

**T.C.
ISPARTA UYGULAMALI BİLİMLER ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ
MEKATRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI**

**DENTAL İMPLANT PLANLAMASINDA KONİK IŞINLI
BİLGİSAYAR TOMOGRAFİ VERİLERİNİ GÖRÜNTÜ İŞLEME
YÖNTEMLERİ KULLANILARAK OPTİMİZASYONU VE ÜÇ
BOYUTLU YAZICI İLE ÜRETİMİ**

Hamdi SAYIN

**Danışman
Dr. Öğr. Üyesi Bekir AKSOY**

**II: Danışman
Dr. Koray ÖZSOY**

ISPARTA - 2021



© 2021 [Hamdi SAYIN]

ETİK BEYANI

Isparta Uygulamalı Bilimler Üniversitesi Lisansüstü Eğitim Enstitüsü tez yazım kurallarına uygun olarak ve bilimsel ahlak ve geleneklere aykırı düşecek bir yol ve yardıma başvurmaksızın hazırladığım bu tez çalışmasında;

Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi, tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu, tez çalışmasında yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi, kullanılan verilerde ve ortaya çıkan sonuçlarda herhangi bir değişiklik yapmadığımı, bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu, tezime ilgili yaptığım bu beyana aykırı bir durumun saptanması durumunda, ortaya çıkacak tüm ahlaki ve hukuki sonuçlara katlanacağımı bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

10/06/2021

Hamdi SAYIN

.....

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
İÇİNDEKİLER	i
ÖZET.....	iii
ABSTRACT.....	iv
TEŞEKKÜR.....	v
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	vi
ÇİZELGELER DİZİNİ	viii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	ix
1. GİRİŞ	1
1.1 Görüntü Filtreleme	2
1.2 Eşikleme	3
1.3 Morfolojik İşlemler	4
1.4 Görüntü Bölütleme.....	5
1.5 Python Programlama Dili.....	5
1.6 Python Kütüphaneleri	6
1.7 OpenCV Kütüphanleri	6
1.8 Dental Tedavi	7
1.9 Dental İmplant.....	8
2. KAYNAK ÖZETLERİ	9
3. MATERYAL VE YÖNTEM	13
3.1. KIBT Cihazı	13
3.2. KIBT Görüntüler	14
3.3. Görüntü İyileştirme Teknikleri	16
3.3.1 Medyan filtreleme yöntemi	16
3.3.2 MMG filtreleme yöntemi	17
3.3.2.1 Gaussian filtreleme yöntemi	17
3.3.2.2 Ortalama filtreleme yöntemi	18
3.3.3 Bilateral filtreleme yöntemi	21
3.3.4 Histogram normalleştirme.....	21
3.3.5 Gama doğrulaması	22
3.3.6 ROI belirleme.....	23
3.3.7 Genleşme işlemi	23
3.3.8 Aşındırma işlemi	24
3.3.9 Bölütleme işlemi	25
3.3.10 Eşiklemeye dayalı bölütleme işlemi.....	25
3.4 Performans Değerlendirme Ölçütleri	26
3.4.1 PSNR performans değerlendirme ölçütü	26
3.4.2 SSIM performans değerlendirme ölçütü	27
3.4.3 MSE performans değerlendirme ölçütü	27
3.4.4 MAUT performans değerlendirme ölçütü.....	28
3.5 3B Yazıcı.....	29
3.6 Yöntem.....	30
3.6.1 Aşama 1: DICOM verilerinden iki boyutlu görüntülerin elde edilmesi	31
3.6.2 Aşama 2: İki boyutlu görüntülerin gürültüden arındırılması	32
3.6.3 Aşama 3: İki boyutlu görüntülerde diş ve kemik dokularının tespiti.....	32
3.6.4 Aşama 4: Yapılan tespitler ışığında kaliteli 3B yüzey modeli elde edilmesi ve imalatı.....	33
4. BULGULAR VE TARTIŞMA	35

4.1. 3B Modellerin Değerlendirilmesi	48
4.2. Performans Ölçüm Sonuçları	52
4.3. Hekim Değerlendirme Sonuçları.....	54
5. SONUÇ VE ÖNERİLER	58
KAYNAKLAR	60
ÖZGEÇMİŞ	72



ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

DENTAL İMPLANT PLANLAMASINDA KONİK IŞINLI BİLGİSAYAR TOMOGRAFİ VERİLERİNİ GÖRÜNTÜ İŞLEME YÖNTEMLERİ KULLANILARAK OPTİMİZASYONU VE ÜÇ BOYUTLU YAZICI İLE ÜRETİMİ

Hamdi SAYIN

Isparta Uygulamalı Bilimler Üniversitesi
Lisansüstü Eğitim Enstitüsü
Mekatronik Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman: Dr. Öğr. Üyesi Bekir AKSOY

II. Danışman: Dr. Koray ÖZSOY

Dental implantlar tam veya parsiyel dişsizlik durumlarında hastalara sabit protetik tedavi uygulanmasına olanak sağlamaktadır. Estetik ve fonksiyonel ihtiyaçları karşılamadaki üstün özellikleri nedeniyle implant uygulamaları günümüzde oldukça sık tercih edilmektedir. Dental implant tedavisi öncesi dikkatli ve ayrıntılı tedavi planlamasının yapılması, başarılı ve uzun ömürlü bir tedavinin sağlanması açısından çok önemlidir. Çalışmada dental implant tedavi planlamasında önemli aşamalarından birisi olan dental KIBT verilerinin medyan, Medyan-Mean-Gaussian(MMG) ve bilateral filtreler, eşikleme, histogram normalleştirme, morfoloji ve bölütleme görüntü işleme yöntemleri ile görüntüler iyileştirilmiştir. Elde edilen sonuçlar hem Peak Signal to Noise Ratio(PSNR), Structural Similarity Index Measurement(SSIM) ve Mean Squared Error(MSE) nicel değerlendirme ölçütlerine hem de Multi Attribute Utility Theory (MAUT) nitel değerlendirme yöntemi kullanılarak değerlendirilmiştir. Değerlendirme sonucunda hem nicel hem de nitel olarak 3x3 çekirdekli medyan filtreleme yönteminin en başarılı yöntem olduğu tespit edilmiştir. Çalışmanın son aşamasında elde edilen sonuç görüntüleri kullanılarak Üç Boyutlu(3B) katı modeli Fused Deposition Modeling(FDM) 3D yazıcı ile üretilmiştir. Üretilen modelin dental implant cerrahi operasyon tedavi planlaması için kullanılabileceği gösterilmiştir.

Anahtar Kelimeler: KIBT, Görüntü işleme, Dental implant, Python, 3B yazıcı

2021, 73 sayfa

ABSTRACT

M.Sc.Thesis

OPTIMIZATION OF CONE BEAM COMPUTED TOMOGRAPHY DATA USING IMAGE PROCESSING METHODS IN DENTAL IMPLANT PLANNING AND MANUFACTURING WITH 3D PRINTER

Hamdi SAYIN

**Isparta University of Applied Sciences
The Institute of Graduate Education
Department of Mechatronics Engineering**

Supervisor: Asst. Prof. Dr. Bekir AKSOY

Co-Supervisor: Dr. Koray ÖZSOY

Dental implants allow fixed prosthetic treatment to be applied to patients in cases of complete or partial edentulism. Implant applications are frequently used today due to their superior properties in meeting aesthetic and functional needs. Careful and detailed treatment planning before dental implant treatment is very important in terms of ensuring successful and long-lasting treatment. In this study, CBCT images, which are an important part of the planning of dental implant treatment, were improved with median filter, Median-Mean-Gaussian (MMG) filter, bilateral filters, thresholding, histogram normalization, morphology and segmentation image processing methods. The results obtained were evaluated using both Peak Signal to Noise Ratio (PSNR), Structural Similarity Index Measurement (SSIM) and Mean Squared Error (MSE) quantitative evaluation criteria and the Multi-Attribute Utility Theory (MAUT) qualitative evaluation method. As a result of both quantitative and qualitative evaluations, it has been determined that the 3x3 core median filtering method is the most successful. Using the results images obtained in the last stage of the study, the Three Dimensional (3D) solid model was produced with a Fused Deposition Modeling (FDM) three-dimensional printer. It has been shown that the model produced can be used for treatment planning in dental implant surgery operations.

Key Words: CBCT, Image processing, Dental implant, Python, 3D printer

2021, 73 pages

TEŞEKKÜR

Tezimin y¼r¼t¼lmesinde desteğini ve emeğini hiğbir zaman esirgemeyen tez danıŐmanım sayın Dr. Öğrt. Üyesi Bekir AKSOY'ya, ikinci danıŐmanım sayın Dr. Öğrt. Üyesi Koray ÖZSOY'ya, sayın hocam Prof. Dr. Derya YILDIRIM'a ve Isparta Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fak¼ltesi öğretim elemanlarına vermiŐ oldukları desteklerden dolayı teŐekk¼rlerimi sunarım.

S¼leyman Demirel Üniversitesi Tıp Fak¼ltesi Klinik AraŐtırmalar Etik Kurulu BaŐkanlıęı'nın (72867572-050.01.04-167747 sayılı) onayı ile izni alınan hasta verileri ile tezimi destekleyen Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fak¼ltesi Radyoloji Ana Bilim Dalı BaŐkanlıęı'na ve Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fak¼ltesi uzman diş hekimleri ęalıŐma grubuna teŐekk¼r ederim.

Tezimin her aşamasında beni yalnız bırakmayan aileme sonsuz sevgi ve saygılarımı sunarım.

Hamdi SAYIN
İSPARTA, 2021

ŞEKİLLER DİZİNİ

	Sayfa
Şekil 1.1. OpenCV bileşenleri.....	6
Şekil 3.1. KIBT cihazı ve bir hastaya ait örnek KIBT görüntüsü.....	13
Şekil 3.2. KIBT meta veri tablosu.....	15
Şekil 3.3. MMG filtresi çalışma prensibi.....	20
Şekil 3.4. A görüntüsü ve A görüntüsünün B kerneli ile genleşme işlemi sonrası	24
Şekil 3.5. A görüntüsü ve A görüntüsünün B kerneli ile aşındırma işlemi sonrası	25
Şekil 3.6. Çalışmada kullanılan 3B yazıcı örnek görüntüsü.....	29
Şekil 3.7. Çalışmanın iş akış diyagramı.....	31
Şekil 3.8. Dental KIBT eksenleri.....	32
Şekil 3.9. Orijinal 3B katı modelinin imalat süreci.....	34
Şekil 4.1. Medyan filtre uygulanmış görüntü örnekleri a)3x3 çekirdek filtre b)5x5 çekirdek filtre c)7x7 5x5 çekirdek filtre.....	35
Şekil 4.2. MMG filtre uygulanmış görüntü örnekleri a)3x3 çekirdek filtre b)5x5 çekirdek filtre c)7x7 5x5 çekirdek filtre.....	35
Şekil 4.3. Bilateral filtre uygulanmış görüntü örnekleri a)3x3 çekirdek filtre b)5x5 çekirdek filtre c)7x7 5x5 çekirdek filtre.....	36
Şekil 4.4. Görüntüye histogram işlemi uygulanması a) öncesi b) sonrası.....	37
Şekil 4.5. Görüntüye eşikleme işlemi uygulanması a) öncesi b) sonrası.....	39
Şekil 4.6. Görüntüye aşındırma işlemi uygulanması a) öncesi b) sonrası.....	40
Şekil 4.7. Birleştirme işlemi uygulanması a) öncesi b) sonrası.....	41
Şekil 4.8. Görüntüdeki ROI ve diğer alanlar.....	42
Şekil 4.9. Görüntüye gama doğrulaması uygulanması a) öncesi b) sonrası.....	43
Şekil 4.10. Görüntüye yakınsama uygulanması a) öncesi b) sonrası.....	44
Şekil 4.11. Görüntüye medyan filtre uygulanması a) öncesi b) sonrası.....	44
Şekil 4.12. Görüntüye genleşme işlemi uygulanması a) öncesi b) sonrası.....	45
Şekil 4.13. Görüntüye gama doğrulaması uygulanması a) öncesi b) sonrası....	46
Şekil 4.14. Görüntüye ait a) ROI (birleştirme öncesi) b) çıkış görüntüsü.....	47
Şekil 4.15. Orijinal 3B modelin ön görünüşü.....	48
Şekil 4.16. Orijinal 3B modelin a) sol b) sağ yönden görünüşü.....	48
Şekil 4.17. Üretilen 3B modelin ön görünüşü.....	49
Şekil 4.18. Üretilen 3B modelin a) sol b) sağ yönden görünüşü.....	49
Şekil 4.19. Karşılaştırmalı 3B model görüntüsü.....	50
Şekil 4.20. Orijinal 3B katı modelin a)ön b)sol c)sağ yönden görünüşü.....	51
Şekil 4.21. İyileştirilen 3B katı modelin a)ön b)sol c)sağ yönden görünüşü.....	52

ÇİZELGELER DİZİNİ

	Sayfa
Çizelge 3.1. KIBT cihazı teknik özellikleri	14
Çizelge 3.2. 3x3' lük örnek kernel matrisi	17
Çizelge 3.3. Filtre sonrası piksel değerleri.....	17
Çizelge 3.4. 3B FDM yazıcının sabit parametreleri ve teknik özellikleri.....	29
Çizelge 3.5. 3B katı modellerin imalat parametreleri	33
Çizelge 4.1. PSNR metriği değerlendirme sonuçları	53
Çizelge 4.2. SSIM metriği değerlendirme sonuçları	53
Çizelge 4.3. MSE metriği değerlendirme sonuçları	54
Çizelge 4.4. Hekim değerlendirme sonuçları	56
Çizelge 4.5. Hekim değerlendirme ortalamaları	57



SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

2B	2 boyutlu
3B	3 boyutlu
KIBT	Koni ışınlı bilgisayarlı tomografi
CV	Computer vision
DICOM	Tıpta dijital görüntüleme ve iletişim
MAUT	Çok nitelikli karar teorisi
MMG	Mean-median-gaussian
MSE	Ortalama kare hata
PSNR	Pik sinyal gürültü oranı
ROI	İlgilenilen bölge
SSIM	Yapısal benzerlik indeksi
STL	Stereolitografi
XML	Genişletilebilir işaretleme dili



1. GİRİŞ

Görüntü işleme; dijital ortama aktarılan görüntülerin çeşitli yöntemlerle işlenerek özelliklerinin veya yapılarının değiştirilmesini, geliştirilmesini ve farklı amaçlar için analizler yapılabilmesini sağlayan teknolojidir. Görüntü işleme yöntemleri ile görüntünün boyutları, renk düzeni, parlaklığı ve yapısı gibi özellikleri çeşitli yazılımlarla değiştirilebilir, geliştirilebilir ve analiz edilebilir. Görüntü işleme teknolojisi, dijital görüntülerdeki problemleri gidererek daha kaliteli görüntü elde etmek için kullanılabileceği gibi görüntüde yer alan nesnelerin tanımlanması, hareketli veya hareketsiz nesnelerin tespiti gibi birçok farklı amaç için de kullanılabilir. Görüntü işleme, güvenlikten uzay bilimlerine, savunma sanayisinden medikal çözümlere kadar birçok alanda kullanılmaktadır.

Sayısal görüntü işlemenin amacı, görüntülerin analizini yapmak, anlamlı veriler elde etmek ve görüntü işleme metotları kullanarak insan görüşüne yakın bir sonuç elde etmektir (Jain vd., 1995; Kulkarni, 2001; İşçimen vd., 2014). İnsan görüşüne yakın sonuç elde etmede genellikle bilgisayarlı görü sistemleri kullanılmaktadır. Bilgisayarlı görü, bir veya daha fazla görüntü üzerinde yapılan analizlerin zaman sırasına göre çeşitli tekniklerle gerçekleştirilmesidir. Görüntü üzerindeki nesne ya da nesnelere ilişkin; konum, boyut ve yönlendirme ile ilgili kavramları içermektedir. (Baxes, 1994). Bilgisayarlı görü; nesne tespiti, elektronik otomasyon sistemleri, navigasyon, optik karakter tanıma, yüz tanıma, hata arama, kalite kontrolü, üç boyutlu (3B) modeller inşası, ameliyat öncesi ve sonrası görüntüleri işleme ve insanların beyin morfolojisi ile ilgili medikal görüntü işleme teknikleri gibi birçok alanda kullanılmaktadır. (Besl ve Jain, 1985; McInerney ve Terzopoulos, 1996; Abdel-Hakim ve Farag, 2006; Andriluka vd.,2008; Szeliski vd., 2010).

Bilgisayarlı görünün yukarıda belirtilen kullanım alanlarına ek olarak, görüntüden nesne tespiti veya özellik çıkarımı yapmak içinde kullanılmaktadır (İşçimen vd., 2014). Bilgisayar görüşünde nesne veya özellik belirlemedeki ilk aşama veri ön işleme aşamasıdır (Davies, 2004). Veri ön işleme aşaması, görüntü boyutlarının yeniden ölçekleme, gürültü temizleme, zıtlık(ing. contrast) iyileştirme gibi işlemlerin bütünüdür. (Morris, 2003). Veri ön işleme aşamasından sonra, görüntünün elde edilmesi, sayısallaştırılması, iyileştirilmesi, bölütlenmesi, sınıflandırılması,

kaydedilmesi ve yeniden çağırılması gibi birçok işlem gerçekleştirmektedir (Çankaya, 2013). Bu işlemleri kapsayan görüntü işleme teknikleri ile kamera, tarayıcı gibi cihazlar yardımıyla görüntü yakalanıp işlenmektedir (Samtaş ve Gülesin, 2011). Daha sonra, bilgisayarın veya başka bir aygıtın anlayabileceği veri formatına dönüştürülerek görüntünün sayısal ortama aktarımı gerçekleştirilmektedir (Neuman vd., 1989; Gonzalez ve Woods, 2002; Çomak, 2011; Russ, 2016). Tezde; filtreleme, eşikleme, histogram normalleştirme, morfoloji ve bölütleme gibi görüntü işleme yöntemleri kullanılmıştır.

1.1. Görüntü Filtreleme

Filtreleme, görüntü üzerindeki gürültünün (görüntü bulanıklığı, netlik problemi, kötü görüntü gibi) azaltılması amacıyla yapılan işlemleri kapsamaktadır (Horasan, 2016). Görüntü kalitesini kötüleştiren bu etmenlere veri toplama sürecinde yaşanabilecek bir takım sorunlar, ortamda bulunan parazit oluşturabilecek durumlar ve görüntünün işlenmesine uygun olmayan araçların kullanımı örnek olarak verilebilir. Bunun yanı sıra, görüntü verisinin sıkıştırılması ve veri iletiminden kaynaklanan bazı hatalar da gürültüye sebep olabilmektedir. Filtreleme işlemlerinin temel amacı görüntüdeki nesnelere arasındaki ayrımı belirgin hale getirerek görüntünün yorumlanmasını kolaylaştırmaktadır.

Literatürde dijital görüntülerde gürültünün azaltılarak görüntü kalitesinin iyileştirilmesine ve görüntü içerisindeki önemli bilgilerin muhafaza edilmesine yönelik pek çok gürültü azaltma yöntemi önerilmiştir. Gürültüleri azaltmak ve görüntüdeki ayrıntıları korumak için gaussian, medyan, konservatif, ortalama ve bilateral gibi farklı filtreleme teknikleri kullanılmaktadır (Kongo, 2012; Bhonsle, 2012; López-Rubio, 2016). Gaussian, görüntüdeki ayrıntı ve gürültüyü ortadan kaldırmak için kullanılan iki boyutlu bir dönüşüm filtresidir (Uğur, 2019). Gaussian filtresinin en önemli özelliği, filtreleme işlemini eş zamanlı olarak hem yatay ve hem de dikey ekseninde gerçekleştirebilmesidir (Aydın, 2019). Diğer bir filtreleme yöntemi olan Medyan filtre doğrusal filtrelerden farklı olarak görüntü üzerinde bulanıklık oluşturmadan gürültülerin temizlenmesini sağlayan başarılı bir yöntemdir (Aldemir, 2016). Medyan filtre, görüntü üzerinde iki boyutlu bir matris içerisindeki bütün piksel değerlerini komşu değerlerle karşılaştırıp tarayarak aritmetik sıraya göre ortanca

değeri, taranan değer ile değiştirir (Zhijun vd., 2010). Böylece görüntüdeki gürültü azaltılmış olur. Görüntülerdeki gürültüleri azaltmada kullanılan diğer bir yöntem ise konservatif filtrelemedir. Konservatif filtreleme işleminde; merkez pikselin değeri, komşu piksellerinin yoğunluğuna göre ayarlanır ve komşu piksel değerlerinin sınırları içinde olmasına dikkate alınması gerekmektedir (Hall, 2007). Bu işlem sonrasında görüntüdeki gürültü problemi azaltılırken keskin kenarlar da korunmaktadır (Aybar, 2008). Gürültü azaltmada kullanılan başka bir yöntem ise ortalama filtredir. Bu filtreleme yönteminde görüntüler yumuşatılarak gürültü azaltılmaktadır. Ortalama filtre, doğrusal bir yöntem olup görüntü üzerinde gezdirilen iki boyutlu bir matris içinde kalan piksellerin aritmetik, harmonik veya geometrik ortalaması alınarak, yeni bir piksel değeri elde edilmekte ve bu piksel değeri matrisin merkezindeki değer ile değiştirilmektedir (Şevik vd., 2007). Böylece, görüntüdeki pikseller arasındaki değişim miktarı azaltılmış olmaktadır

1.2. Eşikleme

Eşikleme, gri tonlamalı görüntünün, ikili(ing. binary) yapıdaki görüntüye dönüştürme yöntemidir. Eşikleme yöntemi, uygun bir eşik değerinin üzerinde yoğunluğa sahip pikselleri 1, eşik değeri altındaki piksel yoğunluklarını 0 yaparak gri tonlu görüntülerden ikili görüntüler oluşturur. Eşikleme işlemi, görüntü içindeki nesnelerin kapalı ve ayrı bölgelerinin belirginleştirilmesinde kullanılmaktadır. Böylece görüntü üzerindeki nesnelerin arka planı ile nesne sınır çizgilerinin çıkartılması sağlanmaktadır (Yaman, 2000).

