



ULUBORLU MESLEKİ BİLİMLER DERGİSİ (UMBD)

Uluborlu Journal of Vocational Sciences

<http://dergipark.gov.tr/umbd>

KEMİK DEFORMİTELERİNİN REKONSTRÜKSİYONUNDA CT VERİLERİNİN KATI MODELE DÖNÜŞTÜRÜLMESİ

Mehmet Mahir SOFU^{1*}, Niyazi Uğur ÖZCAN², Dudu Dilek YAVUZ³, Mustafa Asım AYDIN³

^{1*}Isparta Uygulamalı Bilimler Üniversitesi, TBMYO Makine Programı, Türkiye

²Süleyman Demirel Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Biyomühendislik Anabilim Dalı, Türkiye

³Süleyman Demirel Üniversitesi Tıp Fakültesi Plastik, Rekonstrüktif ve Estetik Cerrahi A.D., Türkiye

* Sorumlu Yazar: mehmetsofu@sdu.edu.tr

(Geliş/Received: 26.06.2019; Düzeltme/Revised: 01.07.2019; Kabul/Accepted: 02.07.2019)

ÖZET: Konjenital ve ya edinsel sebeplere bağlı yüz bölgesini içeren ve cerrahi gerektiren deformiteler yumuşak doku veya kemik kaynaklı olabilir. Özellikle kemiksel deformitelerin rekonstrüksiyonlarında cerrahi planlama büyük önem arz etmekte, osteotomi hatlarının seviyeleri ve kemik hareketlerinin yön ve hareket miktarlarının ne kadar olacağı önceden hesaplanmalıdır. Hastaların preoperatif değerlendirilmesinde çekilen CT verilerinin kullanıldığı 3 boyutlu modelleme sistemleri ile yapılan planlamalarla 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 kısalmaktadır.

Bu çalışmada uzun süren rekonstrüktif operasyonlar öncesi CT verileri üzerinde 3D Slicer yazılımı kullanılarak görüntü işleme ve görüntü iyileştirme yöntemleri uygulanmaktadır. Hastaya ait CT verilerinden elde edilen yüz bölgesindeki kemiklerin yapısı temizlenerek son veriler üzerinden 3D katı model çıkartılmaktadır. Katı modelin verisi 3D yazıcı teknolojisi kullanılarak 1/1 ölçekte somut bir katı modele dönüştürülmektedir. Elde edilen katı model üzerinde ameliyat öncesi cerrahi ekip tarafından planlamalar yapılmış ve cerrahi işlem en optimal şekilde tamamlanarak cerrahi operasyonun süresinde azaltılmaktadır.

3D yazıcı teknolojisi kullanılarak yapılan cerrahi işlemlerin; optimal sonuçlar elde edilmesi, ameliyat süresinin kısılması, hastaya ait komplikasyonların azalması ve ameliyat sonrası hasta memnuniyetinin artması açısından oldukça büyük önem taşıdığı görülmektedir.

Anahtar Kelimeler: 3D Katı model, 3D Yazıcı Teknolojisi, CT verileri, Modelleme.

SOLID MODEL CONVERSION OF CT DATA IN RECONSTRUCTION OF BONE DEFORMITIES

ABSTRACT: Deformities involving the face area due to congenital or acquired causes may be soft tissue or bone-related deformities. Surgical planning has great importance especially in the reconstruction of bony deformities. The levels of osteotomy lines and the amount and direction of movement of bone movements must be calculated. The results of the surgical procedures performed with the 3D modeling systems using the CT data taken in the preoperative evaluation of the patients are quite satisfactory. In addition, preoperative planning on the model allows the team to perform the operations in a shorter period of time and effectively. The surgical procedure and the duration of the anesthesia taken by the patient are shortened.

In this study, image processing and image enhancement methods were applied to the CT data on the pre-reconstructed CT data using 3D Slicer software. The data of the solid model was converted to a concrete solid model on a 1/1 scale using 3D printer technology. The surgical model was designed by the surgical team on the obtained solid model and the surgical procedure was completed optimally and the duration of the surgical operation was decreased.

Surgical procedures using 3D printer technology; it has been observed that it has great importance in terms of obtaining optimal results, shortening the operation time, decreasing the complications of the patient and increasing the patient satisfaction after the operation.

Keywords: 3D Solid Model, 3D Printer Technology, CT Data, Modelling.

GİRİŞ

Üç boyutlu (3D) baskı teknolojisi 1980'lerden itibaren varlığını sürdürmektedir. Katmanlı Üretim (AM), Hızlı Prototipleme (RP) ve katı serbest form oluşturma teknolojisi (SFF) olarak da adlandırılan 3D baskı teknolojisi Charles Hull tarafından geliştirilmiştir [1] [2]. 3D baskı teknolojisi modern katmanlı üretim, mühendislik tasarım süreçleri, rejeneratif tıp ve farmosötik ilaç dozaj formlarının keşfi başta olmak üzere birçok tıp ve medikal alanda devrim yaratmıştır [3][4].

3D baskı da nesneyi üretmek için; plastik, metal, seramik, toz, sıvı ve canlı hücreler gibi malzemelerin katmanlı olarak birbirlerine eklenmesi ile üç boyutlu modelin oluşturulması yöntemidir [5][6].

Son yıllarda üç boyutlu yazıcı teknolojisine olan ilgi son derece artmıştır. Üç boyutlu baskı teknolojisi ile çeşitli biyolojik materyaller (kök hücre, doku ve organ üretimi vb.), biyomalzeme ve biyomedikal alanında bazı vücut ekstremitelerinin tasarımı yapmasına ve model oluşturulmasına olanak sağlamaktadır. Bu nedenle kas ve ya iskelet sistemi yaralanmalarında kemik ve kırıkta baskısı için kullanılabilir [8].

Son yapılan çalışmalarda 3D biyobaskı ile benzerlerini taklit eden *in vitro* dokular, organlar ve diğer biyolojik sistemleri inşa etmek amaçlanmaktadır. Doğal ve ya sentetik polimerlerden iskelet (scaffold) oluşturularak üzerlerine canlı hücreler, ilaçlar, büyüme faktörleri ve genleri kullanarak doku oluşturmayı amaçlamaktadırlar. 3D biyoyazılar da hücre canlılığını korumak, hücreyi tam olarak basabilmek ve bunlarla birlikte sterilizasyonu sağlamak için yoğun çalışmalar yapılmaktadır. Doku mühendisliği ve rejeneratif tıp çalışmalarının da, 3D baskı teknolojisi, *in vitro* ilaç testi için mevcut 2D hücre kültürünün ve hayvan modellerinin yerini alabilecek 3D doku modellerinin geliştirilmesine izin verir. Bu amaçla deney hayvanlarının kullanımını azalacak çalışmalar insan doku ve organ modelleri oluşturularak yapılabilecektir [9] [10].

Ameliyat sürecinde zarar gören kemik deformatleri yerine gerçeği ile benzer doku ve organ imal edilebilmektedir. Aynı zamanda işlevini kaybeden bu doku ve organlar insan vücudunu eklemeli imalat yöntemi ile tıbbi görüntü verilerinden imal edilerek implante edilebilmektedir. Konjünktal ya da edinsel sebeplere bağlı olarak gelişen bazı hastalıklardan kaynaklanan kemik yapısı bozukluklarını tedavi etmek ve implant ile kemiği sabitlemek (fiksasyon) için kullanılmaktadır. İmalat yöntemleri ve yeni teknolojiler sayesinde kişiye özel olarak hastalara uygulanabilmektedir. [11]

1.1 3D Baskı Teknolojisinde Kullanılan Yazıcılar:

Üç boyutlu 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 bağlıdır [2] [7].

