oldukları bir çalışmada, küçük hücreli olan akciğer kanserinin, doğru hacimsel değerlendirmesi için, 3D Slicer yazılımını kullanarak otomatik segmentasyonlarının sağlamlığını araştırmak için belirsizlik bölgesini manuel belirsizlik bölgesi ile karşılaştırmaktadırlar. Analiz sonucunda belirsizlik bölgesinin, 3D Slicer segmentasyonları için daha küçük olduğunu göstermektedir. şekil 2.5.'te otomatik ve manuel segmentasyon karşılaştırılması gösterilmektedir (Velazquez vd. 2013).



şekil 2.5. Segmentasyonun sınırlarının gösterimi (Velazquez vd. 2013)

Son yıllarda renkli BT görüntüleri ile renk kodlu segmentasyon konturları kullanılarak daha kolay ve etkili bir şekilde istenilen bölgenin segmentasyonu sağlanmaktadır. Süper segmentasyon olarak adlandırılan bu teknik, doku özelliklerine göre görüntü verilerini renkli bileşenler olarak bölümlere ayrılmaktadır. Alt segmentasyon sunan yöntemler ise farklı renklerin varlığı ile karakterize edilen dokunun sadece istenilen kısmını tespit etmemizi sağlamaktadır (Gobert vd., 2020; de Albuquerque vd., 2020).

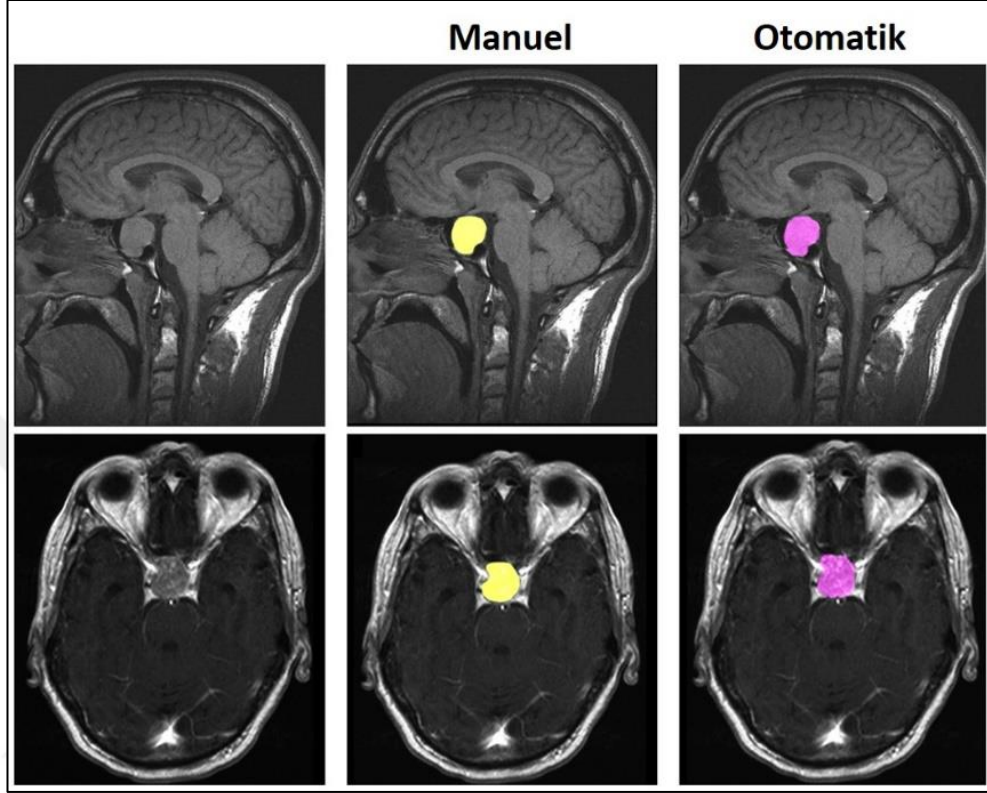
3D Slicer, Horos, Mimics, Osirix gibi tıbbi görüntü dilimleme yazılımlarında otomatik segmentasyon yapılabilmektedir. Segmentasyon yapmak istediğimiz bölgenin en ideal pikselleri seçip elimizde buluna tıbbi görüntü modalitelerine (BT, MR, PET, US) göre uyarlanmasını sağlamaktadır. Otomatik yöntemlerin haricinde görüntüyü inceleyerek kullanıcının kendi birim aralığını seçmesine yardımcı olmaktadır. Dilimleme yazılımları kullanarak yazdırılmak istenen bölge (ROI; region of interest) ve en iyi eşik (Threshold) aralığını birkaç denemenin ardından manuel olarak bu aralığı bulmayı sağlamaktadır. Şekil 2.6.'da BT kemik, BT hava, PET, BT akciğer, BT karın ve BT beyin gibi farklı görüntüleme yöntemleri için otomatik ve manuel segmentasyon aralıkları gösterilmektedir.



Şekil 2.6. Tıbbi görüntü çeşitlerinin seçilerek otomatik ve manuel segmentasyon aralıklarının belirlendiği modül

Bölge tabanlı segmentasyon algoritmalarının stratejisi, nesne sınırlarını bulmak ve sınırlar tarafından çevrelenen segment alanlarını homojen dokulardan tespit etmektir. Aynı piksel değerine sahip dokuların ayırt edilmesi sağlanmaktadır. Anatomik yapıların üst düzey bilgi birikimini içerme yeteneği nedeniyle ilgi duyulan bir

yöntemdir. Bu yöntem görüntü verilerinin görselleştirilmesi, kemik tespiti ve tümör tespiti gibi çeşitli klinik uygulamalarda yaygın olarak kullanılmaktadır (Rai ve Nair, 2010; Raji vd., 2014).



Şekil 2.7. Manuel ve yarı otomatik segmentasyon karşılaştırması (Egger vd. 2012)

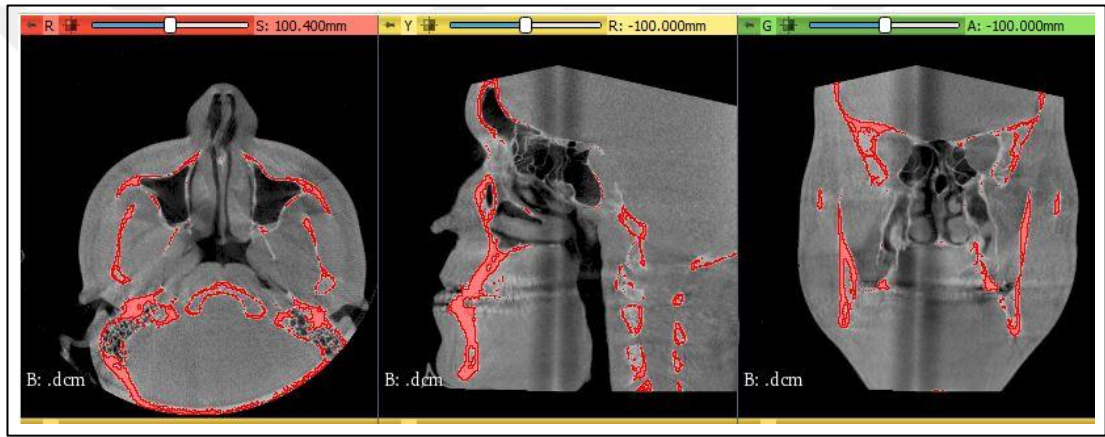
Egger ve ark. 2012 yılında yapmış oldukları çalışmada, hipofiz adenomunun (tümör) yarı otomatik ve manuel segmentasyonlarını karşılaştırmaktadırlar. Yarı otomatik segmentasyon için 3D Slicer programı modül algoritması ile sağlamaktadırlar. GrowCut modülünü kullanmaktadırlar. Bu yarı otomatik modülün hacimsel takipler için yararlı olacağını savunmaktadırlar. Şekil 2.7.'de hipofiz adenomlarının segmentasyonu gösterilmektedir (Egger vd. 2012).

2.1.5.3. Tıbbi Görüntülerin Eşikleme ve Yoğunluk Aralığının Belirlenmesi

Eşikleme, yaygın bir bölge bölme teknikleri arasında yer almaktadır. Bu teknikte gri renk seviyesine göre bir eşik değeri seçilmektedir. Tıbbi görüntü verileri bu eşik değere sahip ve eşit olmak üzere piksel gruplarına bölünmektedir. Böylece bölümlendirme yapmak istediğimiz alan elde edilmektedir. Yöntemin temelini, her

pikseli incelemek ve onun ile ilgili dokunun özelliklerini karakteristik olarak ayırt etmemize sağlamaktadır. Tıbbi görüntü eşiklemek için birden fazla yöntem olmasına rağmen temel olarak genel eşikleme ve yerel eşikleme olmak üzere ikiye ayrılmaktadır (Rogowska, 2000; Zhang vd., 2010).

Eşikleme, görüntü çıkarımı yapılacak Şekil 2.8.'de gösterilen bölgenin yoğunluk (densty) değeri aralıklarını belirleyip çıkarımını istediğimiz bölgenin net bir görüntüsünü elde etmemizi sağlamaktadır. Yumuşak doku, kemik, alt çene ve tümör hücreleri için farklı eşik aralıkları seçilmektedir. Ayrıca hacimsel olarak hesaplanacak bölgenin görüntü netliğini düzeltilmektedir.



Şekil 2.8. Yoğunluğu belirlenen ve eşikleme yapılan kemiklerin görüntüsü

BT verileri için farklı gri tonu eşikleme ayarları bulunmaktadır. BT tıbbi görüntülemelerde, yoğun kemik ve kırık doku hatlarını görüntülememizi sağlamaktadır. MR tıbbi görüntüleme ünitesinde ise yumuşak doku ve tümör hatlarını görüntülememizi sağlamaktadır. İstenilen bölgenin görselleştirilmiş soyut bir 3B model yapısı oluşturulmaktadır.

Yerel eşik (Local Threshold), her piksel için bir eşik hesaplanmaktadır ve görüntünün her bölümü için farklı bir eşiklendirme değeri seçilmektedir. Komşu piksellerin aralığı, varyansı veya yüzey uydurma parametreleri yerel eşik tekniğini oluşturmaktadır. Piksel değerlerinin ortalamaları ve yerel görüntü kontrastı gibi modelin herhangi bir bölgesine özgü eşik yapılabilmektedir. Yerel eşikleme, bölge boyutuna bağlıdır ve zaman alıcı bir işlemdir (Senthilkumaran ve Vaithegi, 2016).

2.1.5.4. Görüntü Görselleştirme

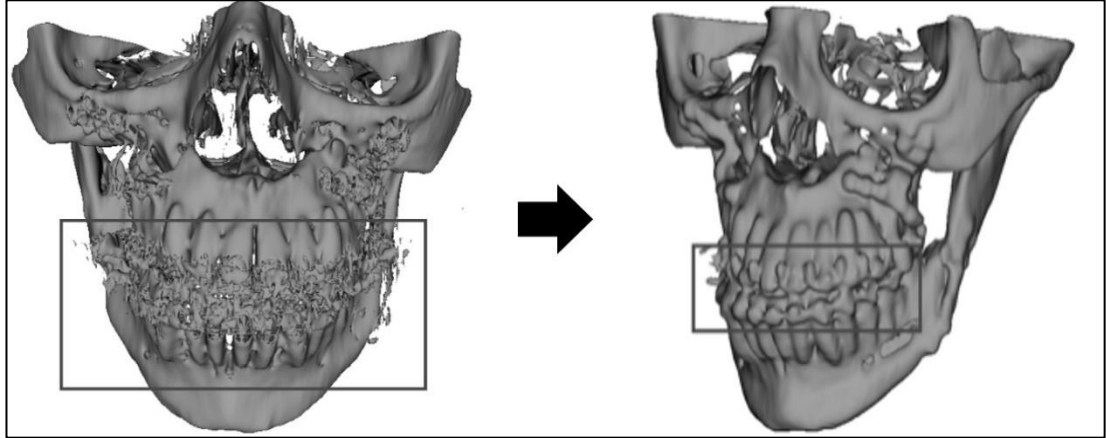
Tıbbi görüntülerin görüntü işleme, bir görüntü sinyali 2B veya 3B görüntüye dönüştürmek için kullanılan bir yöntem olarak bilinmektedir. Tıbbi görüntü verileri, 2B ve 3B görselleştirme teknikleri ile klinisyenlere ve cerrahi hekimlere bilgi sunulmaktadır. Bu genellikle gelişmiş tanısal doğruluğa yol açar ve lezyon ilerlemesini, tedavi etkinliğini değerlendirmek ve cerrahi ve radyoterapotik planlamaya yardımcı olmak için yararlıdır. Tıbbi görüntülerden elde edilen bilgilerin teşhis ve tedavi planlamasını desteklemek için en uygun şekilde görüntülenmesi gerekmektedir. İstenilen bölgenin anatomik yapısı göz önünde bulundurularak görüntü verilerinin doğru yorumlanması gerekmektedir. Tıbbi görüntülerde bu aşama, yüzey işleme veya hacim oluşturma işlemlerini etkilemektedir. Yüzey işlemleri; üçgen biçimli yüzey modellerini oluşturmak ve işlemek için kullanılan araçlardır. Bu modeller, gri tonlamalı görüntü hacimlerinden veya daha tipik olarak bölümlere ayrılmış etiket haritalarından oluşturulabilir. Tıbbi görüntülerde istenilen bölgenin yoğunluğuna bağlı olarak bir renk ve opaklık atayan uygun transfer işlevlerini belirlenerek görüntü elde edilmesi önemli bir parametredir. Bu yaklaşım, görüntülerin genellikle her biri bir bölgenin temelini oluşturabilecek nesne koleksiyonları içermektedir. Tanımlanan görüntü işleme işlemlerini seçilen pencereye uygulamak mümkün olmalıdır (McAuliffe vd.,2001; Zhu ve Cochoff, 2006).

Tıbbi görüntülerin; çıkarımı, eşikleme, görselleştirilmesi ve görüntü netliğinin sağlanması hepsi birlikte ele alındığında net görüntü sağlanabilmektedir. Bu işlemler çalışmanın amacına göre değişiklik göstermektedir. Şekil 2.3.'te gösterilen aşamalar uzman veya çalışma ekibinin inisiyatifine bağlı olarak değişmekte ve sıralanmaktadır. Bu iki yöntemin kullanılması iki benzer yöntemle olabilmektedir. Şekil 2.3.'te Görüldüğü üzere ilk olarak eşikleme sınırı için densite ayarlama yapılması gerekmektedir. Bu ayarlama, aynı zamanda hacim hesaplanacak olan bölgenin netliğini ve çözünürlüğünü artırmaktadır. Daha sonra Tip 1 yöntemimde, hacimsel olarak çıkartılacak olan bölge işaretlenmekte veya seçilmektedir. Çıkarım neticesinde densite ve sınır bilgisi içeren tüm bölgeler üç boyuta dönüştürülmektedir. Elde edilen katı görüntü içerisinde arzu edilmesi halinde istenmeyen bazı kısımların temizlenmesi mümkündür. Tip 2 de ise, densite bilgisinin girilmesinden sonra ortamda bu bilgiyi içeren ne kadar bölge var ise bunu katı modele dönüştürülmektedir. Daha sonra bu katı

model içerisinde çıkarım yapılarak istenen bölgenin yalın şekilde hacimsel bilgisi elde edilebilir.

2.1.5.5. Görüntü Rehberli İyileştirme

Tıbbi görüntüleme tekniklerinde metal implantların varlığı net görüntünün sağlanması için engel teşkil etmektedir. Tıbbi görüntü verilerinde implantların yakınlarında bulunan kemik ve doku lezyonları doğru şekilde görüntülenemezler. Bu ışık patlamaları ve artefaktlar çalışmada kullanılan eşik değeri aralıklarına göre değişmektedir. Bu nedenden dolayı çalışmada X ışınlarından kaynaklanan ışık patlamalarını ve artefaktlar Şekil. 2.9.'da gösterildiği üzere ortadan kaldırılması gerekmektedir. Tıbbi görüntülerde karmaşık geometrili şekilli nesnelerin segmentasyonu genellikle görüntülerin sınırlı çözünürlüğü, belirli bir kontrast aralığı olması ve yumuşak doku seviyelerinin gri seviyeye yakın olması nedeniyle zorlaşmaktadır. Bu engelleri bir araya gelmesi görüntü kalitesinin azalmasına ve artefakt oluşmasına neden olabilmektedir (Sofu vd., 2019).



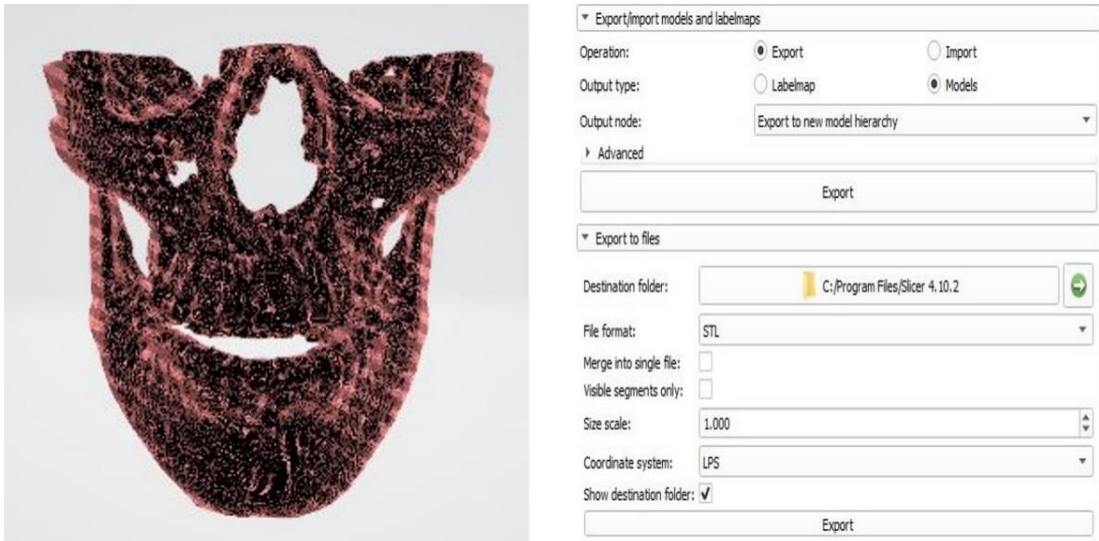
Şekil 2.9. Görüntü kirliliklerinin iyileştirilmesi

Metal implant, diş teli ve diş dolgularının oluşturduğu ışık patlamaları görüntü verilerinde istenmeyen görüntü kirlilikleri oluşturmakta ve cerrahın görüntüler üzerinden karar verme verimini olumsuz etkilemektedir. Bu olumsuz etkiyi ortadan kaldırmak için dilimleyici ve tıbbi görüntüleme yazılımlarında bulunan Erase ve Scissor komutları kullanılarak ortadan kaldırılarak görüntü iyileştirilebilmektedir.

2.2. Görüntü Verilerinin 3B Baskı için STL Dosya Formatına Dönüştürülmesi

İmalatı düşünülen 3B katı model çoğu durumda doğrudan imalat makinesine gönderilmemektedir. 3B katı model ilk olarak, eklemeli imalat standart arabirimi olan STL biçimli dosyaya dönüştürülmektedir. Daha sonra, hata kontrolü ve onarımı, tablaya yerleşim ve inşa yönü, ihtiyaç halinde destek yapılarının oluşturulması gibi bazı ön işlemlere tabi tutulur. Ön işlemlerden geçirilen 3B model dilimlenerek (2B katmanlara ayrılarak) imalata hazır hale getirilir ve imalat makinesine gönderilir. İmalatı düşünülen 3B katı model STL dosya dönüşümü yapılmadan da dilimlenerek imalat makinesine gönderilebilmektedir. İmalat makineleri, dilimlenerek elde edilmiş sınır çizgilerinden oluşan 2B geometrik veriyi kullanarak katmanlı imalat işlemini gerçekleştirirler (Naftulin vd., 2015).

3B baskı teknolojisinde, 3B tasarım sürecinin ardından oluşturulan modeller, STL formatında 3B yazıcıların arayüzlerine aktarılmalıdır. Açılımı "Stereo litografi" olan STL uzantısı, 3B tasarlanmış modelin yüzeylerinin matematiksel bir dizi içerisinde çok sayıda üçgene bölünmesiyle oluşturulan bu üçgenlerin kendi normali ve üç adet noktasıyla 3B modeli temsil ettiği bir formattır. Şekil 2.10.'da gösterilen STL dosya formatlı soyut katı model ölçümleri dijital olarak yapılabilmektedir. 3B yazıcılar ile üretilen model ölçümleri kumpas ile ölçülerek karşılaştırılabilmektedir.



Şekil 2.10. STL dosya formatında kayıt altına alınmış 3B soyut model

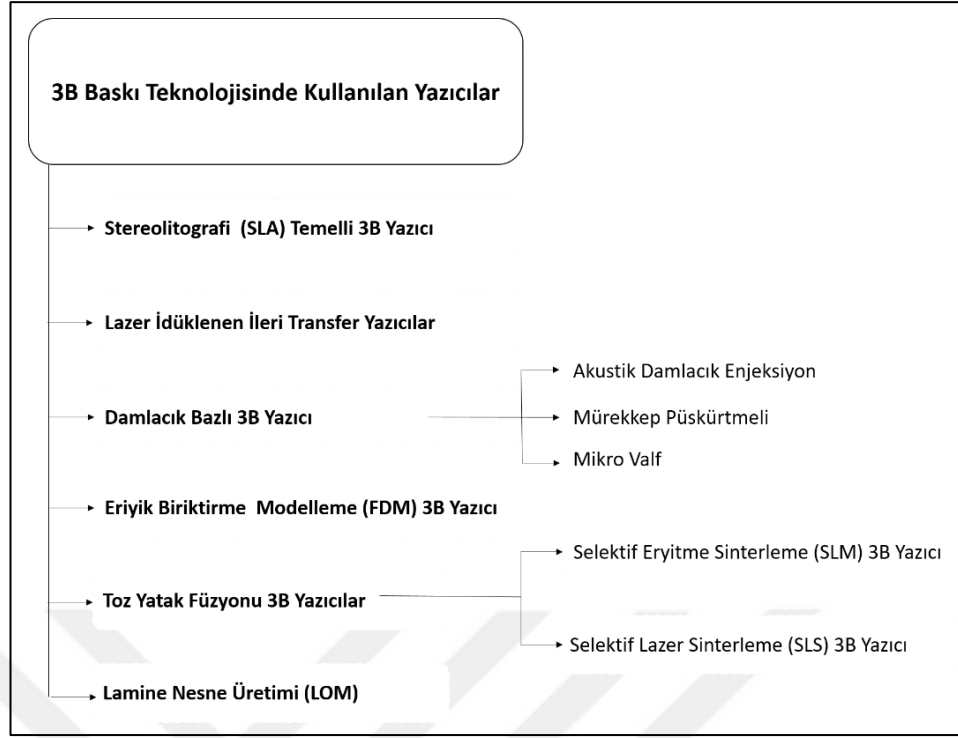
STL dosyası, bilgisayar destekli programlar sayesinde 3B yazıcıya katı modelin verisini sağlayan tek dosya tipidir. Bu sayede STL dosyaları, yüzeylerin bilgilerini ve yüzeylerin uzantısı olan köşelerin koordinatlarının bir metin dosyasında tanımlandığı üçgen biçimli bölümler şeklinde kayıt altına alır. Bu üçgen biçimli köşelerin artması, tarama aralığının azalmasına ve çözünürlük seviyesi artmasını sağlamaktadır (Damon vd., 2020).

2.3. Eklemeli İmalat (3B Baskı) Teknolojileri

Eklemeli imalat veya üç boyutlu (3B) baskı, geometrik verileri kullanarak nesnelerin daha hızlı üretim süreleri, daha az malzeme israfı ve çok boyutlu konfigürasyonlar basma yeteneği olan imalat tekniği olarak bilinmektedir. 3B baskı teknolojisi, bilgisayar destekli tasarıma (CAD) dayalı ince dilimlenmiş katmanlar uygulayarak istenilen boyutlarda nesne oluşturmaktadır. Katmanlı üretim nesnelerin 3B son nihai formunu alana kadar devam etmektedir.

Eski geleneksel tıp yöntemlerinin aksine, günümüzde teknolojinin hızla gelişmesi ile doğru orantılı olarak kişiye özel implant ve protez kullanımı hızlı bir şekilde artmaktadır. Hasta alt kümesine ait tedavi yöntemleri geliştirilmekte ve tıp alanında uygulamaya geçilmektedir. Kişiye özel uygulanan tedavi yöntemlerinin gelişmesi son on yılda 3B baskı teknolojisinin gelişmesi ile oldukça artmaktadır.

Üç boyutlu baskı teknolojisinde kullanılan çeşitli, yazıcılar, imalat hızı ve baskı malzemeleri bulunmaktadır. İmalatı yapılan nesnenin, yapı mukavemeti, yüzey kalitesi, çözünürlüğü, malzeme viskozitesi, maliyet ve yapı hacmi gibi parametreler yazıcı tipi ve baskı mürekkebi özelliklerine bağlı olarak değişiklik göstermektedir. Şekil 2.11.'de eklemeli imalat teknolojisinde kullanılan 3B yazıcılar sınıflandırması gösterilmektedir. Bu parametreler arasında, imalat hızı ve çözünürlüğü eklemeli imalat işleminin en kritik temel özelliklerini oluşturmaktadır. Şekil 2.13.'te eklemeli imalat teknolojisinde kullanılan baskı malzemeleri, 3B yazılar ve kullandıkları teknikler gösterilmektedir.