Eşikleme yöntemi, gri tonlamalı bir görüntü üzerinde statik ve dinamik olmak üzere iki farklı şekilde uygulanmaktadır (Kaya vd., 2016). Statik eşiklemede eşik değeri kullanıcı tarafından belirlenirken, dinamik eşikleme işleminde ise eşik değeri algoritma tarafından hesaplanmaktadır. Dinamik eşikleme işleminde algoritma, görüntüdeki piksel dağılımlarını istatistiksel (ağırlık, ortalama, varyans) yöntemlerle değerlendirerek piksellerin kümelendirilmesini sağlamaktadır (Nabiyev ve Bahçekapılı, 2007).

1.3. Morfolojik İşlemler

Morfolojik işlemler görüntüdeki nesnelere belirgin haline dönüştürmek veya nesnelere ayırt etmek için kullanılan bir yöntemdir. Bir dijital görüntüye morfolojik işlem uygulanarak görüntü içerisinde istenilen nesnenin çıkarılması, diğer nesnelere ayırt edilmesi, küçük nesnelere kaldırılması, eksik noktaların tamamlanması ve bölütleme gibi işlemlerin gerçekleştirilmesi sağlanmaktadır (Karhan vd., 2011). Morfolojik işlemler, ikili görüntüler üzerinde uygulanabildiği gibi gri seviyeli görüntüler üzerinde de uygulanabilmektedir. Aşındırma (ing. erosion) ve genişleme (ing. dilation) en temel morfolojik işlemler olmakla birlikte kullanılan diğer yöntemler bu iki işlem çerçevesinde yapılabilmektedir (Tali vd., 2016).

Aşındırma işlemi, ikili görüntüdeki düşük piksel değerleri çıkartılarak nesnenin küçülmesini veya incelmelerini sağlayan morfolojik işlemidir (Boztoprak vd., 2007). Aşındırma işlemi ile resim içerisindeki nesnelere küçülmekte, görüntü delik içeriyorsa delikler genişlemekte ve bağlı nesnelere birbirinden ayrılma yönelimi göstermektedir (Atalı vd., 2016).

Genişleme işlemi görüntüye yüksek piksel değerleri eklenerek ikili görüntüdeki nesnenin büyümesini veya kalınlaşmasını sağlayan morfolojik işlemidir (Balcı vd., 2016). Genişleme ile görüntü üzerindeki nesnelere dışa doğru büyürken, nesne içerisindeki delikler kapanma eğilimi gösterir ve ayrık nesnelere birbirine yaklaşır ya da bağlanır (Boztoprak vd., 2007).

Bir görüntüye ilk olarak aşındırma işlemi, sonrasında ise elde edilen görüntüye genişleme işlemlerinin uygulanması ile açma (opening) işlemi elde edilmektedir. Açma işlemi görüntü üzerinde bulunan görüntüleri azaltmak için kullanılan bir yöntemdir (Boyras ve Yıldız, 2016). Kapama (closing) işlemi ise bir görüntüye ilk olarak genişleme daha sonra aşındırma işleminin uygulanması ile gerçekleştirilir (Ali vd., 2016).

1.4. Görüntü Bölütleme

Görüntü bölütleme, görüntü işlemede temel ve önemli tekniklerden biridir. Bölütleme, görüntüyü çeşitli özelliklere göre anlamlı bölgelere ayırma olarak tanımlanmaktadır (Solem, 2012). Görüntü bölütleme, görüntünün analizini ve anlamlandırılmasını kolaylaştırmakla birlikte görüntüdeki nesnelere ve bölgeler arasındaki sınırlara odaklanan görüntü işleme adımıdır. Bir görüntüyü birden fazla bölgeye ayırmak için benzer renk, doku, parlaklık ve yoğunluk gibi özellikler kullanılmaktadır (Dass ve Devi, 2012). Görüntü bölütleme teknikleri, kümeleme, kenar algılama ve bölge çıkarımı olmak üzere üç sınıfa ayrılmaktadır (Piórkowski, 2016). Kümeleme tekniği tanımlanan benzerlik ölçütüne göre birbirine benzeyen pikselleri farklı gruplara bölerek görüntüdeki bölgeleri belirleme işlemidir (Er, 2014). Kenar algılama işleminde piksel değerlerindeki keskin değişikliklerin gerçekleştiği noktalar tespit edilerek kenar olarak tanımlanmaktadır (Agrawal ve Bhogal, 2018). Bölge çıkarımı tekniğinde ise, görüntü içinde benzer olan ve konum olarak aynı nesneye ait olan komşu pikseller belirlenerek bölgeler oluşturulmaktadır (Tonbul ve Kavzoğlu, 2018). Bölütleme işleminin başarısı, görüntüdeki anlamlı bölgelerin birbirleri ile örtüşmemesine ve belirleyici bir özelliğe göre bölgelerin süreklilik göstermesine bağlıdır (Bulut ve İstanbullu, 2004).

1.5. Python Programlama Dili

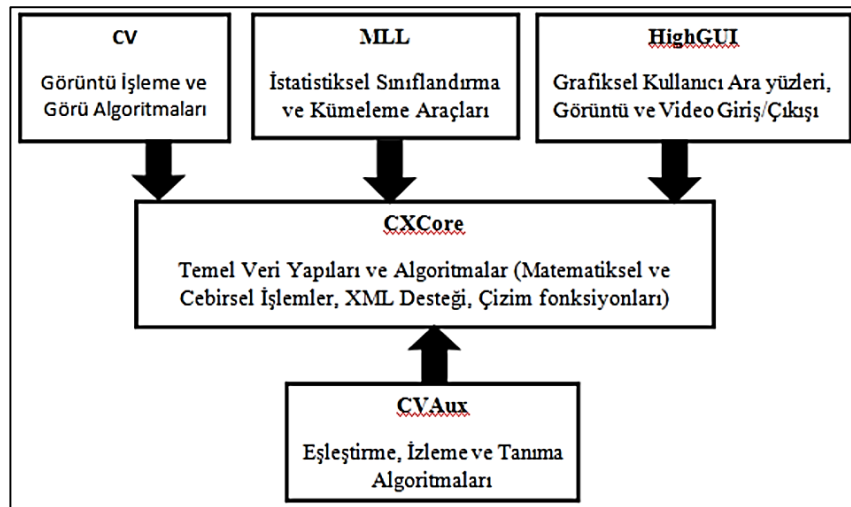
Python, Guido Van Rossum adlı bir programcı tarafından yazılmış dünya çapında popülerliği giderek artmakta olan, açık kaynak kodlu bir programlama dilidir (Malkoç, 2012). Geliştirilmesine 1990 yılında başlanmış ve 2000'li yıllardan itibaren bilimsel ve mühendislik çalışmalarında da sıklıkla kullanılmaya başlanmıştır. Python programlama dili ile, web üzerinde servis geliştirmeden, veri madenciliğine, yapay zekâ uygulamalarından, bilimsel hesaplama ve nesnelerin interneti uygulamalarına kadar çok farklı alanlarda geliştirmeler yapılabilmektedir. Python, kod dizilimi (syntax) yapısındaki sadelik ve kolaylıkla dikkat çekmektedir. Java, C# ve C++ gibi programlama dillerine kıyasla Python programlama dilinde çok daha az satırla, daha verimli yazılımlar hazırlanabilmektedir (Ayvaz vd., 2016).

1.6. Python Kütüphaneleri

Programlama dillerinde önceden yazılmış ve sıklıkla kullanılan program parçacıkları daha sonra tekrar tekrar kullanılmak üzere arşivlenerek dosyalarda saklanır. Python programlama dilinde de sıkça kullanılan kod parçacıklarını bir bütün halinde dosyalar içerisinde saklayan kütüphaneleri bulunmaktadır. Python geliştiricileri “pilleri dâhil” deyimini kullanarak, standart kütüphanede her türlü iş ve amaç için araçların bulunabileceğini belirtmektedirler (Dubois, 2007). Bunun yanında python ile temel bilimsel hesaplama ve çalışmalar için dört ana kütüphane kullanılmaktadır: dizi yapıları ve matris işlemleri için Numpy; veri setleri üzerinde işlemler için Pandas; diferansiyel denklem çözümü, optimizasyon ve istatistik gibi işlevler için SciPy ve iki yada üç boyutlu görselleştirme için Matplotlib kütüphaneleri kullanılmaktadır.

1.7. OpenCV Kütüphanesi

1999 yılında Intel firması tarafından geliştirilen, OpenCV (ing. Open Computer Vision) kütüphanesi birçok platform üzerinde çalışabilen, açık kaynak kodlu “Bilgisayarlı Görü” kütüphanesidir (Tenekeci vd., 2014). OpenCV kütüphanesi ile görüntü işleme amacıyla kullanılan temel resim işleme fonksiyonlarının yanı sıra, nesne ya da hareket tespiti, yüz tanıma gibi farklı alanlarda kullanılabilir. OpenCV kütüphanesi, beş temel bileşenden oluşmaktadır. Bu bileşenler Şekil 1.1.’de görülmektedir.



Computer Vision kelimelerinin baş harfleri ile isimlendirilen CV bileşeni, temel resim işleme fonksiyonları ve bilgisayarla görü için kullanılan yüksek seviyeli algoritmaları içeren bileşendir. Machine Learning Library kelimelerinin ilk harfleri kullanılarak isimlendirilen MLL bileşeni, Makine Öğrenmesi dalı için gerekli istatistiksel verilere ulaşmak, mevcut verileri sınıflandırmak için kullanılan fonksiyonları barındıran diğer bir bileşendir. HighGUI bileşeni, slider, form gibi pek çok nesneyi oluşturabilmemizi sağlayan bir grafik arabirimi olmasının yanında, resim ve videoların kaydedilmesi, yükleme ve silme işlemleri için gerekli giriş/çıkış (I/O) fonksiyonlarını da içerir. CXCore bileşeni, OpenCV'ye ait IplImage, cvPoint, cvSize, cvMat, cvHistogram vs gibi veri yapılarını içermesinin yanında XML(ing. Extensible Markup Language) desteği de sağlayan bir kütüphanedir. CvAux bileşeni ise, şablon ve şekil eşleştirme, bir objenin ana hatlarını bulma, yüz tanıma, ağız hareketlerini izleme ve vücut hareketlerini tanıma gibi pek çok çeşitli deneysel algoritmaları bünyesinde barındıran kütüphanedir (Doğan vd., 2013).

1.8. Dental Tedavi

İnsanda dişler çiğneme, konuşma ve estetik açıdan çok önemli görevlere sahiptir. Bu işlevler insanın ruhsal ve fizyolojik sağlığını tamamlayan unsurlardır. Bu işlevlerin kaybı insanın bireysel, ailevi ve toplumsal yaşam kalitesini hem ruhsal hem de fizyolojik olarak çok derinden ve olumsuz etkilemektedir (Kozacıoğlu ve Gördürür, 1995). Ağız sağlığı; oral, dental ve kafatası üzerinde herhangi bir doku hastalığı ya da bozukluğunun olmaması olarak tanımlanmaktadır. Bu tanımdan yola çıkıldığında ağız ve diş sağlığının genel sağlığın ayrılmaz bir parçası olduğu vurgulanmaktadır (İçtin, 2013). Dünyada ve özellikle ülkemizde diş ve dişeti hastalıkları çok yaygın olarak görülmektedir (Marakoğlu vd., 2003). Ağız ve diş sağlığının bozulması ile gözlenen hastalıklar; uzun vadede genel sağlığı olumsuz etkilemektedir. Bu durum hastanın beslenmesinin bozulmasına, sosyal yaşantısının kısıtlanmasına ve hatta psikolojik olarak yaşam standartlarının düşmesine kadar farklı problemlere yol açabilmektedir. Bu nedenlerle, ağız ve diş sağlığının korunması genel sağlık açısından büyük önem taşımaktadır (Aydıntuğ vd., 2010). Tekrarlayan çürükler, travmatik olaylar, bazı kalıtsal anomaliler, endodontik komplikasyonlar veya periodontal hastalıklar diş kaybına neden olmaktadır (Hessari vd., 2008). Diş kaybı, estetik, konuşma, çiğneme, beslenme problemleri, sosyal ilişkilerde problemler ve hatta duygusal sorunlar

nedeniyle kişinin yaşam kalitesini etkileyen bir durumdur (Haştar vd., 2010). Kısmi yada tam diş kaybı problemini gidermek için kullanılan protez seçenekleri arasında, eksik dişleri destekleyici oral dokular, sabit kısmi protezler, çıkarılabilir kısmi protezler, takma dişler ve implant protezleri gösterilebilir (Charyeva vd., 2012).

1.9. Dental İmplant

Dental implantlar; sabit veya hareketli protezler için tutma ve sabitleme sağlamak amacıyla ağız dokusundaki kemiğin üstüne veya içine implante edilen alloplastik materyalden yapılmış protetik aygıtlar olarak tanımlanmaktadır (Driscoll vd., 2005). Dental implantlar, çeşitli nedenlerle oluşan diş kayıpları sonucu dişsiz boşlukların rehabilitasyonu için önerilen, kemik içine entegre ve oldukça geniş kullanım alanına sahip tedavi seçenekleri arasında yer almaktadır (Adell vd., 1981; Andersson vd., 1998; Sakakura vd., 2003). Tam veya kısmi dişsizlik vakalarının dental implantlar ile rehabilitasyonu, klinik olarak uzun dönem başarısı ortaya konmuş ve günümüzde çok fazla tercih edilen bir protetik tedavi alternatifi haline gelmiştir (Doundoulakis vd., 2003). Dental implantların başarısı pek çok faktörün yerine getirilmesine bağlıdır. Son yıllarda ülkemizi de içeren çok geniş kullanım alanı, doğru endikasyonların önemini ortaya koymaktadır. Bu noktada doğru seçim, tanı ve tedavi dental implantların başarı oranını arttırmaktadır (Çetiner ve Zor, 2007).

2. KAYNAK ÖZETLERİ

Gerçekleştirilen tez çalışması ile ilgili akademik literatür detaylı bir biçimde incelenerek kronolojik olarak aşağıda verilmiştir. İncelenen akademik çalışmalarda sıklıkla DICOM verileri üzerinde görüntü iyileştirme teknikleri kullanılarak gerçekleştirilen çalışmalar incelenmiştir.

Cucchiara vd. (2004), çalışmalarında DICOM(ing. Digital Imaging and Communications in Medicine) veri setinden implant tedavi planlanması için; her implant bölgesine özgü en uygun kesme düzlemini tanımlayabilen bir bilgisayarlı görüş yaklaşımı önermişlerdir. Bu yaklaşımda DICOM verilerinden elde edilen görüntülere, görüntü iyileştirme işlemleri uygulandıktan sonra dental ark belirlenmekte ve bu belirlenen arka göre diş ve diş bölgeleri sınıflandırılmaktadır. İmplant bölgesini en uygun düzlemde tanımlayabilmek için dairesel görüntü tanıma ve model tabanlı kümeleme tekniği kullanılmıştır. 440 kesit görüntüsü kullanılarak oluşturulan karmaşıklık matrisinin değerlendirilmesi sonucunda %82,37 oranında doğru sınıflandırma gerçekleştirilmiştir.

Yi vd. (2005), çalışmalarında dental radyografide çoğunlukla manuel olarak yapılan sayısal çıkarım amaçlı nokta belirleme işleminin otomatik olarak yapılmasını sağlayan bir yöntem geliştirmişlerdir. Farklı Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi (KIBT; ing. CBCT: Cone Beam Computed Tomography) görüntüleri üzerinde ilgilenilen bölgeye(ing. Region of Interest (ROI)) ait köşe noktaları afin veya perspektif dönüşümler ile eşleştirilmiştir. En doğru sonucu veren dönüşüm parametrelerini belirlemek için bölgeler arası benzerlik tespitinde çapraz korelasyon katsayısı kullanılmıştır. Geliştirilen yöntemin görüntü çıkarımının standart sapma değerlerinin incelenmesi sonucunda, manuel yöntemle göre %17 oranında daha başarılı sonuçlar ortaya çıkardığı tespit edilmiştir.

Galanis vd. (2007), çalışmalarında tekil dental implantlar için tanımlanmış optimizasyon kriterlerine ve belirlenmiş klinik gereksinimlere uygun olarak implant boyutunu öneren bilgisayar destekli bir yöntem önermişlerdir. Bu yöntemde en uygun implant yerleşimi için çene ve protez anatomisinin KIBT verilerine dayanarak, optimum bir implant yerleştirme düzlemi oluşturulmakta ve çeşitli boyutlarında

implantlar otomatik olarak konumlandırılır, implantın okluzal sınırı alveolar kemik tepesine gelecek şekilde planlama yapılmaktadır. Çalışmada sonuç olarak implant tedavi planlamasında destek oluşturacak bu uygulama ile implant varyasyon oranını düşürmeyi hedeflemişlerdir.

Yau vd. (2008), çalışmalarında KIBT görüntülerinde implant tedavisi için kritik bir yapı olan alt çenede yer alan inferior alveolar siniri otomatik veya yarı otomatik olarak bulan bir yöntem önermişlerdir. Bu yöntemde 3B verilerden elde edilen kesit görüntülerde sinir kanalının başlangıç noktası tespit edilmiş, sonraki kesitlerdeki kanal oluşumu görüntü bölütleme ve bölge büyütme teknikleri ile tespit edilerek tüm kanalın seyri belirlenmiştir. Bu yöntem sayesinde, geleneksel yöntemlerde manuel olarak belirlenen sinir kanalının tespiti hem otomatikleştirilmiş hem de basitleştirilmiştir. Ayrıca tüm kesit görüntüleri istatistiksel olarak değerlendirildiği için yöntemin sağlam ve güvenilir olduğu belirlenmiştir.

Naranjo vd. (2011), çalışmalarında DICOM verileri kullanılarak gerçekleştirilen 3B modelleme sürecinde metalik nesnelere, dolgu ve restorasyonlarla ilişkili artefakt oluşmasına neden olan olumsuz etkileri azaltmak amacıyla morfolojik filtreleri önermişlerdir. Beş farklı morfolojik filtre kombinasyonu için 20 farklı hastaya ait 52 aksiyal görüntü kullanılarak gerçekleştirilen işlemler sonucunda COA (ing. Closing-Opening Average) filtresinin diğer yöntemlere göre daha başarılı sonuçlar elde ettiği gözlemlenmiştir.

Chiang vd. (2011), çalışmalarında dental implant tedavisi öncesinde çene kemiği yoğunluğunu görüntü işleme teknikleriyle belirleyebilen bir model önermişlerdir. Geliştirilen modelde KIBT görüntülerinde kemik bölgeleri sobel kenar belirleme yöntemi ile belirlendikten sonra eşikleme işlemi uygulanarak kemik yoğunluğu yüksek olan bölgeler tespit edilmiştir. Oluşturulan regresyon modelinin 21 hastaya ait KIBT görüntüleri ile yapılan performans testleri sonucunda ölçülen R^2 değerinin %97,6 ile yüksek oranda başarı elde ettiği belirlenmiştir.

Cheng vd. (2012), çalışmalarında dental implant cerrahisinde kullanılmak üzere gerçek çene modeli üretiminde hızlı prototipleme tekniğini uygulamayı amaçlamışlardır. Yöntemde basit çene kemiği modelinden farklı olarak damar ve sinir

kanalları gösterilmektedir. Modelin oluşturulmasında damar ve sinir kanallarının tespiti amacıyla görüntü bölütleme(ing. segmentation) işlemi uygulanmıştır. Çene modeli üzerine cerrahi kılavuz üretilerek implant tedavisinin simülasyona imkân sağlanmıştır. Üretilen model üzerinde yapılan BT tarama verilerine göre implant konum ve açılarının literatüre göre kabul edilebilir düzeyde doğru olduğu ve yöntemin implant cerrahisine olumlu katkı sağladığı gözlemlenmiştir.

Demircioğlu (2014) çalışmasında diş ve implant yüzeylerinin görüntü işleme teknikleri kullanılarak analiz edilmesini sağlayan yöntem önermiştir. Yöntemde biyomedikal görüntü işleme tekniklerinden çizgi tarama ve iki boyutlu hızlı fourier dönüşümü kullanılarak yüzey analizi gerçekleştirilmiştir. Farklı diş bölümleri üzerinde yapılan ölçüm sonuçlarına göre görüntüdeki siyah pikseller ile yüzey pürüzlülüğü arasındaki ilişkinin %94, implantlarda ise %88 doğruluk oranında tespit edilmiştir.

Flügge vd. (2013), çalışmalarında bilgisayar ortamında dental implant tedavi planlama araçlarını kullanarak implant kılavuzlarının üretimi için verimli bir model oluşturulmasını önermişlerdir. Bu amaçla KIBT görüntüleri ile ağız içi yüzey tarama verileri eşikleme(ing. thresholding) yöntemi kullanılarak birleştirilerek implant kılavuzunun üretim süreci kısalmıştır. Elde edilen modelin diğer avantajları ise ek tarama protezine ihtiyaç kalmaması, hazırlanan kılavuzun doğruluk oranlarının yüksek olması, tedavi maliyet ve süresinin azalması olarak ifade etmişlerdir.