1.1.1 Ekstürüzyon Temelli 3D Yazıcılar: Ekstürüzyon temelli 3D yazıcılar 2000’li yıllarda piyasaya sürülmüştür. İki ve üç boyutlu yapıları mikrozöl içerisinde dağılması ile baskıyı gerçekleştirmektedir. Baskı malzemesini hava basıncı ve ya mekanik sistemlerle dağıtabilir. Yüksek hücre canlılığı sağladığı için biyolojik materyaller olan kalp kapakçığı, nöral dokular ve kıkırdaklı doku üretimin de tercih edilmektedir. Ancak çözünürlüğü diğer yazıcı türlerine oranla düşüktür [2].

1.1.2 Lazer İdüklenmiş Transfer Kaynaklı Yazıcılar: Lazerle indüklenen ileri transfer (LIFT) yöntemini kullanan 3D yazıcılardır. Genellikle biyomedikal alanında kullanımı modifiye edilebilecek bölümleri olduğu için tercih edilmiştir. Bu bölümler üç ana bileşenden oluşmaktadır;

- Lazer kaynağı
- Baskı malzemesinin itildiği şerit kanalı
- Alıcı bir yüzey

Lazer kaynağı bir lazer emici yüzeye odaklanır materyali buharlaştırır böylece yüzeyde yüksek bir gaz basıncı ile imalat yapılmış olur. Lazer kaynağının yüzeye bağlı hareketi ile malzeme damlacıklarından iki ve üç boyutlu yapılar oluşturmak mümkündür [5].

1.1.3 Stereolitografi Temelli 3D Yazıcılar: Stereolitografi, 1980’li yıllarda ortaya çıkan serbest formlu baskı yöntemidir. Bu teknikde tabaka üzerine katılan fotoya duyarlı baskı polimerleri kullanılır. Ayrıca bu yöntem bilgisayarlı tomografi (CT) ve manyetik rezonans (MR) verileri üzerinden CAD yapı tasarımı oluşturulmasına olanak sağlar. Oluşturulan 3D yapı iskelelerinin katmanları dilimlenerek kayıt altına alınmasını ve hazırlanmasını sağlar. Baskı mürekkepleri ile çapraz bağlanması için seçici olarak ışık demeti kullanılır. Stereolitografi de fotolitik çapraz bağlamanın sağlanabilmesi için bir lazer ya da dijital ışık projektörü gereklidir. Yüksek çözünürlük sağlamaktadır ve biyolojik materyallerin basımında hücre canlılığını korumaktadır [19].

1.1.4 Damlacık Bazlı 3D Yazıcılar: Biyolojik materyallerin kontrollü ve katmanlı olarak biriktirildiği bir yöntemdir. Yazıcı nozül kısmı ve tabaka yüzeyi ile temassız olarak çalışabilmektedir. Düşük viskoziteli malzemelerin basılmasına olanak sağlamıştır. Damlacıklar homojenize edilir, sterilizasyonlar sağlanır ve hücre kapsülleri oluşturulabilirse gelecekte yapay organ ve dokuların imalatı gerçekleşebilir. Üç kısımdan oluşur; [2]

- Mürekkep Püskürtmeli
- Akustik Damlacık Enjeksiyon

- Mikro Valf üç boyutlu yazıcılar olmak üzere

1.1.4.1 Mürekkep Püskürtmeli 3D Yazıcılar: Mürekkep püskürtmeli yazıcılar genellikle iki modda çalıştırılabilir. Birinci mürekkep püskürtmeli baskı yöntemi sürekli ve devam eden damla üretimi (CIJ) ile bir püskürtme oluşturabilir. Damlalar farklı faznelere yüklenerek bir elektrot çifti tarafından saptırılır. Baskı için kullanılmayan damlacıklar faznede bekletilir ve daha sonra kullanılabilir. İkinci mürekkep püskürtmeli baskı yöntemi talep üzerine baskı (DOD) oluşturmaktır. Bu yöntem için damlalar yalnızca gerektiğinde üretilir ve kullanılır. Çalışma prensibi, tetiklenen darbeleri üreten bir aktüatör üzerine kuruludur ve bir rezervuardan tanımlanan malzeme hacminin atılmasını engeller. İdeal olarak, imalatı yapılan malzeme yüzey üzerinde önceden tanımlanmış bir konumda toplanan tek bir damlaya dönüşecektir [6].

1.1.4.2 Akustik Damlacık Enjeksiyonlu 3D Yazıcılar: 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 nozül ve tablası bulunmaktadır [1]

1.1.4.3 Mikro Valfli 3D Yazıcılar: Basınçlı hava ile çalışan bir üç boyutlu bir yazıcıdır. Hava basıncı ile mikro valflerin açılıp kapanması sağlanarak bir damlacık üretilir. Yazıcılarda bir solenoid bobinli valf ve damlacık üretimini kontrol etmek için nozül ucunda bir piston bulunur. Baskı mürekkebinin bulunduğu hazneden geri basınç yeterince büyükse ve yüzey gerilimini aşıldığında, baskı mürekkebi damlacık oluşturur. Geri emilme ve basınca bağlı olarak damlacık ve ya sürekli damlacık şeklinde olabilmektedir [3]

3D baskı teknolojisinde; kişiye özel cerrahi müdahale öncesi planlama ve protez üretimi çalışmalarında Selektif Lazer Sinterleme (SLS) ve Stereolitografi (SLA) üç boyutlu yazıcılar tercih edilmektedir. Klinik uygulamalarda kullanılan bu yazıcılar aynı hastaya uygun eksik biyolojik ve ya doku uyumlu malzemelerden greft sağlanmasına yardımcı olmaktadır 3D baskı ile çene ve yüz cerrahisinde, beyin cerrahisinde, ortopedi anabilim dalında, plastik ve rekonstrüktif cerrahide ve kardiyotorasik cerrahide kullanımı gün geçtikçe artmaktadır. Ortopedik protezlerin ve kişiye özgü implantların 3D baskı teknolojisi ile üretilmesi, 3D baskılı kişiye özel anatomik modellerin üretilerek cerrahi operasyonların planlanması ve eğitim prototipleri üretmek amacıyla kullanılmaktadır [12][16].

Gelecekte, biyoyumluluğu ve sterilizasyon işlemleri sağlanmış 3D biyoyazılarla ameliyat esnasında CT ve MR verileri kullanılarak doğrudan defektleri giderebilecek materyaller basılabilecektir. 3D biyobaskı teknolojisi cerrahi müdahale öncesi ön hazırlık çalışması ve operasyon planlaması çalışmalarına olanak sağladığı için bu çalışmada bir hastanın çenesinde fasiyal asimetrik bozukluğun tedavi edilmesi amaçlanmaktadır. Çalışma cerrahi müdahale öncesi yapılan katı model operasyonun süresinin düşmesi ve operasyonun planlanmasına olanak sağlamaktadır [13].

Bu bölümde tıbbi görüntü işlemek için kullanılan yazılımlar ile kişiye özel katı model ve implantların üretilmesini anlatılmaktadır. Tıbbi araştırmalar ve rutin poliklinik çalışmalarında radyoloji anabilim dalı uygulamaları içerisine giren tıbbi görüntüleme tekniklerinden Manyetik Rezonans (MR) ve Bilgisayarlı Tomografi (CT) yöntemleri yeri doldurulamayacak kolaylık sağlamaktadır. MR ve CT 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 tıp bilim dalı neredeyse bulunmamaktadır [14] [15].