Şekil 2.11. Eklemeli imalat teknolojisinde kullanılan 3B yazıcı kategorileri

Stereo litografi (SLA) yöntemi kullanan yazıcılar, tabakalar oluşturmak için ultraviyole (UV) ışığı ya da elektron demeti ile aktive edilen bir teknede foto polimer reçinesi kullanılmaktadır. Stereo litografi, 1980’li yıllarda geliştirilen serbest formlu baskı yöntemidir. Bu yöntemin temel prensibi tabaka üzerine katılan fotoya ve UV ışığı duyarlı baskı polimerlerinin veya monomerlerinin katı forma geçerek, 3B yapı kazanması esasına dayanmaktadır. Ayrıca bu yazıcılar, BT verileri üzerinden bilgisayar destekli yapı tasarımı oluşturulmasına olanak sağlamaktadır. (Barry vd., 2008; Pandian ve Belevak, 2016; Peng vd., 2017).

Doğrudan enerji birikimi (DEB), enerjinin, biriken bir substrat ve eriyik malzemeyi ısıtmak için küçük bir bölgeye yönlendirildiği ilave üretim olarak bilinmektedir. Metal tozlarını eritmek için oldukça güçlü bir lazer kullanılmaktadır. DEB yöntemi; Lazer İndüklenmiş İleri Transfer (LIFT) yazıcıları olarak bilinmektedir. LIFT, yöntemini kullanan 3B yazıcılar genellikle biyomedikal alanında kullanımı tercih edilmektedir. LIFT, mürekkep püskürtmeli baskının aksine, mürekkep viskozitesi veya yükleme partikül boyutu ile ilgili kısıtlamalar bulunmaktadır. LIFT’de, alıcı substrata yerleştirilen bağlayıcı, verici substrat ve mürekkep filmi bulunmaktadır. Darbeli bir lazer ışını verici filme odaklanır, böylece malzemenin küçük bir kısmı öne doğru

yansıtılmaktadır. Lazer tarafından transfer edilen enerji mürekkep tarafından emilmektedir. Bu emilme bir hava kabarcığı oluşumuna neden olmaktadır (Gruene vd., 2010; Obregon vd., 2015; Bhavar vd., 2014; Sopeña vd., 2020).

Damlacık bazlı yazıcılar, biyolojik materyallerin kontrollü ve katmanlı olarak biriktirildiği bir yöntemdir. Yazıcı başlık kısmı ve tabaka yüzeyi ile temassız olarak çalışabilmektedir. Damlacıklar homojenize edilir, sterilizasyonlar sağlanır ve hücre kapsülleri oluşturulabilirse; gelecekte yapay organ ve dokuların imalatı gerçekleştirilebileceği düşünülmektedir. Mürekkep püskürtmeli, akustik damlacık enjeksiyonu ve mikro valfli 3B yazıcılar damlacık bazlı yazıcılara örnek olarak verilebilir (Graham vd., 2017).

Mürekkep püskürtmeli baskı, seramik katkı maddesi üretimi için ana yöntemlerden birisi olarak bilinmektedir. Bu baskı yönteminin temel prensibi sabit bir seramik süspansiyonu enjeksiyon memesi yoluyla substrat üzerine damlacıklar halinde pompalanarak biriktirilmektedir. Daha sonra damlacıklar, sonraki basılı malzeme katmanlarını tutmak için yeterli mukavemete katılan sürekli bir hacimsel şekil oluşturmaktadır. Çalışma prensibi, tetiklenen darbeleri üreten bir aktüatör üzerine kurulmaktadır (Obregon vd., 2015; Güvendiren vd., 2016). Doku mühendisliği için iskele (scaffold) oluşturulmasında, karmaşık ve gelişmiş seramik yapıları yazdırmak için kullanılabilmektedir. Püskürtülen mürekkebin boyutu, mürekkebin viskozitesi, ekstrüzyon oranı, başlık boyutu ve baskı hızı mürekkep püskürtmeli baskılı parçaların kalitesini önemli ölçüde etkilemeyen parametreler olarak sayılabilmektedir. Bu baskı teknolojisinin, sert doku ve organ mühendisliğinde avantajları; hızlı, ucuz, kolay ve yüksek çözünürlüklü ürünler sunmasıdır. (Wang vd., 2016; Borovjagin vd., 2017).

Akustik damlacıklı yazıcılarda baskı malzemeleri; ısı, yüksek basınç ve gerilim kuvvetlerine maruz bırakılmaz. Baskı malzemesi bir haznede tutularak akustik frekans damlalarına göre damlacık oluşturmaktadır. Üretilen dairesel dalgalar akustik bir odak noktası oluşturmak için hava baskı malzemesi yüzeyinden çıkış kanalına doğru hareket ederek gerilim kuvvetini geçtiğinde bir damla üreterek baskı yapmaktadır. Damlacık yönünü belirlemek için hareketli bir başlık kısmı ve tablası bulunmaktadır (Zhang vd., 2019)

Mikro valf yöntemi ile baskı, basınçlı hava ile çalışan bir üç boyutlu yazıcıdır. Hava basıncı ile mikro valflerin açılıp kapanması sağlanarak bir damlacık üretilir. Yazıcılarda bir solenoid bobinli valf ve damlacık üretimini kontrol etmek için başlık ucunda bir piston bulunmaktadır. Baskı mürekkebinin bulunduğu hazneden geri basınç yeterince büyükse ve yüzey gerilimini aşıldığında, baskı mürekkebi damlacık oluşturmaktadır (Mbaye vd., 2018).

Ekstrüzyon temelli yazıcılar, yüksek hücre canlılığı sağladığı için biyolojik materyaller olan kalp kapakçığı, nöral dokular ve kıkırdak doku üretimin de tercih edilmektedir. Malzeme ekstrüzyonu, sabit bir basınç uygulandığında malzemenin bir başlıktan dışarı itildiği ilave bir imalat yöntemi olarak bilinmektedir (Güvendiren vd., 2016). Ekstrüde edilen malzeme sabit bir hızda biriktirilerek ve başlıktan çıktıktan sonra alt tabaka üzerinde tamamen katılaşma sağlanmaktadır. Ektürüzyon tabanlı 3B yazıcılar; ergiyik biriktirmeli modelleme (Fused Deposition Modelling: FDM) ve ergiyik filament üretimi (Fused Filament Fabrication: FFF) olarak bilinmektedir (Vaezi ve Yang 2016).

FDM ve FFF, ısıtılmış bir ekstrüzyon kafasından geçirilmiş bir polimer (termoplastik) filament kullanılarak nesnelerin oluşturulmasını sağlayan baskı yöntemi olarak bilinmektedir. Filament, ergiyik hale yani sıvı forma ulaşana kadar başlıkta (nozzle) ısıtılır ve daha sonra tablaya katma katman ekstrüde edilmektedir. Bu yöntemde, başlıkta biriken ergiyik filament tarafından katmanlar beslenmektedir. Bilgisayar destekli üretim (CAD) yazılımları sayesinde başlığın hareket ve yönü belirlenmektedir. Filament özellikleri, boyutları ve katman boyutlarına göre baskı kalitesi parametrelere bağlı olarak değişmektedir. Sürecin düşük maliyeti, yüksek hızı ve kolaylığı bu yazıcıların temel avantajları arasında yer almaktadır. (Ngo vd., 2018; Akiyama vd., 2019).

Toz yatak füzyonu 3B yazıcılar; doku mühendisliği, kafesler, havacılık ve elektronik uygulamalar için yaygın olarak kullanılmaktadır. Toz yatağı füzyon işlemleri, bir platform üzerine yayılmış çok ince tozlardan oluşan ince katmanlardan oluşmaktadır. Her katmandaki tozlar bir lazer ışını veya bir bağlayıcı ile birleştirilerek nesneler üretilmektedir. Sonraki toz katmanları, önceki katmanların üzerine yapıştırılarak ve nihai 3B parça inşa edilene kadar birbirine birleştirilmektedir. Bu yöntemde sıvı

bağlayıcı kullanılması durumunda, yöntem 3B biyobaskı (3BY) olarak adlandırılmaktadır. Bu yöntemde çalışan, Seçici Lazer Sinterleme (SLS) ve Seçici Lazer Eritme (SLE) yazıcıları bulunmaktadır (Bhavar vd., 2014; Fina vd., 2018).

SLS yönteminde, metal tozları, bir yapı bölmesi ve parça katmanını oluşturmak üzere ince ve düzgün bir tabaka halinde tablaya yayılmaktadır. Metal tozlarına, yönlendirilmiş bir lazer veya bağlayıcı boyunca birleştirme yapılarak nesnelerin imalatı sağlanmaktadır. SLS, düşük partikül boyutlarında topaklaşan toz bazlı malzemenin sınırlamaları nedeniyle düşük çözünürlüğü bulunmaktadır. SLS 3B baskı, günümüzde plastik, metalik ve seramik nesnelerin endüstriyel üretimi için kullanılmaktadır (Cao vd., 2015; Özsoy ve Duman, 2017; Fina vd., 2018).

SLM, sadece çelik ve alüminyum gibi belirli metaller için kullanılmaktadır. Metal tozları SLM'de lazer taramasından sonra tamamen eritilir ve kaynaştırılır, bu da üstün mekanik özellikler sağlamaktadır. Ardından yüzeydeki seçilen bölgeler lazer ışınlı ile taramaktadır. Işının yüzeye çarptığı noktalarda oluşan sıcaklıkla toz malzeme kısmen eriyerek temas halinde olduğu diğer toz taneleri ile kaynaşmaktadır. Fabrikasyona yönelik imalat yöntemlerindendir ve büyük boyutlu nesnelerin üretiminde kullanılmaktadır. Son yıllarda, hafif, gözenekli ya da kafes yapıların tasarımı ve imalatını başarılı bir şekilde üretmektedir (Olakanmi vd., 2015; Duda ve Raghavan, 2016).

Lamine nesne üretimi (LOM), tabaka veya malzeme rulolarının tabakalar halinde kesilmesine ve laminasyonuna dayanan, piyasada bulunan ilk katkı maddesi üretim yöntemlerinin arasında yer almaktadır. Bu yöntemde, tek tek tabakalar yapı platformunun üzerine yuvarlanarak bağlayıcı tabaka üzerine serilmektedir. Katmanlar mekanik bir kesici veya lazer kullanılarak kesilmektedir. Kesilen katmanlar birbirine bağlanmaktadır. LOM, polimer kompozitler, seramikler, kâğıt ve metal alaşımları gibi çeşitli malzemeler için kullanılabilir (Gapinski vd., 2016; Bhushan ve Caspers, 2017).

3B baskı teknolojisi ile çeşitli biyolojik materyaller (kök hücre, doku ve organ üretimi vb.), biyomalzeme ve biyomedikal alanında bazı vücut ekstremitelerinin tasarımını yapmamıza ve model oluşturmamıza olanak sağlamaktadır. 3B baskı ile

biyofabrikasyon alanı, talep üzerine özel yapıların oluşturulması, yapıların üretimi ve kişilere implante edilmesi ya da tedavi sürecinde kullanılması sağlanabilmektedir. Ayrıca 3B baskı, hassas tıpta hastaya özgü implantlar oluşturmanın yanı sıra terapötik etkilerin kontrollü uygulanması için veya ilaç salınım testlerinde hastaya özel *in vitro* modeller oluşturularak kullanılabilmektedir (Peng vd., 2017; Serex vd., 2018). İskelet sistemi yaralanmalarında kişiye özgü, kemik ya da kıkırdak görevi gören iskelet (scaffold) üretilerek, 3B baskı sonucu kullanılmaktadır. Son yapılan çalışmalarda 3B biyobaskı ile benzerlerini taklit eden *in vitro* dokular, organlar ve diğer biyolojik sistemleri inşa etmek amaçlanmaktadır. Ayrıca 3B baskı *in vitro* ilaç testi için mevcut 2B hücre kültürünün ve hayvan modellerinin yerini alabilecek 3B doku modellerinin geliştirilmesine izin vermektedir. Bu amaçla bu tür çalışmalarda, deney hayvanlarının kullanımı azalmaktadır (Wei ve Dong, 2011; Jungebluth vd., 2012; Peng vd., 2017). Şekil 2.12.'de 3B biyobaskı teknolojisini kullanan yazıcı gösterilmektedir (Axolotl Biosystems, 2019).

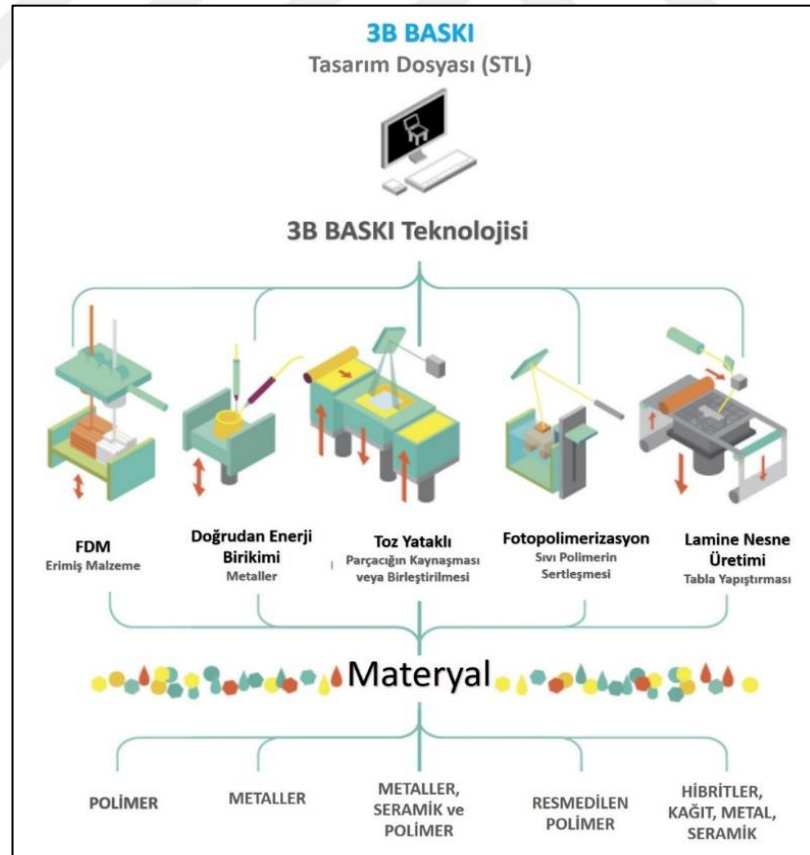


Şekil 2.12. 3B biyofabrikasyon teknolojisinde kullanılan 3B biyoyazıcı

Doğal veya sentetik polimerlerden iskelet oluşturularak üzerlerine canlı hücreler, ilaçlar, büyüme faktörleri ve genleri kullanarak doku oluşturmayı amaçlamaktadır. 3B baskı teknolojisi aynı zamanda hastaya uygun eksik biyolojik veya doku uyumlu malzemelerden greft sağlamamıza yardımcı olmaktadır. Bu işlemin basamakları; tasarım, büyüme faktörleri ve ilaçların seçimi, 3B baskı kullanılarak imalat, hücre kültürü çalışmaları, hücre ekimi ve tedavi uygulamalarından oluşmaktadır. Bu aşamaların her biri kişiye özgü tedavi yöntemlerinin temelini oluşturmaktadır. İşlem basamaklarından en önemli parametreleri hücre canlılığını 3B baskı esnasında korumak ve hasta vücuduna implante edilecek materyallerin sterilizasyonunu sağlamaktır (Peng vd., 2017).

3B baskı teknolojisi ile gelecekte doku mühendisliği ve rejeneratif tıp çalışmaların da, biyouyumluluğu ve sterilizasyon işlemleri sağlanmış ameliyat esnasında BT verileri kullanarak doğrudan defektleri giderebilecek materyaller üretilerek kullanılacağı ön görülmektedir. Doku üretim stratejileri, termoplastik malzemelerin ve yüklü hidrojenlerin dönüşümlü olarak biriktirilmesi yoluyla kullanılmaktadır. 3B biyoyazıcı bu nedenle, doku mühendisliği ve rejeneratif tıp çalışmalarında hızlı üretimi için umut verici bir teknolojiyi oluşturmaktadır (Duan vd., 2013; Jana ve Lerman, 2015).

Doku mühendisliği çalışmalarında, özellikle de kas ve iskelet kökenli olan dokular için, mekanik özellikler, uzun süreli işlevsellik ve stabiliteleri en önemli koşulları oluşturmaktadır. Bu nedenle, doğal dokuya benzer mekanik özelliklere sahip organize implantlar, rejeneratif yaklaşımların iyileştirilmesi biyoyazıcı kullanılarak, termoplastik liflerin ve hidrojenlerin alternatif biriktirilmesiyle greftler oluşturulabilmektedir (Schuurman vd. 2011; Jana ve Lerman, 2015).

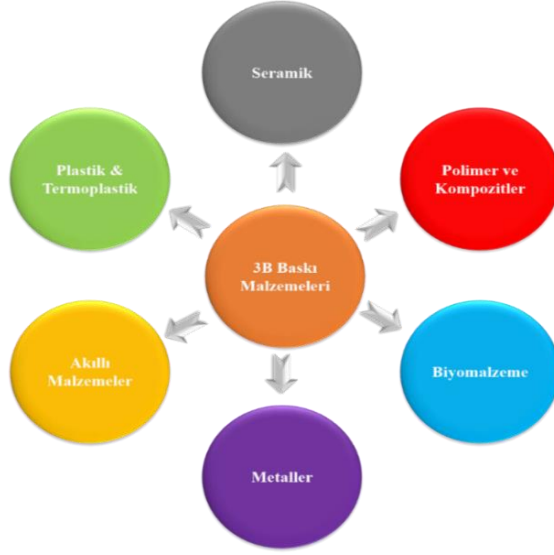


Şekil 2.13. 3B yazıcı türleri ve baskı materyallerinin sınıflandırılması (Wijk ve Wijk, 2015)

2.4. 3B Baskı Yönteminde Kullanılan Baskı Malzemeleri

Eklemeli imalat teknolojisinde kullanılan malzemeler, imalat işleme teknolojisi olarak tanımlanmaktadır. 3B baskı teknolojisinde, malzemeleri ısı, ışık, lazerler ve diğer yönlendirilmiş enerjiler aracılığıyla dönüştürülerek imalatı gerçekleştirilmektedir. Son yıllarda yapılan çalışmalarda, 3B baskı teknolojisinde kullanılan malzeme sayısı artmaktadır. Malzemelerin kimyası üzerine yapılan çalışmalar ve keşifler artıkça, malzeme yelpazesi de doğru orantılı bir şekilde artmaya devam etmektedir. Günümüzde hem ürün karmaşıklığı hem de çok işlevli ürün bulunması sonucu artan talep nedeniyle, nanomalzemeler, fonksiyonel malzemeler, biyomalzemeler ve akıllı malzemeler gibi birçok yeni malzeme 3B baskı malzemesi somut nesnelerin imalatı için kullanılmaktadır. Gelişmekte olan bu malzemeler aslında 3B baskı alanında yeni araştırma konularının temellerinden bir tanesi oluşturmaktadır. Ayrıca yeni gelişmekte olan malzemelerin 3B baskı teknolojisi sektöründe yazdırılabilmesi ve çözüme kavuşturulması da önemli araştırma konularını oluşturmaktadır (Jungebluth vd., 2012).

Eklemeli imalatın amacı, para ve zaman sınırlı kaynaklar olduğunda üretime geçmeden önce parça işlevselliğini test etmek ve tasarımı doğrulamaktır. Bu amaçla, metaller, foto polimerler, termoplastikler, biyomalzemeler, kompozitler ve diğer madenler gibi çeşitli malzemeler kullanılabilir. Metallerin, seramiklerin ve termoplastik polimerlerin işlenmesinde uygulanan eklemeli imalat teknolojileri biyofabrikasyon alanını oluşturmaktadır. Biyofabrikasyon genellikle organik çözücülerin, biyoaktif proteinlerin veya canlı hücrelerle uyumlu olmayan çapraz bağlama ajanlarının kullanımını içermektedir (Malda vd., 2013). Şekil 2.14.'te gösterilen eklemeli imalat teknolojisi için baskı malzemeleri gösterilmektedir.



Şekil 2.14. 3B baskı teknolojinde kullanılan malzemelerin sınıflandırılması

Seramikler, çeşitli baskı seviyelerinde 3B baskı için kullanılabilecek nispeten yeni bir malzeme gruplarını oluşturmaktadır. Ancak buna rağmen; seramik ve beton gibi bazı malzemeler, aslında 3B baskı için uygun bulunmamaktadır. Çünkü seramik tozları erime noktalarına ısı uygulanarak birleştirilememektedir (Lee vd., 2017). Katmanlı olarak üretilen seramik parçalara ticari alanda büyük ilgi bulunmaktadır. Hammadde üretimi için başlangıç malzemelerinin seramiklerin karşılaştığı zorlukları gidermek için; UV foto başlatıcılar kullanılarak, seramik öncesi monomerler 3B baskılı yöntemi oluşturulduğunu son yapılan çalışmalarda bildirilmektedir. Bu sayede; tiyol, vinil, akrilat, metakrilat veya epoksi gruplarının siloksan, silazan veya karbosilan gibi inorganik bir omurgaya eklenmesiyle UV aktif öncü seramik monomerleri elde edilebilmektedir (Zocca vd., 2015; Eckel vd., 2016).

Metaller, hızlı prototipleme alanında son yıllarda, büyüme perspektifi göstermektedir. 3B baskı teknolojisinde metal ve metal alaşımları ağırlıklı olarak havacılık ve uzay endüstrisindeki araştırma, prototip oluşturma veya ileri uygulamalar için kullanılmaktadır. Biyomedikal, savunma ve otomotiv endüstrilerinde de büyük önem arz etmektedir. Metallerin eklemeli imalatı, geleneksel üretim yöntemlerine kıyasla özel bağlantılarla karmaşık geometrilerin üretimi için büyük özgürlük sağlamaktadır. 3B baskı metallerinin işlemi, bir lazer veya elektron demeti gibi bir enerji kaynağı kullanılarak metalik hammaddenin (toz veya tel) eritilmesinden oluşmaktadır. Erimiş malzeme katı bir parça üretmek için katmanlı bir şekilde oluşturulmaktadır. Metalleri

basmak için en çok toz yatağı füzyonu (PBF) ve doğrudan enerji biriktirmedir (DEB) kullanılmaktadır. Paslanmaz ve takım çelikleri, alüminyum alaşımları, titanyum ve alaşımları ve nikel bazlı alaşımlar gibi birçok metalik malzeme katmanlı üretim prosesleri kullanılarak üretilmektedir (Ngo vd., 2018; Gibson vd., 2018).

Polimerler, çeşitliliği ve farklı katmanlı üretim yöntemlerine adaptasyon kolaylığı nedeniyle 3B baskı endüstrisinde en yaygın kullanılan malzemeler olarak kabul edilmektedir. Katmanlı üretim için polimerler; termoplastik filamentler, reaktif monomerler, reçine veya toz formunda bulunmaktadır. Kompozitler, bileşenlerinin iyi birleştirme potansiyelleri ve mekanik özelliklerini nedeniyle mühendislik alanlarında yapısal malzemeler olarak büyük rolleri bulunmaktadır (Dimas vd. 2013). Günümüzde, polimer kompozitlerin üretimi ve gelişimi için yapılan araştırmalar oldukça artmaktadır. Polimerlerin ve kompozitlerin kullanımı; havacılık, mimari, oyuncak imalatı ve biyomedikal gibi birçok endüstriyel alanda uygulanmaktadır. Katmanlı üretimde kompozitlerin faydaları, karmaşık şekilleri yüksek doğruluk ve geometride oluşturmaktadır. Polimerlerin ve kompozitlerin üretilmesi için çeşitli 3B baskı teknikleri bulunmaktadır (Lee vd., 2017, Wang vd. 2017). Termoplastik malzemeler arasında; akrilonitril bütadien stiren (ABS), akrilonitril stiren akrilat (ASA), naylon 12, polikarbonat (PC), polifenilsülfon (PPSF), polieterimid (PEI), polilaktik asit (PLA), termoplastik poliüretan (TPU) bulunmaktadır (Yang vd., 2018). 3B baskı için farklı renk ve boyutlarda tercih edilebilmektedir (Pandian ve Belevek, 2016). PLA biyobozunur olduğundan dolayı biyomedikal alanında faydalı bir materyaldir. 3B baskı alanında şeffaf dahil olmak üzere çeşitli renklerde sunulmaktadır. Polikarbonat (PC); mekanik dayanımı ve parça mukavemeti diğer termoplastik materyallere göre oldukça iyi verim sağlamaktadır. Ahşap/polimer bileşiği, ekstürüzyon temelli 3B yazıcılar için özel olarak geliştirilmiş bir 3B baskı malzemesi olarak kullanılmaktadır (Winter vd., 2018).