Becker vd. (2015), çalışmalarında implant operasyonlarını takip eden 20 hafta sonunda implantın kemiğe bağlanma miktarını belirlemek için görüntü işleme tabanlı istatistiksel bir yöntem önermişlerdir. Örneklem olarak belirlenen 10 mikro BT görüntüsü kullanılarak test edilen yöntemin performansının gerçek ölçüm değerlerine yakın oranda olduğu tespit edilmiştir. Gerçek ölçüm performansı %87 iken yöntemin doğruluk oranı %75 olarak tespit etmişlerdir.

Amer ve Aqel (2015) çalışmalarında sınıflandırma işlemi için kullanılacak yirmilik dişlerin bölütlenmesini sağlayan bir yöntem önermişlerdir. Yöntemde KIBT görüntüleri üzerinde yirmilik dişlerin üç farklı kategoride(çıkmamış, yarı çıkmış, tam çıkmış) sınıflandırılması amacıyla ön işleme, ROI belirleme ve bölütlemenin olmaktadır. Panoramik KIBT görüntüleri ile yapılan ölçüm ve literatür karşılaştırma

sonuçlarına göre yöntemin %15,9 oranında olumlu yönde iyileşme sağladığı tespit edilmiştir.

Mundim vd. (2016), çalışmalarında periapikal radyografi görüntülerindeki dokuların görüntü işleme yöntemleri ile analizinin dental implant tedavi planlaması için bir araç olarak kullanılmasını önermişlerdir. 127 hastaya ait periapikal radyografi görüntüleri operasyon öncesi ve sonrası toplanmış, görüntüler üzerinde belirlenen dört ilgi alanı yedi farklı ölçüte göre analiz edilmiştir. Bu analizler neticesinde doku özelliklerinin implant stabilite ölçümleri ile anlamlı derecede ilişkili olduğu tespit edilmiştir. Sonuç olarak periapikal radyografilerin doku analizi, potansiyel klinik uygulamalarla çene kemiğinin değerlendirilmesi ve implant stabilitesinin öngörülmesi için güvenilir bir yöntem olduğu belirtilmiştir.

Vasconcelos vd. (2017), çalışmalarında farklı protokollerle elde edilen KIBT görüntülerinde zirkonyum implantların artefakt üretimini değerlendirmişlerdir. Çalışmada zirkonyum implant dışız çene kemiğine yerleştirildikten sonra farklı KIBT tarama ayarları kullanılarak görüntüler elde edilmiştir. Belirlenen aksiyal KIBT görüntüsüne histogram işlemi uygulandıktan sonra ROI ve kontrol bölgesi belirlenerek gri seviye ölçümleri gerçekleştirilmiştir. Ölçüm sonuçlarına göre zirkonyum implantların düşük çözünürlük ve 90 kVp değerinde başarılı olarak görüntülediği tespit edilmiştir.

Son vd. (2019), çalışmalarında operasyon sonrası radyografi olmadan dental implant konumunun doğruluğunun değerlendirilmesi sağlayarak hastanın daha az radyasyona maruz kalacağı bir yöntem önermişlerdir. Bu yöntemde dental implant bölgesinden alınan kısmi tarama verileri operasyon öncesi KIBT görüntüleri ile üst üste getirilerek implant konumunun değerlendirilmesi sağlanmaktadır. Sınırlı veri ile başarılı olan bu yöntemin güvenilirliğinin hesaplanabilmesi için geniş kapsamlı hasta verileri üzerinde çalışmalar yapılması gerektiği belirtilmiştir.

Kaynak özetleri bölümünde ele alınan akademik çalışmalarda KIBT görüntülerinde görüntü işleme teknikleri kullanılarak gerçekleştirilen iyileştirmelerde histogram tespiti, bölütleme, ROI belirleme, morfoloji ve eşikleme yöntemleri kullanılarak görüntü iyileştirme gerçekleştirilmiştir.

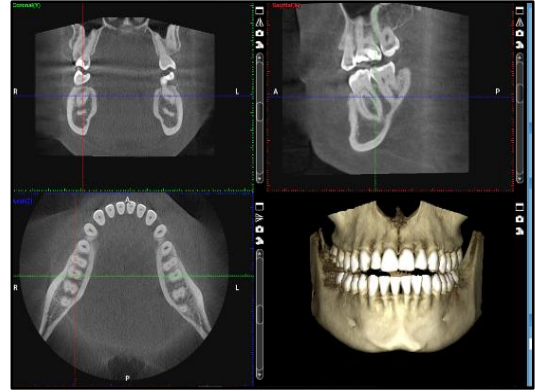
3. MATERYAL VE YÖNTEM

3.1. KIBT Cihazı

Bilgisayar ve görüntüleme tekniklerinin gelişmesiyle birlikte sağlık alanında 3B görüntüleme tekniklerinin kullanımı önemli ölçüde artmıştır (Schendel ve Lane, 2009). Bilgisayarlı tomografi(BT), röntgen ışını geometrisine dayanarak fan ve koni ışını olmak üzere iki kategoriye ayrılmaktadır (Scarfe vd., 2006). KIBT görüntüleri diş hekimliğinde sıklıkla kullanılmaktadır (Grauer vd., 2009; Cevidanes vd., 2009; Cevidanes vd., 2010; Kapila vd., 2011; Weissheimer vd., 2012). KIBT görüntüleri, özellikle çene-yüz (maksillofasiyal bölge) için geliştirilmiştir (Sukovic, 2003). KIBT görüntüleri ortodonti, ağız-çene-yüz cerrahisinde ve dental implant tedavisinin daha iyi tanımlanmasına ve ayırt etmesine olanak sağlamaktadır (Weissheimer vd., 2015). Dental implant tedavisinde KIBT'den elde edilen kemik ve doku incelemesi cerrahi planlamada oldukça önemlidir. Şekil 3.1'de KIBT cihazı ve örnek bir hastaya ait KIBT görüntüsü gösterilmiştir.



Şekil 3.1 a) KIBT cihazı



b) Bir hastaya ait örnek KIBT görüntüsü

Koni ışınlı bilgisayar tomografi yöntemi, bir hastanın başı çevresinde 360 derecenin rotasyon hareketiyle elde edilen görüntülerden 3B hacimsel bir veri kümesi oluşturur. Bu veri kümesi temelde aksiyal, koronal ve sagittal eksenlerde dilimler şeklinde kaydedilmiş 2B görüntü dosyalarının bir araya gelmesiyle oluşmaktadır. Aksiyal eksen taranan nesnenin yukarıdan aşağıya ya da aşağıdan yukarıya, sagittal eksen sağdan sola ya da soldan sağa, koronal eksen ise önden arkaya ya da arkadan öne doğru görüntü kesitlerini ifade etmektedir. Konik ışın sistemleri, tek dönüşte ve BT'ye göre oldukça düşük radyasyon dozu ile diş hekimlerine 3B hacimli (volumetrik) veri elde etme

olanağı sağlar (Ferrari vd., 2008; Gao vd., 2010; Arbelaez vd., 2011; Shrivakshan ve Chandrasekar, 2012; Rong vd., 2014; Agrawal vd., 2018; Fişekçioğlu ve Kurt, 2019). Çalışmada kullanılan KIBT görüntüleri Planmeca firması tarafından üretilen ProMax 3D Mid modeli kullanılarak elde edilmiştir. Cihaza ait teknik özellikler Çizelge 3.1.'te verilmiştir.

Çizelge 3.1. KIBT cihazı teknik özellikleri

Üretici Firma	Planmeca
Model	ProMax 3D Mid
Fiziksel Boyutlar	Yükseklik : 1560 mm - 2385mm Genişlik : 1987 mm Derinlik : 1250 mm
Anot Gerilimi	54 – 84 kV \pm %5
Anot Akımı	1 – 16 mA \pm %5
Fokal nokta boyutu	0,5 mm x 0,5 mm
CCD piksel boyutu	48 mm
Düz panel piksel boyutu	127

3.2. KIBT Görüntüler

KIBT görüntüleri dental implant tedavisi planlamasında, hem 2B görüntülerde (Hilgers vd., 2005; Farman vd., 2006; Moshiri vd., 2006; Kumar vd., 2007) hem de 3B görüntüleri elde etmek için kullanılabilir veri setleri sağlamaktadır (Lagravère ve Major, 2005; Lagravère vd., 2006; Brown vd., 2009). KIBT verileri içerisinde her voksel'in 12 bitten oluştuğu 3B görüntü bilgilerini, 3B sayısal (izometrik voksel) dizi şeklinde saklar. Ayrıca veri seti içerisinde meta bilgileri de bulunmaktadır. Meta bilgileri hastaya ait numara, ad, soyad, doğum tarihi, cinsiyet, yaş, kilo verilerinin yanında görüntüleme işlemi sırasında kullanılan cihaza ait parametre bilgilerini de barındırmaktadır (Varma, 2012). Örnek meta verilerini gösteren Şekil 3.2.'de verilmiştir.

Tag	Attribute	Value	VR	Length
(0008,0005)	SpecificCharacterSet	ISO_IR 100	CS	10
(0008,0008)	ImageType	[2] ORIGINAL, PRIMARY	CS	16
(0008,0012)	InstanceCreationDate	20210203	DA	8
(0008,0013)	InstanceCreationTime	135014	TM	6
(0008,0016)	SOPClassUID	1.2.840.10008.5.1.4.1.1.2.1	UI	28
(0008,0018)	SOPInstanceUID	2.16.840.1.113669.632.10.20210201.84712775.10189.1	UI	50
(0008,0020)	StudyDate	20210201	DA	8
(0008,0021)	SeriesDate	20210201	DA	8
(0008,0023)	ContentDate	20210201	DA	8
(0008,002a)	AcquisitionDateTime	2021020184712.000000	DT	20
(0008,0030)	StudyTime	084712	TM	6
(0008,0031)	SeriesTime	084712	TM	6
(0008,0033)	ContentTime	084712	TM	6
(0008,0050)	AccessionNumber		SH	0
(0008,0060)	Modality	CT	CS	2
(0008,0070)	Manufacturer	Planmeca	LO	8
(0008,0090)	ReferringPhysicianName		PN	0
(0008,1090)	ManufacturerModelName	ProMax	LO	6
(0008,9205)	PixelPresentation	MONOCHROME	CS	10
(0008,9206)	VolumetricProperties	VOLUME	CS	6
(0008,9207)	VolumeBasedCalculationTechnique	NONE	CS	4
(0010,0010)	PatientName	1^CAL?MA^^^	PN	12
(0010,0020)	PatientID	000	LO	4
(0010,0030)	PatientBirthDate		DA	0
(0010,0040)	PatientSex		CS	0
(0018,0015)	BodyPartExamined	HEAD	CS	4
(0018,0050)	SliceThickness	0.4	DS	4
(0018,0060)	KVP	90	DS	2
(0018,1000)	DeviceSerialNumber	TFMP10189	LO	10
(0018,1020)	SoftwareVersions	2.7.6.0.r	LO	10
(0018,1150)	ExposureTime	13653	IS	6
(0018,1151)	XRyTubeCurrent	10	IS	2
(0018,115e)	ImageAndFluoroscopyAreaDoseProduct	12.45407	DS	8
(0018,5100)	PatientPosition	HFS	CS	4
(0018,700a)	DetectorID	TFMP10189	SH	10
(0018,9004)	ContentQualification	PRODUCT	CS	8
(0018,9073)	AcquisitionDuration	13.653	FD	8
(0020,000d)	StudyInstanceUID	2.16.840.1.113669.632.10.20210201.84725412.0.3	UI	46
(0020,000e)	SeriesInstanceUID	2.16.840.1.113669.632.10.20210201.84712743.71471	UI	48

Şekil 3.2. KIBT meta veri tablosu

KIBT görüntülerin elde edilmesi üç aşamada gerçekleştirilir. İlk aşamada konik X-ışını ile hastanın başının etrafında dönmesiyle oluşan yüz iskeletine ait hacimsel 3B veriler elde edilmektedir. İkinci aşamada silindirik hacimsel veriler analiz edilebilmek için küçük voksellere ayrılmaktadır. Son aşamada ise voksellere ayrılan verilerden sagittal, koronal and aksiyal anatomik düzlemlerde 2B görüntüler elde edilmektedir (Anonim, 2020). Dental implant tedavisinde KIBT görüntülere ait verilerin analiz edilebilmesi için .STL (ing. stereolithography) dosya formatına dönüştürülmektedir. Ancak dönüşüm yapılırken okunan 3B diziyeye sert doku ile yumuşak doku ayırt etmek için bir eşik (ing. threshold) değeri belirlenmelidir. Belirlenen değerden büyük olan voksellerin kemik olduğu kabul edilmektedir (Poleti vd., 2016; Kuralt vd., 2019).

3.3. Görüntü İyileştirme Teknikleri

3.3.1. Medyan filtreleme yöntemi

Görüntü işlemede filtreleme yöntemleri, görüntülerde amaca hizmet etmeyen, gereksiz görülen ve gürültü olarak adlandırılan noktaların temizlenmesi amacıyla sıklıkla kullanılmaktadır. Sağlık alanında kullanılan KIBT görüntülerinde de görüntü elde etme aşamasındaki iletim ve kayıt hataları nedeniyle gürültüler oluşmaktadır (Gonzalez ve Woods, 2008). Görüntü işlemede karşılaşılan en temel problemlerden birisi görüntülerdeki gürültünün azaltılması veya tamamen kaldırılmasıdır (Jiang vd., 2014; Azimirad ve Haddadnia, 2015). Gürültülerin azaltılmasında veya kaldırılmasında medyan, gaussian, ortalama gibi görüntü filtreleme yöntemleri kullanılmaktadır. Bu yöntemlerden medyan filtre görüntü üzerindeki gürültüleri azaltmak için sıklıkla kullanılan yöntemlerden birisidir. Gürültüyü kaldırırken dikkat edilmesi gereken en önemli unsur, görüntüye ait kenarlar, sınırlar ve dokular gibi görüntüdeki orijinal bilgilerin de korunmasıdır (Nguyen ve Chun, 2017).

Medyan filtrede ilk olarak boyutu değiştirilebilir kare bir çekirdek filtre(ing. kernel) oluşturulur. Bu işlem için görüntüyü oluşturan tüm pikseller üzerinde gezdirilen çekirdek filtre içerisindeki tüm piksel değerleri kendi aralarında büyüklüklerine göre sıralanır. Daha sonra sıralanan bu piksel değerlerinin ortanca(medyan) değeri alınarak filtrenin ortasında bulunan piksel değeri bu ortanca değer ile değiştirilir. Denklem 3.1’de medyan filtrenin matematiksel ifadesi verilmiştir (Gupta vd., 2015).

$$M_x = Median(W_x) = \begin{cases} X_{i(n+1)/2} & n \text{ tek ise} \\ \frac{1}{2} [X_{i(\frac{n}{2})} + X_{i(\frac{n}{2})+1}] & n \text{ çift ise} \end{cases} \quad (3.1)$$

Denklemden $n \times n$ boyutundaki bir kerneli (W_x), $x_1, x_2, x_3, \dots, x_n$ ise kernel değerlerini ifade etmektedir. Örnek bir 3×3 lük bir kernel matrisine medyan filtre uygulandığında, matris elemanlarını büyükten küçüğe doğru sıraladıktan sonra ortanca elemanı matrisin ortasına (matrisin (2,2) numaralı indisine) yerleşimi Çizelge 3.2.’de verilmiştir.

Çizelge 3.2. 3x3' lük örnek kernel matrisi

4	5	6
1	7	8
3	2	9

Filtre uygulandıktan sonraki piksel değerleri Çizelge 3.3.'de gösterilmiştir.

Çizelge 3.3. Filtre sonrası piksel değerleri

4	5	6
1	5	8
3	2	9

3.3.2. MMG filtreleme yöntemi

Tez çalışmasında kullanılan ikinci yöntem olan MMG(ing. Mean-Median-Gaussian) filtreleme yöntemi Medyan, Ortalama(ing. Mean) ve Gaussian filtreleme yöntemlerinin hibrit bir yapısıdır. Bu nedenle MMG filtreleme yöntemi incelenmeden önce yukarıda incelenen medyan filtrelmeye ek olarak ortalama ve gaussian filtreleme yöntemleri incelenmiştir.

3.3.2.1. Gaussian filtreleme yöntemi

Gaussian filtresi, görüntüdeki ayrıntıları koruyarak gürültüyü gidermek için görüntü işleme uygulamalarında yaygın olarak kullanılan düşük geçişli bir filtredir. Gaussian filtresi kullanılarak, gürültü giderildikten sonra çeşitli görüntü iyileştirme teknikleri uygulanarak kenar algılama, görüntü bulanıklaştırma ve mozaikleştirme gibi çeşitli görüntü / video işleme uygulamaları kolaylıkla gerçekleştirilebilir (Agustina vd., 2017). Gaussian filtresi, çekirdek filtrede yer alan her pikseldeki renk değerinin diğer piksel değerlerinin çarpılmasıyla uygulanır. Gaussian çekirdek filtresinin değerleri, çekirdek boyutu ve standart sapmaya göre belirlenir. Standart sapma kullanıcı tarafından da belirlenebilir. Gaussian filtresinin genel matematiksel ifadesi denklem 3.2'te ve iki boyutlu görüntüler için Gaussian süzgecinin matematiksel ifadesi denklem 3.3'te (Garg ve Sharma, 2016) verilmiştir.

$$G(x) = \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma^2}} e^{-\frac{x^2}{2\sigma^2}} \quad (3.2)$$

$$G(x, y) = \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma^2}} e^{-\frac{x^2+y^2}{2\sigma^2}} \quad (3.3)$$

Denklemden $G(x, y)$ gaussian filtre değerini temsil ederken x, y ise pikselin satır ve sütun numaralarını temsil eder. σ ise gaussian dağılımının standart sapmasıdır. Standart sapma, gaussian işlevinin davranışında önemli bir rol oynamaktadır (Garg ve Sharma, 2016)

3.3.2.2. Ortalama filtreleme yöntemi

Ortalama filtre, görüntüyü yumuşatmak ve görüntüdeki gürültüyü azaltmak veya ortadan kaldırmak için kullanılan uzamsal bir filtreleme yöntemidir. Ortalama filtre yönteminde, komşu piksel değerlerinin ortalaması alınarak çekirdek filtredeki merkez pikselin değeri bu ortalama değer ile değiştirilir. Çekirdek filtrenin boyutu, ortalaması alınacak komşu piksellerin sayısını belirtmektedir. Denklem 3.4'de verilen matematiksel ifade, çekirdek filtreyi komşu pikseller üzerinde kaydırarak görüntünün herhangi bir (x, y) noktasında filtreleme yanıtı için kullanılır (Gupta ve Shailendra, 2013)

$$\mu(x, y) = \frac{1}{M} \sum_{k=x-1}^{x+1} \sum_{l=y-1}^{y+1} f[k, l] \quad (3.4)$$

Denklemden M değeri, hesaplamada kullanılan piksel sayısını ifade ederken k ve l değerleri bu piksellerin konumunu temsil etmektedir.