Bu çalışmada hastanın CT verilerinin temizlenmiş görüntüleri üzerinden çene modeli üç boyutlu yazıcı teknolojisi kullanarak kişiye özel modeli olarak imal edilmektedir. Aynı zamanda bu model cerrahi operasyon öncesi ameliyat planlaması için kullanılmaktadır.

1. LİTERATÜR TARAMASI:

Klinik çalışmalarda rutin olarak kullanılan 3d görüntüler, tıbbi görüntüleme tekniklerinden Manyetik Rezonans (MR) ve Bilgisayarlı Tomografi (CT) yöntemleri kullanılarak elde edilmektedir. Bu verilerin Radyoloji Anabilim Dalı'nda işlenmesi ile vücut ekstremitelerin modelini üretmemize olanak sağlamaktadır [14]. Bu özellik kişiye özel tıbbi model üretiminin temelini oluşturmaktadır. Hastanın anatomik yapısına bağlı olarak hastaya özel tedavi planlarının uygulanması ve geliştirilmesine olanak sağlamaktadır [16].

David Tam vd. yapmış oldukları bir çalışmada; bir hastanın yirmi yıldır yaşamakta olan kulak ağrıları, kulak sağırılığı, kardiyak aritmetik bozukluklar, baş dönmesi ve nefes darlığı gibi şikâyetlerini 3D baskı teknolojisini kullanarak tedavisine olanak sağlamışlardır. Tekrarlanan polikondrit (RP) tanısı konulan hastadan alınan CT verilerinde trakeobronşiyal kondromalazi görüldüğünü söylemektedirler. CT verilerini kullanarak hastadan DICOM ve STL dosyalarını kullanarak hastanın trakea ve bronş yollarını 3D baskı teknolojisini kullanarak bir model üretmektedirler ve cerrahi müdahale öncesi hastaya implante edilecek olan stentin planlanmasına yardımcı olmaktadır [17].

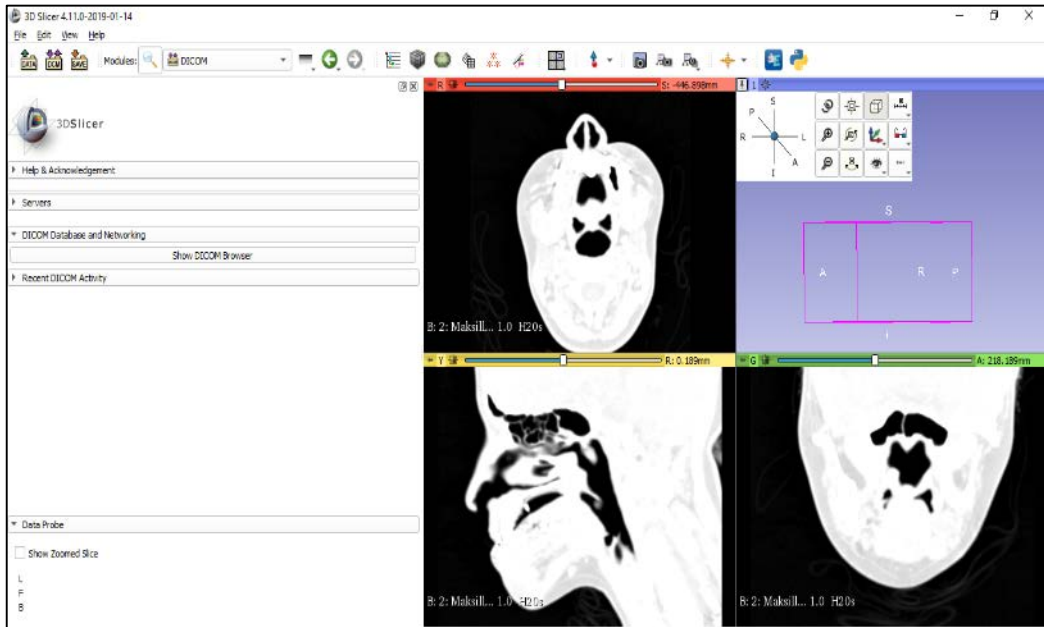
Minocchieri vd. yapmış oldukları çalışmada; prematüre bebeklerde üst solunum yollarının modellenmesini 3D baskı teknolojisini kullanarak yapmaktadırlar. Yenidoğan bebeklerde akciğer hastalığı olan hyalin membran hastalığında tedavide kullanılan aerosolün klinik etkinliğini artırmak için ilacın bronşlara direk verilmesinin biyoyararlanımı artığı gösterilmiş ve ilacın veriminin artmasından yola çıkarak MR verilerini kullanarak üst solunum yolu modeli üretmektedirler. Ayrıca modelin *in vitro* deneylerle test etmeye devam etmektedirler [16].

CT ve MR verilerin işlenmesini sağlayan çeşitli bilgisayar destekli programlar (CAD) kullanılmaktadır. Bu yazılım programlarının üretici isimleri, üretici firması, işletim sistemi ve donanım ihtiyaçları Tablo 1'de gösterilmektedir. Görüntüleme yazılımlarından elde edilen bilgilerin sağladığı güvenilirlik sayesinde kullanımları bütün tıp alanlarında oldukça yaygındır [17] [19].

Tablo 1. Tıbbi amaçlı kullanılan dijital görüntüleme yazılımları [19].

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

Bu çalışmada, açık kaynak kodlu, tıbbi araştırmalar için ücretsiz, tüm işletim sistemlerin de kullanma imkanı sunması, ara yüzü pratik ve geliştirilebilir modül olarak eklenebilir özellikte olması sebeplerinden dolayı Şekil 1’de gösterildiği üzere 3D Slicer yazılımı tercih edilmektedir. 3D yazıcı teknoloji (STL) uzantılı dosya formatında çalışmaktadır. 3D Slicer yazılımı çıkarım yaptığı hacimsel katı modeli STL formatına dönüştürebilen bir avantaj da sunmaktadır. 3D Slicer tıbbi görüntü işleme yazılımında görüntü nitelendirme, görüntü eşikleme ve çıkarım yapılabilmektedir [20] [21] [22].

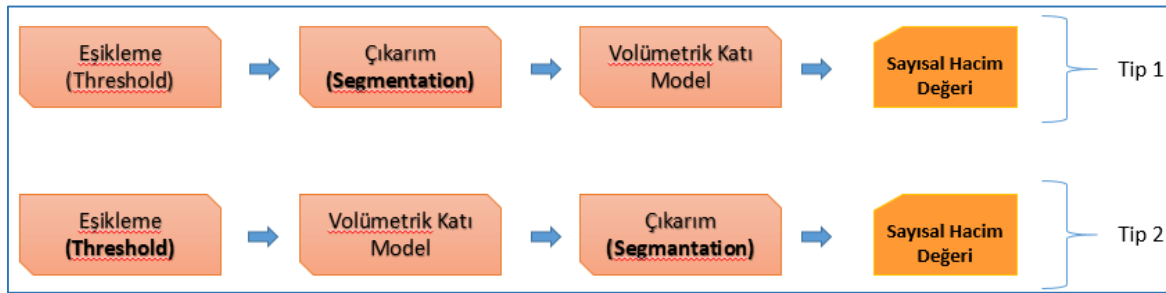
**Şekil 1.** 3D Slicer yazılımının arayüzü ve CT verilerinin aksenel koordinatlar üzerinde görüntülenmesi

STL dosyası, bilgisayar destekli programlar sayesinde 3D yazıcıya katı modelin verisini sağlayan 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 çözünürlüğün artmasını sağlamaktadır [17] [23] [24].