Biyomalzemeler, insanların hasarlı veya işlevini yitirmiş organlarının yerine yeni vücut organları üretmek için kullanılmaktadır. İnsanların ihtiyacını karşılamak için rejeneratif tıpta uygulanabilen fonksiyonel canlı dokuların 3B biyobaskısını mümkün kılmaktadır. 3B biyofabrikasyon, üretilen organların iskelesini oluştururken bazı doğal polimerler ve biyouyumlu sentetik polimerler yararlanılmaktadır. Ancak 3B biyobaskı çalışmalarında, vaskülarizasyonu yani damar oluşumu ve damar ağlarının oluşumunu

sağlamak oldukça zordur. Aslında vaskülarizasyon oluşturulmak istenen dokunun canlılığının sağlanmasının en temel aşamasını teşkil etmektedir (Iwami vd., 2010). Hidrojeller, hücre dostu koşullar altında işlenebilen biyolojik bağlantılar olarak tanımlanmaktadır. Biyolojik bir bakış açısına göre, yüksek su içerikli hidrojeller, doğal hücre dışı matrise benzetmek ve sulu bir 3B ortam sağlayabilmektedir. Bu nedenle gelecekte, hücrelere biyoaktif bileşiklerin dahil edilmesi sağlanabilmektedir (Malda vd., 2013). Doku mühendisliği uygulamalarında hücre kapsüllemek için yaygın olarak kullanılan hidrojeller; aljinat, jelatin, kollajen, agaroz, kitosan, fibrin ve hiyaluronik asit olmak üzere, aslında doğal olarak türetilmiş polimerlere dayanmaktadır. Hidrojeller, termoplastik malzeme tarafından desteklendiğinden, tek başına hidrojellerin biyobaskılarına kıyasla daha geniş bir hidrojel çeşitliliği sağlamaktadır (Hunt ve Grover 2010; Schuurman vd. 2011). Biyomürekkepler; canlı hücrelerin yapışmasını, çoğalmasını ve farklılaşmasını desteklemek için hücre dışı matrisi (ECM) taklit eden doğal veya sentetik biyomalzemelere denilmektedir. Bu biyomalzemeler fonksiyonel bir boyut kazanmak için hücrelere büyüme faktörleri ve hücre yaşamı için gerekli materyalleri sağlamaktadır. Biyomürekkepler; sodyum aljinat, karaciğer dECM, jelatin metakrilat (liyofilize), kollojen, lityum fenil-2,4,6-trimetilbenzoilfosfinat (LAP), metakrilatlanmış hiyalüronik asit (HAMA), kalsiyum klorür (CaCl_2), süper elastik kemik, polidimetilsiloksan (PDMS), 3B grafin, hidroksiapatit, fibronektin, polikaprolaktan ve silikon gibi doğal veya yapay polimerler kullanılarak 3B baskılı dokular oluşturulmaktadır (Murphy vd., 2013; Allevi3d, 2020)

2.5. Tıbbi Alanlarda Yapılan Görüntü İşleme Çalışmaları

Günümüzde teknolojinin hızla gelişmesi ile birlikte hayat kolaylaştıran yöntemler herkes tarafından kabul edilmekte ve benimsenmektedir. Planlama, herhangi bir işin başlangıcında başarıya ulaşmak için yapılan kişi tarafından benimsenen yöntemler bütünüdür. Cerrahi operasyonları planlama modelleri de, 3B model ile göz yanlısamlarını ve hata payını minimize etmek için uygulanan bir yöntem bütünüdür. Planlama modelleri ameliyatlar için büyük önem arz etmektedir ve cerrahi operasyonu gerçekleştirecek olan ekibin işi oldukça kolaylaştırmaktadır.

2020 yılında Weadock ve ark. yapmış oldukları çalışmada; orbital kırıkların cerrahi onarımı için implantları şekillendirmek için, 3B baskı modellerini kullanmışlar. Hastadan aldıkları 0.625 mm aralıklarla tarana BT görüntü verilerini, klinik Vitrea yazılımında işlenerek segmentasyon yapmışlardır. STL dosya formatında, kayıt altına aldıkları verileri MeshMixer yazılımına aktarmışlar. Özel boyutlu cerrahi onarım, uyumun iyileştirilmesi, doku kullanımının, ameliyat sonrası ödemin azaltılması ve cerrahi sürelerin azaltılması için biyolojik olarak emilebilen implantların SLA yöntemi kullanan, 3B yazıcı ile basmışlardır. Sonuç olarak 3B baskılı modeller ile tedavi edilen üç hasta, ameliyat sonrası ödemde azalma, oküler yanlış hizalama düzeltilmesi ve kırıkların hızlı iyileşmesi ile mükemmel sonuçlara sahip olduğunu belirtmektedirler. Cerrahi süreler, standart implantlar kullanılarak ortalama, 93,3 dakikadan 3B baskılı kalıpların benimsenmesinden sonra, 48,3 dakikaya düşürüldüğü kanısına varmaktadırlar (Weadock vd., 2020).

2020 yılında Damon ve ark. tarafından yapılan diğer çalışmada; anatomik kişiye özel eğitim modelleri ürettiklerini açıklamaktadırlar. DICOM dosya formatı, şeklinde kayıt altına alınan lumbosakral omurganın BT görüntü verilerini kullanmaktadırlar. BT verilerine, 3D Slicer yazılımında görüntü işleme yapılarak STL dosya formatında kayda alarak, FDM yöntemi kullanan bir 3B yazıcıda ve ABS filamentten üretmektedirler. Bel omurga modelleri oluşturmak için yöntem sağlamakta olduklarına değinmişlerdir (Damon vd., 2020).

2015 yılında Wilson ve ark. tarafından gerçekleştirilen benzer bir çalışmada; bebeklerde ve küçük çocuklarda çift lümenli ve kelepçeli trakeal tüpler olmadığından tek akciğer ventilasyonu zorlanıldığına değinmektedirler. 6 yaşında bir çocukta primer alveol proteinozis için, pulmoner salin yıkamasına ihtiyaç duyulduğunu ve bu nedenle güvenli oksijenasyon sağlamak için sıralı tek akciğer ventilasyonuna gerçekleştirmek zorunda olduklarından bahsetmektedirler. Bu potansiyel olarak tehlikeli prosedürü gerçekleştirmeden önce BT verilerinden, oluşturulmasını hava yolunun anatomik bir modeli üzerinde bronşiyal entübasyon uyguladıklarından bahsetmektedirler. BT taraması verileri, DICOM verileri ile Mimics yazılımını kullanarak 3B baskı teknolojisi, ile trakea ve ana bronşların tam ölçekli, anatomik olarak doğru, şeffaf bir plastik modelini oluşturmuşlardır. Model, steril sert bir reçine içinde, SLA yöntemi kullanan yazıcı tarafından üretilmiştir. Klinik prosedür gereği hasta üzerinde

uygulamadan önce, *in vitro* olarak en uygun olanları tanımlamak için, birkaç farklı hava yolu yaklaşımı gerçekleştirdiklerinden bahsetmektedirler. Geliştirilen yaklaşım neticesinde küçük bir çocuğun hava yolunun 3B baskısı, bronşiyal entübasyon ve tek akciğer ventilasyonunun planlanmasına yardımcı olduğu açıklamaktadırlar. Bu yöntem hasta entübasyonunda hastaya uygulanarak bronşiyal tüpler yerleştirilmiştir. İşlemin sonunda bronşiyal tüpler çıkarılarak ve trakeal tüp yerleştirildiğine değinmektedirler. Hasta gece boyunca havalandırıldığını, ertesi gün başarılı bir şekilde ekstübe edilerek ve olaysız bir iyileşme sağladığı duyurmuşlardır. Hava yolu yapılarının 3B baskısı anestezi uygulamasında daha geniş uygulama alanına sahip olabilir yorumunda bulunmuşlardır (Wilson vd., 2015).

2013 yılında David Tam ve ark. tarafından gerçekleştirilen çalışmada; bir hastanın yirmi yıldır yaşamış olduğu kulak ağrıları, kulak sağırılığı, kardiyak aritmetik bozukluklar, baş dönmesi ve nefes darlığı gibi şikâyetlerini 3B baskı teknolojisini kullanarak tedavisine olanak sağlamışlardır. Tekrarlanan polikondrit tanısı konulan hastadan alınan BT verilerinde, trakeobronşiyal kondromalazi görüldüğünü söylemişlerdir. DICOM dosya formatında, kayıt altına alınan BT verileri, Tomomask yazılımında işlemektedirler. Segmentasyon basamağından sonra, işlenen dosya verilerinden STL dosyaları oluşturmaktadırlar. Hastanın trakea ve bronş yollarını maskeleme uygulandıktan sonra, 3B baskı teknolojisini kullanarak bir model üretmişlerdir. Bu modellerin gelecekte stendin planlanmasına prosedürüne yardımcı olacağına değinmişlerdir (Tam vd., 2013)

Planlanan cerrahi operasyonun, en optimal şekilde gerçekleşmesini sağlamak ve genel oluşabilecek sorunların önüne geçebilmektedir. Bu sorunlar, hasta yaşına bağlı olarak değişmektedir. Küçük yaşta cerrahi operasyon geçirecek hastaların anestezi veya narkoz türevli kimyasal ilaçlara uzun süreli maruz kalması, hastanın hayat kalitesini olumsuz yönde etkilemektedir. Risk derecesi yüksek ve uzun süren cerrahi operasyonların 3B modeller ile planlanmadan gerçekleştirilmesi cerrahi yorgunlukları da beraberinde getirmektedir. Bütün ortak sorunlar; hızlı, kolay ve etkili bir şekilde kişinin anatomik yapısına özgü 3B planlama modelleri üretilerek hastaların ameliyat kaliteleri artırılmaktadır. Bu modeller ile cerrahi yorgunlukların ortadan kaldırılarak cerrahi ekibin daha optimal şekilde çalışması sağlanmaktadır.

Bu tez çalışmasında, uzun süren rekonstrüktif operasyonlar öncesi, hastadan alınan gerçek BT verileri, kullanılarak cerrahi operasyon planlama modelleri oluşturulmaktadır. Tıbbi görüntü verileri üzerinden görüntü işleme yazılımları kullanılarak görüntü iyileştirme ve görüntü temizleme yöntemleri uygulanmaktadır. Yüz bölgesi kemik deformite hatlarını oluşturmak için; karmaşık geometrilerin üretilmesinde verimli olan 3B eklemeli imalat yöntemi kullanarak üretimi yapılmaktadır. Bu katı modelle hastaların tedavi süreci, cerrahi operasyon kalitesi ve cerrahi operasyon süresi takip edilmesi ön görülmektedir. Kullanılacak tıbbi görüntü verileri hastanın 1/1 oranında ve anatomik yapısına uygun hazırlanmaktadır. Cerrahın, bu katı model üzerinde, operasyon öncesinde ve tedavi sürecinde prova ve uygulama yapılarak operasyonun planlaması sağlanmaktadır. Bu yöntemin faydaları; ameliyat süresini kısaltması ön görülmektedir. Buna bağlı olarak, hastanın alacağı anestezi süresini azaltacağı, cerrahın efektif çalışmasını sağlamak, ameliyat yorgunluklarının önüne geçmek ve ameliyat kalitesini arttırılmaktadır. Ağız, Diş ve Çene Cerrahi Anabilim Dalı ve diğer cerrahi bilimlerin operasyonları için rutin olarak kullanılabilecek bir cerrahi operasyon planlama modelleri oluşturmaktır. Bu yöntem ile kolay ve hızlı hastanın anatomik yapısına bağlı kişiye özel modelleme imkânı sunulmaktadır. Böylelikle acil durumlarda hekimlerin cerrahi operasyonu hızlı bir şekilde planlaması sağlanacaktır. Hastaların BT görüntü verileri çeşitli görüntü işleme yöntemleri kullanarak hızlı bir şekilde istenen bölgenin 3B (katı) modeli bilgisayar ortamında oluşturularak bir 3B yazıcı ile baskıya hazırlanabilmektedir.

S.D.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahi Anabilim Dalı öğretim üyelerinin uygun gördükleri dört hastanın üzerinde denenerek rutinde kullanılabilecek hızlı bir yöntem geliştirilmesi amaçlanmaktadır. Ayrıca modeller, diş hekimliği ve tıp fakültesinde yetiştirilen öğrencilerin ameliyat haricinde hastanın anatomik yapısı ile aynı modeller üzerinde cerrahi operasyon öğretisinin ve yetisinin kazandırılması amaçlanmaktadır.

Cerrahın bu katı model üzerinde operasyon öncesinde ya da tedavi sürecinde prova ve uygulama yapılarak operasyonun planlaması sağlanmaktadır. Cerrahın prova sırasında üzerinde yapacağı kesme, delme ve montaj işlemlerinde dayanım önem arz etmektedir. Bu katı modeller bir 3B yazıcı ile PLA (Poli Laktik Asit) malzeme kullanılmaktadır.

PLA biyobozunur ve termoplastik filamettir ve oluşturduğu yapı dayanım açısından oldukça uygun olmaktadır.

Tıbbi görüntü işleme yazılımları (3D Slicer, OsiriX, Mimics ve Horos gibi) kullanılarak oluşturulan modeller için tıbbi görüntü iyileştirme ve görüntü temizleme işlemleri uygulanmaktadır. Tıbbi görüntülerin temizlenmesi önem arz etmektedir. Hastada bulunan, implant, diş teli, protez ve diş dolgularının oluşturduğu ışık patlamalarından meydana gelmektedir. Bu ışık patlamaları cerrahların kemik hatlarının ve kemik hareketlerinin anlaşılmasında engeller oluşturmaktadır. Bu engelleri kaldırmak için cerrahı ekibi yanıltmamak adına anatomi bilgisine sahip olmak gerekmektedir. Daha sonra 3B baskı teknoloji kullanılarak kişiye özgü katı modellerle dönüştürölmektedir.

3. MATERYAL VE METOD

3.1. Kullanılan Yazılım ve Malzeme

KIBT cihazında taranmış tıbbi görüntü verisi olan DICOM dosya verilerinin, 3D Slicer yazılımında görüntü verilerin işlenmesi sağlanmaktadır. 3D Slicer yazılımında; görüntü işleme, görselleştirme, eşikleme, çıkarım, iyileştirme, filtreleme ve temizleme işlemleri yapılmaktadır. STL dosya formatında kayıt alınan veriler SolidWorks yazılımına aktarılarak görüntü analizleri ve kalitesi kontrol edilmektedir. Kalite kontrol işleminden sonra, STL dosyası, Simplify3D dilimleme yazılımına aktarılarak, 3B baskıya hazırlanmıştır. Bu yazılım verileri, 3B yazıcılarının anladığı dil olan G-koduna dönüştürmektedir. Bu G-kodu 3B yazıcıya aktarılarak bu koda göre baskı başlatılmaktadır. Baskı malzemesi olarak biyobozonur ve termoplastik filametlerden PLA kullanılmaktadır.

3.1.1. 3D Slicer Görüntü Analizi ve İşleme Yazılımının Kullanılması

Kantitatif tıbbi görüntüleme analizi, klinikte elde edilen tıbbi görüntüleme verilerinin objektif ve doğru yorumlanmasını sağlamaktadır. Bu bağlamda, 2008 yılında İngiltere Ulusal Kanseri Enstitüsü, kişiye özgü teşhis ve tedaviye yanıtın değerlendirilmesi bağlamında kantitatif görüntülemeyi ilerletmek amacıyla Kantitatif Görüntüleme Ağı (QIN) girişimini oluşturmaya başlamaktadır. Bilgisayarlı tıbbi görüntü analizleri, nicel görüntüleme tekniklerinin tekrarlanabilirliğine ve verimliliğine katkıda bulunmaktadır. Nicel görüntülemenin başarısı, bilgisayar analizli yöntemlerde ve yazılım araçlarına bağlı bulunmaktadır (Fedorov vd. 2012).

3D Slicer, tıbbi görüntüleme ve benzeri veri kümelerinden elde edilen bilgilerin analizi ya da görüntülenmesi için açık kaynaklı bir platformdur. 3D Slicer, ücretsiz BT işleme yazılımı, temel olarak sağlık bilimleri için geliştirilmektedir. Sağlık biliminde kullanımı günümüzde yaygınlaşmaktadır ve tıbbi görüntü analizi çalışmalarına ışık tutmaktadır (Jin vd., 2020). Son yıllarda 3D Slicer, tıbbi görüntüleme alanında kullanılan en yaygın yazılım olarak bilinmektedir. Bu tür gelişmiş yazılım ortamları araştırmacılar ve klinik çalışanlar tarafından günlük kullanımın dışında diğer uygulama alanlarında da yaygın olarak kullanılmaktadır. 3D Slicer, çok yönlü

görselleştirmeleri destekleyen, ancak aynı zamanda çeşitli uygulama alanları için otomatik segmentasyon ve kayıt gibi gelişmiş işlevsellik sağlayan bir radyoloji istasyonuna olarak tanımlanmaktadır (Kikinis vd., 2014).

3D Slicer yazılımı, interaktif görüntü verileri ile model tabanlı analiz ve görüntü kaydı gibi özellikler sunmaktadır. Aynı zamanda, nörolojik görüntüleme ve hastaya anında müdahale imkânı gibi daha gelişmiş seçenekler sağlamaktadır. Bu gelişmeler araştırma çalışmalarında 3D Slicer yazılımını vazgeçilmez kılmaktadır. Mühendisler, temel, uygulamalı ve klinik bilim insanları ile bu yazılım platform topluluğu tarafından geliştirilmektedir. Bu programlama platformu, biyomedikal ve klinik araştırmacıların yazılım içerisinde bulunan algoritmaların kullanımını sağlamaktadır. Algoritmalar veri iletişimi, görselleştirme ve kullanıcı arayüzü geliştirme gibi ortak görevler için nicel yöntemlerin değerlendirmesini kolaylaştırmaktadır (Dorador ve Tovar, 2020).

3D Slicer yazılımının, çok geniş bir kullanım alanı bulunmaktadır. Radyoloji biliminde kullanılan tekniklerin maliyeti göz önüne alındığında, 3D Slicer; akademik çalışmalar için ücretsiz, açık kaynaklı kodlu ve çok fazla segmentasyon modülleri içeren bir yazılım olduğu için tercih edilmiştir. Python programlama dilinde, açık kaynak kodları girilebilmektedir ve yazılım sürekli bir gelişim göstermektedir. Cerrah, radyolog ve mühendislerin tercih ettiği bir yazılım olarak bilinmektedir. Yazılım bilgisine sahip herkes tarafından geliştirilebilmektedir. 3D Slicer yazılım platformu, tıbbi görüntü hesaplamalarında temel radyoloji istasyonlarında kullanılan donanımlara ihtiyaç duyulmamaktadır.

3D Slicer yazılımının diğer bir avantajı, diğer görüntü işleme yazılımları (Horos, OsiriX ve Mimics) gibi belirli bir işletim sistemine özgü değildir ve herhangi bir bileşen gerektirmemektedir. Bunlara ek olarak; görüntülerin DICOM formatında diskten veya doğrudan PACS'den yüklenmesine izin vermektedir.

3D Slicer tıbbi görüntü görselleştirme yetenekleri, görüntüleme modalitelerini (BT, PET, MR ve US) tümünü desteklemektedir. 2B, 3B ve dört boyutlu (4B) görselleştirme veri kümelerini kullanılmaktadır (Dorador ve Tovar, 2020).

3.1.2.1. 3D Slicer Yazılımı Özellikleri ve Modüllerinin Kullanılması

3D Slicer yazılımı, internet adresinden indirilerek (www.slicer.org, sürümü 4.10.2) donanım özelliklerine (Mac, Linux ve PC) göre kurulabilmektedir. Yazılım kurulduktan sonra açılan pencere Şekil 3.1.'de ayrıntılı olarak anlatılmaktadır. Bu pencere üç ana bölümden oluşmaktadır.

- Menü ve Araç Çubuğu
- Grafik Kullanıcı Arayüzü
- Dilim ve 3B Görüntüleyici Ekran

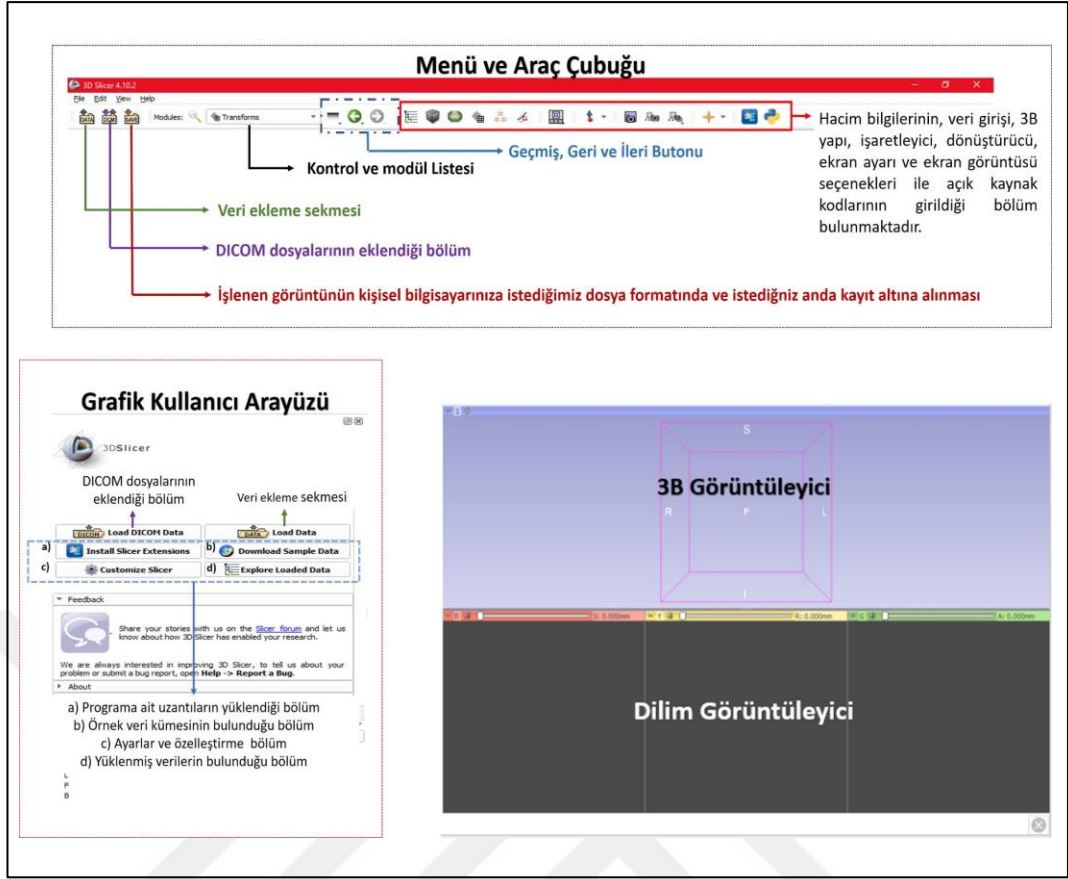
Menü ve araç çubuğu bölümünde; kontrol ve modül listesi, veri ekleme sekmesi, DICOM dosya yükleyici, görüntü kayıt bölümü, hacim bilgileri, veri girişi, 3B yapı, işaretleyici, dönüştürücü, ekran ayarı ve ekran görüntüsü seçenekleri ile açık kaynak kodlarının girildiği kısımlardan oluşmaktadır.

Grafik ve kullanıcı arayüzü; DICOM ve veri ekleme, programa ait uzantıların yüklendiği, örnek veri kümesi, yüklenmiş verilerin bulunduğu, ayarlar ve özelleştirme bölümlerinden oluşmaktadır.

Dilim görüntüleyici; tıbbi görüntü verilerinin 2B olarak ekrana aksiyal, sagittal ve koronal koordinat düzleminde yerleştirildiği kısımdan oluşmaktadır.

3B görüntüleyici; 2B tıbbi görüntülerin bölgesel sınırları oluşturularak, segmentasyon ve eşikleme gibi aşamalardan sonra 3B olarak soyut bir şekilde görüntülenmesini sağlayan bölümden oluşmaktadır. Ayrıca 3B görüntü üzerinde de bir takım sınır belirlemeleri ve istenmeyen parametrelerin çıkarılması sağlanmaktadır.

Görüntü işleme uzmanı, 3D Slicer'ın kullanıcı arayüzünde bir hasta seçtiği takdirde hastaya ait bütün DICOM verileri içe aktarılmaktadır. Böylelikle modülünün verileri yorumlamasına görüntü işlemesi yapılmasına olanak sağlanmaktadır. DICOM ortak protokolüne bağlı, içe aktarma modülleri, verileri ayrıştırmaktadır ve seçilen DICOM nesnelerinden 3D Slicer yazılımının okuyabileceği öge listesi dönüştürmektedir (Pinter vd. 2012).