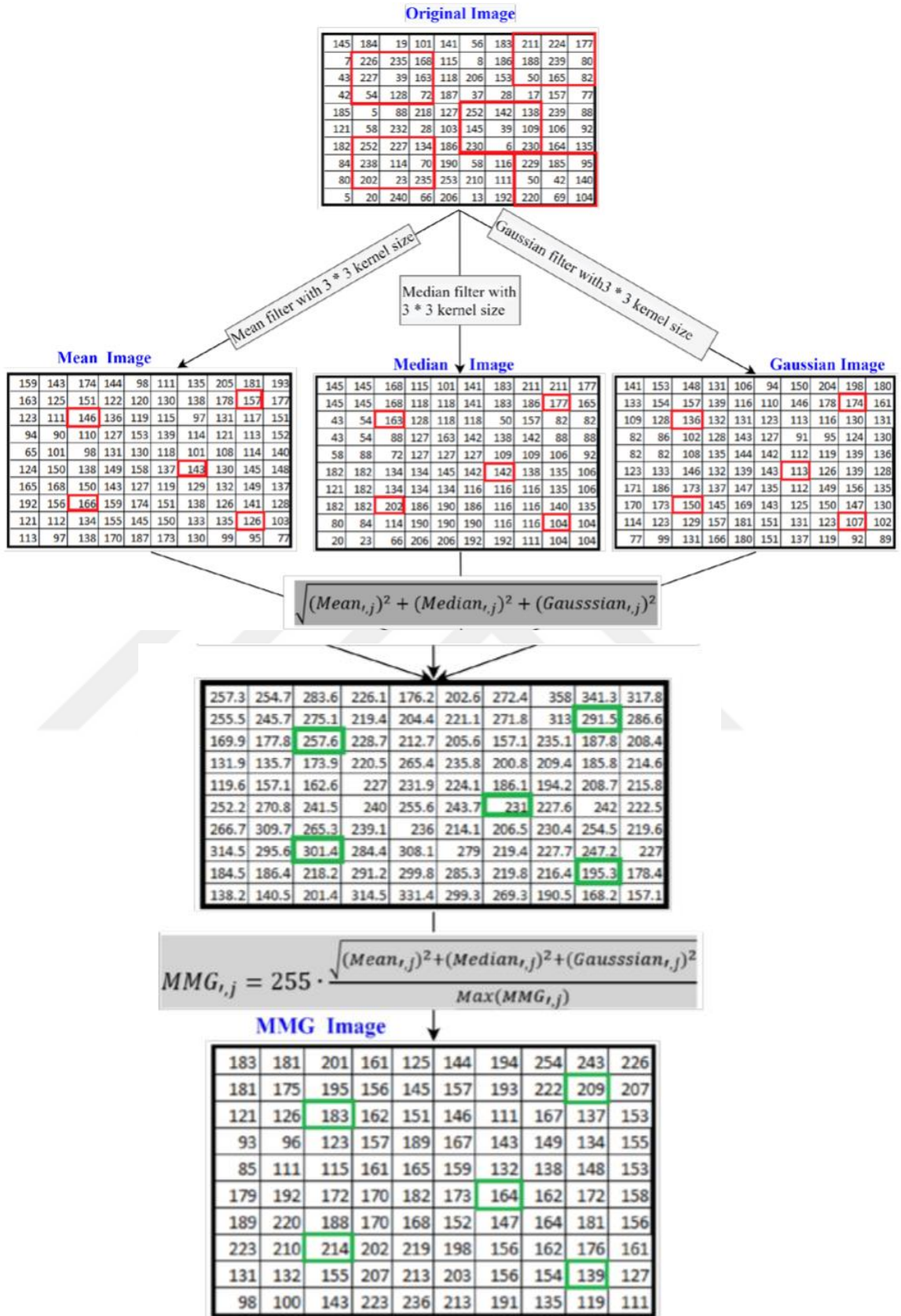
MMG filtreleme yöntemi yukarıda alt başlıklar halinde verilen medyan, ortalama ve gaussian filtreleme yöntemlerinin vektörel olarak hesaplanması mantığına dayanan bir filtreleme yöntemidir. MMG filtreleme yönteminde belirlenen çekirdek filtre ile görüntü üzerine mean, medyan ve gaussian filtreleri uygulanmaktadır. Mean, medyan ve gaussian filtreleri uygulanan görüntülerden aynı piksellerden elde edilen vektörler hesaplanarak tek bir görüntü elde edilmektedir. Hesaplanan vektörler kullanılarak

görüntü üzerinde normalleştirme işlemi, denklem 3.5’de verilen matematiksel ifade kullanılarak hesaplanmaktadır (Aksoy ve Salman, 2020).

$$MMG_{i,j} = 255. \frac{\sqrt{(Mean_{i,j})^2 + (Median_{i,j})^2 + (Gaussian_{i,j})^2}}{Max(MMG_{i,j})} \quad (3.5)$$

Denklemden $MMG_{i,j}$, filtre ile yumuşatılan yeni görüntüyü temsil ederken, $Max(MMG_{i,j})$ değeri ise normalizasyondan önce ortaya çıkan vektörden elde edilen maksimum piksel değerini temsil etmektedir. MMG filtrenin çalışma prensibi Şekil 3.3’de gösterilmiştir (Aksoy ve Salman, 2020).





Şekil 3.3. MMG filtresi çalışma prensibi (Aksoy ve Salman, 2020).

3.3.3. Bilateral filtreleme yöntemi

Bilateral filtre, doğrusal olmayan, uygulandığında görüntüdeki sınır çizgilerini koruyan ve gürültü azaltıcı özellik gösteren bir filtreleme yöntemidir (Kutan ve Aynur, 2020). Bilateral filtreleme yönteminde görüntüdeki her pikselin değeri, komşu piksel değerlerinin ortalama yoğunluk değerleri ile birlikte hesaplanıp değiştirilmesiyle oluşturulmaktadır. Görüntüde değiştirilen her bir pikselin yoğunluğu sadece pikseller arasındaki öklid mesafesine bağlı olmamakla birlikte aynı zamanda görüntüdeki derinlik mesafesi, renk yoğunluğu gibi farklı parametrelere bağlı olarak da değişmektedir (Şengür, 2006). Bunun sonucunda da görüntüde anlamlı noktaların bozulmadan korunması sağlanmaktadır (Tomasi ve Manduchi, 1998).

Bilateral filtrenin temel matematiksel gösterimi denklem 3.6 ile ifade edilmektedir.

$$I^{filtered}(x) = \frac{1}{W_p} \sum_{x_i \in \Omega} I(x_i) f_r(\|I(x_i) - I(x)\|) g_s(\|x_i - x\|) \quad (3.6)$$

Denklemden $I^{filtered}(x)$, filtre sonrası oluşan görüntüyü, I gürültü içeren giriş görüntüsünü, X filtrenin uygulanacağı piksellerin koordinatlarını, Ω filtrenin uygulanacağı pikseli merkeze alan pencereyi, f_r pikseller arasındaki farklılıkları yumuşatmak için kullanılan fonksiyonu ve g_s pikseller arasındaki farklılıkları yumuşatmak için kullanılan mekansal fonksiyonu ifade etmektedir (Kutan ve Aynur, 2020).

3.3.4. Histogram normalleştirme

Sayısal görüntülerde histogram, piksel değeri ağırlığının grafiksel bir gösterimidir. Görüntü histogramında frekans ve konum bilgisi bulunmaktadır. Histogram grafiğinde gri seviyedeki belli bölgelerde birikme olan görüntülerin zıtlığı azdır ve histogram eşitleme işlemi sonrasında görüntü kalitesi artırılabilir (Altuntaş, 2014). Histogram eşitleme, renk değerleri dağılımı düzgün olmayan görüntüler üzerinde sıklıkla uygulanan bir görüntü iyileştirme metodudur. Bu işlem için histogramı bulunan görüntünün birikimli (kümülatif) histogramı alınır. Alınan değerler, yeni görüntüde olması istenen en büyük renk değeri ile çarpılıp toplam piksel sayısına bölünerek

normalleştirilir. Normalleştirilen histogram değerleri ile görüntü renk değerleri tekrar güncellenerek histogram eşitleme işlemi uygulanmış olur (Akkoyun, 2010).

Herhangi bir sayısal görüntünün f ile temsil edildiği ve bu görüntünün her bir pikseline ait genlik değerinin 0 ile $L - 1$ arasında değiştiği varsayalım. Buradaki L görüntüdeki olası genlik değerlerinin toplam sayısını gösterir ve gri tonlamalı görüntüler için 256 değerini almaktadır. Bu tür bir görüntünün normalize edilmiş histogramı ise denklem 3.7 ile hesaplanmaktadır (Arısoy ve Dikmen, 2014).

$$p_f(f_k) = \frac{n_k}{n} \quad k = 0,1,2,3 \dots L - 1 \quad (3.7)$$

Eşitlikte n görüntüdeki toplam piksel sayısını ve n_k ise f_k genlikli piksel sayısını temsil eder (Arısoy ve Dikmen, 2014).

3.3.5. Gama doğrulaması

Düşük kontrastlı medikal görüntülerin iyileştirilmesinde parlaklığı sınırlayabileceği için, yalnızca histogram eşitleme yeterli değildir. Tıbbi görüntülerde aranan bilginin korunması ve kontrast artırma işlemi hastalıkların doğru teşhisi için çok önemlidir (Agarwal ve Mahajan, 2017). Bu amaca ulaşmak amacıyla düşük kontrastlı medikal görüntülerin iyileştirilmesinde gama düzeltme tekniği sıklıkla uygulanmaktadır. Gama doğrulama tekniğinin matematiksel ifadesi denklem 3.8'de verilmiştir.

$$T(l) = l_{max} \left(\frac{l}{l_{max}} \right)^r \quad (3.8)$$

Denklemden, l giriş görüntüsünün yoğunluk değerini, l_{max} giriş görüntüsüne ait en yüksek yoğunluk değerini temsil etmektedir. r değeri ise değişken gama parametresini göstermektedir. Bu eşitlik kullanılarak giriş görüntüsünün her pikseline ait l yoğunluk değerini $T(l)$ yoğunluk değeri ile değiştirilerek gama doğrulaması gerçekleştirilmektedir (Agarwal ve Mahajan, 2017).

3.3.6. ROI belirleme

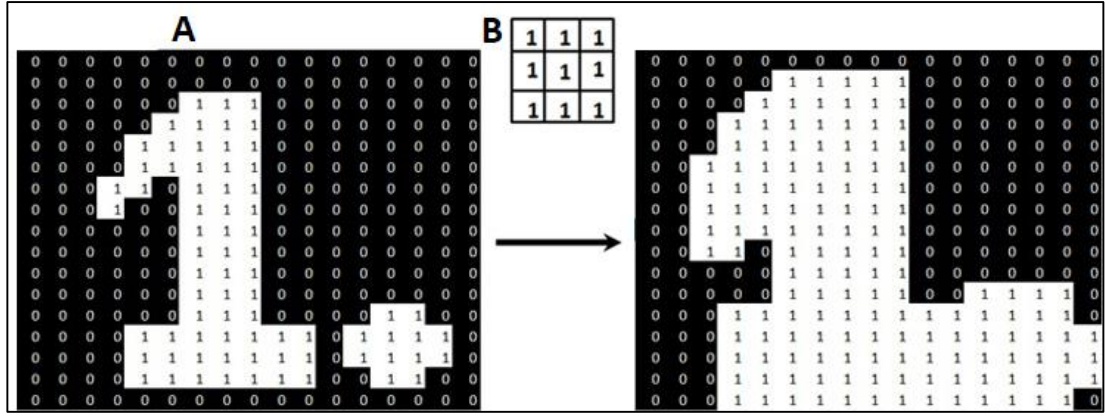
Medikal görüntü işlemede görüntüler ROI, ROI olmayan bölge ve arka plan olmak üzere üç bölümden oluşmaktadır. ROI, genellikle görüntü üzerinde oluşturulan küçük bölgelerden oluşmaktadır (Kaur ve Wasson, 2015). ROI odaklı görüntü işleme, medikal uygulamalarda işlem hızı ve hafızanın verimli bir biçimde kullanılmasında oldukça önemlidir (Choi vd., 2011).

3.3.7. Genleşme işlemi

Görüntüdeki nesneyi büyütmeye ya da kenarları kalınlaştırmaya yarayan morfolojik işlemdir. Görüntüdeki nesneyi genişletmek nesneyi yapısal elemanla kesiştiği bölümler kadar büyütme işlemidir. Yapısal eleman olarak adlandırılan ifade istenilen boyutlarda ve istenilen şekilde hazırlanmış olan 2x2, 3x3, 4x4 gibi boyutlara sahip ikili bir görüntüdür. Yapısal eleman çeşitli geometrik şekillerde olabilir (Boztoprak vd., 2007). İşlenecek görüntünün her bir pikseli, yapısal elemanın merkez noktası ile eşleştirilerek genleşme işlemi yapılmaktadır. Genleşme işleminde görüntüdeki beyaz alanların sınırlarını genişletirken aynı zamanda beyaz bölgede yer alan siyah noktalar da temizlenmektedir. Genleşme işlemi uygulanmış bir görüntüde, görüntü içerisindeki boşluklarda daralma ve nesne köşe noktalarında yumuşama gözlemlenir (Kazdal vd., 2015; Öter vd., 2016). Genleşme işleminin matematiksel ifadesi denklem 3.9'de verilmiştir (Aydoğan vd., 2017).

$$A \oplus B = \{z | (B)_z \cap A \neq \emptyset\} \quad (3.9)$$

Denklemden; A kümesinin B kerneli ile genişletilmesi $A \oplus B$ şeklinde gösterilmekte, A işlenecek görüntüyü, B, genleşme işleminin şeklini belirleyen kerneli temsil etmektedir. Herhangi bir A görüntüsüne ait genleşme öncesi ve sonrasını gösteren görüntüler Şekil 3.4.'de gösterilmiştir.



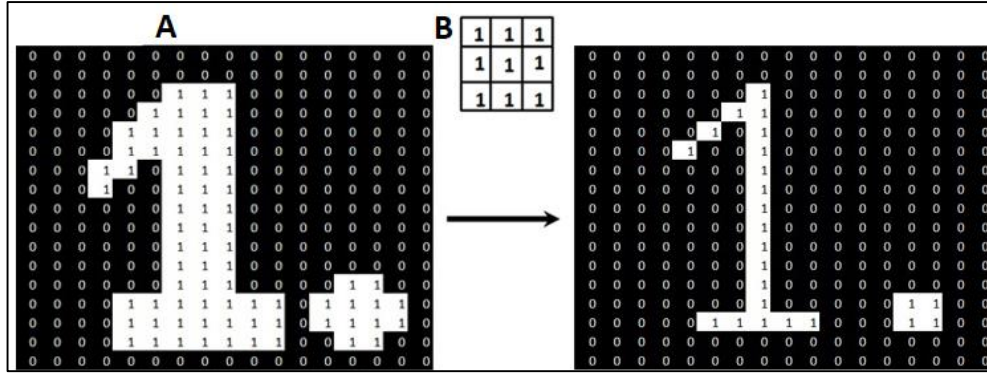
Şekil 3.4. a) A görüntüsü b) A görüntüsünün B kerneli ile genişleme işlemi sonrası

3.3.8. Aşındırma işlemi

Görüntüdeki nesneyi küçültmeye ya da inceltmeye yarayan morfolojik işlemdir. Aşındırma işlemi tam anlamıyla olmasa da bir yönüyle genişleme işleminin tersi olarak düşünülebilir. Görüntü içerisindeki mevcut nesnelere küçülür, boşluk varsa genişler, bağlı nesnelere ayrılma eğilimi gösterir (Gonzalez vd., 2010; Özşen, 2002; Boztoprak vd., 2007). Aşındırma işleminin matematiksel ifadesi denklem 3.10'de verilmiştir (Aydoğan vd., 2017).

$$A \ominus B = \{z \mid (B)z \subseteq A\} \quad (3.10)$$

Denklemde; A kümesinin B kerneli ile aşındırılması $A \ominus B$ şeklinde gösterilmekte, A işlenecek görüntüyü, B ise aşındırma işleminin şeklini belirleyen kerneli temsil etmektedir.



Şekil 3.5. a) A görüntüsü b) A görüntüsünün B kerneli ile aşındırma işlemi sonrası

3.3.9. Bölütleme işlemi

Görüntü işlemenin en önemli basamağı olan görüntü bölütleme; görüntü içinde aynı özelliklere sahip bölgeleri ayırma işlemidir (Solem, 2012). Görüntü bölütleme, görüntüdeki analizi daha kolay bir hale getirebilmek için nesne, kenar ve kıvrımların yerlerini ortaya çıkarmak için kullanılmaktadır (Gonzalez vd., 1993; Shapiro ve Stockman, 2001; Boztoprak vd., 2007). Görüntüde yapılan analizin başarısı bölütleme işleminin başarısı ile doğrudan bağlantılıdır (Solem, 2012). Görüntüde birbirinden ayrılan anlamlı bölgeler, benzer piksellerin bir araya gelmesiyle homojenliği sağlayarak farklı yoğunluk seviyesindeki arka plandan ayrılmaktadır (Kervancıoğlu vd., 2008; Tonbul ve Kavzoğlu, 2017). Tüm görüntüler için uygulanan genel bir bölütleme yöntemi olmamakla birlikte nesnelere ayırt etmek için benzer parlaklık, renk ve dokuya göre görüntü bölütleme işlemi gerçekleştirilmektedir (Dass ve Devi, 2012; Kahraman, 2017). Görüntü bölütlemesi için eşikleme, kümeleme (ing. clustering), bölge tabanlı (ing. region based) ve kenar tabanlı bölütleme yöntemleri sıklıkla kullanılmaktadır (Dass ve Devi, 2012).

3.3.10. Eşiklemeye dayalı bölütleme işlemi

Eşikleme, en kolay uygulanabilen bölütleme tekniklerinden birisidir. Görüntüye uygulanan eşik değerine göre bölütleme işlemi gerçekleştirilir. Görüntüde koyu arka plan ve açık renkli nesnelere varsa, arka planda nesnelere çıkarmanın bir yolu, arka plan ve ön plan nesnelere ayıran bir T eşik değeri belirlenerek gerçekleştirilmektedir (Huang ve Wang, 2008). Eşikleme işlemi denklem 3.11'de verilen matematiksel ifade ile hesaplanmaktadır (Elen, 2020).

$$f^T(i,j) = \begin{cases} 255, & \text{eğer } f(i,j) > T(i,j) \text{ ise} \\ 0, & \text{değilse} \end{cases} \quad (3.11)$$

Denklem 3.11'deki karşılaştırma işlemi sonucunda 0 ve 1'den oluşan ikili görüntü elde edilir. Buna göre, görüntüdeki herhangi bir (i,j) pikseli için; $f(i,j) > T$ ise nesneye ait bir pikseli, $f(i,j) \leq T$ ise arka plana ait bir pikseli ifade etmektedir (Kaur vd., 2012).

3.4. Performans Değerlendirme Ölçütleri

Görüntü iyileştirme uygulanan görüntüler filtrelerden geçirildikten sonra filtrelerin performans değerlendirmesinin yapılması gerekmektedir. Performans değerlendirmesi yapılırken orijinal görüntü ile filtrelenmiş görüntünün görüntü kalitesinin karşılaştırılması gerekir. Uzman dış hekimlerinin sıklıkla kullandığı nitel çok nitelikli karar verme yöntemi(MAUT) ile görüntüler karşılaştırılabilir. Bu noktada karşılaştırma uygulamasını yapan hekimin mesleki tecrübesi, anlık yorgunluk seviyesi, işlemin yapıldığı bilgisayar ekranının durumu gibi faktörler uygulama sonucuna doğrudan etki etmektedir. Ayrıca bu karşılaştırma insan gözüyle yapıldığında görsel yanılgılar da olabilmektedir. Bu nedenle iyileştirilmiş görüntülerin kalite analizlerinin nicel olarak da yapılması gerekmektedir. Bu kapsamda tez çalışmasında Pik Sinyal Gürültü Oranı (Peak Signal to Noise Ratio-PSNR), Yapısal Benzerlik İndeksi (ing. Structural Similarity Index Measurement-SSIM) ve Ortalama Kare Hata (ing. Mean Squared Error-MSE) metrikleri ile değerlendirme yapılmıştır.

3.4.1. PSNR performans değerlendirme ölçütü

PSNR ölçütü, görüntü işleme performansı ve objektif görüntü kalitesini belirlemede sıklıkla kullanılmaktadır (Hore ve Ziou, 2010). PSNR ölçütü işlenmiş görüntü ile orijinal görüntü arasındaki iyileştirmenin ölçütünü decibell (db) biriminde veren ölçüm metriğidir (Poobathy ve Chezian, 2014). PSNR değerinin hesaplanmasında referans alınan giriş görüntüsü ile çıkış görüntüsü karşılaştırılarak iki görüntü

arasındaki gürültü seviyesi tespit edilir. PSNR değerini hesaplamak için denklem 3.12’de verilen eşitlik kullanılmaktadır (Boztoprak, 2016).

$$PSNR = 10 \log_{10} \frac{255^2 x N x M}{\sum_i^N \sum_j^M (C_{ij} - ST_{ij})^2} \quad (3.12)$$

Denklemde, N , M görüntünün boyutlarını M ve ST ise karşılaştırılan görüntüleri temsil etmektedir (Boztoprak, 2016). Hesaplanan PSNR değerinin yüksek olması görüntü kalitesinin başarısını ifade ederken, düşük olması ise görüntüler arasındaki sayısal farkın yüksek olduğunu göstermektedir (Bondzulich vd., 2016).

3.4.2. SSIM performans değerlendirme ölçütü

SSIM ölçütü, iki görüntü arasındaki yapısal benzerliği ölçen kalite ölçütüdür (Shahid vd., 2011). Bu ölçüm tekniği, iki görüntünün parlaklık, kontrast ve yapı adı verilen üç özneliğin karşılaştırılması esasına dayanmaktadır (Wang vd., 2004). x ve y birer görüntüyü temsil etmek üzere SSIM ölçütü denklem 3.13’de verilen matematiksel ifade ile hesaplanmaktadır.

$$SSIM(x, y) = \frac{(2\mu_x\mu_y + c_1)(2\sigma_{xy} + c_2)}{(\mu_x^2 + \mu_y^2 + c_1)(\sigma_x^2 + \sigma_y^2 + c_2)} \quad (3.13)$$

Denklemde μ_x , μ_y piksel yoğunluk ortalamasını, σ^2 varyansı, σ kovaryansı ve c_1 , c_2 sabit değişkenleri göstermektedir (Hore ve Ziou, 2010). SSIM ölçeği, -1 ve 1 arasında değerler alır. SSIM ölçütünden elde edilen değer 1 değerine yaklaştıkça görüntü benzerliği de aynı oranda artmaktadır (Ndajah vd., 2010).

3.4.3. MSE performans değerlendirme ölçütü

MSE ölçütü, temelde iki sinyal arasındaki küresel farkı ölçümlendiren tam referanslı bir metriktir (Sara vd., 2019). Görüntü işleme uygulamalarında ise görüntüler arasındaki bozulma oranı ve gürültünün istatistiksel özelliklerinin birleşimini vermektedir. Diğer bir ifadeyle MSE metriği iyileştirilen görüntü ile orjinal görüntü

arasındaki ortalama kare farkını ölçmektedir (Poobathy ve Chezian, 2014). MSE değeri denklem 3.14'de verilen matematiksel ifade ile hesaplanır.

$$MSE = \frac{1}{M \times N} \sum_i^M \sum_j^N [A_{ij} - W_{ij}]^2 \quad (3.14)$$

Denklemden M , N görüntünün satır ve sütun sayısını, A orjinal görüntüyü, W ise iyileştirilen görüntüyü temsil etmektedir. MSE değerinin yüksek olması orijinal ve işlenmiş görüntü arasındaki farkın fazla olduğunu belirtmektedir (Vidya vd., 2009).