George vd. yaptıkları çalışmada; 3D Slicer programının akciğer kanseri tedavisinde pulmoner nodül oluşturulmasına, KOAH ve bronkodilatör duyarlılığı olan hastaların tedavisinde kullanılmasına değinmektedir. George vd. 3D Slicer programı ve 3D baskı teknolojisini kullanarak fiziksel solunum yolları modeli oluşturmuşlardır. CT verilerini kullanarak 3D Slicer programında DICOM formatında kayıt altına alınmaktadır. Segmentasyon ve eşikleme işlemlerinden sonra STL dosya formatında kayıt alınmaktadır [19].

3D Slicer, tıbbi görüntü bilişimi, görüntü işleme ve üç boyutlu görselleştirme için açık kaynaklı bir yazılım platformudur. Bu program geometrik nesnelerin hacimsel olarak hesaplanması amacıyla ile birkaç yöntemi birden kullanmamıza olanak sağlamaktadır [25]. 3D Slicer programının temel avantajlarından birisi de yeni algoritmalar ekleme imkânı sağlamaktadır ve algoritmaları genişletilebilir bir platform olmasıdır. 3D Slicer yazılımı özellikle hacimsel verilere ulaşmamızda katı model oluşumunu desteklemektedir. Tümör başta olmak üzere doku, organ, kemik gibi birçok hacimsel nesnenin hacimsel değerini kolayca elde edilebilmektedir. Ayrıca bu yazılım 3D baskı teknolojisinde kişiye özel üretim yapmamıza olanak sağlamaktadır [26].

3D Slicer programında; üç boyutlu bir katı model oluşturmak için tıbbi görüntünün segmentasyon, eşikleme ve temizleme işlemleri yapılarak istenen bölgenin net görüntüsü (ROI) sağlanabilmektedir [27]. Bu işlemler çalışmanın amacına göre değişiklik göstermektedir. Şekil 2’de gösterilen aşamalar uzman ve ya çalışma ekibinin inisiyatifine bağlı olarak değişmekte ve sıralanmaktadır.



Şekil 2. 3D Slicer da kullanılan iki farklı model oluşturma yöntemi akış şeması

Görüntü Nitelendirme (Image Qualification); Görüntü sayısallaştırılması ve ya görüntünün ikili kodlanması ile gösterimini yapabilmektedir. Bu ikili kodlamada her hücre bir piksel olarak adlandırılır ve piksel geometrik konuma karşılık gelen tonu belirlememize yardımcı olur [21] [22].

Eşikleme (Thresholding); Görüntü çıkarımı yapılacak Şekil 2-3’de gösterilen bölgenin yoğunluk (densty) değeri aralıklarını belirleyip çıkarımını istediğimiz bölgenin net bir görüntüsünü elde etmemizi sağlar. Yumuşak doku, kemik, alt çene ve tümör hücreleri için farklı eşik aralıkları seçilmektedir. Ayrıca hacimsel olarak hesaplanacak bölgenin netliğini düzeltmektedir [22] [28].

Çıkarım (Segmentation): Eşiklemenin tek başına yeterli olmadığı durumlarda net görüntü çıkarımı için kullanılır. Çıkarım, CT verilerinin istediğimiz alt bölgelerine belirli özelliklere göre ayıran araçtır. Görüntü tabanlı çıkarım araçları hem etkileşimli hem de otomatik yöntemleri içerir. Uygulanan teknikler, seçilen Şekil 3’deki bölgeye dayalı istatistiksel yöntemler ve seviye kümelerin çıkarımı neticesinde yoğunluk ve sınır bilgisi içeren tüm bölgeler üç boyuta dönüştürülerek koordinatlar üzerine yerleştirilebilir. Editör modülü, manuel ve yarı otomatik segmentasyon için bir araç koleksiyonu içerir [19] [26] [30].

Yüzey modelleri; 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 [20] [28].

Hastaların cerrahi müdahale öncesi değerlendirme amacıyla çekilen CT verileri iki boyutlu (2D) olarak ekrana görüntü sunmaktadır. Bu durum cerrahi operasyonun planlanmasında da bir takım sorunlar teşkil etmektedir. Kemik deformitelerini, kemik hareket ve kemik yönlerini 2D tıbbi görüntüleme yazılımlarında net bir şekilde ayırt etmek mümkün olamamakla birlikte uzun zaman almaktadır [14].

CT verilerini kullanarak yaptığımız 3D modellemeler kullanılarak yapılan planlamalarla yapılan cerrahi işlemlerin sonuçları oldukça başarılı olmaktadır. Ayrıca ameliyat öncesi model üzerinde yapılan planlamalar cerrahi işlemi uygulayacak ekibin işlemleri daha kısa sürede ve efektif yapmasına olanak sağlamakta, cerrahi işlem süresi kısalmaktadır. Bu duruma bağlı olarak hastaların yoğun anestezi altında kalma süreleri de azaltmaktadır [29] [30].

Bu çalışmada; Süleyman Demirel Üniversitesi Tıp Fakültesi Plastik Cerrahi Anabilim Dalında konjenital ve ya edinsel sebeplere bağlı olarak yüz bölgesini içeren deformiteleri olan ve cerrahi müdahale gerektiren hastalar değerlendirmeye alınmaktadır. Cerrahi operasyon gerektiren bu deformiteler yumuşak doku ve ya kemik kaynaklı olabilmektedir.

Özellikle kemiksel deformitelerin rekonstrüksiyonlarında cerrahi planlama büyük önem arz etmekte, osteotomi hatlarının seviyeleri ve kemik hareketlerinin yön ve hareket miktarlarının ne kadar olacağı önceden hesaplanmalıdır. Bu amaçla kemik hareketlerini ve yönlerini hesaplamaları yapmak için üç boyutlu baskı teknolojisi kullanılarak; Süleyman Demirel Üniversitesi Biyomühendislik Anabilim Dalı tarafından katı bir ameliyat öncesi planlama ve efektif çalışma modeli oluşturulmuştur. Bu model üzerinde çalışılarak cerrahi operasyonun süresi planlanarak kısaltılmıştır ve hastaların yaşlarına da bağlı olarak uzun süreli anestezi etkisinde kalması engellenmektedir.

Tıbbi görüntüleme tekniklerinde metal implantların varlığı net görüntünün sağlanması için engel teşkil etmektedir. CT verilerinde implantların yakınlarında bulunan kemik ve doku lezyonları doğru şekilde görüntülenemezler. Bu nedenden dolayı çalışmada X ışınlarından kaynaklanan ışık patlamalarını ve artefaktlar ortadan kaldırılmış bir model oluşturulmaktadır. Bu artefaklı ışık patlamaları cerrahi operasyonun planlanmasının etkilememesi açısından ortadan kaldırılmaktadır [31][32].