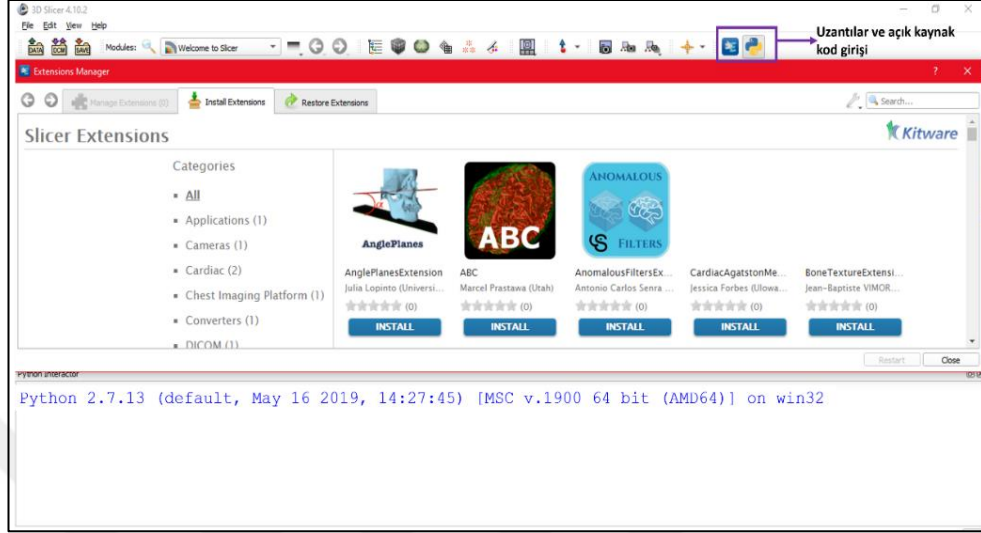
Şekil 3.1. 3D Slicer yazılımı arayüzü açıklamalı anlatımı

3D Slicer yazılımında; Şekil 3.2.'de gösterilen tüm modüller listelenmektedir. 3D Slicer yazılımı içerisinde farklı segmentler için 100'den fazla çeşitli modül bulunmaktadır.



Şekil 3.2. 3D Slicer yazılımının görüntü işleme modüllerinin gösterimi

3D Slicer yazılımında; bulunan Python Programlama dilinde açık kaynak kodlarının girildiği ve yazılım içerisinde geliştirilmekte olan çeşitli uzantıların bulunduğu bölüm Şekil 3.3.'te gösterilmektedir.



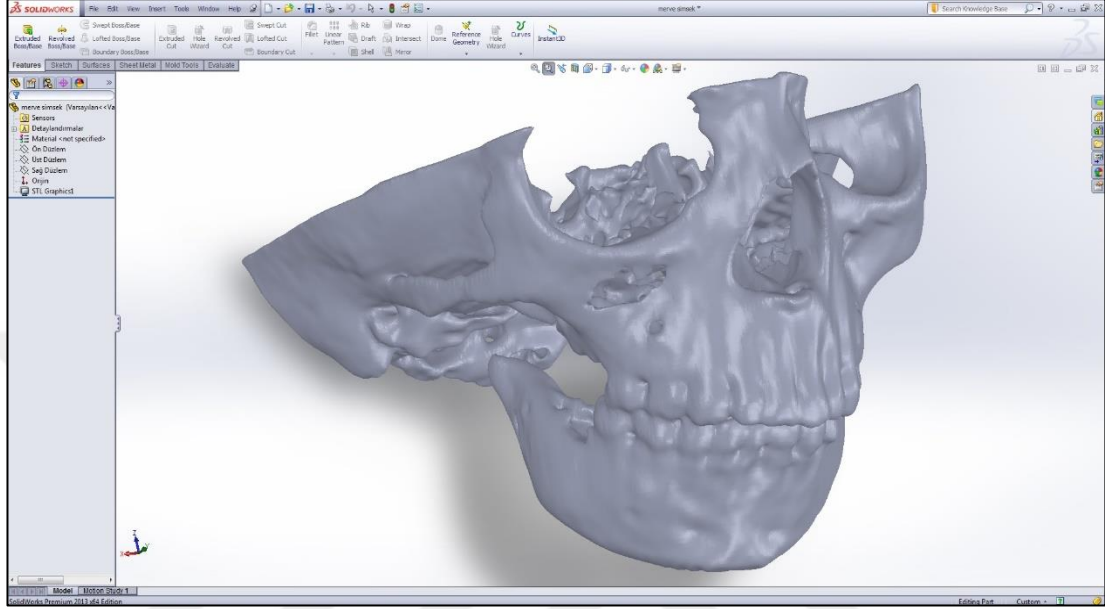
Şekil 3.3. 3D Slicer yazılımında açık kaynak kodlarının girildiği ve farklı görüntüleme uzantılarının indirildiği bölüm

3D Slicer yazılımında; segmentasyon, hacimsel işleme (otomatik çıkarım), bölümleme istatistik verileri ve segment düzenleyici (eşikleme, yumuşatma, silme, düzeltme ve makas) modülleri kullanılarak tıbbi görüntü işleme yapılmıştır.

3.1.2. İşlenen Görüntü Verilerinin CAD Yazılımı ile Kontrol Edilmesi

Görüntü işleme yapılan veriler, CAD ortamına kolaylıkla aktarılmaktadır. Bu durum, bilgisayar ortamında 3B soyut modellere tasarım veya çizimlerin yerleşimlerini gerçekleştirmemize olanak sağlamaktadır. Parça tasarımı, modelin bir 3B baskı kullanılarak yazdırılması sürecinde bir basamağı oluşturmaktadır. 3B baskı sürecindeki en önemli basamak aslında 3B modelleme yazılımlarından birinde yazdırılacak parça veya modeli tasarlamaktır. Görüntü işleme yapılan, soyut model verileri, CAD ortamına aktarılabilir. Bu durum, modeller üzerinde fasiyal deformiteleri bulunan hastalarda, plak tasarımı ve mandibula kondile plak yerleşiminin önemli parametrelerini oluşturmaktadır. CAD yazılımı, olarak SolidWorks tercih edilmiştir. 3D Slicer yazılımında oluşturulan, birçok yazılım paketi tarafından desteklenen STL dosya formatında kayıt altına alınan soyut modelin bazı

tasarım ve modellemesi için SolidWorks yazılımı kullanılmaktadır. Şekil 3.4.'te gösterilen 3D Slicer yazılımında oluşturulan soyut model SolidWorks yazılımında görüntü kalitesi parametreleri kontrol edilmektedir. Bazı durumlarda modeller yeni parçalar tasarlamak ya da eklemek için SolidWorks yazılımı kullanılmaktadır.

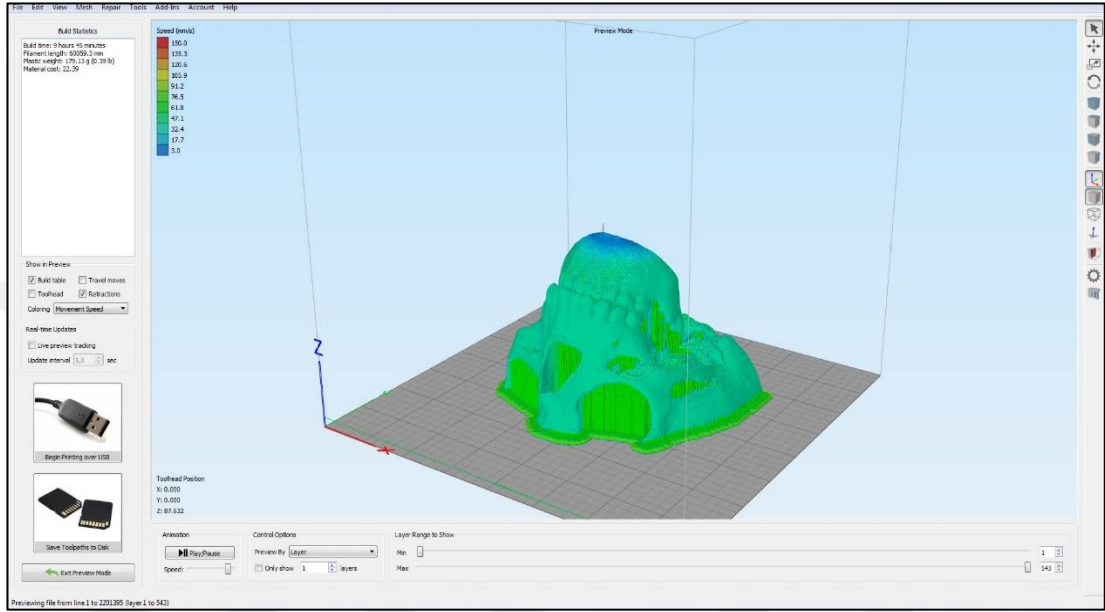


Şekil 3.4. SolidWorks yazılımında 3B modelin kontrol edilmesi

3.1.3. Dilimleme Yazılımı ile Verilerin Basıma Hazırlanması

Dilimleme yazılımları, genellikle kullanılan ve tercih edilen 3B yazıcı markalarına göre değişiklik göstermektedir. Dilimleyici yazılımları nesneleri katman yığını olarak bölmektedir. 3B yazıcı üretici firmaları, çoğunlukla kendi dilimleme programına sahiptir. 3B baskı süreçlerinin yazıcı için özel talimatlar içeren ve yazıcıların dilinden anlayan dilimleme yazılımları arasında yer almaktadır. Dilimleme yazılımlarının en önemli özelliği, STL formatındaki dosyaları G- kodu formatındaki yazıcı komutlarına dönüştürmektedir. Dilimleyici yazılımları G-kodu sayesinde, 3B yazıcıların ekstürizyon kafasının hareket ve yönlerinin sağlamaktadır (Duong vd., 2018; Simplify3D, 2020). 3B katı modellerin üretimi ve baskıya hazırlık olarak Simplify3D yazılımı kullanılmıştır. Simplify3D yazılımı, imalatı yapılacak olan 3B modelin baskı öncesi destek ve kaidelerinin oluşturulduğu basamağı teşkil etmektedir. (Şekil 3.5.)

Simplify3D yazılımı, katı hacimleri içi dolgulu ya da boş olarak otomatik olarak üretmemize olanak sağlamaktadır. Katı nesneleri boşluklu imal etmek maliyet ve zamandan tasarruf sağlamaktadır. Ancak nesnelerin mukavemetlerini olumsuz etkilemektedir. Kısacası imal edilmek istenen nesnenin dolgu yoğunluğunu Simplify3D yazılımında ayarlamaktadır.



Şekil 3.5. Simplify3D yazılımında destek ekipmanları, kaide, etek ve dolgu inşası oluşturulduktan sonra G-kodunun oluşturulması

Simplify3D yazılımı, imalatı yapılacak nesnenin inşası konusunda otomatik olarak destek eklemektedir. Bu sayede, 3B baskı sırasında yapıdan hacim kayıplarının önüne geçilmektedir. Destek yapıları imalat sonrası temizlenerek modelden ayrılabilir. Bu nedenle destek yapılarının mukavemeti ve dayanımı oldukça zayıf olmaktadır (Simplify3D (Raft), 2020).

Simplify3D yazılımı, 3B yazıcı tablasından daha kolay ayrılması için nesne üzerine istenmesi durumunda kaide ya da etek yerleştirmektedir. Kaide ya da etek, ilk katmanının kalın bir şekilde basılmasından oluşmaktadır. Nesnelerin üretimi sonrası kaidelerde tıpkı desteklerde olduğu gibi temizlenmektedir (Simplify3D (Raft), 2020).

Simplify3D yazılımı, baskı sırasında kullanılacak materyal seçildiği takdirde otomatik olarak ne kadar malzeme gerektiğini hesaplamaktadır. Baskı sırasında kullanılacak

malzemenin birim fiyatı üzerinden maliyet hesabı ve üretimin ne kadar süreceği konusundan bilgi vermektedir.

3.1.4. Baskı Malzemelerinin Kullanılması

3B yazıcılarda kullanılan baskı malzemeleri yazıcıların özelliklerini göre değişmektedir. Vücut ekstremiteleri yerine kullanılan baskı malzemeleri ise biyouyumlu, biyobozunur ve korozyona uğramama gibi özelliklere göre değişmektedir. Cerrahi operasyon öncesi planlama modelleri ve eğitim modelleri genellikle PLA (Poli Laktik Asit) ve ABS (Akrilonitril Butadien Stiren) gibi termoplastik filamentler kullanılmaktadır. PLA ve ABS malzemeler ile oluşan yapı mukavemet açısından dayanıklı olması cerrahın bu modeller üzerinde kesme, vidalama ve yapıştırma işlemlerini test ederek denemesi sırasında dağılmadan malzemenin bütünlüğünü sağlamaktadır. PLA'nın bir dezavantajı, ABS kadar dayanıklı veya esnek değildir.

PLA bazlı kompozit harmanlar, şu anda doku mühendisliği için 3B baskılı iskelelerin üretimi için kullanılmaktadır. Bazı araştırmalarda; taramalı elektron mikroskobu (SEM) görüntülemesiyle PLA bazlı iskelelerin yapısı içinde birbirine bağlı gözeneklerin varlığını kanıtlanmaktadır. PLA filament; nişasta esaslı olduğundan sağlık, güvenlik açısından daha uygun ve medikal uygulamalarda tercih edilebilmektedir (Serra vd., 2013; Yang vd., 2018).

Bu tez çalışmasında, baskı malzemesi olarak kesme, delme, vidalama ve birleştirme gibi cerrahi planla aşamasında yapılacak işlemlere dayanım açısından PLA kullanılmasına karar verilmiştir. PLA, mısır, şeker kamışı kökü veya nişasta gibi kaynaklardan türetilen biyouyumlu, biyobozunur termoplastik ve alifatik polyester olduğu için çalışmamızda tercih edilmiştir. Bu çok yönlü biyoplastik malzeme kemik yapıları, iskele (scaffold), vida ve ağ gibi implantların üretilmesinde kullanılmaktadır.

3.2. Kullanılan Cihazlar

Hastaların farklı açılardan çok sayıda 2B görüntüsünün alındığı bir X-ışını görüntüleme teknolojisi olan, “Planmeca Romexis Viewer BT” cihazı kullanılmıştır.

3B yapının basımı için FDM tekniği kullanan “MakerBot Replicator 2” yazıcısı kullanılmıştır.

KIBT, bir hastanın farklı açılardan çok sayıda 2B görüntüsünün alındığı bir X-ışını görüntüleme teknolojisidir. Daha sonra bu 2B projeksiyonlardan 3B hacimsel bir görüntü hesaplanır. Şekil 3.6.’da KIBT cihazı ayarlama bölümü ve hastanın kafatasını yerleştirdiği bölüm gösterilmektedir. S.D.Ü. Diş Hekimliği Fakültesinde, “Planmeca ProMax 3D Classic” marka cihaz bulunmaktadır. Ortaya çıkan görüntüler, gelişmiş görüntüleme yazılımı ile aksiyal, koronal, sagittal ve kesitsel düzlemler dahil olmak üzere herhangi bir açıdan görüntülenebilir. Maksillofasiyal, endodonti ve ortodontik cerrahi gibi diş hekimliği uygulamalarında yaygın olarak kullanılmaktadır.

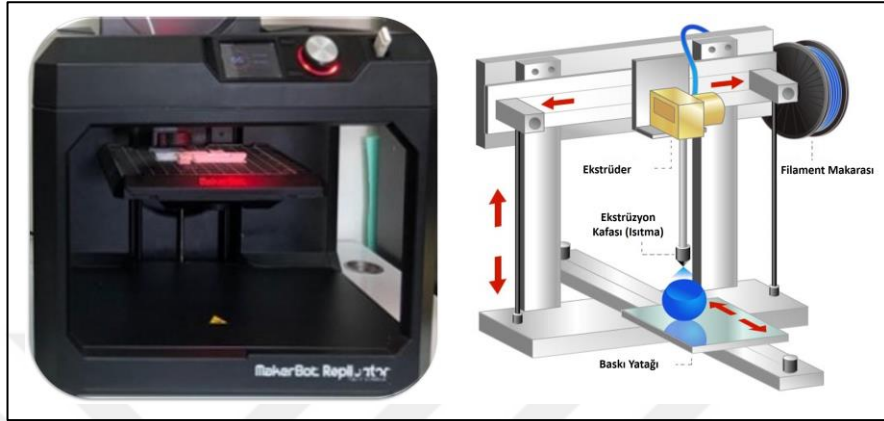


Şekil 3.6. KIBT cihazının görseli

Hastanın, 2B panoramik ve sefalometrik film görüntüleri, 3B KIBT verilerine ve 3B model taramaları yapabilen, modern dental görüntüleme sağlamaktadır.

Hazırlanan 3B katı model ucuz ve kolay kullanıma sahip eklemeli imalat yöntemlerinden biri olan ergiyik biriktirerek modelleme (Fused Deposition Melting; FDM) tekniği kullanarak katı modele dönüştürülecektir. Cerrahın bu katı model üzerinde operasyon öncesinde ve tedavi sürecinde prova ve uygulama yapılarak operasyonun planlaması sağlanacaktır. Bu tez çalışmasında, maliyeti düşük ve kolay

Üretim yapan, FDM yöntemi kullanan, 3B yazıcılar tercih edilmektedir. Şekil 3.7.’de FDM yazıcıların çalışma prensibi gösterilmektedir. FDM ile üretilen modellerin mukavemet açısından dayanıklı olması dağılmadan malzemenin bütünlüğünü sağlamaktadır.



Şekil 3.7. FDM yöntemi kullanan 3B yazıcıların çalışma prensibi (Robotistan, 2019)

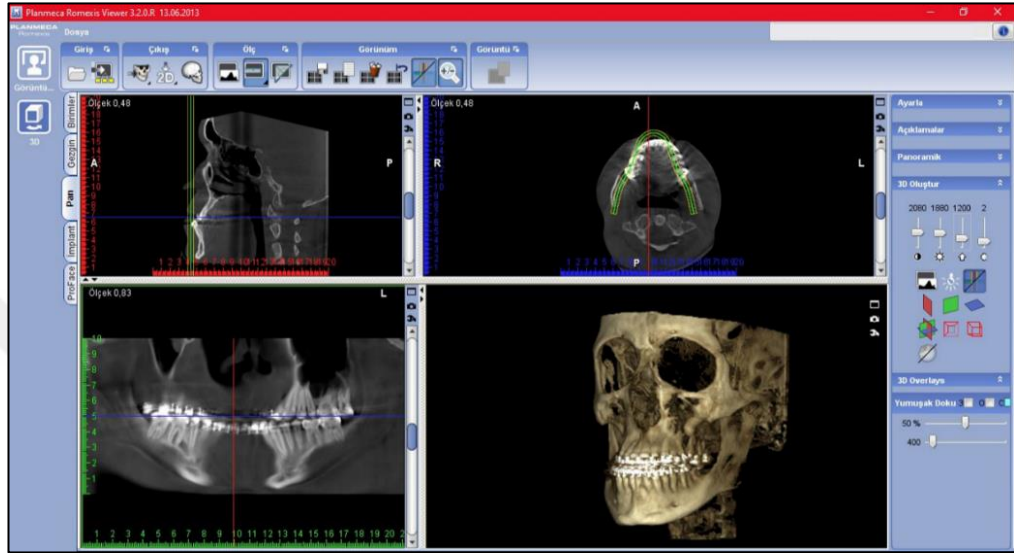
FDM yöntemini kullanan yazıcılar termoplastik malzemelerden 3B yapıları yaklaşık 100-400 μm katman kalınlığında imalatı gerçekleştirmektedir. Bu yazıcılar, baskı sırasındaki termal koşullar manuel ya da otomatik olarak sağlamaktadır. Simplify3D yazılımında, üretilen G-kodu sayesinde yazıcı Kartezyen hareketini sağlamaktadır. Sonuçta bu koda uygun soyut nesneleri 1/1 oranında 3B somut katı nesnelere dönüştürmektedir.

3.3. Yöntem

Cerrahi müdahale öncesi hastalardan S.D.. Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve ene Cerrahi Anabilim Dalı’nda tedavi görmekte olan, dört çift çene hastası için cerrahi operasyon planlama modelleri retiliecektir. Tedavi ve tedaviye yön vermek amaçlı alınan BT görüntü verileri S.D.. Diş Hekimliği Diş Radyoloji Anabilim Dalından alınmıştır. Bu görüntü verileri, Ağız, Diş ve ene Cerrahi Anabilim Dalı akademisyenlerinin seçtikleri hasta verileri ve S.D.. etik kurul onaylıdır.

Radyoloji bölümünden alınan KIBT verileri, Planmeca ProMax 3D Classic adlı cihaz ile taranmaktadır. Taranan veriler genellikle diş hekimleri tarafından kullanılan Planmeca Romexis Viewer yazılımı ile görüntülenmekte ve ölçümler sağlanmaktadır.

Planmeca Romexis Viewer yazılımı radyoloji bölümünden alınan veriler içerisinde kayıtlı olarak bulunmaktadır. Şekil 3.8.'de Planmeca Romexis Viewer oluşturulan görüntü ve ölçekler gösterilmektedir. Öncelikle görüntü verilerinin doğruluğunu değerlendirmek amacı ile Planmeca Romexis Viewer yazılımında görüntüleme kullanılmaktadır.



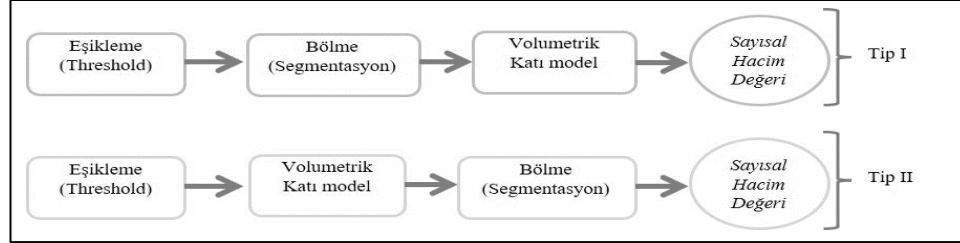
Şekil 3.8. Planmeca Romexis Viewer görüntüleme yazılımında ölçüm ve görüntü özelliklerinin gösterimi

Planmeca Romexis Viewer yazılımında, cihazın tarama ve görüntü özellikleri 400 μ m vokselle boyutunda, 90 kV voltaj değerinde, 10 mA akım değeri ve görüntüleme süresi 13-14 s aralığında ölçüldüğü gösterilmektedir.

1 mm aralıklarla taranan görüntü verileri 3D Slicer yazılımına aktarılması için Dijital Görüntüleme ve Tıpta Haberleşme (DICOM) formatı kullanılarak kayıt altına alınmıştır. DICOM görüntü verileri tıbbi görüntü analizi ve görselleştirme yazılımı olan 3D Slicer yazılımı kullanılarak açılmıştır.

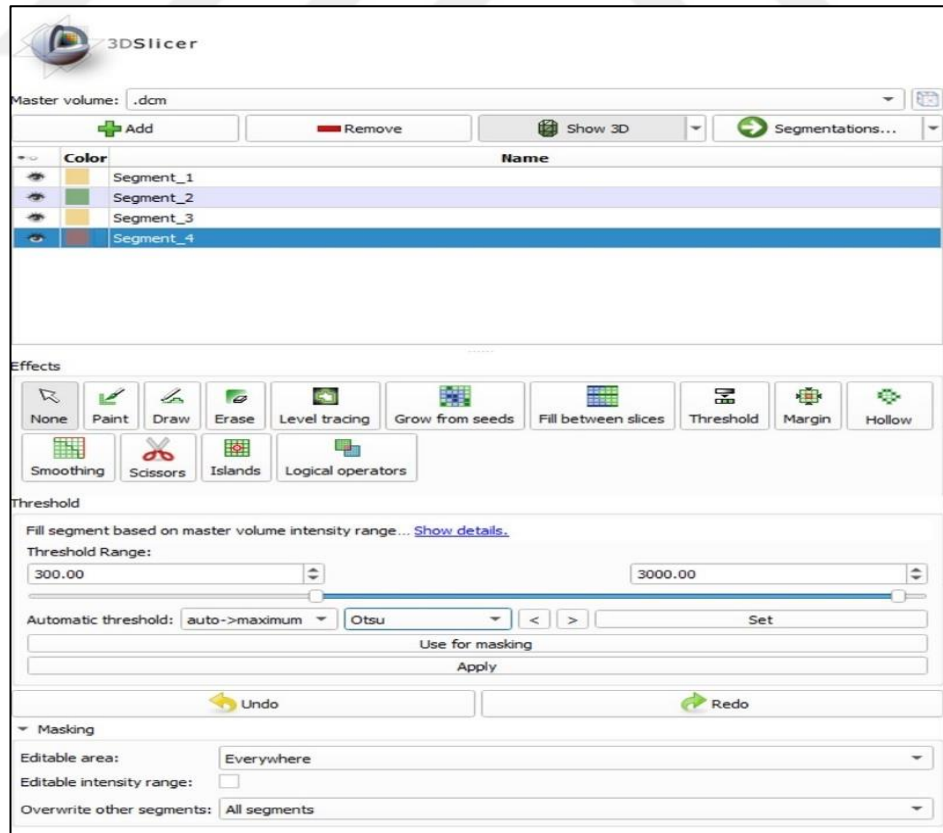
3D Slicer yazılımı içerisinde tıbbi görüntü verilerini, ölçüm birimleri (Volumes), bölme (Segmentasyon), eşikleme (Thresholding), hacimsel çıkarımı (Volumetric Inference), görselleştirme (Visualization), temizleme ve iyileştirme işlem basamaklarına geçilmektedir. Şekil 3.9.'da gösterildiği üzere bu basamakların sıralaması, çalışmanın amacına göre ve çalışma ekibine göre değişiklik göstermektedir (Sofu vd., 2019). Tip 1'de eşik aralığı belirlenen ve bölümlendirmesi yapılarak

oluşturulan 3B soyut modeller, Tip 2’de eşik aralığı belirlendikten sonra 3B model üzerinde bölümlendirme yapılarak modelin oluşturulması sağlanabilir. Ancak Tip 2’de Tip 1’e göre anaormal model boyutları ile çalışılmak durumunda kalılabilmektedir.