3.4.4. MAUT performans değerlendirme ölçütü

Üretilen farklı alternatifler arasından seçim yapılmasını gerekli kılan bir karar verme sürecinde alternatif seçeneklerin derecelendirilmesi ve tercih sıralamasının oluşturulması oldukça önemlidir. Tercihler arasından en uygun seçeneğin bulunamadığı durumlarda, karar vericinin tercih yapısı doğrudan araştırılarak bir tercih sıralaması elde edilmeye çalışılır. Bu durum tercih yapısının "fayda" ya da "değer" (ing. utility/value) kavramlarıyla ölçülmesi ile gerçekleştirilir (Chankong ve Haimes, 1983).

MAUT yönteminde nitel ve nicel ölçütler bir arada değerlendirilmektedir. Karar verme aşamasında belirlenen nicel (sayılabilir ölçütler ör: netlik, boyut, kalite vb.) değerlendirilebilirken nitel kriterler de (uygunluk, elverişlilik, doğruluk vb.) MAUT yöntemiyle kolaylıkla değerlendirilmektedir. Bu ölçütlerin değerlendirmesinde herkes tarafından anlaşılır olan ve kolaylık olması açısından değerlendirmede 5'lik 10'luk veya 100'lük puanlama sistemi kullanılabilir. (Örn: Çok kötü:1 Kötü:2 Orta:3 İyi:4 Çok iyi:5 yada Çok kötü:0 Kötü:25 Orta:50 İyi:75 Çok iyi:100) (Edwards vd., 1988). Bu değerlendirmelerde ikili karşılaştırma yöntemi kullanılır. Bir seçeneğin diğerine göre ne kadar iyi ya da kötü olması durumuna göre puanlama işlemi gerçekleştirilir. Hem nitel hem de nicel kriterlerin bir arada kullanılabildiği MAUT yöntemi çok kriterli karar verme problemlerinde sıklıkla kullanılan bir yöntemdir (Keeney vd., 1974).

3.5 3B Yazıcı

Eklemeli imalat olarak da bilinen 3B yazma işlemi, parçaların dijital bir ortamda katmanlar halinde tablaya yerleştirilmesi ile imal edilen bir süreçtir (Tümer, 2020). Çalışmada KIBT görüntüleri 3D Slicer yazılımı ile birleştirilerek 3B katı model .STL dosya formatında elde edilmiştir. Şekil 3.6’de elde edilen 3B katı modeller Creality Ender 3D Pro marka ve modeli 3B yazıcı ile Polylactic Acid (PLA) malzeme kullanılarak imal edilmiştir. Çizelge 3.4’de çalışmada kullanılan FDM 3D yazıcının sabit parametreleri ve teknik özellikleri verilmiştir.



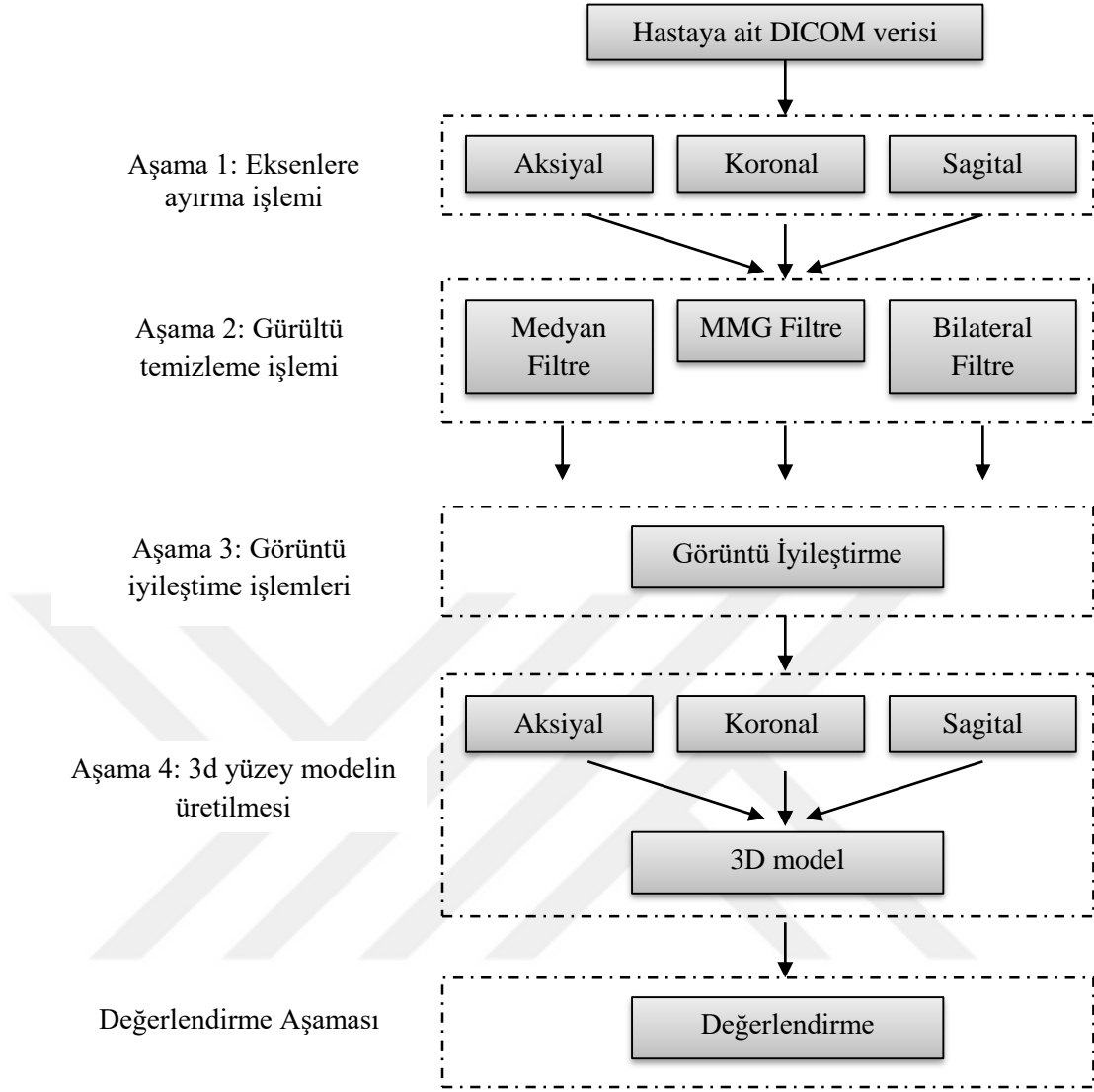
Şekil 3.6. Çalışmada kullanılan 3B yazıcı örnek görüntüsü (Creality Ender 3D Pro)

Çizelge 3.4. 3B FDM yazıcının sabit parametreleri ve teknik özellikleri

Özellik	Birimi	Ölçü
Baskı Alanı	cm	22x22x25
Yazıcı Boyutları	cm	44x41x46.5
Ağırlık	kg	8.6
Maksimum Hareket Hızı	mm/s	180
Filament	1.75mm	PLA,TPU,ABS
Baskı Kalınlığı	mm	0.1 – 0.4
Nozzle	mm	0.4
Hassasiyet	mm	±0.1
Max Nozzle Sıcaklığı	°C	255
Max Tabla Sıcaklığı	°C	110
Baskı Dosya Biçimi		STL,OBJ,G-CODE

3.6. Yöntem

Bu çalışmada 2020 yılında Isparta Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Uygulama Hastanesine implant tedavisi amacı ile başvuran kısmi dişsiz 3 hastaya ait KIBT görüntüleri kullanılmıştır. KIBT görüntüleri iki boyutlu hale getirildikten sonra farklı görüntü işleme ve iyileştirme yöntemleri kullanılarak görüntüler iyileştirilmiştir. Çalışmanın ikinci aşamasında ise iyileştirilen görüntülerin 3B yüzey modeli üretilmiştir. Tez çalışmasının son aşamasında elde edilen en iyi model 3B yazıcı ile gerçek model üretimi yapılmıştır. Çalışmanın yöntem bölümü DICOM verilerinden 2B görüntülerin elde edilmesi, 2B görüntülerin gürültüden arındırılması, 2B görüntüler üzerinde diş ve kemik dokularının tespiti, Yapılan tespitler ışığında kaliteli 3B yüzey modeli elde edilmesi olmak üzere dört aşamadan oluşmaktadır. Tez çalışmasının iş akış diyagramı Şekil 3.7.'de verilmiştir. Tez çalışmasında gerçekleştirilen aşamalar aşağıda alt başlıklarda detaylı bir biçimde ele alınmıştır.



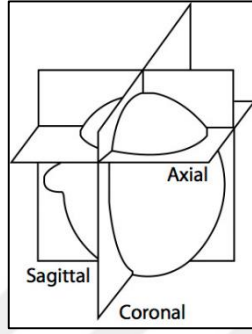
Şekil 3.7. Çalışmanın iş akış diyagramı

3.6.1. Aşama 1: DICOM verilerinden iki boyutlu görüntülerin elde edilmesi

Çalışmada ilk olarak hekim ya da sağlık personeli tarafından gerçekleştirilen üç hastaya ait KIBT tarama işlemi sonucunda elde edilen veriler DICOM dosya formatında bilgisayar ortamına kaydedilmiştir. İki boyutlu KIBT görüntüleri elde edilmesi amacıyla DICOM verileri Python programlama dilindeki hazırlanan bir yazılım ile piksel değerleri üç boyutlu diziyeye aktarılmıştır. Üç boyutlu dizideki piksel değerleri kullanılarak aksiyal, koronal ve sagittal eksenlerdeki toplam 4500 adet iki boyutlu KIBT görüntüsü oluşturulmuştur.

DICOM dosyası, Şekil 3.8.'de görüldüğü gibi aksiyal eksen taranan nesnenin yukarıdan aşağıya yada aşağıdan yukarıya, sagittal eksen sağdan sola yada soldan sağa,

koronal eksen ise önden arkaya yada arkadan öne doğru dilimler şeklinde kaydedilmiş iki boyutlu görüntü dosyalarının bir araya gelmesiyle oluşmaktadır. KIBT verileri Python programlama dilindeki DICOM kütüphanesi vasıtasıyla üç boyutlu bir diziyeye aktarılmıştır. Üç boyutlu dizideki veriler kullanılarak aksiyal, koronal ve sagittal eksenlerdeki iki boyutlu görüntüler oluşturularak ayrı klasörlere kaydedilmiştir.



Şekil 3.8. Dental KIBT eksenleri

3.6.2. Aşama 2: İki boyutlu görüntülerin gürültüden arındırılması

İkinci aşamada KIBT den elde edilen görüntüler üzerinde gürültü temizleme işlemi gerçekleştirilmiştir. Gürültü kaldırma işlemi için medyan, MMG ve bilateral filtreler farklı boyutlarda ayarlanan çekirdek filtreler ile birlikte uygulanmıştır. Her bir filtre, 3x3, 5x5 ve 7x7 olmak üzere üç farklı çekirdek filtre ile üç farklı eksende elde edilen görüntüler üzerinde uygulanmıştır. Elde edilen yeni görüntüler bir sonraki aşamaya aktarılmıştır.

3.6.3. Aşama 3: İki boyutlu görüntülerde diş ve kemik dokularının tespiti

Üçüncü aşamada ise filtreleme yöntemleri ile gürültüleri azaltılan KIBT görüntüleri üzerinde histogram normalleştirme işlemi gerçekleştirilmiştir. Daha sonra bölütleme amacıyla birikimli histograma bağlı değişken eşik değeri ile binary eşikleme işlemi gerçekleştirilmiştir. Eşikleme işleminden sonra oluşan küçük ayrıntıların temizlenmesi amacıyla aşındırma işlemi uygulanmıştır. Sonraki aşamada ise diş ve kemik bölgelerinin tespit başarısını arttırmak için ROI alanları belirlenmiştir. Belirlenen ROI alanları üzerinde diş ve kemik yapılarının daha belirgin hale gelmesi amacıyla gama doğrulaması uygulanarak görüntüdeki parlaklık değeri azaltılmıştır. Sonrasında ise aşındırma işlemi ile sınırları daraltılan diş ve kemik bölgelerine genleşme işlemi

uygulanarak gerçeğe yakın bölge sınırları oluşturulmuştur. Son olarak parlaklığı azaltılan ROI bölgesine gama doğrulaması uygulanarak parlaklık değeri normal haline getirilmiş ve oluşan yeni KIBT görüntüleri kaydedilmiştir.

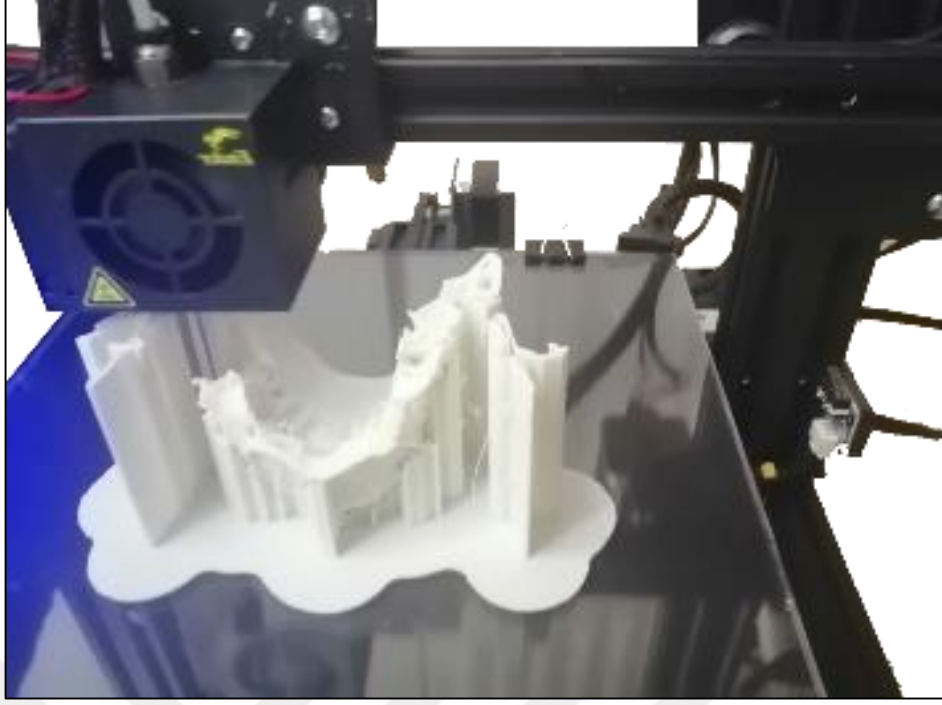
3.6.4. Aşama 4: Yapılan tespitler ışığında kaliteli 3B yüzey modeli elde edilmesi ve imalatı

Çalışmanın dördüncü ve son aşamasında ise hastaya ait hem orijinal KIBT verileri herhangi bir görüntü işleme tekniği uygulanmadan hem de üç ekseninde elde edilen en başarılı iki boyutlu KIBT görüntüleri 3D Slicer yazılımında yer alan Grayscale Model Maker bölümüne aktarılarak iki adet 3B yüzey modeli elde edilmiştir. Oluşturulan modeller FDM tipi 3B yazıcıda baskı yapılabilmesi için (.STL) dosya biçimine dönüştürülerek elde edilen 3B katı modeller FDM 3B yazıcı ile Çizelge 3.5.'de gösterilen imalat parametreleri ile imal edilmiştir.

Çizelge 3.5. 3B katı modellerin imalat parametreleri

Parametreler	Değerler
Nozzle Çapı	0.4 mm
Katman Kalınlığı	0.2 mm
Duvar Kalınlığı	0.6 mm
Nozzle Sıcaklığı	210 °C
Tabla Sıcaklığı	60 °C
Baskı Hızı	50 mm/s
Dolgu Oranı	%30
Dolgu Tipi	Kübik
Konum	%80 y ekseninde döndürme

Hastaya ait orijinal 3B katı modelinin imalat sürecinde destek parçaları ile birlikte imalat görüntüsü Şekil 3.9'da gösterilmiştir.

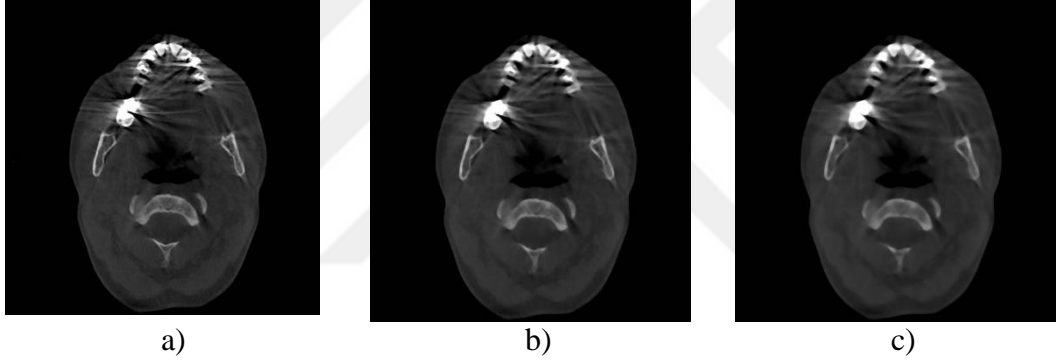


Şekil 3.9 Orijinal 3B katı modelinin imalat süreci

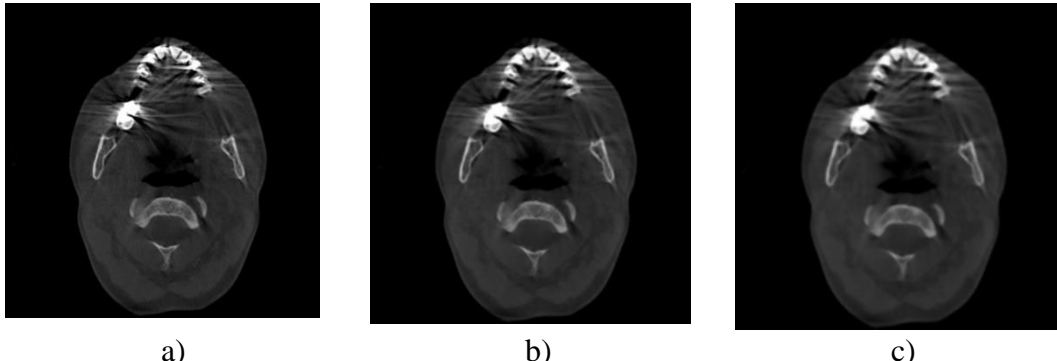
4. BULGULAR VE TARTIŞMA

Yapılan tez çalışmasında diş hekimlerinin implant tedavisi uygulayacağı bir hasta için, planlama sürecinde diş ve kemik yapılarının tespitine ilişkin karar alma sürecine yardımcı bir model oluşturulmuştur. Yapılan çalışmada Nvidia 1050 Ti GTX ekran kartına sahip, 8 GB RAM donanımı bulunan, intel i5 işlemcili bilgisayar kullanılmıştır.

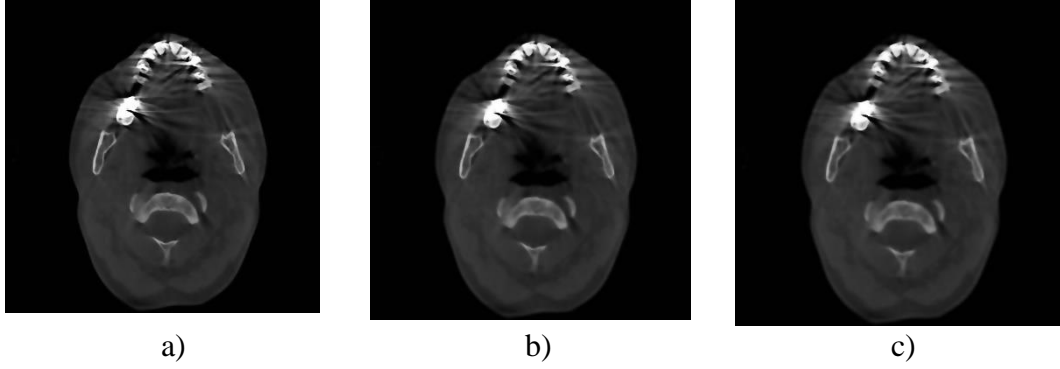
Tez çalışmasında ilk olarak DICOM verilerinin iki boyutlu görüntülere dönüştürülmesinden sonra 3x3, 5x5, 7x7 çekirdekli medyan, MMG ve bilateral filtreleri uygulanarak görüntü üzerindeki gürültüler giderilmiştir. Bu yöntem ile elde edilen aksiyal eksendeki görüntü örnekleri Şekil 4.1., Şekil 4.2. ve Şekil 4.3.'de verilmiştir.