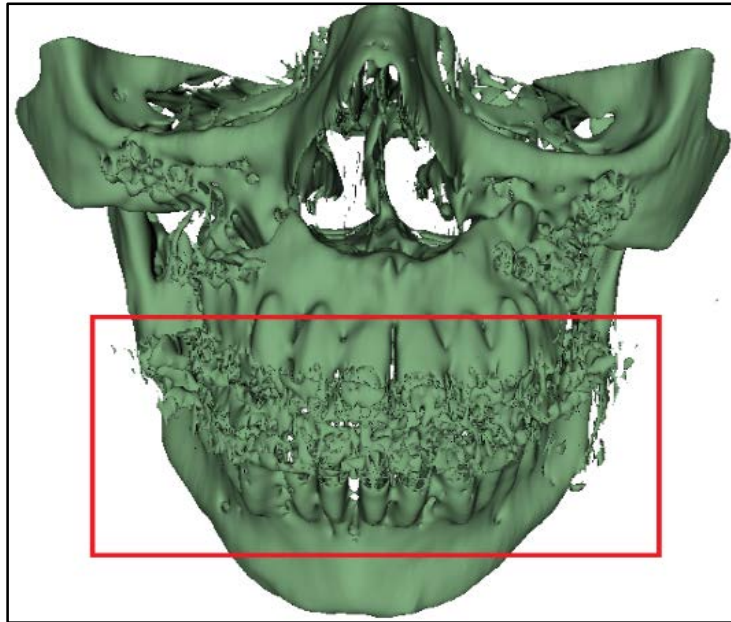
CT verilerinden elde edilen görüntüler bilgisayar ortamında saklanması ve 3D Slicer yazılımında açabilmek için Dijital Görüntüleme ve Tıpta Haberleşme (DICOM) formatı kullanılarak kayıt altına alınmaktadır. Kayıt altına alınan tıbbi görüntüler; vücut ekstremiteilerinin hacimsel olarak hesaplanması, hastaya özgü üretim yapmak ve üç boyutlu katı model oluşturmak amacıyla 3D Slicer programı kullanılmaktadır. Son aşamada üç boyutlu baskı teknolojisi kullanılarak somut bir üç boyutlu katı model oluşturulması amaçlanmaktadır. Biyolojik baskı malzemesi olarak PLA (Polilaktik Asit) kullanılmasına karar verilmektedir. Oluşturulan bu katı model üzerinde cerrahi planlama yapılması sağlanmaktadır [33].

3D yazıcılarda kullanılan baskı malzemeleri yazıcıların özelliklerini göre değişmektedir. Vücut ekstremiteleeri yerine kullanılan baskı malzemeleri ise biyoyumlu, biyobozunabilir ve korozyona uğramama gibi özelliklere göre değişmektedir. 3D basılabilir malzemeler arasında; polikaprolakton (PCL), polilaktik asit (PLA) ve polilaktik-olikolik asit (PLGA) gibi tıbbi polimer malzemeler bulunmaktadır [34]. PLA, mısır, şeker kamışı, kök veya nişasta gibi kaynaklardan türetilen biyoyumlu ve biyobozunabilir termoplastik alifatik polyester olduğu için çalışmamızda tercih edilmektedir. Bu çok yönlü biyoplastik malzeme kemik yapıları, iskele (scaffold), vida ve ağ gibi implantların üretilmesinde kullanılmaktadır [14] [35].

2. YÖNTEM:

Cerrahi müdahale öncesi hastalardan Radyoloji Anabilim Dalından alınmış 1mm tarama aralığına sahip tıbbi görüntüler; Bilgisayarlı Tomografi (CT) elde edilen görüntü verileri bilgisayarlı görüntüleme yazılımı olan 3D Slicer yazılımı kullanılarak açılmaktadır. 3D Slicer yazılımında verilerin işlenerek saklanması için Dijital Görüntüleme ve Tıpta Haberleşme (DICOM) formatı kullanılarak kayıt altına alınmaktadır. 3D Slicer yazılımı içerisinde verilerin hacimsel (Volumes) çıkarım(segmentasyon) ve eşikleme (Thresholding) aşamasına geçilmektedir.

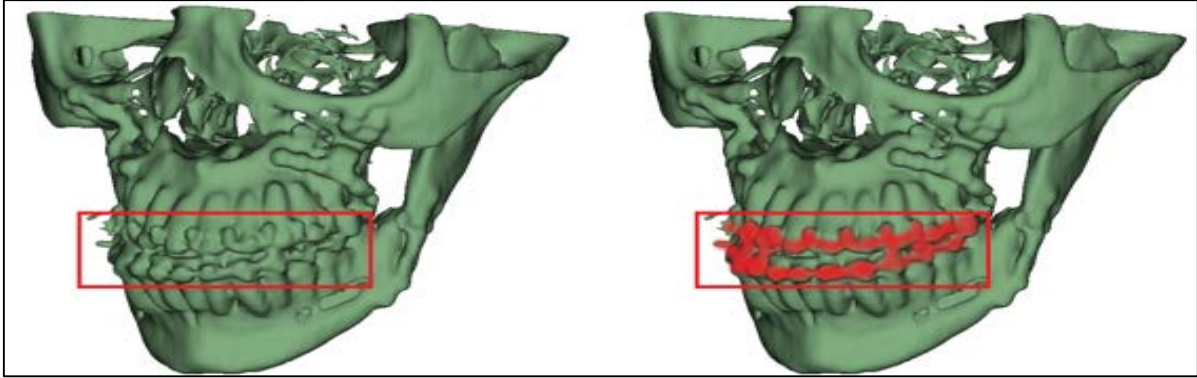
CT verilerinde, Şekil 3 ve Şekil 4’de gösterilen X ışınlarının kırınımına bağlı olarak sertleşen artefaktlar ve ya ışık patlamaları meydana gelebilmektedir. Bu ışık patlamaları ve artefaktlar çalışmada kullanılan eşik değeri aralıklarına göre değişmektedir. Metal implant, diş teli ve diş dolgularının oluşturduğu ışık patlamaları CT verilerinde istenmeyen görüntü kirlilikleri oluşturmakta ve cerrahın görüntüler üzerinden karar verme verimini olumsuz etkilemektedir.



Şekil 3. CT verilerinde eşikleme yapılmadan önce gözlenen X ışını patlamaları

Özellikle çene bölgesindeki osteotomi hatlarının, seviyelerinin hesaplanması ve kemik hareketlerinin anlaşılmasında Şekil 1’de gösterilen ışık patlamaları büyük bir engel teşkil etmektedir. Yapılan çalışmada CT verilerinde bulunan çene implantlarının, diş telleri ve diş