Şekil 3.9. Farklı görüntü işleme yöntemi basamakları

Hastaların BT verileri, 3D Slicer yazılımında, segment düzenleyici (Segment Editor) kullanılarak yeni bir bölme sekmesi (Add Segment) eklenmektedir. Eklenen bölümleyici sekmesi farklı bölümler için segmentasyonu için birden fazla seçilebilmektedir. Şekil 3.10.’da segment düzenleyici modüllü içeriği gösterilmektedir.



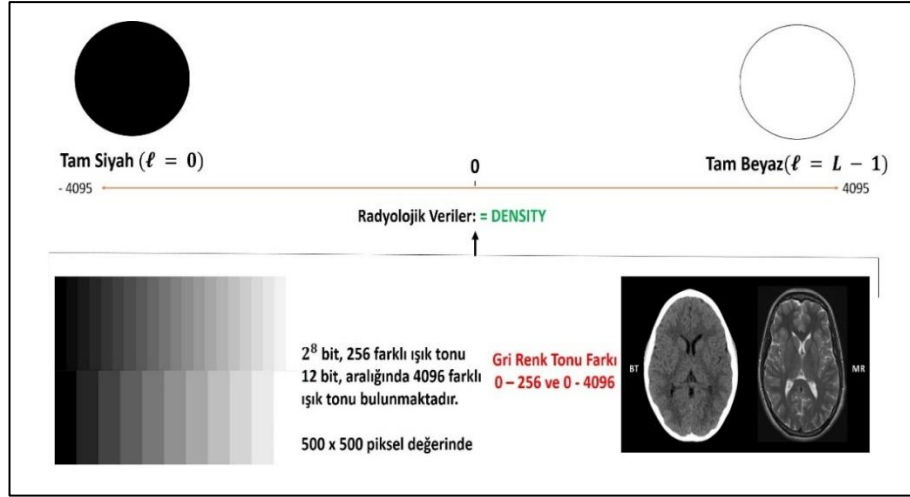
Şekil 3.10. 3D Slicer yazılımında segment düzenleyici arayüzü

- Boya (Paint) komutu; 3B model üzerine 1-25 % boyutlarda eklemeler yapmak için küre topu şeklinde kullanılmıştır.
- Çizmek (Draw) komutu; dilim görüntüleri (aksiyal, sagittal ve koronal) üzerindeki bölümlerin üzerine çizim yapmak için kullanılmıştır.
- Silmek (Erase) komutu; dilim görüntüleri üzerinde ve 3B model üzerinde istenmeyen bölümlerin küre topu şeklinde ya da dilim şeklinde 1-25 % boyutlarda silinmesini sağlamıştır.
- Seviye takibi (Level Tracing) komutu; seçili segment için aynı yoğunluk bölgesi eklenmesini ve arka plan vokselini geçerli dilim içinde başlangıç noktasındaki aynı yoğunluk değerini bulmak için kullanılmaktadır.
- Kaynakların birleşmesi (Grow From Seeds) komutu; segmentasyon işleminde kaynakların birleştirilmesi için kullanılmaktadır. İlk bölümlerin kaynakları, boyutu, şekli ve ana birimin içeriği dikkate alınmaktadır. Birleştirme işlemi, en az iki farklı bölme işlemi ve bölümler ayrı renkler uygulanmak için kullanılmaktadır. İki farklı segmentin çakışması durumunda tabloda daha yüksek segment önceliğe sahip olmaktadır.
- Dilimlerin arasını doldurma (Fill Between Slices) komutu; dilimlerin arasını doldurmak için kullanılmaktadır. Bölümleme oluştuktan sonra boş dilimlerin yerine ekleme yapmak için kullanılmaktadır. İki farklı segmentin çakışması durumunda tabloda daha yüksek segment önceliğe sahip olmaktadır. Morfolojik kontör eklemek içinde kullanılmaktadır.
- Eşik (Threshold) komutu; yöntemin temelini, her pikseli incelemek ve onun ile ilgili dokunun özelliklerini karakteristik olarak ayırt etmemize sağlamaktadır. Gri renk tonu seviyesinden yararlanılan modülden oluşmaktadır. Modelleri maskelemek için kullanılmıştır.
- Kenar boşluğu (Margin) komutu; çıkarımı yapılmak istenen alanın kenar boşluğu boyutuna göre büyütür veya küçültmektedir.
- İçini boşalt (Hollow) komutu; bölme sınırı tarafından tanımlanan tek düze kalınlıkta bir kabuk ile segmenti boşaltmaktadır. Segmentin içini, ortasını ve dış yüzeyini boşaltmak için kullanılmaktadır.
- Yumuşatma (Smoothing) komutu; çıkıntıları kaldırarak ve küçük delikleri doldurarak segment sınırlarını daha pürüzsüz hale getirmektedir. İki farklı segmentin çakışması durumunda tabloda daha yüksek segment önceliğe sahip olmaktadır.

Filtreleme ve maskeleme basamaklarında kullanılmıştır. Beş şekilde uygulanmaktadır. Bunlar;

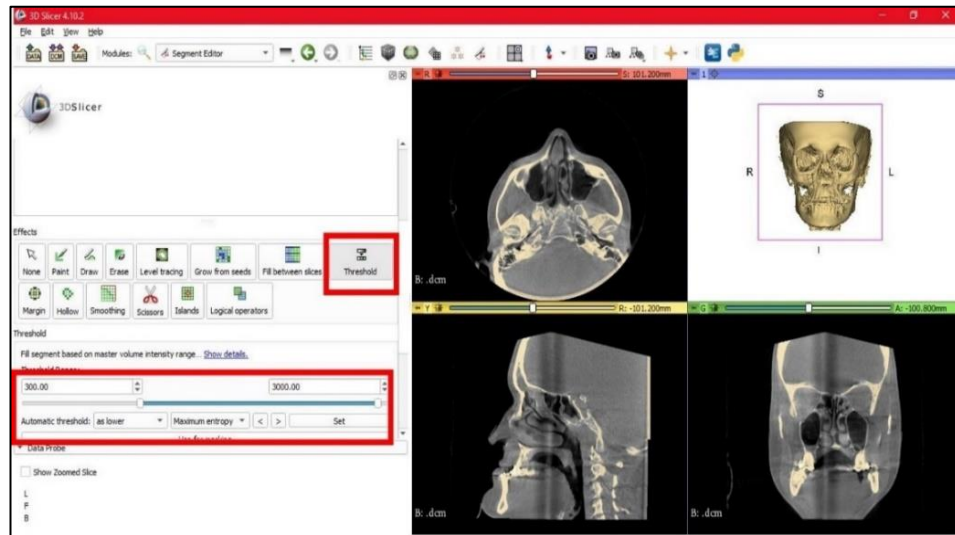
- Ortanca (Median), küçük ayrıntıları kaldırırken, düzgün konturları çoğunlukla değişmemektedir.
- Açma (Opening), seçilen çekirdek boyutundan (mm) daha küçük çıkıntıları doldurmaktadır.
- Kapatma (Closing), seçilen çekirdek boyutundan (mm) daha küçük keskin köşeleri ve delikleri doldurmaktadır.
- Gauss (Gaussian), tüm hatları yumuşatır, segmentleri sıkıştırarak küçültmektedir. Gauss'un matematik ilkeleri ile alakalı yumuşatma sağlamaktadır.
- Eklem yumuşatma (Joint Smoothing), aynı anda birden fazla segmenti yumuşatma özelliğindedir ve yüzey boyutunu korumaktadır.
- Makas (Scissors) komutu; istenilen boyutlardaki segmentlerin kesilerekten ortamdan uzaklaştırmak için kullanılmıştır.
- Adalar (Islands) komutu; segmente bağlı bileşenleri düzenlemektedir. Adaları kaldırmak ve tutma işlemlerini otomatik gerçekleştirmektedir. 3B baskı teknolojisinde basılamayacak herhangi bir bölümle bağlantısı olmayan parçalar kaldırılmıştır.
- Mantıksal işleçler (Logical Operators); segmentlerin birleştirilmesi için kullanılmaktadır. Segmentlere; kopyalama, ekleme, çıkarma, ters çevirme, eşikten temizleme ve dolgu ekleme yapılmaktadır.

Gri seviye özelliklerine dayalı ve piksel tabanlı yöntem, radyoloji biliminde densite (Densty) olarak tarif edilen ve yoğunluğu temsil eden sayısal değere sahip ve denklem 4'te gösterilen HU birimi ile bulunmaktadır. Densite çalışılacak olan nesnenin yoğunluk değerini bir aralık (Range) ile tarif edilmesi anlamına gelmektedir. Bu aralık aslında bizim çıkarım yapılması istediğimiz bölgenin net bir ifadesi olarak tanımlanmaktadır (Gündüz ve Kahrıman, 2009). Tıbbi görüntü işleme uygulamalarında çıkarım yapmak istediğimiz gri tonların aralığın tayinine eşikleme (Thresholding) denilen bir ara yöntem kullanılmaktadır. Tıbbi görüntülerin işlenmesinde örnek olarak Şekil 3.11.'de ki eşikleme için gri tonu seviyesi gösterilmektedir.



Şekil 3.11. Radyoloji biliminde kullanılan gri tonu yoğunluk aralığı ve farklı dokularda kullanılan range aralığı gösterimi

3D Slicer programında, ameliyat öncesi cerrahi operasyon planlama modelleme sürecinde modelin kemik yapısını daha iyi ortaya çıkması için segment düzenleme (Segment Editor) modülü kullanılmaktadır. Bu modül, bölümlene nesnelerini doğrudan çizim yapılarak ve içerilen bölümler üzerinde bölümlene araçlarını kullanarak düzenlemeye izin vermektedir. Kemik için uygun görüntü elde edilebilecek gri tonu seviyesi farklarından yararlanılarak Şekil 3.12.'de gösterildiği üzere 300 ile 3000 HU birimi değerinde bölgesel eşikleme (Threshold) yapılmıştır.

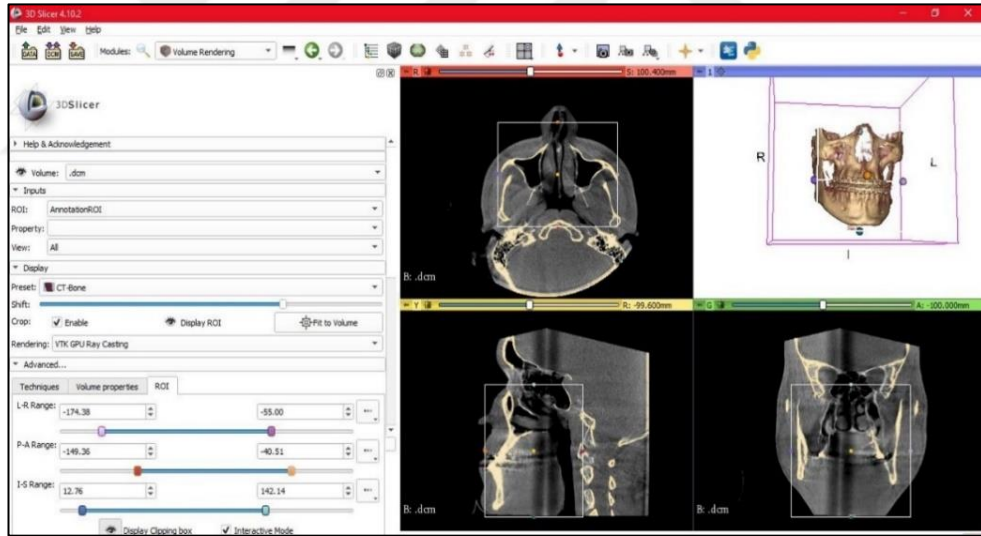


Şekil 3.12. Eşikleme ve 3B izlenimi yapılan soyut model

Segment düzenleme modülü, kullanılarak tekrar bölgesel eşikleme (Threshold) yapılmasının avantajları; görüntü kirliliklerinden kurtulmak ve görüntünün daha net

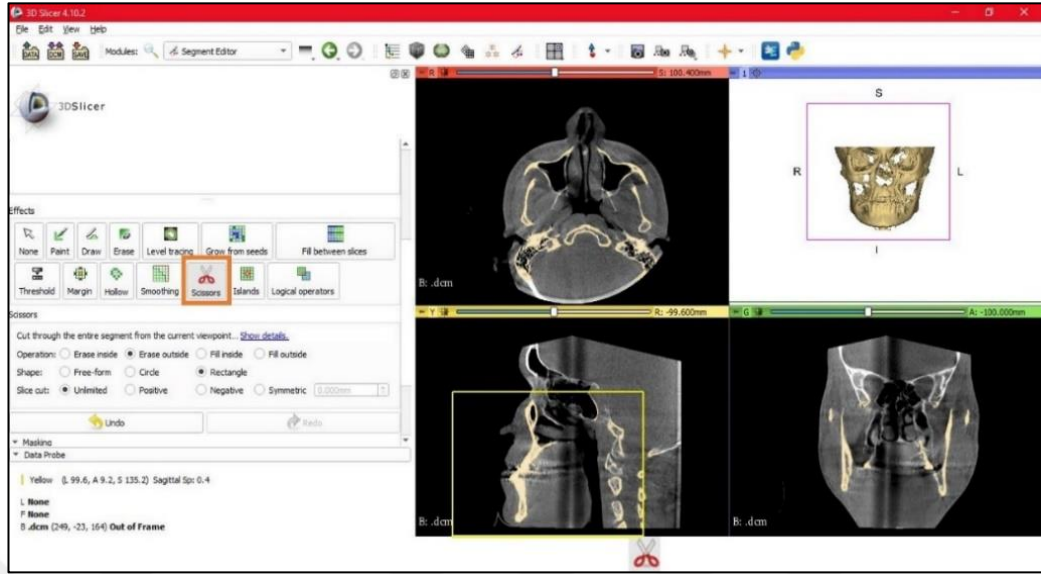
sağlanmasına yardımcı olmaktadır. Yapılan ikinci eşikleme bölgesel olarak bilgisayar ortamında oluşturulan soyut 3B model, filtrelenmiş olacaktır. Düşürülen eşik değerleri en net kemik görüntüsü elde ettiğimiz eşik değeri 298-2000 HU birimi arasında girilmiştir. Ayrıca filtreleme sayesinde istediğimiz kemik yoğunluğu (Densty) doğru aralıkta sağlanmaktadır.

Gösterimi sağlanan 3B soyut model üzerinde düzenlemeler yapılacağı gibi hacimsel işleme (Volume Rendering) ile de düzenlemeler yapılabilmektedir. İki yöntemde istenilen bölge (ROI) oluşturulması için yapılmaktadır. 3D Slicer yazılımında, hacimsel dönüşüm için net görüntü elde edilmesi için farklı tıbbi görüntü modalite seçenekleri kullanılarak görüntünün oluşmasına yardımcı olmaktadır. Görselleştirilmek istenen 3B soyut modelin, doku tiplerine göre tıbbi görüntü modaliteleri değişmektedir. Şekil 3.13.'te hacimsel dönüşümü ile net görüntünü sağlanması ve 3B gösterilmesi sağlanmıştır.



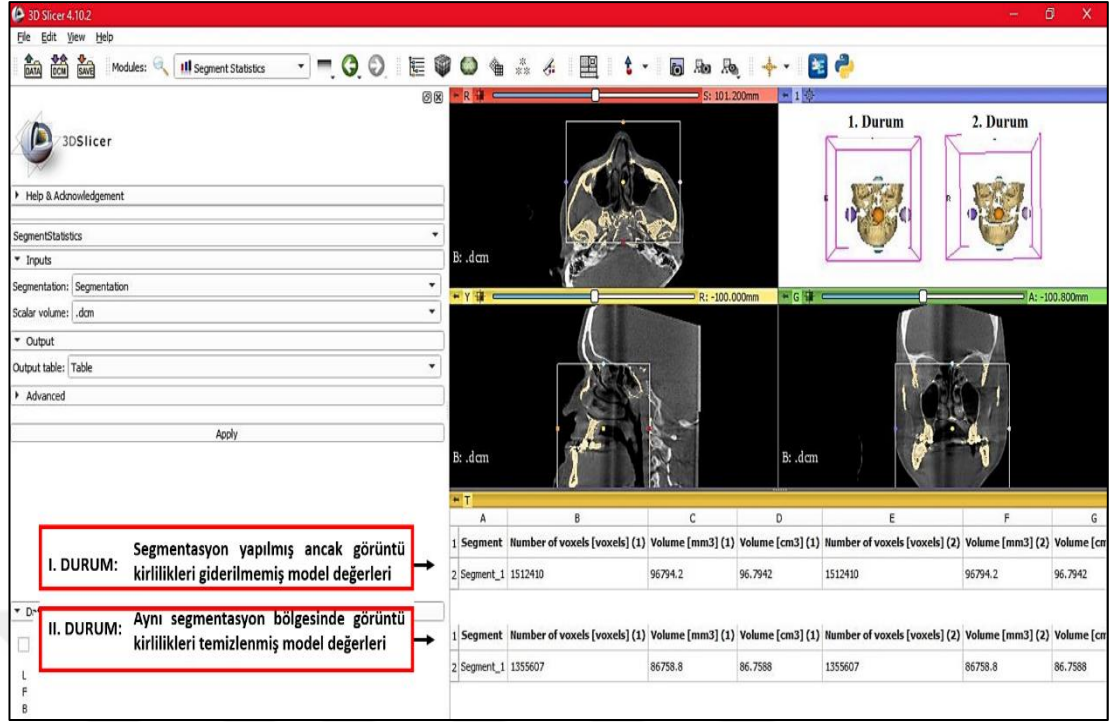
Şekil 3.13. Hacim işleme sonucunda, bölgenin sınırlarının belirlenmesi

Yoğunluğu ayarlanan eşikleme yapılmış verileri kemik yapısında çene kısmı korumaya alınabilmektedir. 3B soyut modeli oluşturmak için hacimsel dönüşümün yanı sıra istenilen bölge segment düzenleyici modülünde bulunan makas (Scissors) ile kesilerek de elde edilmektedir. Kesilen bu bölgede de Şekil 3.14.'te gösterilen segment düzenleyici modülleri kullanılarak net görüntü elde edilmektedir. Elde edilen bu bölgenin 3B izlenimi (3D Show) sağlanmıştır. 3D Slicer yazılımında elde ettiğimiz üç boyutlu model koordinat sistemi üzerine yerleştirilmektedir.



Şekil 3.14. Eşik aralığı belirlenen 3B soyut modelin makas (Scissors) yardımı ile bölgenin sınırlarının belirlenmesi

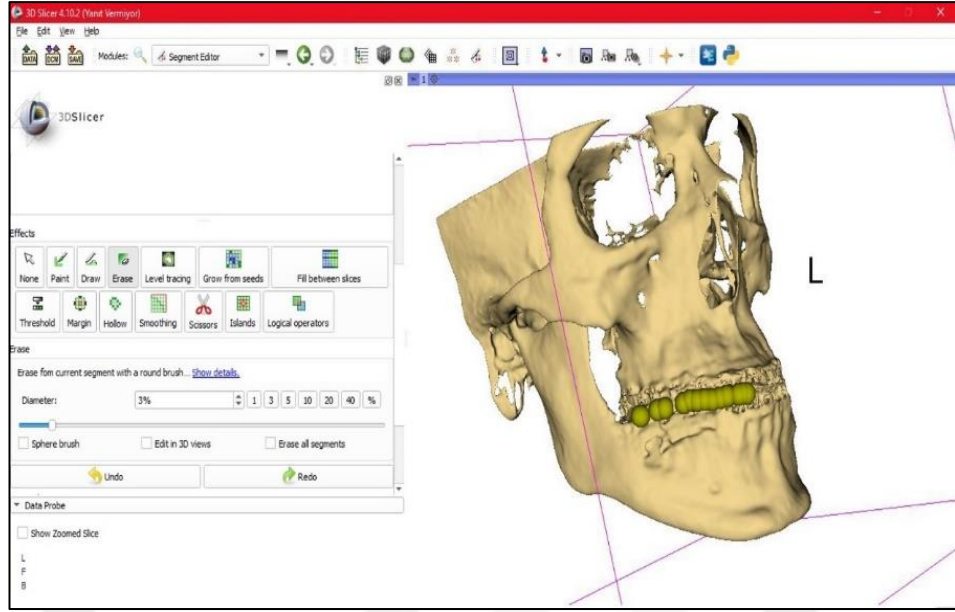
Bu tez çalışmasının amacı, oluşturmak istediğimiz model de, oluşan ışık patlamalarını cerrahi operasyonun planlamasını için gerekli bilgiyi etkilememesi için temizlenmeli veya ortadan kaldırılmasıdır. Bu sayede cerrahların daha efektif çalışması sağlanmaktadır. S.D.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahi Anabilim Dalı'nda tedavi görmekte olan 4 çift çene hastasının BT verileri, 3D Slicer yazılımı, "Segment Statistics" modülü kullanılarak görüntü kirliliklerinin temizleme oranı ölçülmüştür. Her bir hasta grubu için, segmentasyon yapılmış ancak görüntü kirlilikleri temizlenmemiş modellerin; hacim, yüzey alanı, vokselleme, ortalama, ortanca, standart sapma, minimum ve maksimum eşik aralığı ölçülmüştür. Temizleme öncesi yapılan ölçümler kayıt altına alınmıştır. Hasta modelleri için yapılan segmentasyon ve eşik değeri aynen korunarak görüntü kirlilikleri temizlenmiştir. Görüntü kirlilikleri, ışık patlamaları ve diğer artefaktlar temizlendikten sonra, 3D Slicer yazılımı "Segment Statistics" modülü tekrar kullanılarak; hacim, yüzey alanı, vokselleme, ortalama, ortanca, standart sapma, minimum ve maksimum eşik aralığı değerleri ölçülmüştür. Bu değerler, Microsoft Excel programına aktararak kayıt altına alınmıştır. Görüntü kirlilikleri temizlenmeyen modeller ile temizlenen modellerin ölçülen verileri karşılaştırılmıştır. Bu ölçüm verilerinin segmentasyon istatistikleri algoritmasından, elde edilen görsel bir grup için düzenlenip görüntü kirlilikleri giderilmemiş ve giderilmiş model ölçümlerinin birleştirilmiş şekilde Şekil 3.15.'te gösterilmektedir.



Şekil 3.15. Görüntü kirlilikleri temizlenmemiş modeller ile temizlenmiş modellerin karşılaştırılması

BT verilerinde, gösterilen X ışınlarının kırınımına bağlı olarak sertleşen artifaktlar veya ışık patlamaları meydana gelebilmektedir. Bu ışık patlamaları ve artifaktlar çalışmada, kullanılan eşik değeri aralıklarına göre değişmektedir. Metal implant, diş teli ve diş dolgularının oluşturduğu ışık patlamaları, BT verilerinde istenmeyen görüntü kirlilikleri oluşturmakta ve cerrahın görüntüler üzerinden karar verme verimini olumsuz etkilemektedir.

BT verilerinde gözlenen metal patlamaları; diş telleri, diş dolguları ve protezlerin oluşturduğu istenmeyen bozuk ve patlama görüntüleri sil (Erase) komutu ile temizleme işlemi yapılmaktadır. Şekil 3.16.'da silerek temizleme işlemi görseli gösterilmektedir. Seçilmeyen bölgelerde ise tekrar makas komutu yardımıyla kesilerek istemediğimiz kemikler ve diğer parametreler yok edilmektedir. Böylece cerrahi operasyon öncesi ön hazırlık amacıyla oluşturulan modelin teşhis ve tedaviye engel oluşturabilecek görüntü bozuklukları ortadan kaldırılarak modelin net görüntüsü oluşturulmaktadır. Görüntü temizleme işlemi yapan operatör, sınırların ne olduğunu tayin edebilmesi amacı ile iyi bir anatomi bilgisine sahip olması gerekmektedir.



Şekil 3.16. Gösterim amacı ile hazırlanmış artifakt temizleme görseli

Bazı durumlarda, segment düzenleyici modülünde bulunan, yumuşatma (Smoothing) modülü seçenekleri ile kapatma (Closing) ve açma (Opening) 3B model de bulunan küçük sivri parçalar uzaklaştırılmıştır. Adalar (Islands) modülü seçenekleri ile modele bağlantısı olmayan küçük parçalara 3B soyut model üzerinden kaldırılmıştır.