Şekil 4.1. Medyan filtre uygulanmış görüntü örnekleri a)3x3 çekirdek filtre b)5x5 çekirdek filtre c)7x7 çekirdek filtre



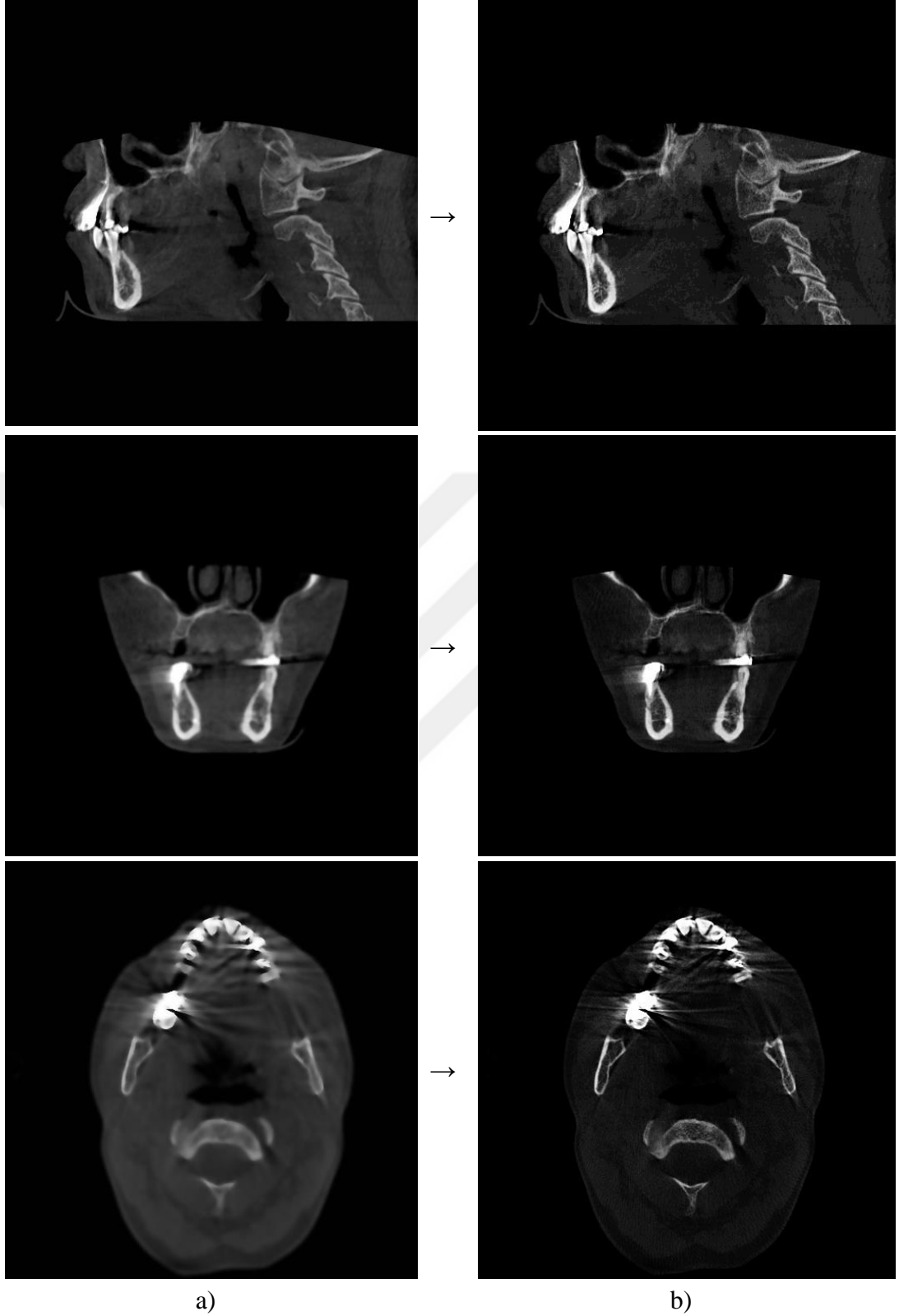
Şekil 4.2. MMG filtre uygulanmış görüntü örnekleri a)3x3 çekirdek filtre b)5x5 çekirdek filtre c)7x7 çekirdek filtre



Şekil 4.3. Bilateral filtre uygulanmış görüntü örnekleri a)3x3 çekirdek filtre b)5x5 çekirdek filtre c)7x7 çekirdek filtre

Şekil 4.1. - 4.3. incelendiğinde üç farklı çekirdek filtre değeri ile medyan, MMG ve bilateral filtre uygulanan görüntülere ait gürültü düzeylerinde farklı değişimler meydana geldiği görülmektedir. 7x7 çekirdek filtre uygulanan Şekil 4.1.(c) - 4.3.(c) görüntülerinde gürültü miktarı azalırken görüntülerdeki ayrıntıların bulanıklaştığı görülmektedir. 3x3 çekirdek filtre uygulanan Şekil 4.1.(a) - 4.3.(a) görüntülerinde gürültü miktarında belirgin azalma görülmezken, görüntülerdeki ayrıntıların korunduğu görülmektedir. 5x5 çekirdek filtre uygulanan Şekil 4.1.(b) - 4.3.(b) ise Şekil 4.1.(a) -4.3.(a) ve Şekil 4.1.(c) - 4.3.(c) görüntülerine göre daha dengeli bir görüntü elde edildiği görülmektedir. Farklı çekirdeklere sahip her üç filtreleme yönteminin de görüntüler üzerinde benzer değişimler gösterdiği tespit edilmiştir.

Çalışmanın ikinci aşamasında gürültü giderme işlemi sonrasında görüntülerde histogram normalleştirme işlemi uygulanmıştır. Uygulama sonucunda oluşan örnek görüntüler Şekil 4.4.'de verilmiştir.



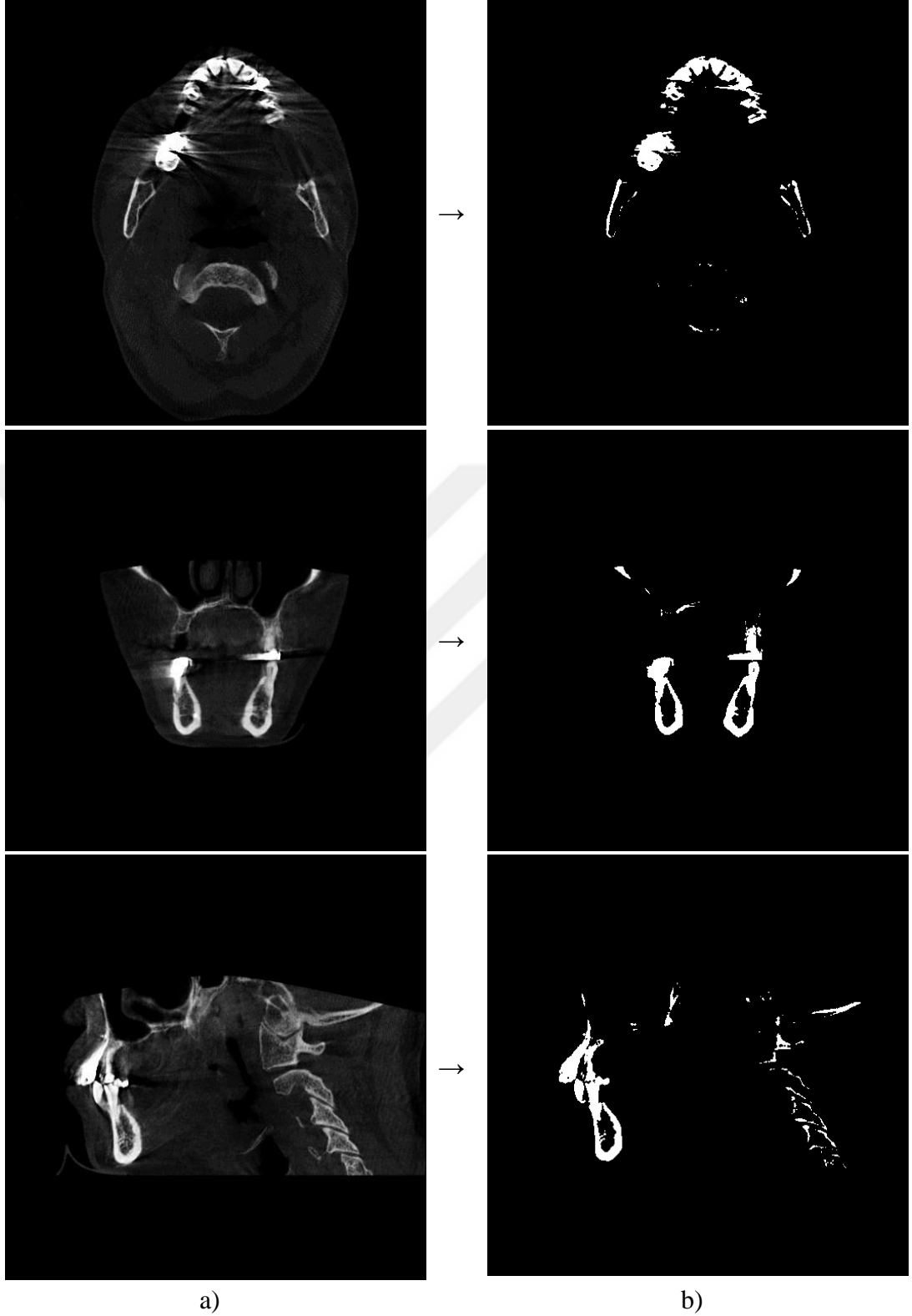
Şekil 4.4. Görüntüye histogram işlemi uygulanması a) öncesi b) sonrası

Şekil 4.4. incelendiğinde tez çalışmasının temelini oluşturan diş ve kemik yapılarına ait piksellerin belirginleştiği, yumuşak dokulara ait piksellerin büyük oranda

kaybolduğu görülmektedir. Ayrıca histogram normalleştirmesi ile görüntülerin renk dağılımlarının dengeli bir hale geldiği görülmektedir.

Sonraki aşamada ise diş ve kemik yapılarını tespit etmek amacıyla dinamik eşik değerine bağlı iki renkli(ing. binary) eşikleme yöntemi görüntüler üzerinde uygulanmıştır. Eşikleme yöntemi sonrası elde edilen sonuçlar Şekil 4.5.'de gösterilmiştir.



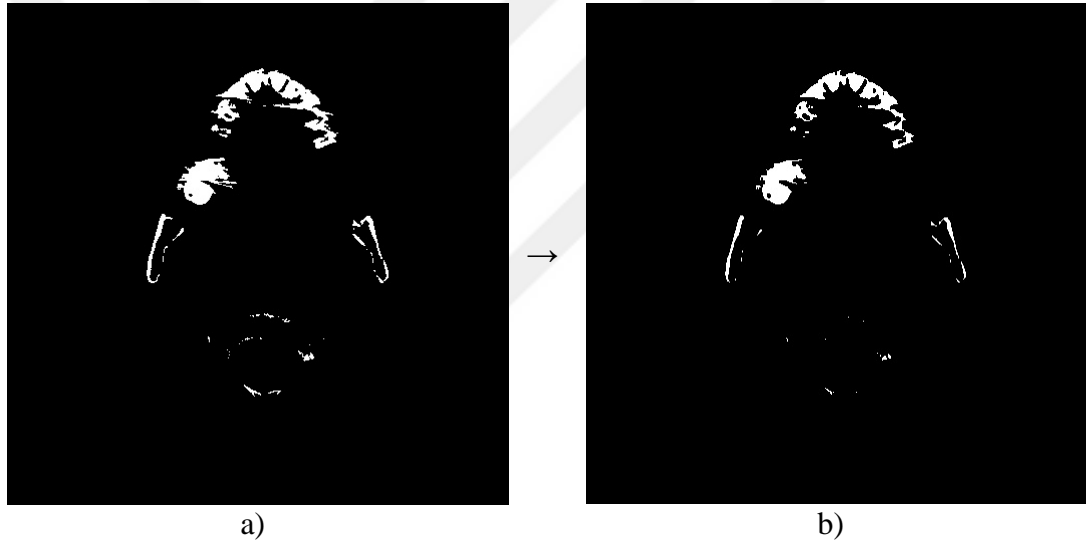


Şekil 4.5. Görüntüye eşikleme işlemi uygulanması a) öncesi b) sonrası

Şekil 4.5. incelendiğinde eşikleme sonrası oluşan görüntüde diş ve kemik sınırlarının daha belirgin olarak seçilebildiği görülmektedir. Eşikleme işleminde, histogram

normalleştirme aşamasında hesaplanan piksel değerlerinin ortalama yoğunluk değerine göre belirlenen dinamik eşikleme değeri kullanılmıştır. Dinamik eşikleme değeri kullanılmasının sebebi eksenlerin her birinde 500'er adet olmak üzere toplam 4500 adet birbirinden farklı piksel yoğunluğuna sahip görüntüler üzerinde çalışılmasıdır. Her görüntünün eşikleme değeri kendine özgü olarak belirlenmiştir. Gerçekleştirilen dinamik eşikleme değeri yöntemi ile diş ve kemik yapıları gerçeğe yakın olarak belirlenmiştir.

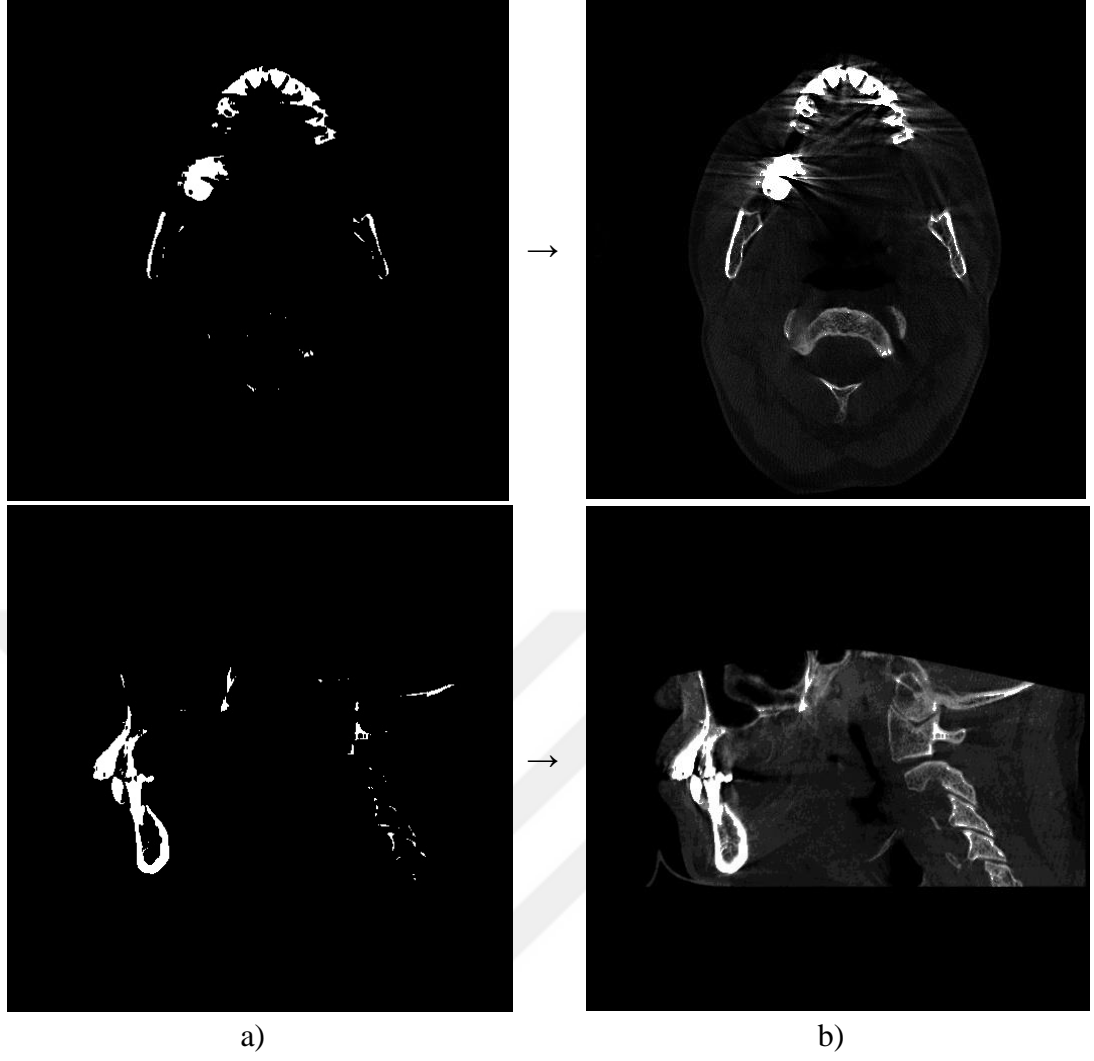
Bir sonraki aşamada gerçekleştirilen eşikleme işlemi sonrasında görüntülere aşındırma işlemi uygulanmıştır. Aşındırma işlemi sonrası oluşan örnek görüntüler Şekil 4.6.'de verilmiştir.



Şekil 4.6. Görüntüye aşındırma işlemi uygulanması a) öncesi b) sonrası

Şekil 4.6. incelendiğinde aşındırma işlemi ile diş ve kemik bölgeleri dışında kalan ve eşikleme işlemi sonrasında diş bölgesinin etrafında kalan küçük boyuttaki önemsiz gürültülü alanların azaldığı görülmektedir.

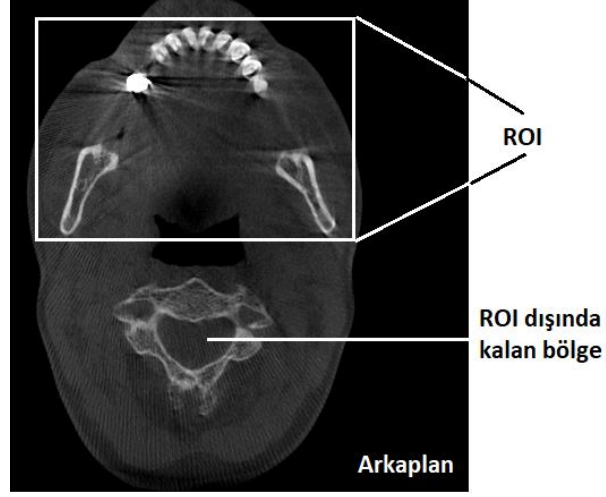
Sonraki aşamada ise eşikleme ve aşındırma yöntemlerinden elde edilen görüntüler ile histogram normalleştirme sonrası görüntüler birleştirilmiştir. Bu işlem sonucunda oluşan örnek görüntüler Şekil 4.7.'de gösterilmiştir.



Şekil 4.7. Birleştirme işlemi uygulanması a) öncesi b) sonrası

Şekil 4.7. incelendiğinde eşikleme işlemi ve aşındırma işlemi ile kaybolan diş ve kemik yapıları gibi önemli ayrıntıların birleştirme işlemi sonrasında diş ve kemik yapılarının daha belirgin bir hale geldiği görülmektedir.

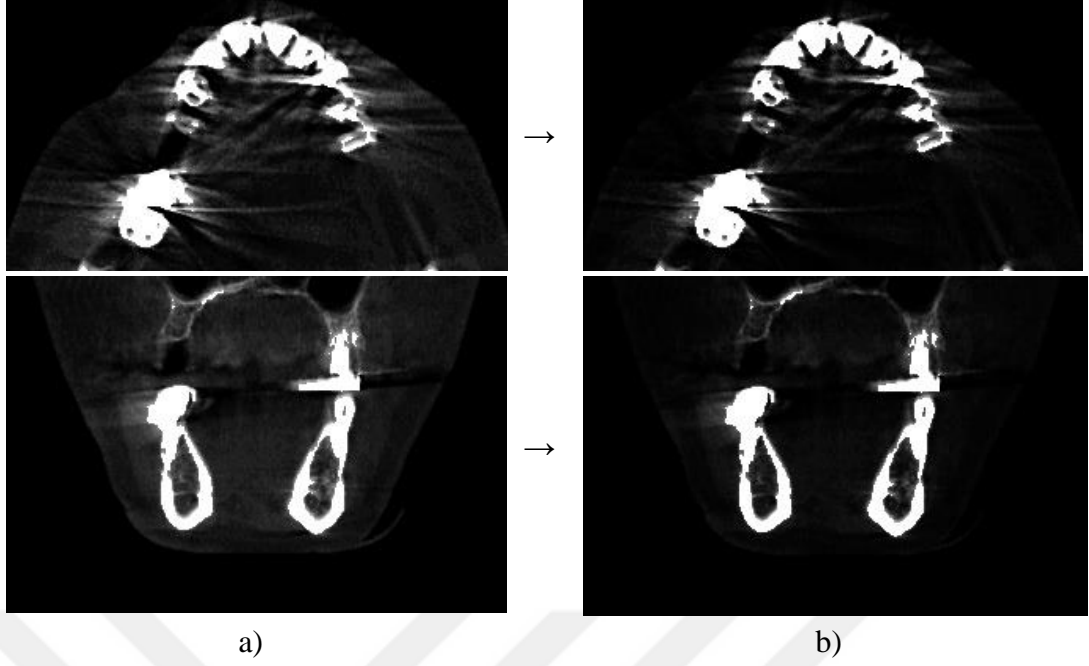
Birleştirme işleminden sonra her ekseninde farklı boyutlarda olmak üzere ROI alanları belirlenmiştir. Şekil 4.8.'de örnek bir ROI uygulaması görülmektedir.



Şekil 4.8. Görüntüdeki ROI ve diğer alanlar

Şekil 4.8. incelendiğinde özellikle diş ve dişlerin çevresindeki kemik yapılarının bulunduğu alanların ROI olarak belirlendiği görülmektedir. ROI belirleme işlemi ile özellikle diş ve çene kemiği bölgelerine yoğunlaşıp görüntü işleme hızı arttırılmıştır. Çalışmada ROI bölgesi belirlenmesinin diğer bir amacı da ROI dışında kalan bölgelerin sonraki işlem adımlarında sonuç doğruluğuna yapacağı olumsuz etkiyi azaltmaktır.