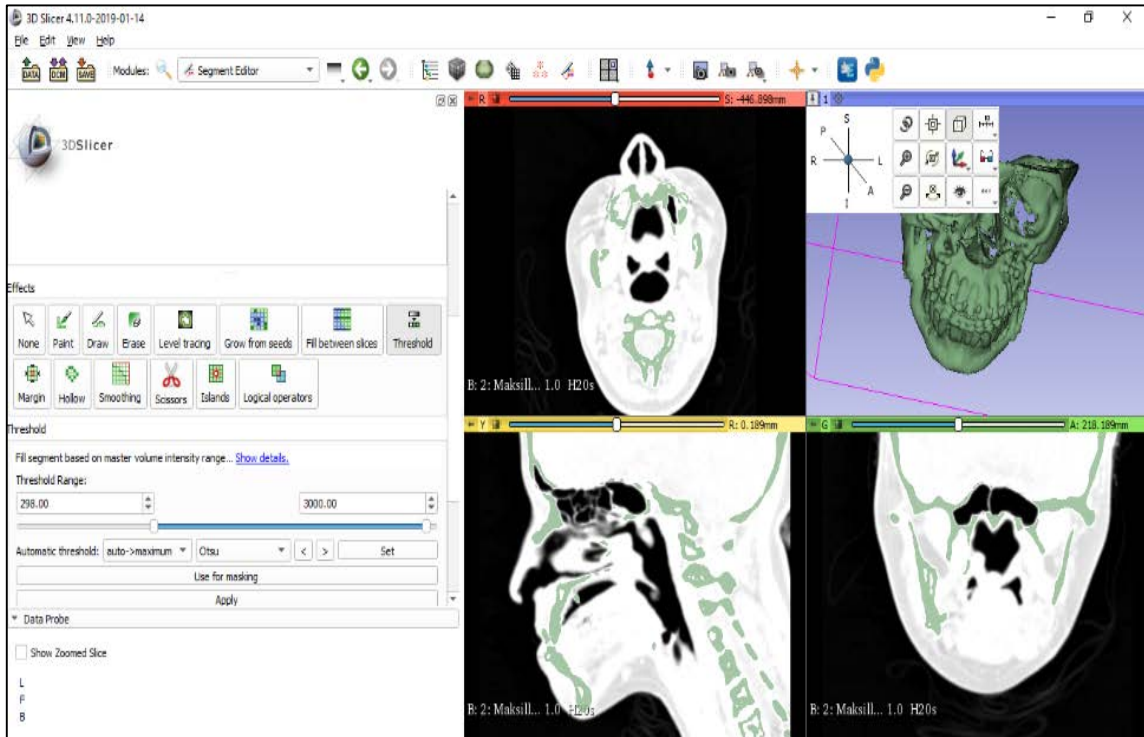
dolgularından kaynaklanan metal patlamaları ameliyat planlarını etkileyebileceğinden dolayı temizlenmektedir. Temizlenme işlemi 3D Slicer programında yapılmaktadır.



Şekil 4. Eşiklenmeden sonra temizlenmiş diş dolguları ve diş tellerinin yapmış olduğu X ışını patlamaları

Yapılan çalışmanın amacı, oluşturmak istediğimiz model de oluşan bu ışık patlamalarını cerrahi operasyonun planlamasını için gerekli bilgiyi etkilememesi veya ortadan kaldırılmasıdır. Bu sayede cerrahların daha efektif çalışması sağlanmaktadır.

Tıbbi görüntüler gri tonu değeri olarak 0 (sıfır) değeri tam siyah, 1 (bir) değeri tam beyaz olmaz üzere ikisi arasında 3096 gri tonu değeri bulunmaktadır. 3D Slicer programında bu gri tonu yoğunluk değeri (Densty) aralığı -1023 ile +3076 aralığında verilmektedir. 3D Slicer programında ameliyat öncesi modelin kemik yapısını daha iyi ortaya çıkması için düzenleyici (Editor) arayüzünde bulunan eşikleme (Throshold) kullanıldı. Kemik ve kemik deformitlerinin yapısı daha net bir şekilde gözlemlendiği için Şekil 5’de 3D Slicer programında gösterilen gri tonu yoğunluk (Densty) değeri 298-3076 girilerek kemik yoğunluğu ayarlanmıştır.

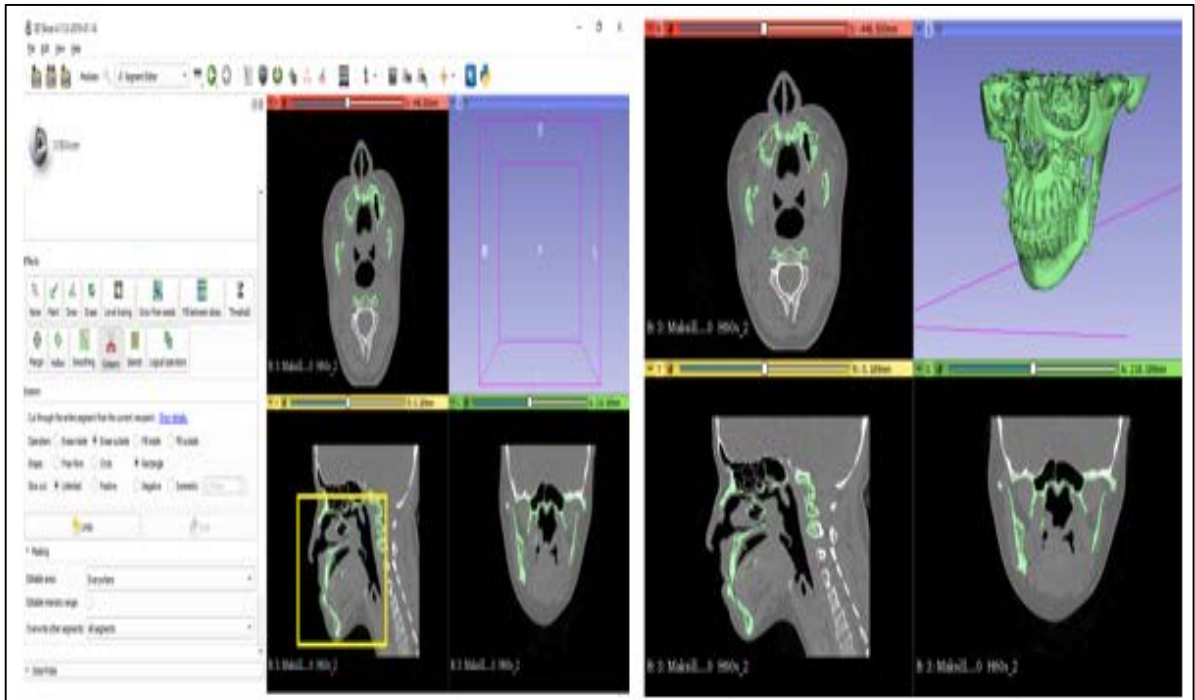


Şekil 5. Eşikleme (Thresholding) ve Segement Editör arayüzü

Hastanın CT ve MR verileri parça biçimleyicisi (Segment Editor) kullanılarak yeni bir biçimleyici sekmesi (Add Segment) eklenmektedir. Eklenen biçimleyici sekmesi Segment_1 olarak isimlendirilmiş ve kayıt altına alınmaktadır. Kayıt altına alınan biçim sekmesinde 3D Slicer programında ikinci bir Bölgesel Eşikleme (Threshold) yapılarak filtreleme ve en net kemik görüntüsünü elde ettiğimiz eşik değeri gri tonu kemik yoğunluğu için 300-3000 aralığında girilerek filtrelenmiştir.

Çene bölgesindeki kemik hatlarının, seviyelerinin hesaplanması ve kemik hareketlerinin anlaşılmasında silinecek ışık patlamaları büyük bir engel teşkil etmektedir. Şekil 6'da bu artefakt ve ışık patlamaları görüntüleri filtrelenerek (Filtering) ve silinerek (Erase) temizleme işlemi anatomik yapı bozulmadan yapılmıştır. Filtreleme işlemi; yukarıda belirttiğimiz eşikleme, bölgesel eşikleme, bölgenin korunması ve ışın patlamalarından kaynaklanan artefaktlar erase komutu ile silinmiştir. Bu uygulanan yöntemler ile filtreleme sağlanmıştır.