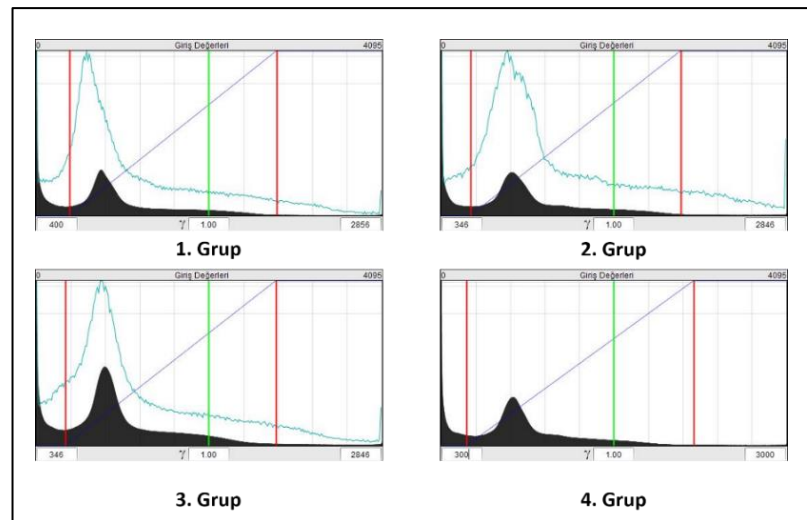
Temizleme işlemleri de bittikten sonra, modelin 3B yapısı STL dosya formatında kayıt altına alınmaktadır. STL dosyası, öncelikle SolidWorks yazılımına aktarılarak hata oranları ve görüntü kalitesi gibi parametreler kontrol edilmiştir. Görüntü kalitesini, katman kalınlığı ölçümü, dolgu oranı yoğunluğu, duvar kalınlığı, üst ve alt katman kalınlığı gibi ölçüm değerleri belirlemektedir. Ayrıca tıbbi görüntülerin kalitesini ise, radyasyon dozu, voksel çözünürlüğü, görüntü kontrastı, doku yoğunluğu, görüntüleme cihazlarının tüp voltajı, ışık patlamaları ve diğer artifaktların neden olduğu parametrelerden kaynaklanmaktadır. Herhangi bir aksilik olmaması durumunda STL formatındaki dosyalar, G-kodu formatındaki yazıcı komutlarına dönüştürmek amacıyla Simplify3D yazılımına aktarılmaktadır. Simplify3D yazılımı nesneleri katman yığını olarak bölmektedir. 3B yapıyı inşa etmek için gerekli destek, kaide, etek ve dolgu yapıları oluşturulduktan sonra 3B baskılı modeller üretilmektedir. Son aşamada FDM (Fused Deposition Modeling) tekniği kullanan yazıcı ile 1/1 ölçekli somut bir katı modele dönüştürülmüştür.

4. ARAŞTIRMA BULGULARI

Ülkemizin her hastanesinde rutin olarak kullanabileceğimiz bir yöntem geliştirilerek kolay ve etkili bir yöntemle cerrahi operasyon modelleri üretilerek literatüre katkı sağlanmaktadır. Bu imalat sürecinde S.D.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahi Anabilim Dalı akademisyenleri ile ortak çalışarak uygun gördükleri 4 hastanın üzerinde denenerek cerrahi operasyonların kalitesini arttırmak hedeflenmektedir. Cerrahi operasyon kalitesinin artması aynı zamanda cerrahi operasyon süresini de etkilediği düşünülmektedir. Planlama amacı ile üretilen bu modeller ayrıca hasta ve hasta yakınlarını bilgilendirmek amacı ile kullanılarak hekimlerimizin işini bir nebze de olsa kolaylaştıracağı düşünülmektedir. Aynı zamanda bu modeller üzerinde, yetişmekte olan tıp ve diş hekimliği öğrencileri eğitimi amacıyla da kullanılmaktadır.

4.1. Tıbbi Görüntülerinin Histogram Özelliklerin Elde Edilmesi

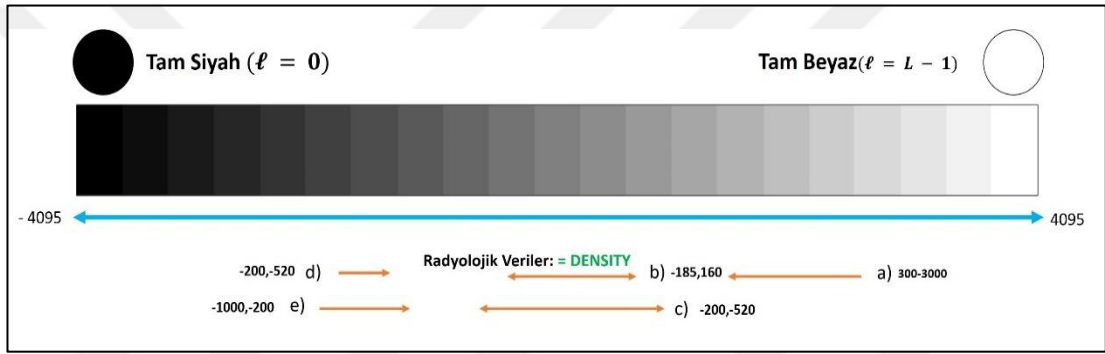
Gri tonu seviyesinin belirlenmesi, tıbbi görüntü verilerinin histogram özelliklerine dayalı görüntünün yoğunluk bilgilerini içermektedir. Histogram işleme, tıbbi görüntünün kalitesini ve görüntülerin kontrastını artırmak için yaygın olarak kullanılmaktadır. Tıbbi görüntü işleme yazılımlarında histogram grafikleri oluşturulmaktadır. KIBT görüntüleme yazılımı olan Planmeca Romexis Viewer'den görüntülerin histogram grafikleri elde edilmiştir. (Şekil 4.1.)



Şekil 4.1. Planmeca Romexis Viewer yazılımında oluşturulan histogram grafikleri

4.2. Doku Yoğunluklarına Göre Eşik Aralığının Tespit Edilmesi

Radyoloji biliminde, gri seviye özelliklerine dayalı ve piksel tabanlı eşikleme yöntemi olarak tarif edilen ve doku yoğunluğu ile sayısal değere sahip HU birimi bulunmaktadır. Bu değer dokuların yoğunluğunu temsil etmektedir. Gri renk tonu seviyesi, dokuların benzer özelliklerinden yararlanılarak parlaklık ve kontrast gibi parametrelere göre ayırım yapılmasını sağlamaktadır. Belirli bir nesneye ait olan görüntü hacminin kesitsel yüzeyi ile nesneye ait olmayanları, birbirinden ayırt etmeyi içermektedir. Şekil 4.2.'de, farklı doku tiplerinin, gri seviyesi ile eşikleme aralıkları verilmektedir.



Şekil 4.2. Doku tiplerine göre ideal eşikleme aralıklarının gösterilmektedir

Sofu ve ark. ile 2019 yılında, 3D Slicer ile ilgili yapmış olduğumuz çalışmalarda, 3D Slicer yazılımı üzerinde manuel olarak uyguladığımız eşikleme (Threshold) işleminin doku tiplerine göre değişim ve HU birimine göre değerleri Çizelge 4.1.'de gösterilmektedir. Bu değerler bir çok deneme sonucunda en verimli aralıklar tespit edilerek gerçekleştirilmiştir (Sofu vd., 2019).

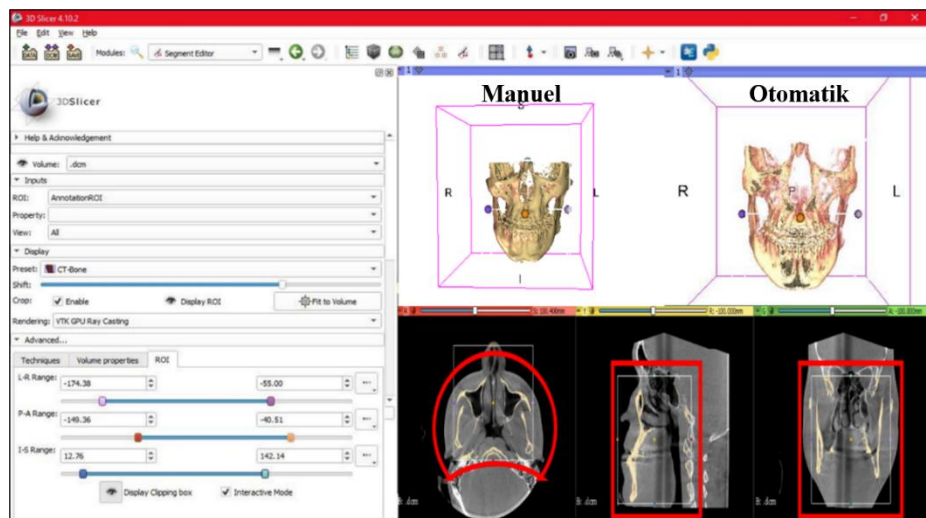
Çizelge 4.1. Tıbbi görüntü verileri eşik aralığının Hounsfield Birimi değerleri

	Doku Tipi	HU Birimine Göre Eşik Aralıkları
a)	Kemik Grefti	300 ila 3000
b)	Yumuşak Doku	-100 ila 200
c)	Tümör Hücreleri (Akciğer-Beyin)	-185 ila 160
d)	Akciğer Bronşu	-200 ila -520
e)	Akciğer Parankimi	-1000 ila -200

Yoğun kemik dokuları ve yumuşak dokularda farklı gri tonu yoğunluk (densty) aralıkları bulunmaktadır. BT verilerinden elde edebileceğimiz kemik hatları HU değeri, 300 ile 3000 gri tonu yoğunluğunda dilimleyici yazılımlarında eşikleme yapıldığında daha net ortaya çıktığı görülmüştür. MR verilerinden elde edebileceğimiz yumuşak doku hatları HU değeri; -100 ile 200 aralığında gri tonu yoğunluğunda dilimleyici yazılımlarında eşikleme yapıldığında daha net ortaya çıktığı görülmüştür. Tümör hatları ise HU değeri; -185 ile 160 gri tonu yoğunluk aralığında dilimleyici yazılımlarında daha net ortaya çıktığı görülmüştür. Akciğer parankimi hatları ise HU değeri; -1000 ile -200 gri tonu yoğunluk aralığında dilimleyici yazılımlarında daha net ortaya çıktığı görülmüştür.

4.3. Tıbbi Görüntü Verilerinde Otomatik ve Manuel Çıkarımın Karşılaştırılması

Tıbbi görüntü verilerinde elde edilen 3B modellerde sınırların belirlenmesi en önemli parametrelerden birisidir. Segmentasyon işleminde bir 3B model oluşturmak için gereken ilk adım ilgili bölgenin (ROI) oluşturulması işlemidir. 3D Slicer yazılımında, hacimsel dönüşüm için net görüntü elde edilmesi için farklı tıbbi görüntü modalite (MR, BT, PET ve bunların diğer modülleri) seçenekleri kullanılarak görüntünün oluşmasına yardımcı olmuştur. Görselleştirilmek istenen 3B soyut modelin, doku tiplerine göre tıbbi görüntü modaliteleri değişmektedir. Şekil 4.3.'te hacimsel dönüşümü ile sınırları otomatik ve manuel belirlenmiş 3B izlenimi sağlanmış modeller gösterilmiştir.



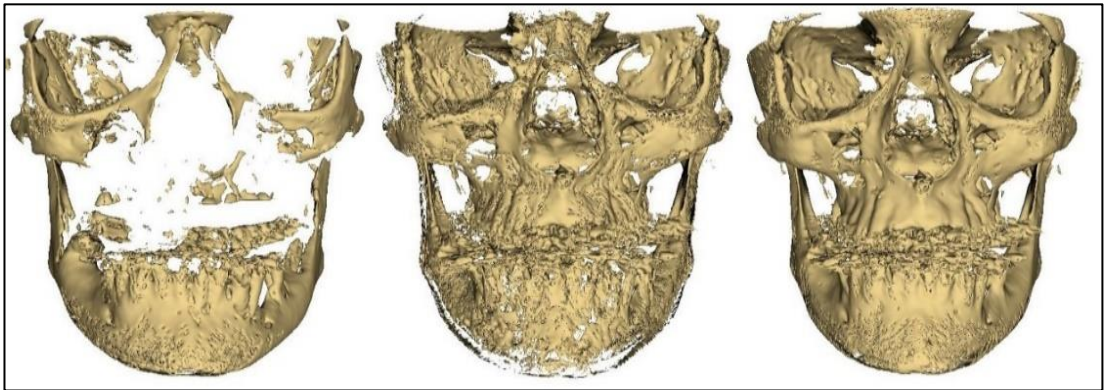
Şekil 4.3. Otomatik ve manuel segmentasyon karşılaştırması

Cerrahi operasyonu planlama modellerini oluşturmada önce sınırları belirlemek cerrahi ekibi yanıltmamak ve hasta sağlığını riske atmamak için iki yöntem birleştirilerek otomatik ve manuel segmentasyon birlikte yapılmıştır. Çene bölgesindeki osteotomi hatlarının, seviyelerinin hesaplanması ve kemik hareket yönlerinin tahmin edilmesi cerrahi operasyon planlama modellerinin temelini oluşturmaktadır. Bu yöntemlerde yapılabilecek hatalar, hacim hesaplamalarındaki hatalar hastalar için risk taşıyabilecek durumlara yol açabilmektedir. Sadece cerrahi operasyon planlama modellerinde değil, aynı zamanda tümör ve kanser hücre hatlarının çıkarılıp hesaplanmasında iki yöntemin birlikte kullanımı hataların önüne geçmemizi sağlayabilmektedir.

4.4. Görüntü Kirlilikleri ve Artifatların 3B Model Üzerindeki Sonuçları

Kayıt altına alınan biçim sekmesinde tekrar bölgesel eşikleme (Threshold) yapılmıştır. Yapılan ikinci eşikleme ile modele maske uygulanarak istenmeyen pürüzlü yüzeyler ve görüntü kirlilikleri bir nebze olsa ortadan kaldırılmıştır. İkinci eşikleme maskelemek amacı ile yapıldığı için birinci eşikleme değerleri düşürülmüştür. Düşürülen eşik değerleri en net kemik görüntüsü elde ettiğimiz eşik değeri, 298-2000 HU birimi arasında girilmiştir. Bu sayede kemik yoğunluğu (Density) istenilen aralıkta ayarlanmıştır.

Tıbbi görüntü verileri üzerinde eşik değerinin yanlış girilmesi durumunda Şekil 4.4.'de gösterilen istenmeyen görüntü kirlilikleri ve hacim kayıpları yaşanmaktadır.



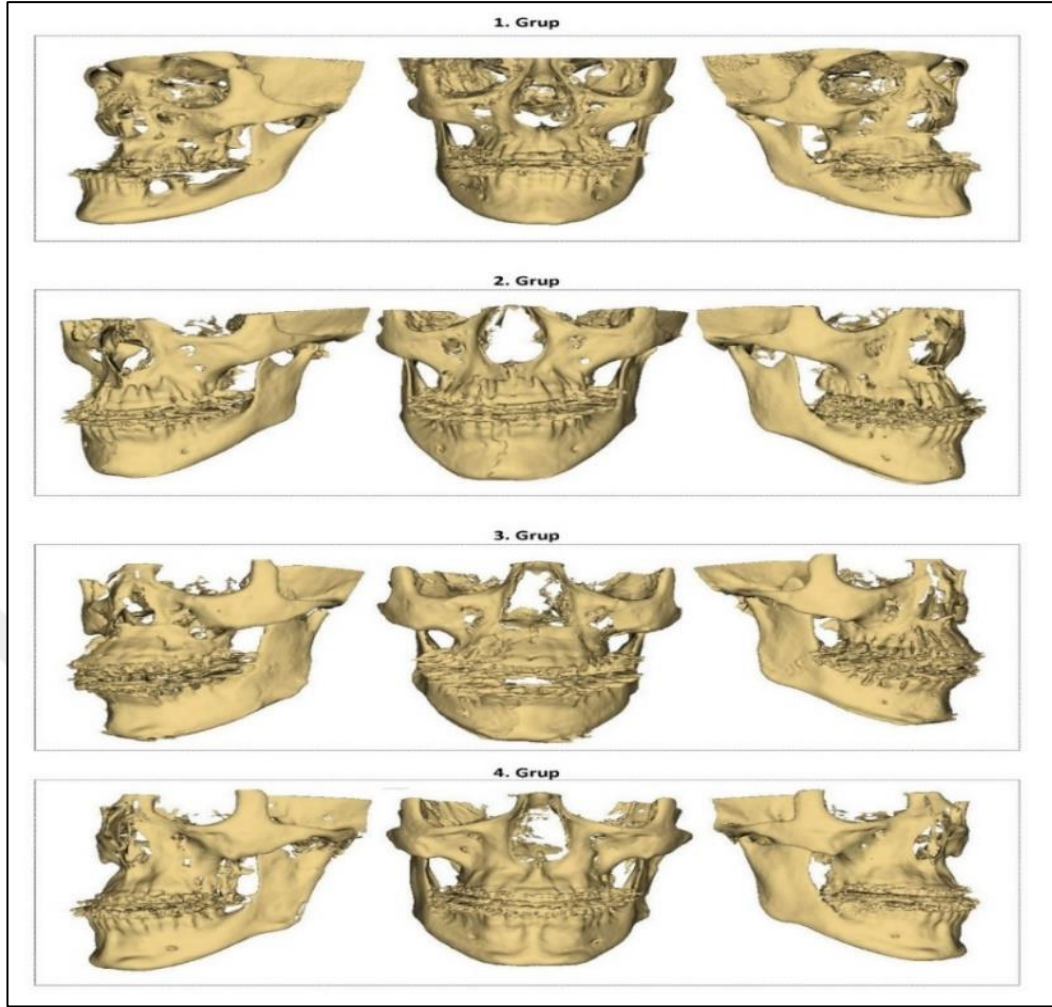
Şekil 4.4. Eşik aralığının yanlış yapılması durumunda oluşacak modeller

İstenilen bölgenin görüntüsünün sağlanması için görüntü verilerinde HU değeri ya da otomatik eşik aralığı doğru tespit edilmelidir. Bu durum 3B baskı ile modelin üretilmemesinde kısıtlamalara neden olmaktadır ve imalat işlemini zorlaştırmaktadır. 3B model üretimi sağlansa bile yüzey pürüzlülüklerine neden olmaktadır. Aynı zamanda cerrahi operasyon planlama yapan ekibi yanıltacak sonuçlara yol açmaktadır.

3B baskı teknolojisinde en önemli özelliklerden biride, imalatı yapılan nesnenin yüzey pürüzsüzlüğünü sağlamaktır. Tıbbi görüntü verilerinde BT taramasında hastaların vücutlarında bulunan implant, protez, diş dolgusu ve diş implantlarının oluşturduğu metal ya da metal alaşımların görüntü verileri üzerinde ışık patlamalarının sebep olmaktadır. Bu ışık patlamaları ya da yayılmaları ve diğer oluşan artefaktlar, bazı durumlarda cerrahi operasyonu planlayan ekibi ve hasta sağlığını olumsuz yönde etkilemektedir. Bazı durumlarda ise, cerrahi operasyon geçiren hastaların ameliyat sonrasında taranan BT görüntüleri daha çok artefakt ya da ışık patlamasına neden olmaktadır. Teknolojinin ilerlemesi bu tür artefaktları, BT görüntü verilerinden temizlenerek görüntü kirliliklerinden bertaraf edilmesine yardımcı olmaktadır.

Bu tez çalışmasının diğer amacı, artefakt ve ışık patlamalarını başarılı bir şekilde temizleyerek tıbbi görüntü verisinden elde edebileceğimiz en net görüntüyü oluşturmayı amaçlanmıştır. Bu sayede, cerrahi operasyonu planlayan ekibin, 3B katı model üzerinde çene kemiği hatlarının belirginleştirilerek kemik hareket ve yönleri hakkında bilgi sunulmaktadır. S.D.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahi Anabilim Dalı'ndan etik kurul onaylı elde edilen BT verilerinin tamamında ışık patlamaları ve diğer artefaktlar tespit edilmiştir.

Özellikle çene bölgesindeki kemik hatlarının, seviyelerinin hesaplanması ve kemik hareketlerinin anlaşılmasında gösterilen ışık patlamaları büyük bir engel teşkil etmektedir. Tez çalışmasında, BT verilerinde bulunan çene implantlarının, diş telleri ve diş dolgularından kaynaklanan metal patlamaları ameliyat planlamalarını etkileyebileceğinden dolayı temizlenmiştir. Elimizde bulunan dört hasta verisinde özellikle çene ve diş bölgesinde yoğun olarak artefakt gözlemlenmiştir. Temizlenme işlemi 3D Slicer programında yapılmıştır (Şekil 4.5.)



Şekil 4.5. Dört grup için görüntü kirliliklerinin gösterildiği modeller

Işık patlamalarından ve diğer artifaktlardan meydana gelen görüntü kirliliklerini temizlemek için ileri seviye anatomi bilgisine sahip olmak gerekmektedir. Artifaktların oluşma sebepleri, tıbbi görüntü verileri üzerinde çizgi, hareket, halka patlaması ve ışık demeti patlamasından kaynaklanmaktadır. Anatomi bilgisi, görüntü kirliliklerinden kurtulmak için çok büyük önem arz etmektedir. Aksi durumda tıbbi görüntülere zarar verilerek model üzerinde hatalara yol açılmaktadır. Ayrıca cerrahi operasyonu gerçekleştirecek ekibi olumsuz etkilemesi ön görülmüştür. Dolayısıyla hasta sağlığı etkilenebilecek durumlara yol açabileceğinden temizlenmiş modeller imal edilmiştir.

Bu görüntü kirlilikleri temizlenmiş modeller ile, tıp fakültesi ve diş hekimliği fakültesinde yetiştirilen öğrencilerin ameliyat haricinde model üzerinde operasyon öğretisinin ve yetisinin kazandırılması içinde kullanılmıştır. Bu bilgiler ışığında eğitim

materyallerin de görüntü kusurları olması öğrenci arkadaşlarımızı da olumsuz yönde etkileyebilmektedir.

4.5. Temizlenen Hacmin Toplamı Hacim ile Oranının Karşılaştırılması

Görüntü kirliliklerinin haricinde baskı, kalitesi ve doğruluğu da çok önem arz etmektedir. Görüntü kirliliklerinin temizliğinden sonra baskı boyutunun hastanın verileri ile 1/1 ölçekte olması gerekmektedir. Görüntü kalitesi, 3D Slicer yazılımında filtrelenebilmektedir. Görüntü boyutu ölçmek ve hastanın orijinal görüntülemesiyle karşılaştırmak için kumpaslar ile ölçülmüştür. 3D Slicer yazılımında model hacmi ölçümleri ile karşılaştırılmıştır .

Dört hasta grubu için, 3D Slicer yazılımı “Segment Statistics” modülü kullanılarak görüntü kirliliklerinin temizleme oranı hesaplanmıştır. Yöntem kısmından Şekil 3.15.’te anlatılmış teknik kullanılarak her hasta için, yapılan segmentasyon ve eşik değeri aynen korunarak görüntü kirliliklerinin temizleme oranı hesaplanmıştır. Segmentasyonu yapılmış ancak görüntü kirlilikleri temizlenmemiş modeller ile görüntü kirlilikleri temizlenmiş modeller karşılaştırılarak temizleme oranı hakkında sayısal bilgiler oluşturulmuştur. Hasta grupları her iki durumda da elde edilen; hacim, yüzey alanı, voksel, ortalama, ortanca ve standart sapma değerleri karşılaştırılmıştır. Bu ölçüm verilerinin 3D Slicer, “Segment Statistics” algoritmasından elde edilen hesaplama verileri temizlenen hacime oranlamak için, model ölçümleri birleştirilmiş ve Microsoft Excel programında kayıt altına alınmıştır.

Karşılaştırılan değerler aynı sınırlar içerisinde olmasına rağmen dış bölgeleri ve ağız içinde bulunan ışık patlamaları temizlendiğinde ve bu değerler karşılaştırıldığında ortaya bariz bir fark çıkmıştır. Sekil 3.15.’te gösterilen ve bir grup için yapılan karşılaştırılma dört grup içinde tekrarlanmıştır. Hesaplanan ölçüm değerleri Çizelge 4.2. ve Çizelge 4.3.’te tüm gruplar için gösterilmiştir. Ancak temizlenen bölgeler sadece ışık patlamaları ve metal artefaktlardan oluşmamaktadır. 3B baskı teknolojisinde yazıcıların basmakta zorlanacağı sivri köşeli yapılarda cerrahi ekibi yanıltmayacak şekilde temizlenerek modeldenden uzaklaştırılmıştır.