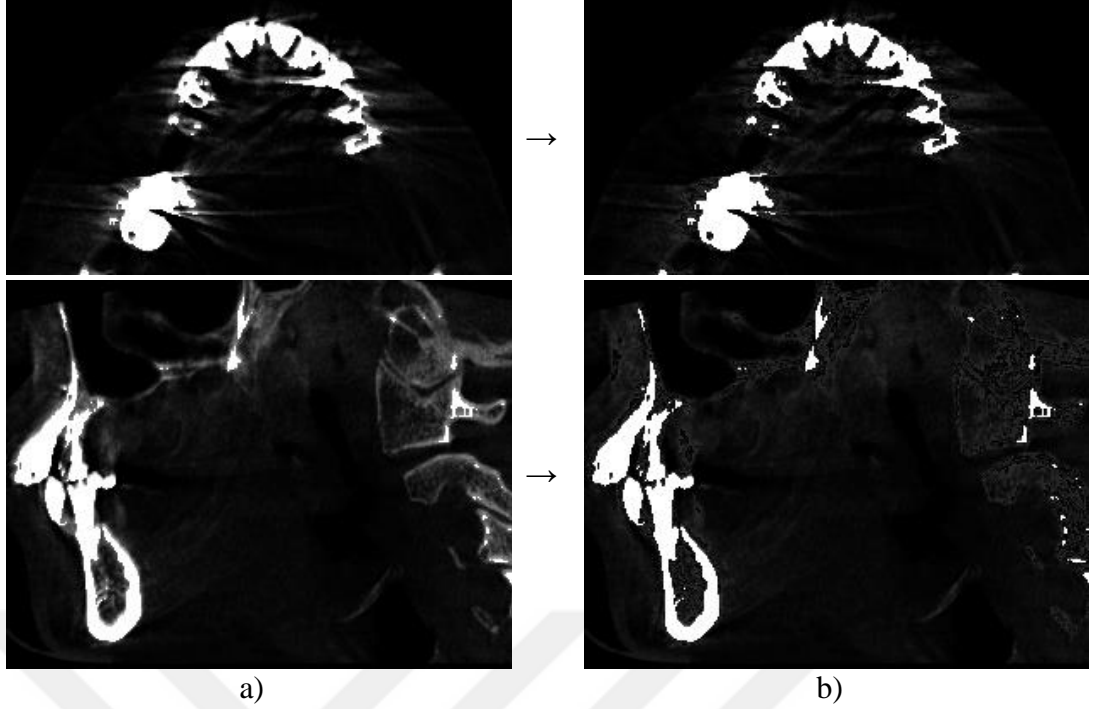
ROI belirleme işleminden sonra ise ROI bölgesi üzerinde gama doğrulaması işlevi gerçekleştirilmiştir. Gama doğrulamasına ait görüntüler üzerindeki sonuçlar Şekil 4.9. de gösterilmiştir.



Şekil 4.9. Görüntüye gama doğrulaması işlemi uygulanması a) öncesi b) sonrası

Şekil 4.9. incelendiğinde gama doğrulaması işlevi uygulamasının sonrasında ROI bölgesinde yer alan piksel yoğunluklarının azalarak gürültü sayılabilecek bölgelerin küçüldüğü görülmektedir.

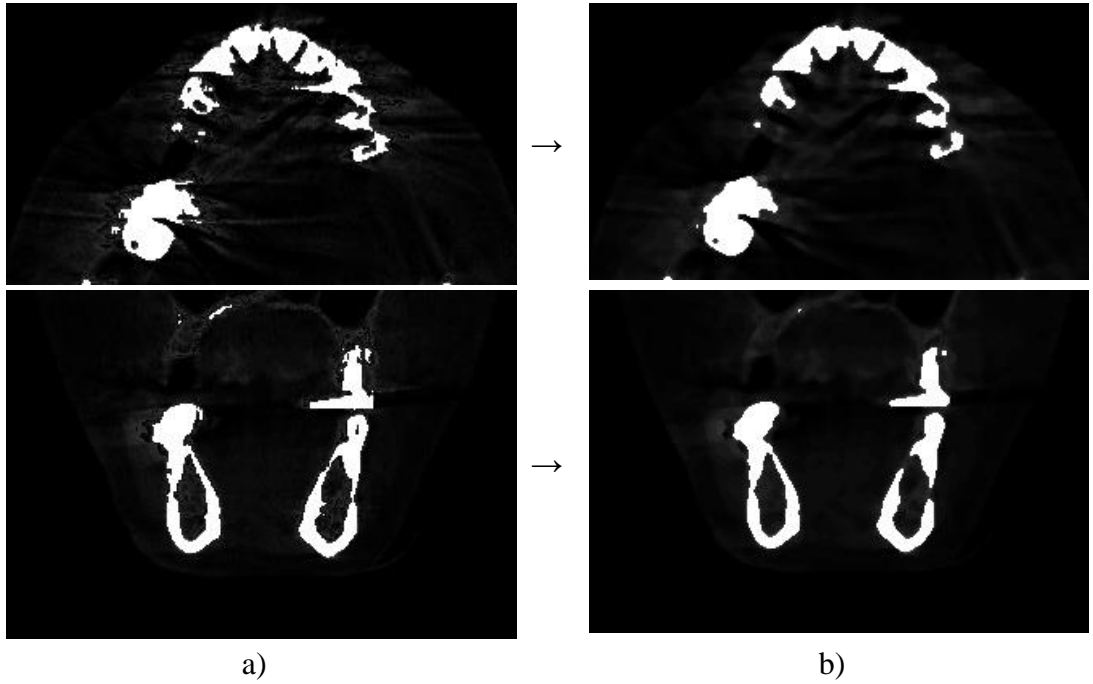
Sonraki aşamada belirlenen ROI bölgesinde bulunan pikseller yoğunluk değerlerine göre koyu bölgeler siyah tona, açık bölgeler ise beyaz tona dönüştürülecek şekilde yakınsama işlemi gerçekleştirilerek sonuçlar Şekil 4.10.'da gösterilmiştir.



Şekil 4.10. Görüntüye yakınsama uygulanması a) öncesi b) sonrası

Şekil 4.10. incelendiğinde yakınsama işlemi sonrasında bu aşamaya kadar giderilememiş olan gürültü bölgelerinin daha da azaldığı, diş ve kemik sınırlarının bir bütünlük içerisinde belirgin hale geldiği görülmektedir.

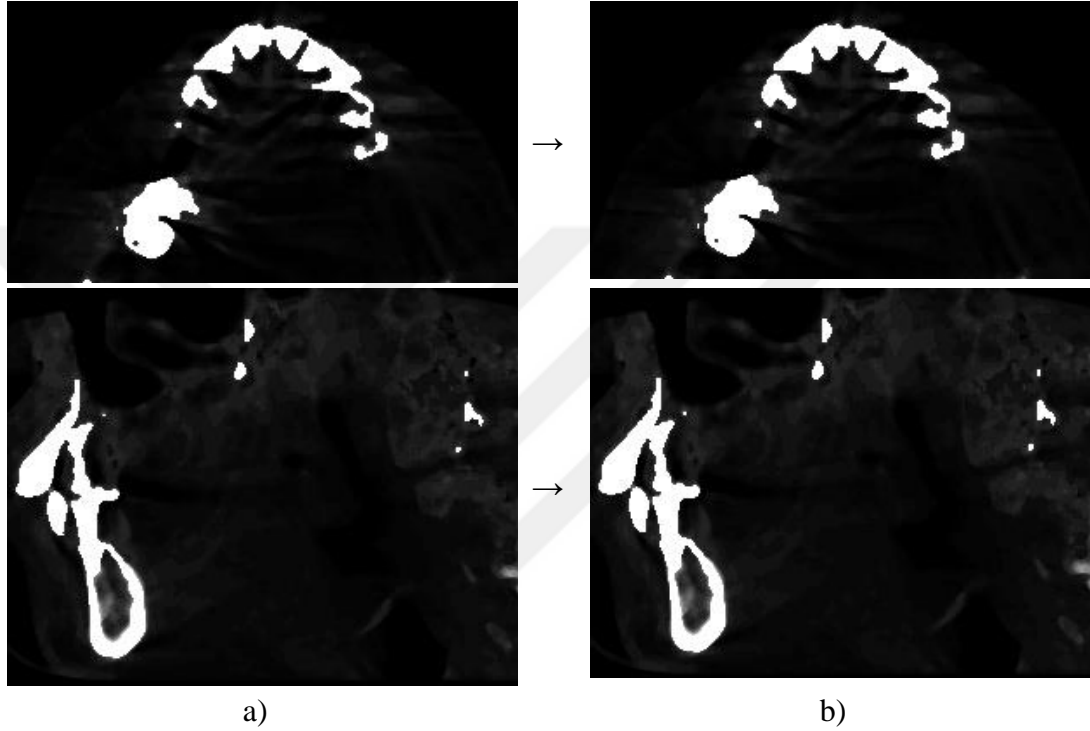
Yakınsama işlemin ardından medyan filtre ROI bölgesine uygulanarak elde edilen sonuçlar Şekil 4.11.'de gösterilmiştir.



Şekil 4.11. Görüntüye medyan filtre uygulanması a) öncesi b) sonrası

Şekil 4.11. incelendiğinde yakınsama işlemi sonrasında görüntü üzerinde giderilemeyen küçük boyuttaki gürültü alanları ile diş ve kemik sınırları çevresinde kalan küçük bölgeler temizlenerek daha yumuşak bir görüntü elde edilmiştir.

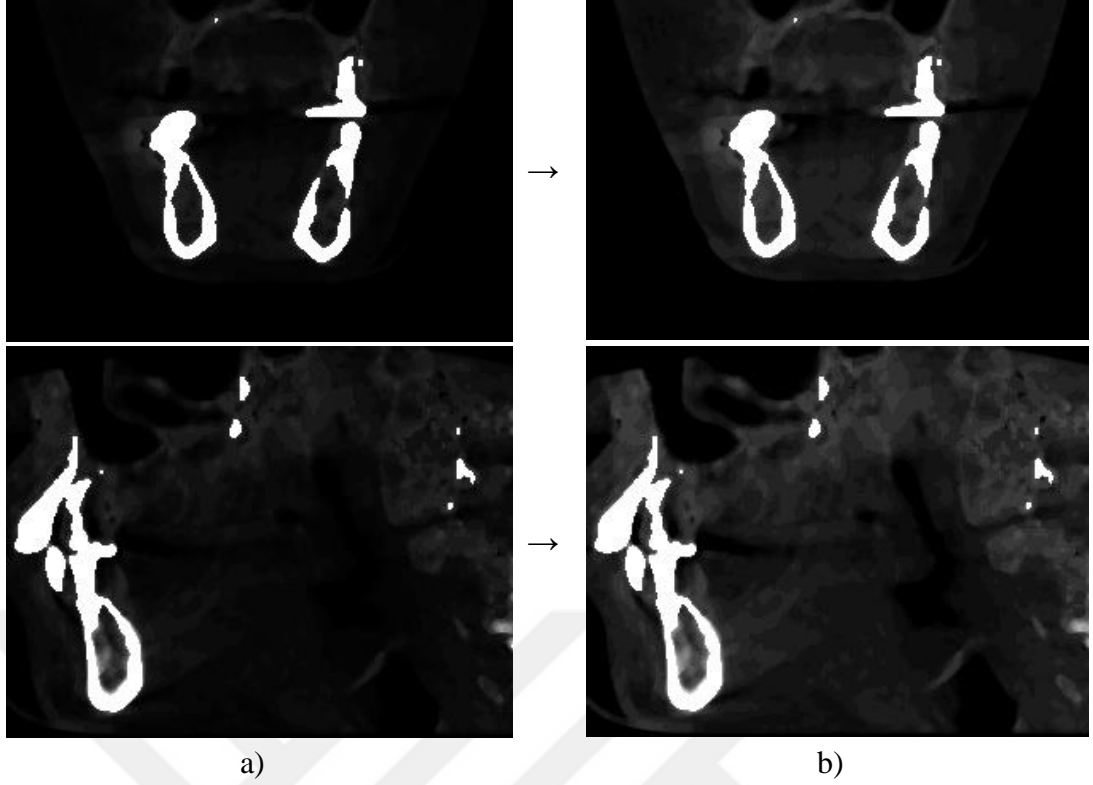
Görüntü yumuşatma uygulaması sonrasında genişleme işlemi uygulanarak elde edilen sonuçlar Şekil 4.12.'de gösterilmiştir.



Şekil 4.12. Görüntüye genişleme işlemi uygulanması a) öncesi b) sonrası

Şekil 4.12. incelendiğinde uygulanan genişleme işlemi neticesinde ROI bölgesindeki kemik ve diş yapılarına ait sınırların daha belirgin hale geldiği görülmektedir.

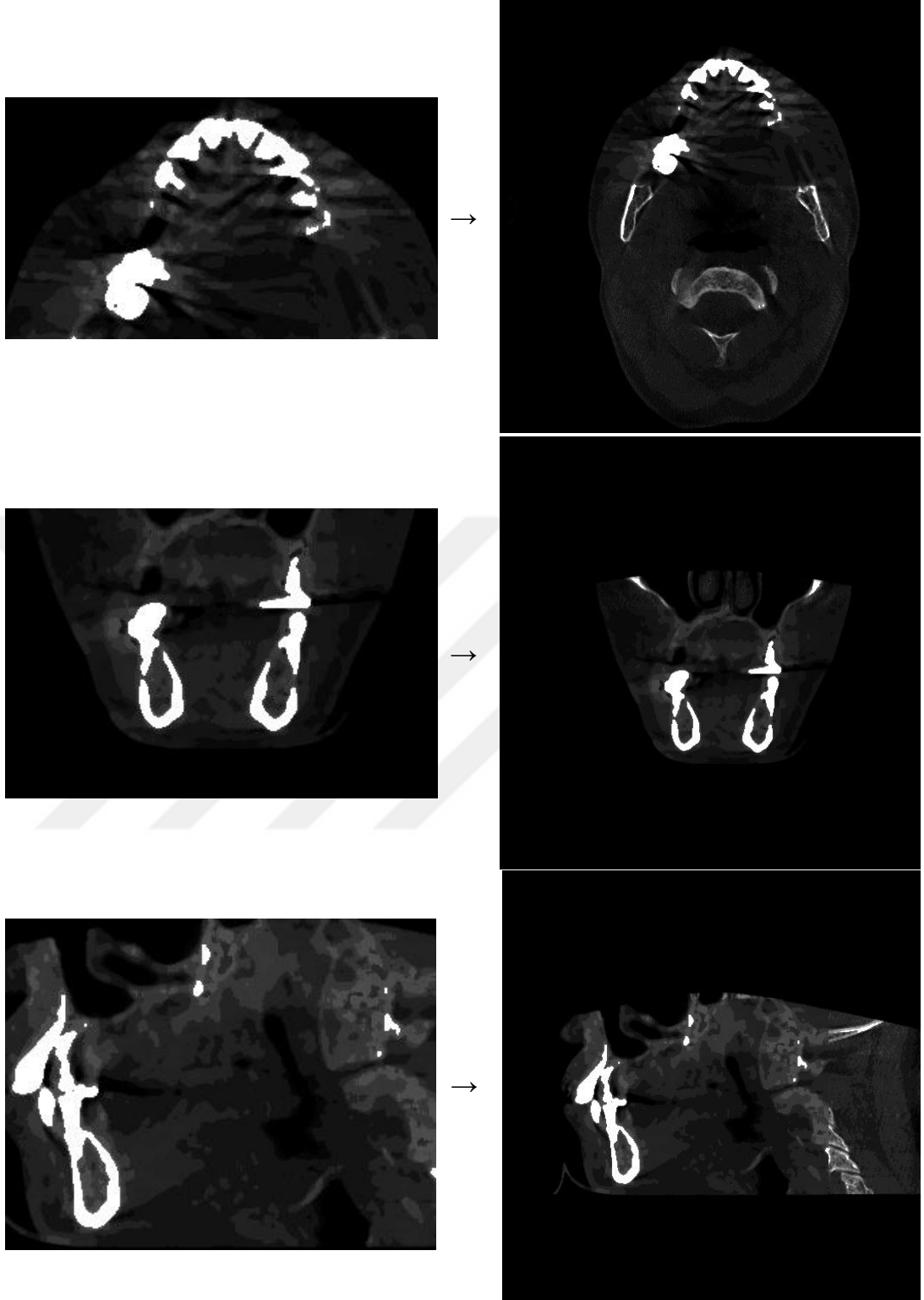
Sonraki aşamada ROI bölgesine daha önce uygulanan gama doğrulaması işlemi tekrar uygulanarak elde edilen sonuçlar Şekil 4.13.'de gösterilmiştir.



Şekil 4.13. Görüntüye gama doğrulaması işlemi uygulanması a) öncesi b) sonrası

Şekil 4.13. incelendiğinde gama doğrulama işlemi neticesinde piksel yoğunlukları normal değerlere çekilerek KIBT görüntüleri üzerinde yumuşak dokulara ait alanların daha belirginleşerek normaleşmenin gerçekleştiği tespit edilmiştir.

Son olarak ROI bölgesi, eşikleme sonrası elde edilen görüntüye dâhil edilerek oluşturulan çalışmanın aksiyal, koronal ve sagittal düzlemedeki örnek sonuç görüntüleri Şekil 4.14.'de verilmiştir.

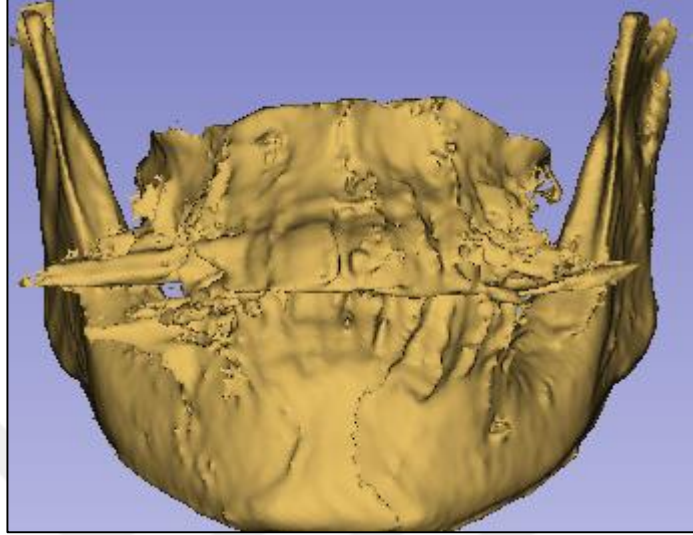


a) b)
Şekil 4.14. a) ROI (birleştirme öncesi) b) çıkış görüntüsü

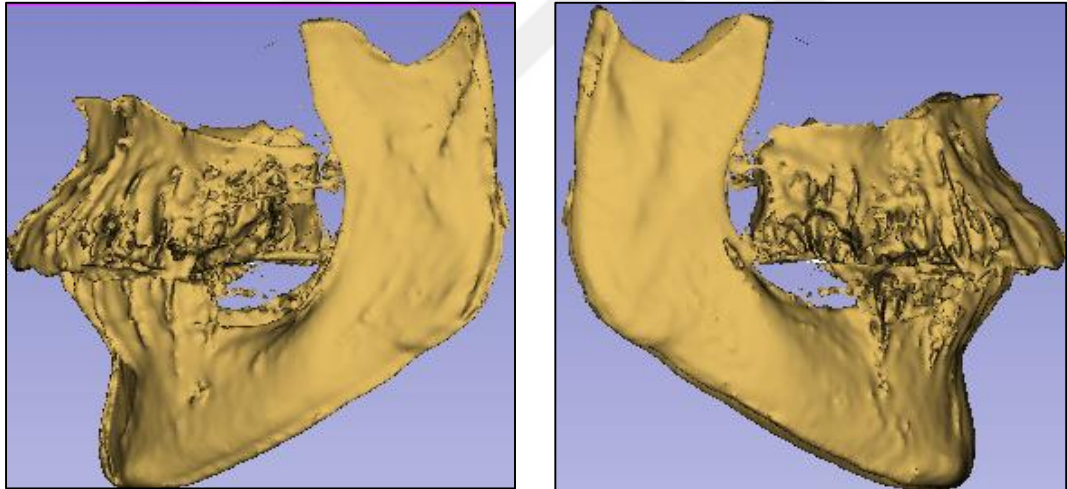
Çalışmanın sonuç görüntüsü olan Şekil 4.14. incelendiğinde giriş görüntülerinde yer alan gürültülerin kayda değer bir oranda azaltıldığı, diş ve kemiklere ait sınır çizgilerinin belirginleştiği görülmektedir.

4.1. 3B Modellerin Değerlendirilmesi

Hastaya ait DICOM verisi kullanılarak elde edilen 3B model Şekil 4.15 ve 4.16.'da gösterilmiştir.