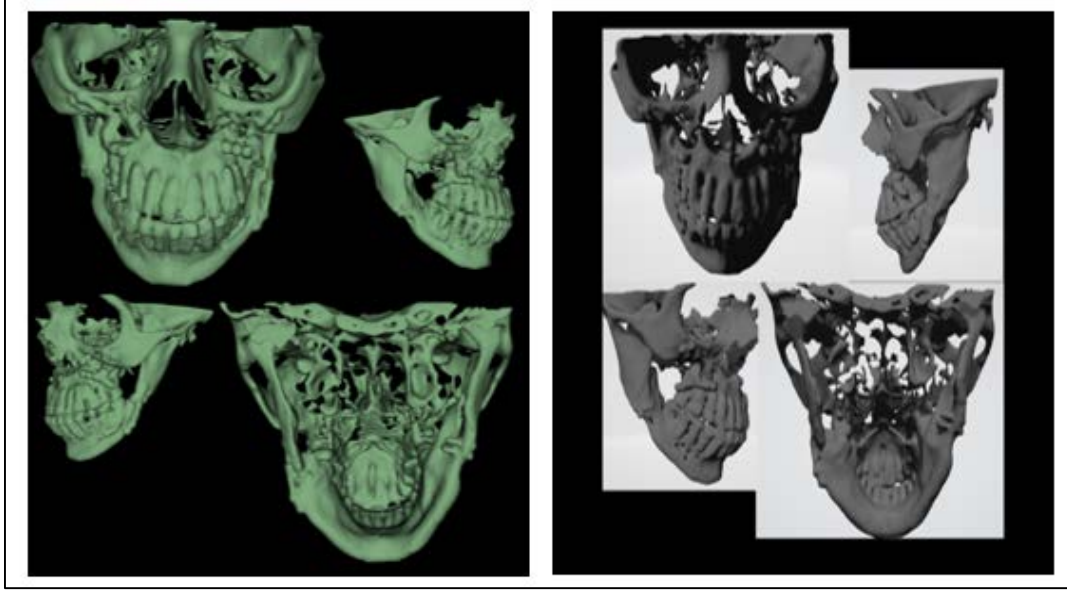
Yoğunluğu ayarlanan kemik yapısında çene kısmı korumaya (Islands) alınmıştır ve seçilen bölge 3D Slicer programında bulunan Makas (Scissors) ile kesilerek istediğimiz bölge elde edilmektedir. Bu bölgenin 3D izlenimi (3D Show) sağlanmıştır. 3D Slicer yazılımında elde edilen üç boyutlu model koordinat sistemi üzerine yerleştirilmektedir.



Şekil 6. Segmantasyon ve Eşikleme işlemlerinden sonra istenen bölgenin Scissors ile kesilerek üç boyutlu olarak görüntülenmesi

CT verilerinde gözlenen metal patlamaları; diş telleri, diş dolguları ve protezlerin oluşturduğu istenmeyen bozuk ve patlama görüntüleri silinerek (Erase) temizleme işlemi yapılmaktadır. Seçilmeyen bölgelerde 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 (ROI) oluşturulmuştur. Görüntü temizleme işlemi yapan

operatör, sınırların ne olduğunu tayin edebilmesi amacı ile iyi bir anatomi bilgisine sahip olmalıdır.



Şekil 7. 3D Slicer programında net görüntünün elde edilmesi ve basılmaya hazır STL formatında kayıt altına alınmış görüntü

Temizleme işlemleri de bittikten sonra modelin 3D yapısı STL dosya formatında kayıt altına alınmıştır. Son aşamada ekstrüzyon tabanlı teknoloji kullanan üç boyutlu yazıcı teknolojisi kullanılarak 1/1 ölçekli somut bir katı modele dönüştürülmektedir. Biyolojik mürekkep olarak 180°C’de 1,75 mm PLA (Poli Laktik Asit) filamenti kullanılarak FDM (Fused Deposition Modeling) tekniği kullanan yazıcı ile 0,1 mm katman kalınlığında yaklaşık 13 saatte imal edilmiştir. İmalatta lüle çapı 0,35mm kullanılmıştır. Şekil 8’de gösterilen model üretilmiştir.



Şekil 8. Basılan üç boyutlu model

Oluşturulan model cerrahi müdahale öncesi eğitim ve prova amacıyla Plastik Cerrahi Anabilim Dalına teslim edilmektedir. Şekil 9’ da gösterilen operasyon öncesi planlama yapılmaktadır.



Şekil 9. Planlama ve eğitim amacıyla kullanılan model de yapılan işlemler

3. ARAŞTIRMA BULGULARI VE TARTIŞMA

Konjenital ve ya edinsel sebeplere bağlı kemiksel deformitelerin rekonstrüksiyonlarında cerrahi planlama büyük önem arz etmekte, ameliyat sonrası gerek defektin kapatılması gerekse simetrik bir görüntü elde etmek cerrahi işlem sayısını azaltmakta ve hastanın hayat kalitesini oldukça artırmaktadır. Defekt miktarının kapatılması ve ya hastada simetrik bir görüntü elde etmek için kemik segmentlerde yapılacak ostetomi seviyeleri ve kemik segmentlerin yeni yerlerine optimal olarak yerleştirmek operasyon sonuçlarının iyi olmasını sağlamaktadır.

Hastaların preoperatif değerlendirilmesinde çekilen CT verilerinin kullanıldığı 3D 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 kısalmaktadır.

Bu çalışmada uzun süren rekonstrüktif operasyonlar öncesi CT verileri üzerinde 3D Slicer yazılımı kullanılarak görüntü işleme ve görüntü iyileştirme yöntemleri uygulanarak hastaya ait yüz kemiklerinin yapısı yine temizlenmiş veriler üzerinden katı model verisi olarak elde edilmektedir. Katı modelin verisi 3D yazıcı teknolojisi kullanılarak 1/1 ölçekte somut bir katı modele dönüştürülmektedir. Elde edilen katı model üzerinde ameliyat öncesi cerrahi ekip tarafından model üzerinde kesimler yapılmış, kemik fragmanların yer değiştireceği yön ve miktarlar belirlenmiş, eksik kalan kemik alanları için alınacak kemik grefti boyutları önceden hesaplanmış ve cerrahi işlem en optimal şekilde tamamlanarak cerrahi operasyonun süresi de azaltılmaktadır.

3D yazıcı teknolojisi kullanılarak yapılan cerrahi işlemlerin; optimal sonuçlar elde edilmesi, ameliyat süresinin kısalması, hastaya ait komplikasyonların azalması ve ameliyat sonrası hasta memnuniyetinin artması açısından oldukça büyük önem taşıdığı görülmektedir.

4. SONUÇ

Winder vd. 2005 yılında yapmış olduğu çalışmada artefaktların ve ya ışık patlamaları konusunda yüzey pürüzsüzlüğünü sağlayamadıklarını belirtmektedirler. Bu ışık patlamalarının sebeplerini CT verilerinin görüntü eşiklemeden kaynaklandığı ve baskı teknolojisine bağlamaktadırlar [31]. Ancak yapılmış olan çalışmada bu artefaktlar ve ışık patlamaları temizlenerek yok edilmiş pürüzsüz bir görünüm sağlanmaktadır. Görüntünün temizlenmesi ile yapılan model kemik yapının daha iyi değerlendirilmesine ve ameliyat planlamasına oldukça büyük katkıda bulunmaktadır.