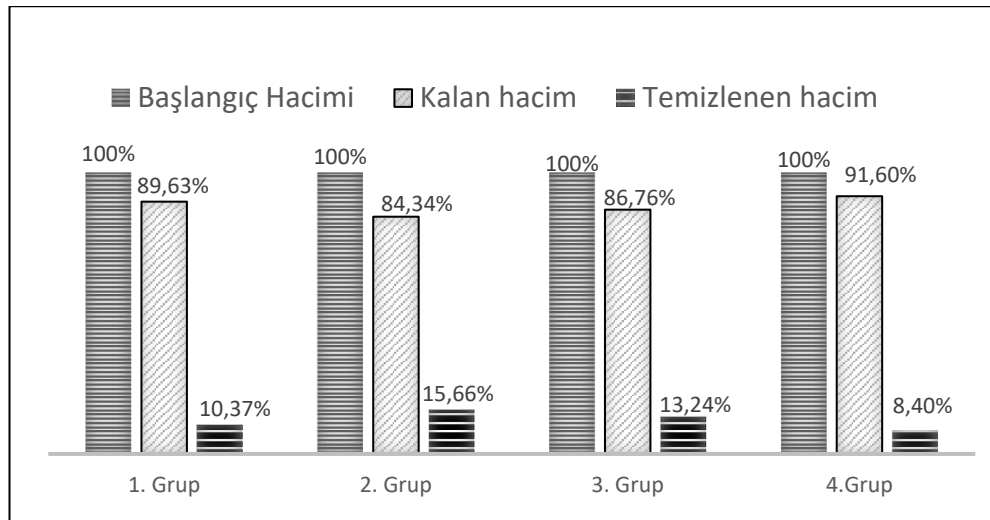
Çizelge 4.2. Segmentasyon ve görüntü çıkarımı yapıldıktan sonra görüntü kirlilik temizlemesi yapılmamış ölçülen ilk veriler

	Voksel Değeri	Hacim Değeri [mm ³]	Hacim Değeri [cm ³]	Yüzey Alanı [mm ²]	Min. Eşik Değeri	Mak. Eşik Değeri	Ortalama	Ortanca	Standart Sapma
1.Grup	1512410	96794.2	96.79	81957.9	300	3095	844.918	739	487.53
2. Grup	1484074	94980.7	94.98	104002	300	3095	736.663	642	408.27
3. Grup	1859132	118984	118.9	101582	300	3095	789.41	678	458.18
4.Grup	1528910	97850.2	97.85	85539.9	300	3095	873.701	786	420.93

Çizelge 4.3. Görüntü kirliliklerinin temizlenmesinden sonra ölçülen veriler

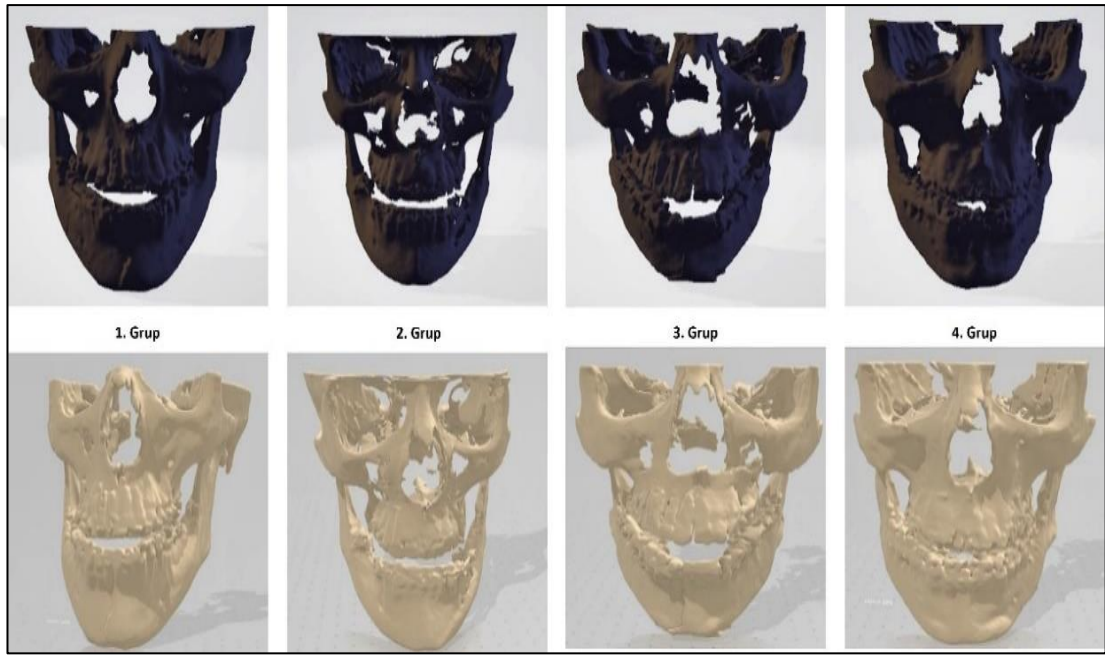
	Voksel	Hacim [mm ³]	Hacim [cm ³]	Yüzey Alanı [mm ²]	Min. Eşik Değeri	Mak. Eşik Değeri	Ortalama	Ortanca	Standart Sapma
1.Grup	1355607	86758.8	86.75	73207.3	300	3095	834.525	750	448.333
2. Grup	1251598	80102.3	80.10	80317.2	300	3095	769.197	692	398.723
3. Grup	1613055	103236	103.23	91120.1	300	3095	775.022	679	427.595
4.Grup	1400413	89626.4	89.62	82067.6	300	3095	837.984	773	356.749

Tıbbi görüntü verileri, 3D Slicer yazılımında görüntü işlenmeden önce aynı bölgenin çıkarımı ve görüntü işlemesi sonrası temizleme yapılmıştır. Temizleme yapılmadan önce ilk hacim ölçümü ve sonrası hacimlerin ölçüm sonuçları Çizelge 4.2. ve 4.3.'te gösterilmektedir. Excel'de, ışık patlamaları ve diğer artefaktların temizleme oranlarından oluşturulan grafik Şekil 4.6.'da gösterilmiştir.



Şekil 4.6. Toplam hacimden görüntü kirliliklerinin temizlenme oranı

Dört gruba ayrılan hastalarda, yaklaşık olarak %8-16 arasında görüntü kirliliği giderilmiş, cerrahi operasyon planlama modelleri 3B baskı için hazırlanmıştır. Artifaktlar ve diğer ışık patlamaları temizlenen modeller STL dosya formatında kayıt altına alınmıştır. (Şekil 4.7.) Kayıt altına alınan STL dosyalarının dijital ölçümleri yapılmıştır. 3D Slicer yazılımından, oluşturulan dijital model, STL dosya formatına aktarılarak ve Simplify3D dilimleme yazılımında kodlanarak üretimi sağlanmıştır. Günümüzde 2B bilgisayar ekranından planlama yapmanın yerini bir 3B yapılı bir ürün üzerinden planlama yapmak hızlı bir şekilde artmaktadır.



Şekil 4.7. Görüntü kirlilikleri giderilmiş 3B soyut modelin STL dosyalarının görüntülenmesi

4.6. 3B Kişiyeye Özgü Katı Model Üretiminin Gerçekleşmesi

Kişiyeye özgü katı modelin verisi, FDM 3B yazıcı kullanılarak, 1/1 ölçekte somut bir katı modele dönüştürülmüştür. Elde edilen katı model üzerinde ameliyat öncesi cerrahi ekip tarafından model üzerinde kesimler yapılmış, kemik fragmanlarının yer değiştireceği yön ve miktarlar belirlenmiş, eksik kalan kemik alanları için alınacak kemik grefti boyutları önceden hesaplanmış ve cerrahi işlem en optimal şekilde tamamlanmasına yardımcı olunmuştur. Çizelge 4.4.'te baskı için ölçülen ve ayarlanan özellikler gösterilmektedir.

Çizelge 4.4. Baskı için ölçülen ve ayarlanan parametreler

Baskı Özellikleri	Değerleri
İç doldurma yoğunluğu	% 15
Destek yapı imalatı	Var
Katman Kalınlığı (mm)	0.10
Duvar Kalınlığı (mm)	1.00
Üst /alt katman kalınlığı (mm)	1.00

Baskı malzemesi olarak 180°C’de 1,75 mm PLA (Poli Laktik Asit) filamentini kullanılarak, 3B yazıcı ile; 0,1 mm katman kalınlığında ve her model yaklaşık olarak 12 saatte imal edilmiştir. Şekil 4.8.’de üretilen katı modeller gösterilmektedir. İmalatta lüle çapı 0,35 mm kullanılmaktadır.



Şekil 4.8. FDM yöntemi kullanan 3B yazıcılarla imal edilen kişiye özgü modeller

3D Slicer yazılımı ile oluşturulan cerrahi müdahale öncesi planlama modelleri, yöntem kısmında anlatılan segmentasyon algoritmalarını kullanılarak, fiziksel bir 3B katı modele dönüştürülmüştür. Hastaların anatomik yapısıyla 1/1 aynı olan bu modeller, yani kişiye özgü 3B katı modeller daha sonra işlem öncesi planlama için kullanılmıştır.

5. TARTIŞMA VE SONUÇLAR

Doğuştan ya da sonradan kaynaklanan sebeplere bağlı kemik ve yumuşak doku deformitelerin rekonstrüksiyonlarında cerrahi planlama büyük önem arz etmektedir. Cerrahi operasyon esnasında, defektin kapatılmasına yardımcı olmuştur. Cerrahi operasyonun başarılı geçmesi ve hastanın özellikle yüz bölgesinde simetrik bir görüntü elde etmemize olanak sağlamıştır. Ayrıca cerrahi işlem sayısını azaltmakta ve hastanın hayat kalitesini oldukça artırmasına yardımcı olmuştur. Defekt miktarının kapatılması veya hastada simetrik bir görüntü elde etmek için kemik segmentlerde yapılacak osteotomi seviyeleri ve kemik segmentlerin yeni yerlerine optimal olarak yerleştirmek operasyon sonuçlarının iyi olmasını sağlamıştır.

Hastaların preoperatif değerlendirilmesinde çekilen BT verilerinin kullanıldığı 3B modelleme sistemleri ile planlanarak yapılan cerrahi işlemlerin sonuçları oldukça yüz güldürücü olmaktadır. Ayrıca, ameliyat öncesi model üzerinde yapılan planlamalar cerrahi işlemi uygulayacak ekibin işlemleri daha kısa sürede ve efektif yapmasına olanak sağlamakta, cerrahi işlem ve dolayısıyla hastanın aldığı anestezi süresi kısaltarak yardımcı olmuştur. Cerrahi işlem süresini azaltması bazı durumlarda bir operasyon yerine iki operasyon gerçekleştirme imkanı sunmuştur.

Bu tez çalışmasında, uzun süren ortodontik cerrahinin tek başına yeterli olmadığı çift çene cerrahi operasyonu geçirmiş hastalardan preoperatif değerlendirme sırasında alınan BT görüntü verileri, 3D Slicer yazılımı kullanılarak görüntü işleme ve görüntü iyileştirme yöntemleri uygulanmıştır. Hastaya ait yüz kemiklerinin yapısı ve hastaya özgü katı model elde edilmiştir. Çift çene hastaları; ortodontik tedavinin çene ve çiğneme bozukluklarını düzeltemediği durumlarda cerrahi operasyon modelleri üretilerek cerrahi operasyon planlanmasına katkı sağlanmıştır. 3B baskı ile üretilen, kişiye özgü cerrahi operasyon planlama modelleri, çene pozisyonlarına pozitif estetik katkı sağlamıştır. Bu durum, operasyon süresine de olumlu yansımaları olmuştur. Bu doğrultuda hastaların almış oldukları anestezi kimyasal maddelere maruz kalma süresi kısalmıştır.

Bu tez çalışmasında, S.D.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahi Anabilim Dalı akademisyenleri ile ortak çalışılarak uygun gördükleri çift çene ya da

fasiyal anomali bulunan 4 hastanın BT verilerinden; görüntü işleme, eşikleme, çıkarım, temizleme, filtreleme ve hacim ölçümleri sağlanarak üretilmiştir. 4 hasta verisi ile tez çalışmasının planlanmasının nedeni, kısıtlı süre olması, hastalığın nadir sıklıkta görülmesi ve hastalığın aynı bölgede nüksetmeme kriterlerine bağlı olarak tercih edilmiştir. Teknoloji ve tıbbi görüntüleme tekniklerinin aynı anda gelişmesi görüntü kirliliklerini oldukça azaltmasına rağmen diş implantı, protezler ve diğer metal implantlardan kaynaklı ışık patlamaları oluşmaktadır. Cerrahi planlama amacıyla yapılan 3B katı modellerde, görüntü kirliliklerinin ve ışık patlamalarının anatomi bilgisine sahip uzmanlar tarafından giderilmesi olumlu sonuçlara yol açmaktadır. Görüntü kirlilikleri cerrahi ekibin; hastaların tedavileri esnasında tıbbi görüntü verilerindeki ışık patlamaları gözlem yapma kabiliyetini azaltmaktadır. Diş radyolojisinde kullanılan, KIBT, bir hastanın farklı açılardan çok sayıda 2B görüntüsünün birleştirilmesi sonucu oluştuğu için daha fazla ışık patlamasına yol açabileceği düşünülmektedir. Ameliyat planlama modellerinde bu tarz kirli görüntü verilerinden ziyade, temizlenmiş 3B katı modeller kullanılarak planlanması oldukça önem kazanmıştır.

Planlama modelleri ile cerrahi işlemlerin; hastaya ait komplikasyonların azalmasına ve ameliyat sonrası hasta memnuniyetinin artmasını görülmüştür. Ayrıca ameliyat yorgunluklarının önüne geçilerek ve ameliyat kalitesini arttırarak cerrahların efektif çalışması sağlamıştır. Ameliyata girecek olan hasta ve hasta yakınlarını bilgilendirmek amacı ile bu planlama modellerinden kullanılmıştır.

Winder ve Bibb'in (2005) yapmış oldukları benzer çalışmada, diş dolguları içinde metal varlığı veya dental implantların varlığında modellerde önemli bir geometrik bozulma gözlenmemesine rağmen, dişlerin etrafından çıkan ve yerel alandaki kemiği bozan büyük sivri görüntü kirlilikleri belirlemişlerdir. BT görüntü verilerindeki bu kirlilik ayrıntılı dilim düzenlemesiyle kaldırılabileninden bahsetmişlerdir. Bu işlem çok zaman alıcıdır ve büyük bir özenle yapılmazsa, ilgilenilen anatominin kaldırılmasına ve sonraki modelin kullanılamaz hale gelmesine neden olabileceğinden bahsetmişlerdir. Ancak yapmış oldukları çalışmada, gösterilen model üzerinde diş implantlarının oluşturduğu görüntü kirliliklerinin bir kısmı giderilmesine rağmen diş bölgesinde ışık patlamaları gözlemlenmektedir. (Winder ve Bibb, 2005).

Shah ve ark. (2020) yayınlanan makalede, bölümlene sonrası, yüzey düzensizlikleri ve bölümler arasında istenmeyen köprülerin temizleme algoritmaları ile temizlenebileceğinden bahsetmişlerdir. Kesitler arasındaki istenmeyen bağlantıları silgi aracını kullanılarak manuel olarak kaldırılabilirliğinden bahsetmişlerdir. Yine bu, mühendisler tarafından iyi anlaşılmayabileceğinden ve bir radyoloğun gözetimini gerektiğine değinilmiştir. İnsan omurga modellerini, manuel olarak 3D Slicer yazılımında makas kullanarak istenilen bölgeyi oluşturmuştur. Ancak video gösteriminde, ayrıntılı bir şekilde görüntü kirliliği ve diğer artefakt temizliği yapılmamaktadır (Shah vd., 2020).

Bu tez çalışmasında, artefakt ve ışık patlamalarından kaynaklanan görüntü kirlilikleriyle temizlenmiş modeller ile pürüzsüz bir üretim sağlanmıştır. Literatüre baktığımızda, artefakt ve ışık patlamalarının çeşitli algoritmalar kullanılarak temizlenmesine değinilmiştir. Ancak manuel olarak görüntü kirliliklerinin temizlendiği ve gösterildiği çalışma bulunmamaktadır. Tez çalışmasında artefakt ve ışık patlamalarından kaynaklı görüntü kirlilikleri hesaplanarak temizlenen hacim miktarı belirlenmiştir. Özellikle çene bölgesindeki kemik hatlarının, seviyelerinin hesaplanması ve kemik hareketlerinin anlaşılmasında ışık patlamaları ve diğer artefaktlar büyük bir engel teşkil etmektedir. BT verilerinde bulunan çene implantlarının, diş telleri ve diş dolgularından kaynaklanan metal patlamaları ameliyat planlarını etkileyebileceğinden dolayı temizlenmiştir. Görüntünün artefakt ve ışık patlamalarından temizlenmesi ile yapılan model kemik yapısının daha iyi değerlendirilmesine yol açmıştır. Ayrıca hastaya özgü üretilen 3B katı modeller diş hekimliği öğrencileri tarafından eğitim materyali olarak kullanılmıştır. Çizelge 5.1.'de temizlenen hacim ile temizlenmeden önce hacim değerleri mm³ olarak gösterilmiştir. Değerler 3D Slicer yazılımı "Segment Statistic" modülü kullanılarak elde edilmiştir.

Görüntü kirliliklerin kurtulmak için yaklaşık olarak 10 ile 15 cm³ arasında modellere temizleme uygulanmıştır. Bu durum, görüntü kirliliklerinin cerrahi operasyon planlama modelleri üzerindeki etkisini açıklamaktadır. Doğal olarak görüntü kirlilikleri cerrahi operasyonun kalitesini doğrudan etkilemektedir. Dört hasta BT verileri karşılaştırıldığında 3. Grup'taki hastanın temizleme oranı en yüksektir. Yüksek ışık patlaması olan, model Şekil 4.5.'te gösterilen şekilden de nitel gözlemle anlaşılmaktadır.

Çizelge 5.1. Temizlemeden önce ve temizlemeden sonra hacim değerlerinin karşılaştırılması

	Temizlenmeden Önce Hacim Değeri (mm ³)	Temizlendikten Sonra Hacim Değeri (mm ³)
1. Grup	96794.2	86758.8
2. Grup	94980.7	80102.3
3. Grup	118984	103236
4. Grup	97850.2	89626.4

Son yıllarda tıp alanında yapılan çalışmalar göstermektedir ki, 3B baskı teknolojisi sadece cerrahi operasyon planlama modelleri ve öğrenci eğitim modellerinden ziyade çeşitli biyolojik materyaller baskısı içinde kullanılmaktadır. Uygun iskele (scaffold), sterilizasyon, doku ya da hücre kültürünü besleyecek damar yapılarını oluşturulması ile yapay organ, doku ve vücut ekstremitelerinin üretimini de sağlamaktadır. Yapılan çalışmalar, 3B biyobaskı ile benzerlerini taklit eden *in vitro* dokular, organlar ve diğer biyolojik sistemleri inşa etmek amaçlanmaktadır. Bu nedenle iskelet sistemi yaralanmalarında kemik ve kırıldak baskısı üretilebilmektedir. 3B biyobaskı teknolojisinin tıbbi açıdan hızla gelişmesi yakın gelecekte deney hayvanı ve hücre kültürü çalışmalarına gerek duyulmaksızın *in vitro* biyolojik baskı ürünleri ile deneyler planlanabilecektir. Son yapılan çalışmalarda, hücre kültürü çalışmaları ve ekstrasellüler matris örnekleri karşımıza çıkmaktadır. Eklemeli imalat teknolojisi, cerrahi operasyon planlama ve eğitim modellerinin üretiminden kişiye özel biyofabrikasyona doğru evrimleşmektedir. Kişiye özel modellerden, yakın gelecekte kişiye özel yapay organ ve vücut ekstremitelerinin üretilebilmesine imkan sunacaktır. Bu yapay organlar vaskülarizasyonunun ve biyolojik bağlantıların sağlanmasıyla 3B biyobaskı teknolojisi tıbbi görüntü veri kümeleri üzerinden basılma ihtimalleri gün geçtikçe artmaktadır.

Eklemeli imalat teknolojisi sadece cerrahi alanda kullanımından ziyade mühendislik, mimarlık, güzel sanatlar ve hatta okul öncesi öğrencileri için, 3B düşünebilme kabiliyeti kazanabilme doğrultusunda, eğitici materyal sayısı artmaktadır. Eğitim alanında ayrıca öğrenme beceri, yetisi kazanmak ve tasarım becerilerini geliştirmektedir.

KAYNAKLAR

- Akiyama H, Uchida M, Kaneko Y, 2019. Evaluation of Effect of Sample Size and Layer Direction on Mechanical Property of Specimen Manufactured by Fdm-Type 3d Printer. *Key Engineering Materials*, 794, 324-332.
- Allevi3d Biomaterials, 2020, Erişim Tarihi 03.04.2020
<https://www.allevi3d.com/product-category/bioinks/>
- Armanious, K., Jiang, C., Fischer, M., Küstner, T., Hepp, T., Nikolaou, K., Gatidis S., Yang, B., 2020. Medgan: Medical İmage Translation Using Gans. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 79, 101684.
- Armistead, R. A., Stanley, J. H., 1989. Computed Tomography: Quantitative 3-D Inspection. Boogaard J. (Ed.), Van Dijk G. M. (Ed.), *Non-Destructive Testing*. 68-73. Oxford: Elsevier.
- Ash, S. Y., Estépar, R. S. J., Washko, G. R., 2020. Chest Imaging for Precision Medicine., *Precision in Pulmonary, Critical Care, and Sleep Medicine*, Gomez J. L. (Ed.), Himes B. E. (Ed.), Kaminski N. (Ed.), *A Clinical and Research Guide*. 107-115. Cham: Springer International Publishing.
- Aswani, K., Menaka, D., Manoj, M. K., 2020. A Machine Learning Approach in Medical Image Analysis for Brain Tumor Detection., Peng, S. L. (Ed), Son L. H. (Ed), Suseendran, G. (Ed), Balaganesh D. (Ed), *Intelligent Computing And Innovation on Data Science*. 127-135. Singapore: Springer.
- Axolotl Biosystems, Ltd., 2019. Erişim Tarihi: 27.04.2019.
<https://www.axolotlbio.com/>
- Aydoğan, T., 2008. Süleyman Demirel Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, YL Tezi. *Sinir Sistemi Görüntülenmesinde Farklı Görüntü Kayıtlarının Çıkarılması*. 82s, Isparta.
- Barry, J. J. A., Evseev, A. V., Markov, M. A., Upton, C. E., Scotchford, C. A., Popov, V. K., Howdle, S. M. 2008. In Vitro Study Of Hydroxyapatite-Based Photocurable Polymer Composites Prepared By Laser Stereo lithography and Supercritical Fluid Extraction. *Acta Biomaterialia*, 4(6), 1603-1610.
- Baskaran, V., Štrkalj, G., Štrkalj, M., Di Ieva, A. 2016. Current Applications and Future Perspectives of The Use of 3d Printing in Anatomical Training and Neurosurgery. *Frontiers İn Neuroanatomy*, 10.
- Baum, K. G., Helguera, M., Krol, A. 2008. Fusion Viewer: A New Tool for Fusion and Visualization of Multimodal Medical Data Sets. *Journal of Digital Imaging*. 21(1), 59-68.
- Berman, B., 2012. 3-D Printing: The New İndustrial Revolution. *Business Horizons*, 55(2), 155-162.

- Bhavar, V., Kattire, P., Patil, V., Khot, S., Gujar, K., Singh, R., 2014. A Review on Powder Bed Fusion Technology of Metal Additive Manufacturing, Badiru A. B. (Ed), Valencia V. V. (Ed), Liu D. (Ed), Additive Manufacturing Handbook (1), 251-253. Crc Press., India.
- Bhushan, B., Caspers, M., 2017. An Overview Of Additive Manufacturing (3D Printing) For Microfabrication. *Microsystem Technologies*, 23(4), 1117-1124.
- Borovjagin, A. V., Ogle, B. M., Berry, J. L., Zhang, J., 2017. From Microscale Devices to 3D Printing: Advances in Fabrication of 3D Cardiovascular Tissues. *Circulation Research*, 120(1), 150-165.
- Bracaglia, L. G., Smith, B. T., Watson, E., Arumugasaamy, N., Mikos, A. G., Fisher, J. P., 2017. 3D Printing for The Design and Fabrication Of Polymer-Based Gradient Scaffolds. *Acta Biomaterialia*, 56, 3-13.
- Büyük S, Ramoğlu, S. İ., 2011. Ortodontik Teşhiste Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi. *Sağlık Bilimleri Dergisi*. 20 (3), 227-234.
- Cao, S., Qiu, Y., Wei, X.-F., Zhang, H.-H., 2015. Experimental and Theoretical Investigation on Ultra-Thin Powder Layering in Three Dimensional Printing (3DP) by a Novel Double-Smoothing Mechanism. *Journal of Materials Processing Technology*, 220, 231-242.
- Cheng, G. Z., San Jose Estepar, R., Folch, E., Onieva, J., Gangadharan, S., Majid, A., 2016. Three-Dimensional Printing and 3D Slicer: Powerful Tools in Understanding and Treating Structural Lung Disease. *Chest*, 149(5), 1136-1142.
- Cody, D. D., 2002. Aapm/Rsna Physics Tutorial For Residents: Topics in CT Radiographics, 22(5), 1255-1268.
- Damon, A., Clifton, W., Valero-Moreno, F., Nottmeier, E. T.Y., 2020. Orientation Planning in The Fused Deposition Modeling 3D Printing of Anatomical Spine Models. *Cureus*, 12(2).
- Dawood, A., Marti, B. M., Sauret-Jackson, V., Darwood, A., 2015. 3D Printing in Dentistry. *British Dental Journal*, 219(11), 521-529.
- de Albuquerque, V. H. C., de A. Rodrigues, D., Ivo, R. F., Peixoto, S. A., Han, T., Wu, W., Rebouças Filho, P. P. 2020. Fast fully automatic heart fat segmentation in computed tomography datasets. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 80, 101674.
- Despotović, I., Goossens, B., Philips, W., 2015. MRI Segmentation of the Human Brain: Challenges, Methods, and Applications. *Computational and Mathematical Methods in Medicine*. 2015, 23-47.