KAYNAKLAR

- [1] Pandian A., Belavek C., (2016) A review of recent trends and challenges in 3D printing, ASEE North Cent. Sect. Conf.; 1–17.
- [2] Sachs EM., Haggerty JS., Cima MJ., Williams PA., (1989) Three-dimensional printing techniques, US patent; (5):204,055
- [3] Hesvani YD., Pereira FDAS., Parfenov V., Koudan E., Mitryashkin A., Replyanski N., Kasyanov V., Knyazeva A., BulanovaE., Mironov V., (2016) Design, 3D Print. Addit. Manuf., Implementation of Novel Multifunctional 3D Bioprinter; 64–68.
- [4] Peltola SM., Melchels FPW., Grijpma DW., Kellomäki M., (2008) A review of rapid prototyping techniques for tissue engineering purposes, Ann. Med.; 3(1):268–280.
- [5] Schubert C., van Laneeveld MC., Donoso I.A., (2014) Innovations in 3D printing: a 3D overview from optics to organs. Br J Ophthalmol;98(2):159–161.
- [6] Lipson H. (2013) New world of 3-D printing offers completely new ways of thinking: Q & A with author, engineer, and 3-D printing expert Hod Lipson. IEEE Pulse;4(6):12–14.
- [7] Ventola CL., (2013) WHO: The WHO Recommended Classification of Pesticides by Hazard; 39:(10)704–711.
- [8] Munaz A., Vadivelu RK., John JS., Barton M., Kamble H., Nguyen NT., (2016) Three-dimensional printing of biological matters, J. Sci. Adv. Mater. Devices; 1(1):1–17
- [9] Donderwinkel I., Van Hest JCM., Cameron NR., (2017) Bio-inks for 3D bioprinting: Recent advances and future prospects, Polym. Chem; 8(31):4451–4471.
- [10] Kolesky DB., Truby RL., Gladman AS., Busbee TA., Homan KA., (2014) Lewis JA., 3D Bioprinting of Vascularized, Heterogeneous Cell-Laden Tissue Constructs, Cell-Laden Tissue Constructs Advanced Materials Wiley Online Library; 26(19): 3124-3130
- [11] Özsoy, K., & Kayacan, M. C. (2018). ERGİYİK BİRİKTİRME YÖNTEMİYLE HAFİFLETİLMİŞ KİŞİYE ÖZEL KAFATASI İMPLANTIN HIZLI PROTOTİPLENMESİ. *Uluborlu Mesleki Bilimler Dergisi*, 1(1), 1-11.
- [12] Jang J., (2017) 3D Bioprinting and In Vitro Cardiovascular Tissue Modeling, Bioengineering; 4(3):17.
- [13] Park SH, Jung CS., Min BH., (2016) Tissue Eng. Regener. Med.; (13)622–635.
- [14] Serra T., Mateos-Timoneda MA., Planell JA., Navarro M., (2013) 3D printed PLA-based scaffolds: A versatile tool in regenerative medicine, Organogenesis;9(4):239–244.
- [15] Farjam R, Tyagi N, Deasy J, Hunt MA, (2018), Dosimetric evaluation of an atlas-based synthetic CT generation approach for MR-only radiotherapy of pelvis anatomy, *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, c. 20.
- [16] Minocchieri S, Burren JM., Bachmann MA., (2008) Development of the premature infant nose throat-model an upper airway replica of a premature neonate for the study of aerosol delivery, *PrINT-Model*, *Pediatr. Res.*; 64(2):141–146.

- [17] Tam MD., Laycock SD., 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, *J. Radiol. Case Rep.*; 7(8):34–43.
- [18] Gross BC., Erkal JL., Lockwood SY., Chen C., Spence DM., (2014) Evaluation of 3D printing and its potential impact on biotechnology and the chemical sciences., *Analytical. Chem.*; 86(7):3240–3253.
- [19] Cheng GZ., Estepar RSJ., 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.
- [20] Wang X., Qiang A., Xiaohong T., Jun F., Yujun W., Weijian H., Hao T., Shuling B., (2016) 3D bioprinting technologies for hard tissue and organ engineering, *Materials*, Basel; 9(10):1–23.
- [21] Pinter C., Lasso A., Wang A., Jaffray D., Fichtinger G., (2012) SlicerRT: Radiation therapy research toolkit for 3D Slicer, *Med. Phys.*; 39(10):6332–6338.
- [22] Duman, B., 2019. Görüntü İşleme Tekniklerinin Eklemeli İmalatta Kullanımı, 4th International Congress on 3D Printing (Additive Manufacturing) Technologies and Digital Industry, 11-14 April 2019, 525-539, Antalya
- [23] Pandey PM., Reddy NV., Dhande SG., (2006) Virtual hybrid-FDM system to enhance surface finish, *Virtual Phys. Prototyp.*; 1(2):101–116.
- [24] Melchels FPW., Feijen J., Grijpma DW., (2010) A review on stereolithography and its applications in biomedical engineering, *Biomaterials*; 31(24):6121–6130.
- [25] Content of this site is, 3D Slicer contributors, (2019) unless otherwise noted-Contact webmaster@bwh.harvard.edu, [BioSlicer] for questions about the use of this site's content, <https://www.slicer.org>.
- [26] Fedorov A., Beichel R., Kalpathy-Cramer J., Finet J., Robin JCF., Pujol S., Bauer C., Jennings D., Fennessy F., Sonka M., Buatti J., Aylward S., Miller JV., Pieper S., Kikinis R., (2012) 3D Slicer as an Image Computing Platform for the Quantitative Imaging Network, *NIH-Pa.*; 9(30):1323–1341.
- [27] Velazquez E.R., Parmar C., Jermoumi M., Mak RH., van Baardwijk A., Fennessy FM., Lewis JH., De Ruysscher D., Kikinis R., Lambin P., Aerts HJ., (2013) Volumetric CT-based segmentation of NSCLC using 3D-Slicer, *Sci. Rep.*; (3) 3529.
- [28] Fatih G., Mesud K., (2009) Sayısal Görüntü İşleme ile Geometrik Şekil ve Rotasyon Tespiti, 13.Elektrik, Elektronik, Bilgisayar, Biyomedikal Mühendisliği Ulusal Kongresi, Ankara.
- [29] Eisenmenger LB., Wiggins EH., Fults DW., Huo EJ., (2017) Application of 3-Dimensional Printing in a Case of Osteogenesis Imperfecta for Patient Education, Anatomic Understanding, Preoperative Planning, and Intraoperative Evaluation, *World Neurosurg.*; 107(7):1049-1049.
- [30] Katja H., Shengmao L., Liesbeth T., Sandra V., Linxia G., Aleksandr O., (2016) Bioink properties before, during and after 3D bioprinting, *Biofabrication*; 8(3) 32002
- [31] Winder J., Bibb R., (2005) Medical rapid prototyping technologies: State of the art and current limitations for application in oral and maxillofacial surgery, *J. Oral Maxillofac. Surg.*; 63(7)1006–1015.
- [32] Barrett JF., Keat N., (2004) Artifacts in CT: Recognition and Avoidance Learning Objectives For Test 5 Cme Feature, *RadioGraphics*; (24):1679–1691, 2004.
- [33] Kang HW., Lee SJ., Ko IK., Kengla C., Yoo JJ., Atala A., (2016) A 3D bioprinting system to produce human-scale tissue constructs with structural integrity, *Nat. Biotechnol.*; 34(3)312–319.
- [34] He Y., Yang F., Zhao H., Gao Q., Xia B., Fu J., (2016) Research on the printability of hydrogels in 3D bioprinting, *Sci. Rep.*; (6):1–13.
- [35] Wang X., Ao Q., Tian X., Fan J., Tong H., Hou W., Bai S., (2017) Gelatin-based hydrogels for organ 3D bioprinting, *Polymers*, Basel; 9(9):401.