- Dimas, L. S., Bratzel, G. H., Eylon, I., Buehler, M. J. 2013. Tough Composites Inspired by Mineralized Natural Materials: Computation, 3D printing, and Testing. *Advanced Functional Materials*, 23(36), 4629-4638.
- Donderwinkel, I., Hest, J. C. M. Van, Cameron, N. R., 2017. Bio-Inks for 3d Bioprinting: Recent Advances and Future Prospects. *Polymer Chemistry*, 8(31), 4451-4471.
- Dorador, J., Rodríguez-Tovar, F. J., 2020. Crossed Sequence, A New Tool For 3D Processing in Geosciences Using The Free Software 3Dslicer. *Scientific Data*, 7(1), 270.
- Duan, B., Hockaday, L. A., Kang, K. H., Butcher, J. T., 2013. 3D Bioprinting of Heterogeneous Aortic Valve Conduits with Alginate/Gelatin Hydrogels. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, 101(5), 1255-1264.
- Duda, T., Raghavan, L. V., 2016. 3D Metal Printing Technology. *IFAC-Papers on Line*, 49(29), 103-110.
- Duong, T. H., Jaksic, N. I., Depalma, J. L., Ansaf, B., Daniel, D. M., Armijo, J., Galaviz, M., 2018. G-Code Visualization and Editing Program for Inexpensive Metal 3D Printing. *Procedia Manufacturing*, 17, 22-28.
- Eckel, Z. C., Zhou, C., Martin, J. H., Jacobsen, A. J., Carter, W. B., Schaedler, T. A., 2016. Additive Manufacturing of Polymer-Derived Ceramics. *Science*, 351(6268), 58-62.
- Egger, J., Kapur, T., Nimsky, C., Kikinis, R. 2012. Pituitary Adenoma Volumetry with 3D Slicer. *PLOS ONE*, 7(12), e51788.
- Fedorov, A., Beichel, R., Cramer, J., Finet, J., Fillion-Robin, J.C., Pujol, S.,..., Kikinis, R., 2012. 3d Slicer As an Image Computing Platform for The Quantitative Imaging Network. *Magnetic Resonance Imaging*, 30(9), 1323-1341.
- Fina, F., Gaisford, S., Basit, A. W., Basit A. W. (Ed.), Gaisford S. (Ed.), 2018. Powder Bed Fusion: The Working Process, Current Applications and Opportunities., 3D Printing of Pharmaceuticals(81-105). Cham, Springer International Publishing.
- Fredieu, J. R., Kerbo, J., Herron, M., Klatte, R., Cooke, M., 2015. Anatomical Models: A Digital Revolution. *Medical Science Educator*, 25(2), 183-194.
- Gapinski, B., Janicki, P., Marciniak-Podsadna, L., Jakubowicz, M., 2016. Application of The Computed Tomography to Control Parts Made on Additive Manufacturing Process. *Procedia Engineering*, 149, 105-121.
- Gibson, M. A., Mykulowycz, N. M., Shim, J., Fontana, R., Schmitt, P., Roberts, A.,... Schroers, J., 2018. 3D printing metals like thermoplastics: Fused filament fabrication of metallic glasses. *Materials Today*, 21(7), 697-702.

- Gobert, C., Kudzal, A., Sietins, J., Mock, C., Sun, J., McWilliams, B. 2020. Porosity segmentation in X-ray computed tomography scans of metal additively manufactured specimens with machine learning. *Additive Manufacturing*, 36, 101460.
- Gökçe, M., 2014. Afyon Kocatepe Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, YL Tezi. Sayısal Görüntü İşleme ile Göz Hastalıklarının Teşhisi İçin Bir Yardımcı Sistem Tasarımı. 79s, Afyonkarahisar.
- Graham, A. D., Olof, S. N., Burke, M. J., Armstrong, J. P. K., Mikhailova, E. A., Nicholson, J. G., Box, S., Szele F. G., Perriman A. W., Bayley, H., 2017. High-Resolution Patterned Cellular Constructs by Droplet-Based 3D Printing. *Scientific Reports*, 7(1), 7004.
- Gross, B. C., Erkal, J. L., Lockwood, S. Y., Chen, C., Spence, D. M., 2014. Evaluation of 3D Printing and Its Potential Impact on Biotechnology and The Chemical Sciences. *Analytical Chemistry*, 86(7), 3240-3253.
- Gruene, M., Deiwick, A., Koch, L., Schlie, S., Unger, C., Hofmann, N., Bernemann, I., Glasmacher, B., Chichkov, B., 2010. Laser Printing of Stem Cells for Biofabrication of Scaffold-Free Autologous Grafts. *Tissue Engineering Part C: Methods*, 17(1), 79-87.
- Guvendiren, M., Molde, J., Soares, R. M. D., Kohn, J., 2016. Designing Biomaterials for 3D Printing. *Acs Biomaterials Science & Engineering*, 2(10), 1679-1693.
- Gündüz F., Kahriman M., 13.Elektrik, Elektronik,Bilgisayar,Biyomedikal Mühendisliği Ulusal Kongresi. Sayısal Görüntü İşleme ile Geometrik Şekil ve Rotasyon Tespiti, 23-26 Aralık 2009, Ankara.
- Han, J., Jia, Y., 2008. CT Image Processing And Medical Rapid Prototyping. İçinde 2008 International Conference On Biomedical Engineering And Informatics 2, 67-71.
- Heimann, T., Meinzer, H.-P., 2009. Statistical Shape Models for 3D Medical Image Segmentation: A Review. *Medical Image Analysis*, 13(4), 543-563.
- Heuscher, D. J., 2008. With Large Gantry Bore, Patent No: US 7,324.623 B2, 17.
- Hunt, N. C., Grover, L. M., 2010. Cell Encapsulation Using Biopolymer Gels for Regenerative Medicine. *Biotechnology Letters*, 32(6), 733-742.
- Ince, O., Senel, I. K., Yilmaz, F., 2020. Image Processing and Analysis in Health: Advantages, Challenges, Threats and Examples. *Archives of Health Science and Research*, 7(1), 66-74.
- Işık, B., 2015. Manyetik Rezonans Görüntüleme ve Anestezi. *Marmara Medical Journal*, 19 (2), 98-103.

- Iwami, K., Noda, T., Ishida, K., Morishima, K., Nakamura, M., Umeda, N., 2010. Bio Rapid Prototyping by Extruding/Aspirating/Refilling Thermoreversible Hydrogel. *Biofabrication*, 2(1), 014108.
- Jana, S., Lerman, A., 2015. Bioprinting a cardiac valve. *Biotechnology Advances*, 33(8), 1503-1521.
- Jin, S., Yu, G., Song, J., Chang, J., Cui, J., 2020. Development Environment Construction of Medical Imaging Software 3D Slicer, In Press.
- Jungebluth, P., Moll, G., Baiguera, S., Macchiarini, P., 2012. Tissue-Engineered Airway: A Regenerative Solution. *Clinical Pharmacology & Therapeutics*, 91(1), 81-93.
- Kızılkaya, A., 2008. Eem 740 Sayısal Görüntü İşleme, Pamukkale Üniversitesi-Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü-Haberleşme Mühendisliği Anabilim Dalı Ders Sunumu. Erişim tarihi: 20.02.2020 <http://akizilkaya.pamukkale.edu.tr/>
- Kikinis, R., Pieper, S. D., Vosburgh, K. G., 2014. 3D Slicer: A Platform for Subject-Specific Image Analysis, Visualization, and Clinical Support. Jolesz F. A. (Ed.), *Intraoperative Imaging and Image-Guided Therapy*. 277-289.
- Kim Michael S., Hansgen Adam R., Wink Onno, Quaife Robert A., Carroll John D., 2008. Rapid Prototyping, *Circulation*. 117(18), 2388-2394.
- Lee, J.-Y., An, J., Chua, C. K., 2017. Fundamentals and Applications of 3D Printing for Novel Materials. *Applied Materials Today*, 7, 120-133.
- Maes, F., Robben, D., Vandermeulen, D., Suetens, P., 2019. The Role Of Medical Image Computing And Machine Learning in Healthcare, Ranschaert E.R. (Ed), Morozov S. (Ed), Algra P.R. (Ed) Springer International Publishing, 9-23.
- Magill, D., Beckmann, N., Felice, M. A., Yoo, T., Luo, M., Mupparapu, M., 2018. Investigation Of Dental Cone-Beam CT Pixel Data and A Modified Method for Conversion to Hounsfield Unit. *Dentomaxillofacial Radiology*, 47(2).
- Mah, P., Reeves, T. E., Mcdavid, W. D., 2010. Deriving Hounsfield Units Using Grey Levels in Cone Beam Computed Tomography. *Dentomaxillofacial Radiology*. 39(6), 323-335.
- Malda, J., Visser, J., Melchels, F. P., Jüngst, T., Hennink, W. E., Dhert, W. J. A. Groll, J., Huttmacher, D. W., 2013. 25th Anniversary Article: Engineering Hydrogels for Biofabrication. *Advanced Materials*, 25(36), 5011-5028.
- Mbaye, A., Kreamer, C., Zink, L., Fredenburg, M., Rashidi, R. 2018. 3D Printed Micro Check Valve for Biomedical Applications. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, 417, 012041.

- McAuliffe, M. J., Lalonde, F. M., McGarry, D., Gandler, W., Csaky, K., Trus, B. L., 2001. Proceedings 14th IEEE Symposium on Computer-Based Medical Systems, Medical Image Processing, Analysis and Visualization in clinical research. CBMS. 381-386.
- Mcmenamin, P. G., Quayle, M. R., Mchenry, C. R., Adams, J. W., 2014. The Production of Anatomical Teaching Resources Using Three-Dimensional (3D) Printing Technology. *Anatomical Sciences Education*, 7(6), 479-486.
- Miah, Md. B. A., Yousuf, M. A., 2015. Detection of Lung Cancer From CT Image Using Image Processing and Neural Network. *International Conference on Electrical Engineering and Information Communication Technology*. 1-6.
- Mikla, V. I., Mikla, V. V., 2014. 2-Computed Tomography, Mikla V. I. (Ed.), Mikla V. V. (Ed.), *Medical Imaging Technology*. Oxford: Elsevier. 23-38.
- Mikolajczyk, T., Malinowski, T., Moldovan, L., Fuwen, H., Paczkowski, T., Ciobanu, I., 2019. CAD CAM System for Manufacturing Innovative Hybrid Design Using 3D Printing. *Procedia Manufacturing*, 32, 22-28.
- Mildenberger, P., Eichelberg, M., Martin, E., 2002. Introduction to The DICOM Standard. *European Radiology*, 12(4), 920-927.
- Murphy, S. V., Skardal, A., Atala, A., 2013. Evaluation of Hydrogels for Bio-Printing Applications. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, 101(1), 272-284.
- Naftulin, J. S., Kimchi, E. Y., Cash, S. S., 2015. Streamlined, Inexpensive 3D Printing of The Brain and Skull. *Plos One*, 10(8), E0136198.
- Ngo, T. D., Kashani, A., Imbalzano, G., Nguyen, K. T. Q., Hui, D., 2018. Additive Manufacturing (3D Printing): A Review of Materials, Methods, Applications And Challenges. *Composites Part B: Engineering*, 143, 172-196.
- Obregon, F., Vaquette, C., Ivanovski, S., Hutmacher, D. W., Bertassoni, L. E., 2015. Three-Dimensional Bioprinting for Regenerative Dentistry and Craniofacial Tissue Engineering. *Journal of Dental Research*, 94, 143-152.
- Olakanmi, E. O., Cochrane, R. F., Dalgarno, K. W., 2015. A review on selective laser sintering/melting (SLS/SLM) of aluminium alloy powders: Processing, microstructure, and properties. *Progress in Materials Science*, 74, 401-477.
- Oldendorf, W., 1988. Advantages And Disadvantages of MRI, Oldendorf W. (Ed.), *Basics of Magnetic Resonance Imaging*, 125-138. Springer Us, Boston.
- Osmanoğlu, U., 2019. Eskişehir Osmangazi Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, YL Tezi. Görüntü İşleme ve Analizinin Tıpta Kullanımı ve Bir Uygulama. 74s, Eskişehir.

- Özsoy, K., Duman, B., 2017. Eklemeli İmalat (3 Boyutlu Baskı) Teknolojilerinin Eğitimde Kullanılabilirliği. *International Journal of 3D Printing Technologies and Digital Industry*, 1 (1), 36-48.
- Pandian, A., Belavek, C., 2016. A Review of Recent Trends and Challenges in 3D Printing, 17.
- Pauwels, R., Beinsberger, J., Stamatakis, H., Tsiklakis, K., Walker, A., Bosmans, H., Bogaerts, R., Jacobs, R., Horner, K., 2012. Comparison of spatial and contrast resolution for cone-beam computed tomography scanners. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology*, 114(1), 127-135.
- Peltola, S. M., Melchels, F. P. W., Grijpma, D. W., Kellomäki, M., 2008. A Review of Rapid Prototyping Techniques for Tissue Engineering Purposes. *Annals of Medicine*, 40(4), 268-280.
- Peng, W., Datta, P., Ayan, B., Ozbolat, V., Sosnoski, D., Ozbolat, I. T., 2017. 3D Bioprinting For Drug Discovery and Development in Pharmaceuticals. *Acta Biomaterialia*, 57, 26-46.
- Philipp, M. O., Kubin, K., Mang, T., Hörmann, M., Metz, V. M., 2003. Three-Dimensional Volume Rendering of Multidetector-Row CT Data: Applicable For Emergency Radiology. *European Journal of Radiology*, 48(1), 33-38.
- Pinter, C., Lasso, A., Wang, A., Jaffray, D., Fichtinger, G., 2012. SlicerRT: Radiation Therapy Research Toolkit for 3D Slicer. *Medical Physics*, 39(10), 6332-6338.
- Prasad, P. V., Storey, P., Walker J. M. (Ed.), Rapley R. (Ed.) 2008. *Magnetic Resonance Imaging., Molecular Biomethods Handbook* (949-973). Nj: Humana Press, Totowa.
- Prince, J., Links, J. 2015. *Medical Imaging Signals and Systems.*, 2nd edition.
- Rai, G. N. H., Nair, T. R. G., 2010. Gradient Based Seeded Region Grow Method for CT Angiographic Image Segmentation, 1(1), 1-6.
- Raja, N. S. M., Rajinikanth, V., Latha, K., 2014. Otsu Based Optimal Multilevel Image Thresholding Using Firefly Algorithm, *Modelling and Simulation in Engineering*. 794574.
- Rajan, S. S., Rajan, S. S (Ed.) 1998. *MRI Hardware System Components and MRI Conceptual Overview*, 25-39. Springer, New York
- Rengier, F., Mehndiratta, A., Von Tengg-Kobligk, H., Zechmann, C. M., Unterhinninghofen, R., Kauczor, H. U., Giesel, F. L., 2010. 3D Printing Based on Imaging Data: Review of Medical Applications. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, 5(4), 335-341.
- Robotistan. Yazıcı çalışma prensibi, 2019, Ağustos 6. Geliş tarihi 01 Eylül 2020, <https://maker.robotistan.com/3d-yazici-printer/>

- Rogowska, J., Bankman I. N. (Ed.), 2000. 5 - Overview and Fundamentals of Medical Image Segmentation. Handbook of Medical Imaging. 69-85. Academic Press, San Diego.
- Schubert, C., Van Langeveld, M. C., Donoso, L. A., 2014. Innovations In 3D Printing: A 3D Overview From Optics to Organs. The British Journal of Ophthalmology, 98(2), 159-161.
- Schuurman, W., Khristov, V., Pot, M. W., Weeren, P. R. Van, Dhert, W. J. A., Malda, J., 2011. Bioprinting of Hybrid Tissue Constructs With Tailorable Mechanical Properties. Biofabrication, 3(2), 021001.
- Senthilkumaran, N., Vaithegi, S., 2016. Image Segmentation by Using Thresholding Techniques for Medical Images. Computer Science & Engineering: An International Journal, 6(1), 1-13.
- Serex, L., Bertsch, A., Renaud, P., 2018. Microfluidics: A New Layer of Control for Extrusion-Based 3D Printing. Micromachines, 9(2), 86.
- Serra, T., Mateos-Timoneda, M. A., Planell, J. A., Navarro, M., 2013. 3D Printed PLA-Based Scaffolds. Organogenesis, 9(4), 239-244.
- Shah, D., Naik, L., Paunipagar, B., Rasalkar, D., Chaudhary, K., Bagaria, V. 2020. Setting Up 3D Printing Services for Orthopaedic Applications: A Step-by-Step Guide and an Overview of 3DBioSphere. Indian Journal of Orthopaedics.
- Sharma, N., Aggarwal, L. M., 2010. Automated Medical Image Segmentation Techniques. Journal of Medical Physics / Association of Medical Physicists of India, 35(1), 3-14.
- Simplify3D, 2015. Erişim Tarihi 5.08.2020, <https://www.simplify3d.com/support/articles/rafts-skirts-and-brims/>
- Singh, S., Gupta, D., Anand, R. S., Kumar, V., 2015. Nonsubsampled Shearlet Based CT and MR Medical Image Fusion Using Biologically Inspired Spiking Neural Network. Biomedical Signal Processing And Control, 18, 91-101.
- Sofu M. M., Özcan N. U., Yavuz D. D., Aydın M. A., 2019. 4th International Congress On 3d Printing Technologies and Digital Industry, Yüz Bölgesindeki Kemik Deformitelerinin Rekonstrüksiyonunda CT Verisinin 3D Yazıcı Teknolojisi ile Katı Modele Dönüştürülmesinin Faydaları. Nisan 11-14, Antalya, 420-430.
- Sopeña, P., Fernández-Pradas, J. M., Serra, P., 2020. Laser-Induced Forward Transfer of Conductive Screen-Printing Inks. Applied Surface Science, 507, 145047.
- Suetens, P., 2017. Fundamentals of Medical Imaging, Cambridge University Press, 3, 268.

- Tabatabaei, M. S., Langerizadeh, M., Tavakol, K., 2017. An Evaluation Protocol for Picture Archiving and Communication System: a Systematic Review. *Acta Informatica Medica*, 25(4), 250-253.
- Tajbakhsh, N., Jeyaseelan, L., Li, Q., Chiang, J. N., Wu, Z., Ding, X., 2020. Embracing Imperfect Datasets: A Review of Deep Learning Solutions for Medical Image Segmentation. *Medical Image Analysis*, 63, 101693.
- Talati, I. A., Krishnan, P., Filice, R. W., 2019. Developing Deeper Radiology Exam Insight to Optimize MRI Workflow and Patient Experience. *Journal of Digital Imaging*, 32(5), 865-869.
- Tam, M. D., Laycock, S. D., Jayne, D., Babar, J., Noble, B., 2013. 3-D Printouts of The Tracheobronchial Tree Generated from CT Images As An Aid to Management in A Case of Tracheobronchial Chondromalacia Caused by Relapsing Polychondritis. *Journal of Radiology Case Reports*, 7(8), 34-43.
- Vaccarezza, M., Papa, V., 2015. 3D Printing: A Valuable Resource in Human Anatomy Education. *Anatomical Science International*, 90(1), 64-65.
- Vaezi, M., Yang, S., 2015. Extrusion-Based Additive Manufacturing of Peek for Biomedical Applications. *Virtual And Physical Prototyping*, 10(3), 123-135.
- Velazquez, E. R., Parmar, C., Jermoumi, M., Mak, R. H., Van Baardwijk, A., Fennessy, F. M., Levis, J. H., De Ruysscher, D., Kikinis, R., Aerts, H. J. W. L., 2013. Volumetric CT-Based Segmentation of Nsclc Using 3D-Slicer. *Scientific Reports*, 3(1), 3529.
- Wald, L. L., Mcdaniel, P. C., Witzel, T., Stockmann, J. P., Cooley, C. Z., 2020. Low-Cost and Portable MRI. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 52(3), 686-696.
- Wang, X., Ao, Q., Tian, X., Fan, J., Wei, Y., Hou, W., Tong, H., Bai, S., 2016. 3D Bioprinting Technologies for Hard Tissue and Organ Engineering. *Materials*, 9(10), 802.
- Wang, X., Jiang, M., Zhou, Z., Gou, J., Hui, D. 2017. 3D printing of polymer matrix composites: A review and prospective. *Composites Part B: Engineering*, 110, 442-458.
- Weadock, W. J., Heisel, C. J., Kahana, A., Kim, J., 2020. Use of 3D Printed Models to Create Molds for Shaping Implants for Surgical Repair of Orbital Fractures. *Academic Radiology*, 27(4), 536-542.
- Wei, X., Dong, F., 2011. Development Of Computer Aided Forming Techniques in Manufacturing Scaffolds for Bone Tissue Engineering. *Chinese Journal of Reparative and Reconstructive Surgery*, 25(12), 1508-1512.
- Wijk, A. Van, Wijk, I. Van., 2015. 3d Printing With Biomaterials: Towards A Sustainable And Circular Economy, 20-85.

- Wilson, C. A., Arthurs, O. J., Black, A. E., Schievano, S., Hunt, C., van Hoog, S., Wallis, C., Sury, M. R. J., 2015. Printed three-dimensional airway model assists planning of single-lung ventilation in a small child. *BJA: British Journal of Anaesthesia*, 115(4), 616-620.
- Winder, J., Bibb, R. 2005. Medical Rapid Prototyping Technologies: State of the Art and Current Limitations for Application in Oral and Maxillofacial Surgery. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 63(7), 1006-1015.
- Winter, A., Mundigler, N., Holzweber, J., Veigel, S., Müller, U., Kovalcik, A., Gindl-Altmutter, W., 2018. Residual wood polymers facilitate compounding of microfibrillated cellulose with poly(lactic acid) for 3D printer filaments. *Philosophical Transactions of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*, 376(2112), 20170046.
- Yang, E., Miao, S., Zhong, J., Zhang, Z., Mills, D. K., Zhang, L. G., 2018. Bio-Based Polymers for 3D Printing of Bioscaffolds. *Polymer Reviews*, Philadelphia, Pa., 58(4), 668-687.
- Zhang, J., Yan, C.-H., Chui, C.-K., Ong, S.-H., 2010. Fast segmentation of bone in CT images using 3D adaptive thresholding. *Computers in Biology and Medicine*, 40(2), 231-236.
- Zhang, J. M., Ji, Q., Duan, H., 2019. Three-Dimensional Printed Devices in Droplet Microfluidics. *Micromachines*, 10(11), 754.
- Zhang, Y., Yang, L., Chen, J., Fredericksen, M., Hughes, D. P., Chen, D. Z., 2017. Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention, Quebec City, Canada, 408-416. Deep Adversarial Networks For Biomedical Image Segmentation Utilizing Unannotated Images. Springer International Publishing.
- Zhang, Y., Miao, S., Mansi, T., Liao, R., 2018. Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention. Granada, Spain, 599-607. Task Driven Generative Modeling For Unsupervised Domain Adaptation: Application To X-Ray Image Segmentation. Springer International Publishing.
- Zhu, Y.M., Cochoff, S. M., 2006. An object-oriented framework for medical image registration, fusion, and visualization. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 82(3), 258-267.
- Ziaei, A., Yeganeh, H., Faez, K., Sargolzaei, S., 2008. A Novel Approach for Contrast Enhancement in Biomedical Images Based on Histogram Equalization. *International Conference on BioMedical Engineering and Informatics*. 1, 855-858.
- Zocca, A., Colombo, P., Gomes, C. M., Günster, J., 2015. Additive Manufacturing Of Ceramics: Issues, Potentialities, And Opportunities. *Journal Of The American Ceramic Society*, 98(7), 1983-2001.

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Niyazi Uğur ÖZCAN
Doğum Yeri ve Yılı : Ankara/Polatlı, 28.07.1994
Medeni Hali : Bekar
Yabancı Dili : İngilizce
E-posta : yl1830150003@stud.sdu.edu.tr /
ugurozcanu@gmail.com



Eğitim Durumu

Lise : Peyami Safa Anadolu Lisesi, 2012
Lisans : GÜ, Genetik ve Biyomühendislik, 2017

Mesleki Deneyim

SDÜ Rektörlük (Yetem Biyomühendislik Birimi) 2019-2020
Tübitak 1002 Projesi 2019-2020

Yayınlar

SOFU M. M., ÖZCAN N. U., YAVUZ D. D., AYDIN M. A. (2019). KEMİK DEFORMİTELERİNİN REKONSTRÜKSİYONUNDA CT VERİLERİNİN KATI MODELE DÖNÜŞTÜRÜLMESİ. ULUBORLU MESLEKİ BİLİMLER DERGİSİ (UMBD), 2, 44-58.
<https://dergipark.org.tr/tr/pub/umbd/582947>.

SOFU M. M., ÖZCAN N. U., YAVUZ D. D., AYDIN M. A. (2019). YÜZ BÖLGESİNDEKİ KEMİK DEFORMİTELERİNİN REKONSTRÜKSİYONUNDA CT VERİSİNİN 3D YAZICI TEKNOLOJİSİ İLE KATI MODELE DÖNÜŞTÜRÜLMESİNİN FAYDALARI. 4thINTERNATIONAL CONGRESS ON 3D PRINTING TECHNOLOGIES AND DIGITAL INDUSTRY 2019, Nisan 11-14, 420-430.
<https://drive.google.com/file/d/1t9plVDvj6EiVPhD89NqwGsz8KNJ3XR2o/view>