Şekil 4.15. Orijinal 3B modelin ön görünüşü



(a)

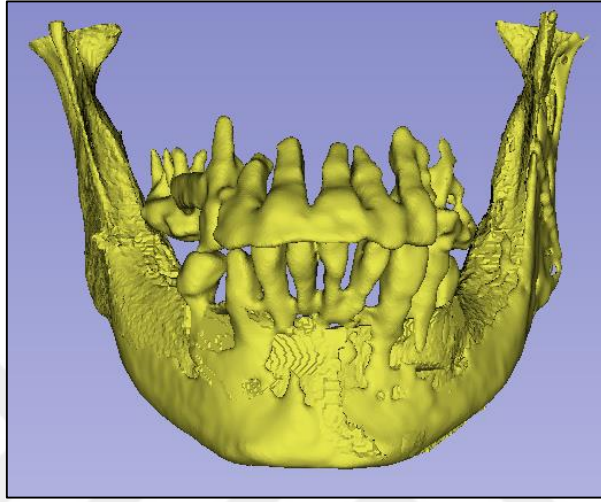
(b)

Şekil 4.16. Orijinal 3B modelin a) sol b) sağ yönden görünüşü

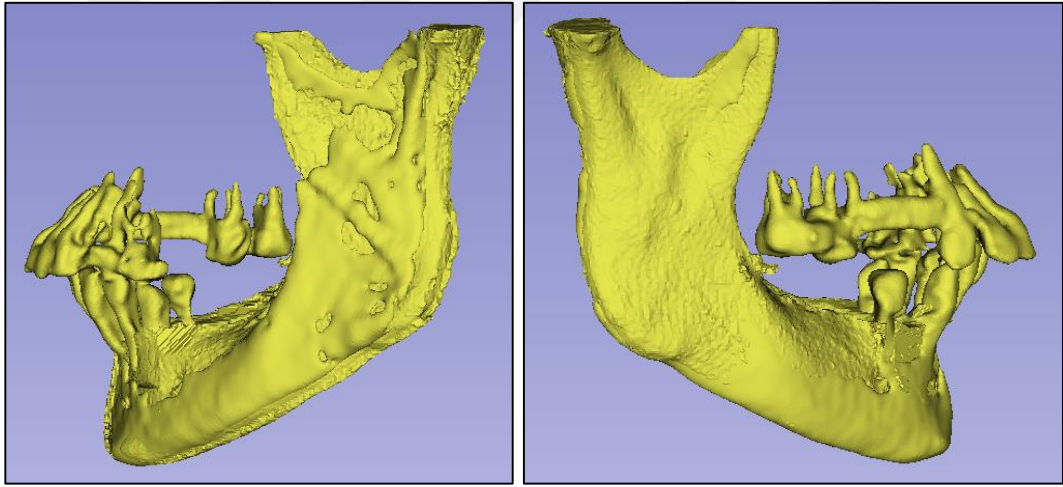
Şekil 4.15. ve Şekil 4.16. incelendiğinde diş ve kemik yapılarının tam olarak ayırt edilemediği, dişlerin birbirlerine bitişik olarak konumlandırıldığı görülmektedir. Ayrıca model üzerinde gerek KIBT cihazı gerekse hasta kaynaklı gürültü olarak tanımlayabileceğimiz çeşitli parazit bölgelerinin oluştuğu görülmektedir. İmplant tedavi planlamasında mevcut diş ve kemik yapılarının belirgin olarak görünmesi ve birbirinden ayırt edilebilmesi tedavinin başarısı açısından büyük önem arz etmektedir.

Sonuç olarak bu yöntemle üretilen 3B modellerin tam anlamıyla tedavi planlamasında kullanılması mümkün görünmemektedir.

Çalışmada görüntü iyileştirme yöntemleri ile elde edilen görüntüler kullanılarak oluşturulan 3B modele ait görüntüler Şekil 4.17. ve Şekil 4.18.'de verilmiştir.



Şekil 4.17. Üretilen 3B modelin ön görünüşü



(a)

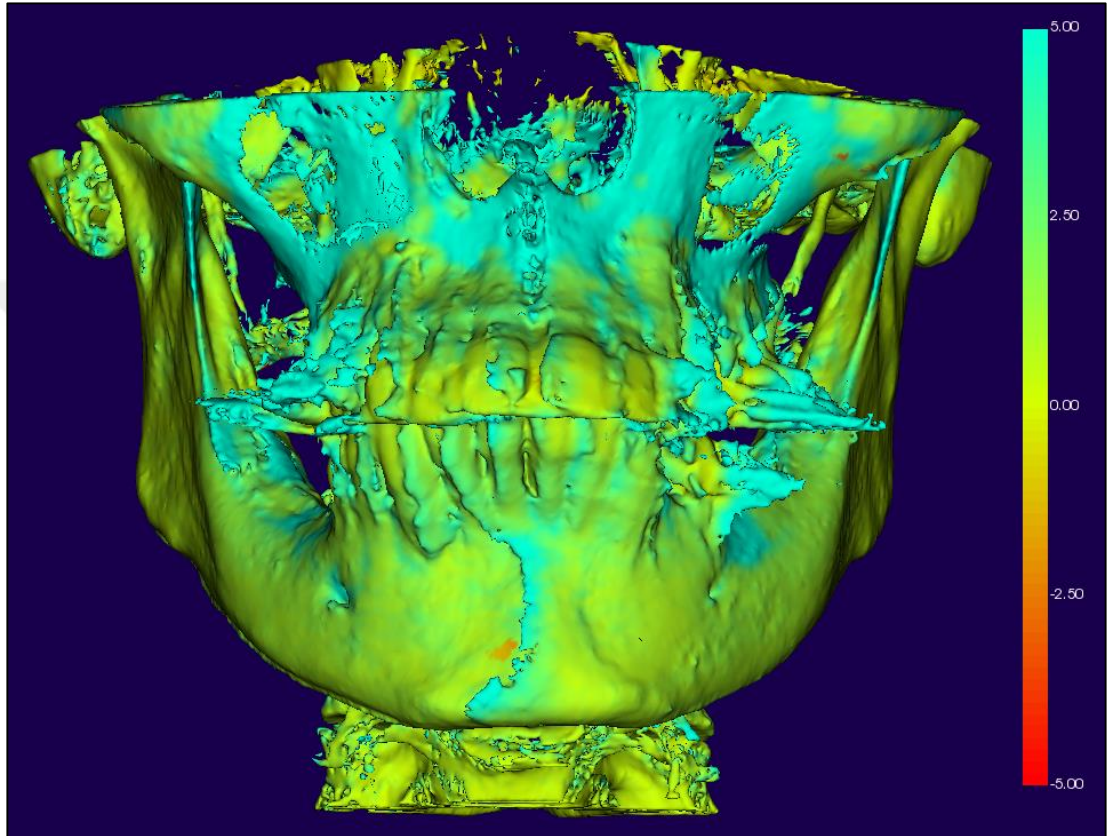
(b)

Şekil 4.18 Üretilen 3B modelin a) sol b) sağ yönden görünüşü

Tez çalışması sonunda elde edilen görüntüler kullanılarak oluşturulan üç boyutlu modelin gösterildiği Şekil 4.17. ve Şekil 4.18. incelendiğinde diş ve kemik yapılarının açık bir biçimde seçilebildiği, dişler ve diğer diş bölümlerinin birbirinden kolaylıkla ayırt edilebildiği görülmektedir. Bunun yanısıra önceki modelde açıkça görülen gürültü bölgelerinin büyük oranda azaltıldığı görülmektedir. Tez çalışmasında gerçekleştirilen yöntemle üretilen 3B modelin ve iki boyutlu görüntülerin implant

tedavi planlamasında diş hekimine yardımcı ve rehber olabileceği, planlamaya olumlu yönde katkı sağlayacağı düşünölmektedir.

Orijinal 3B model ile çalışma sonunda üretilen 3B modelin birleştirilmesi ile elde edilen model karşılaştırmalı olarak Şekil 4.19.'da gösterilmiştir.



Şekil 4.19. Karşılaştırmalı 3B model görüntüsü

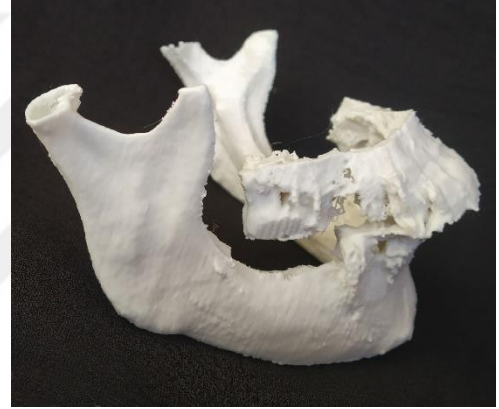
Şekil 4.19.'daki model incelendiğinde modelde mavi renk ile gösterilen alanlar orijinal modelden çıkarılan bölümleri göstermektedir. Şekilde mavi bölgelerin fazla olması tez çalışmasında önerilen yöntemin başarısını göstermektedir. Elde edilen en başarılı model ile orijinal modelin imalatına ait 3B baskı görüntüleri Şekil 4.20 ve Şekil 4.21'de verilmiştir.



a)

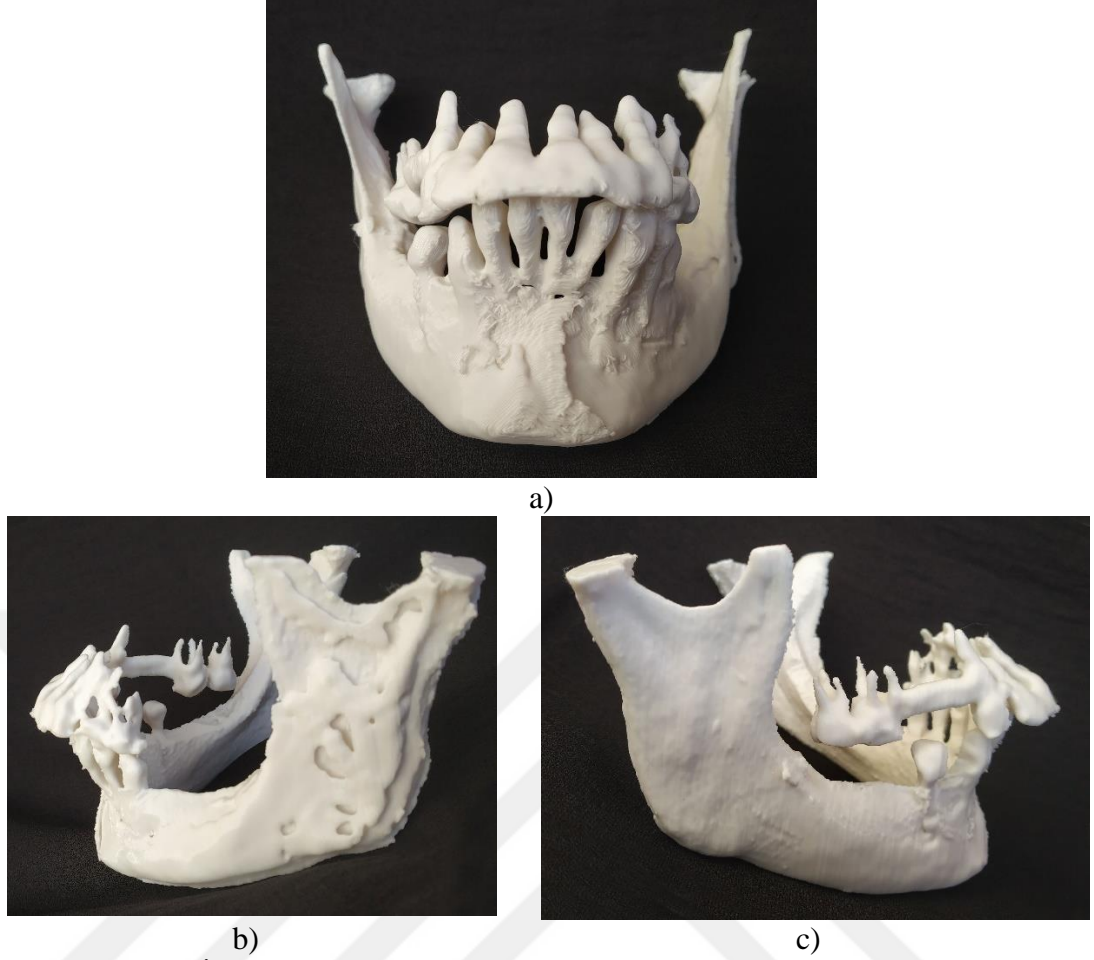


b)



c)

Şekil 4.20 Orjinal 3B katı modelin a)ön b)sol c)sağ yönden görünüşü



Şekil 4.21 İyileştirilmiş 3B katı modelin a)ön b)sol c)sağ yönden görünüşü

Şekil 4.21 incelendiğinde Şekil 4.20’de verilen orijinal modelin görüntü işleme teknikleri ile iyileştirildiği görülmektedir. Son olarak iyileştirilen 3B katı modelde parçanın üzerindeki baskıda oluşan destek parçaları zımpara yardımı ile temizlenerek tedavi planlaması için kullanıma hazır hale getirilmiştir.

Çalışmada KIBT görüntüleri üzerinde kullanılan filtrelerin performanslarını nicel olarak ölçmek için PSNR, SSIM, MSE ve nitel olarak MAUT değerlendirme ölçütleri kullanılmıştır. Ayrıca sonuçta elde edilen büyük medikal veriler ve üretilen 3B modeller yedi uzman diş hekimi tarafından kör olarak değerlendirilerek sonuçlar aşağıdaki alt başlıkta verilmiştir.

4.2. Performans Ölçüm Sonuçları

Çalışmada görüntü iyileştirme yöntemleri ile elde edilen sonuçlar nicel olarak PSNR, SSIM ve MSE performans değerlendirme ölçütüne göre değerlendirilmiştir. İlk olarak

üç ekseninde medyan, MMG ve bilateral filtreleme yöntemleri kullanılarak iyileştirilen görüntüler PSNR kalite ölçüm metriğine göre değerlendirilerek üç hastaya ait sonuçların aritmetik ortalaması Çizelge 4.1’de verilmiştir.

Çizelge 4.1. PSNR metriği değerlendirme sonuçları

	PSNR	Aksiyal	Koronal	Sagittal
Medyan	3x3	35.964	27.426	30.082
	5x5	35.815	27.26	29.89
	7x7	35.737	27.041	29.795
MMG	3x3	35.533	26.543	30.28
	5x5	35.392	26.747	30.254
	7x7	35.424	27.075	30.241
Bilateral	3x3	35.696	27.027	29.737
	5x5	35.751	27.156	29.875
	7x7	35.769	27.21	29.914

Çizelge 4.1. incelendiğinde aksiyal ve koronal eksenlerde 3x3 çekirdek filtreli medyan filtre yönteminin, sagittal ekseninde ise 5x5 çekirdek filtreli MMG filtresinin dental KIBT görüntülerini iyileştirmede bilateral filtreleme yöntemine göre daha başarılı olduğu tespit edilmiştir.

İkinci olarak üç ekseninde medyan, MMG ve bilateral filtreleme yöntemleri kullanılarak iyileştirilen görüntüler SSIM benzerlik metriğine göre değerlendirilerek üç hastaya ait sonuçların aritmetik ortalaması Çizelge 4.2.’de verilmiştir.

Çizelge 4.2. SSIM metriği değerlendirme sonuçları

	SSIM	Aksiyal	Koronal	Sagittal
Medyan	3x3	0.801	0.786	0.792
	5x5	0.796	0.781	0.786
	7x7	0.794	0.778	0.782
MMG	3x3	0.783	0.759	0.772
	5x5	0.775	0.764	0.768
	7x7	0.774	0.773	0.767
Bilateral	3x3	0.792	0.776	0.782
	5x5	0.795	0.781	0.785
	7x7	0.796	0.783	0.786

Çizelge 4.2. incelendiğinde tüm eksenlerde 3x3 çekirdek filtreli medyan filtre yöntemi dental KIBT görüntülerinin iyileştirmede MMG ve bilateral filtreleme yöntemlerine göre daha başarılı olduğu tespit edilmiştir.

Son olarak üç eksenle medyan, MMG ve bilateral filtreleme yöntemleri kullanılarak iyileştirilen görüntüler MSE ölçüm metriğine göre değerlendirilerek üç hastaya ait sonuçların aritmetik ortalaması Çizelge 4.3.'de verilmiştir.

Çizelge 4.3. MSE metriği değerlendirme sonuçları

	MSE	Aksiyal	Koronal	Sagittal
Medyan	3x3	212.843	250.071	234.867
	5x5	227.966	267.138	251.378
	7x7	234.193	275.674	261.194
MMG	3x3	266.600	337.819	294.658
	5x5	291.523	326.764	310.073
	7x7	297.645	300.229	315.311
Bilateral	3x3	241.620	280.799	265.872
	5x5	234.217	268.975	257.000
	7x7	231.061	263.997	253.601

Çizelge 4.3. incelendiğinde her üç eksenle de 3x3 çekirdek filtreli medyan filtre yönteminin dental KIBT görüntülerinin iyileştirmede MMG ve bilateral filtreleme yöntemlerine göre en düşük hata değerleri ile en başarılı sonucu verdiği tespit edilmiştir.

Tez çalışmasında üç farklı görüntü filtreleme yöntemi ile iyileştirilen büyük medikal verilerin nicel performans değerlendirme sonuçlarına göre 3x3 çekirdek filtreli medyan filtreleme yönteminin en başarılı yöntem olduğu tespit edilmiştir.

4.3. Hekim Değerlendirme Sonuçları

Tez çalışmasında dental KIBT görüntüleri üzerinde üç farklı görüntü işleme yöntemiyle gerçekleştirilen görüntü iyileştirmeleri ve üretilen 3B modeller Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde görevli yedi uzman diş hekimi tarafından 1920x1080 çözünürlükte 19 inç ekranda ışığı karatılmış bir odada kör olarak(hangi yöntemle işlendiğini bilinmeden) nitel olarak değerlendirilmiştir. Değerlendirmeler 1 ile 5 arasında ölçeklendirilmiştir. Bu ölçeklendirmede 1 çok kötü, 2 kötü, 3 orta, 4 iyi ve 5 çok iyi olarak etiketlenmiştir. Yedi uzman diş hekimi

tarafından üç hastaya ait görüntüler ve 3B çene modelleri üzerinde MAUT değerlendirme yöntemi ile değerlendirmişlerdir. Değerlendirme sonuçları Çizelge 4.4'de verilmiştir.



Yedi uzman diş hekimi tarafından 3 hastaya ait görüntüler ve 3B çene modelleri üzerinde MAUT değerlendirme yöntemi ile yapılan değerlendirme sonuçlarının aritmetik ortalamaları Çizelge 4.5’de verilmiştir.

Çizelge 4.5. Hekim değerlendirme ortalamaları

	Medyan			MMG			Bilateral		
	3x3	5x5	7x7	3x3	5x5	7x7	3x3	5x5	7x7
Ort. 3D	3.71	3.48	3.48	3.33	3.10	3.19	3.24	3.38	3.57
Ort. Kesit	3.00	2.43	2.52	2.52	2.71	2.52	2.86	2.76	2.67

Çizelge 4.5 incelendiğinde diş hekimlerinin değerlendirme sonuçlarına göre 3x3 çekirdek filtreli medyan filtre yöntemi hem iki boyutlu hem de üç boyutlu değerlendirmede en yüksek ölçüm değerine ulaşarak en başarılı yöntem olarak belirlenmiştir.

Tez çalışmasında dental KIBT görüntülerinin görüntü işleme yöntemlerinden elde edilen sonuçlar ile uzman diş hekimlerinin değerlendirmesinden elde edilen sonuçların aynı olması tez çalışmasında gerçekleştirilen görüntü iyileştirme tekniklerinin başarılı olduğunu göstermektedir. Ayrıca görüntü iyileştirme işleminden önceki ve sonraki 3B modeller 3D yazıcı kullanılarak imal edilerek aradaki farklar detaylı bir şekilde görülmüştür. Çalışmada gerçekleştirilen yöntemle üretilen üç boyutlu modelin ve iki boyutlu KIBT görüntülerinin implant tedavi planlamasında diş hekimine yardımcı ve rehber olabileceği, planlamaya olumlu yönde katkı sağlayacağı tespit edilmiştir.

Çalışma sonunda yapılan hem nicel hem de nitel değerlendirme sonuçlarına göre dental KIBT görüntüleri üzerinde gürültü gidermede en başarılı yöntemin 3x3 çekirdekli medyan filtreleme yöntemi olduğu tespit edilmiştir. Daha sonra 3B yazıcı ile imal edilen katı modeller hekimler tarafından cerrahi operasyon tedavi planlaması için değerlendirilmiştir. Görüntü iyileştirme yöntemlerinde elde edilen modelin cerrahi operasyon süresinin azaltılması, operasyon başarısının artırılması ve tedavi maliyetlerinin düşürülmesinde en etkili model olduğu uzman diş hekimleri tarafından belirlenmiştir.

5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Günümüzde birçok alanda olduğu gibi sağlık alanında da biyomedikal yazılım çözümleri, otomasyon yazılımlarından, görüntüleme cihazlarına, çok çeşitli tıbbi cihazlardan, tıbbi tanı yazılımlarına kadar geniş bir yelpazede kullanılmaktadır. Tez çalışmasında, dental KIBT görüntülerinin görüntü işleme yöntemleri kullanılarak iyileştirilmesi ile kullanımı giderek artan dental implant tedavilerinde hastaya özel olarak implant planlamasına yardımcı, tedavi planlamasını kolaylaştıran, implant cerrahisinin gerçekleştirilmesinde hekimler için rehberlik yapan bir çözüm yöntemi geliştirilmeye çalışılmıştır.

Dünyada dental implant tedavisi günümüzde sıklıkla tercih edilen tedavi yöntemlerinden birisidir. Dental implant tedavi planlamasında farklı birçok yazılım kullanılmaktadır. Bu yazılımların büyük çoğunluğu yurt dışından büyük miktarlarda ücret ödenerek ithal edilmektedir. Bu nedenle dental implant tedavi planlamasına yönelik yerli ve milli uygulamaların geliştirilmesi ülkemiz açısından büyük önem arz etmektedir. Böylece dental implant tedavi planlama yazılımlarının ülkemizde üretilmesi ithalata bağlı döviz giderlerimizin azalmasına da katkıda bulunacaktır. Diğer taraftan dental implant tedavi planlamasında, yerli üretim planlama yazılımlarının diş hekimlerinin kullanımına sunulması dental implant tedavisindeki yüksek ücretlerin azalacağı düşünülmektedir. Gerçekleştirilen tez çalışması ile dental implant tedavi planlamasının ilk aşaması olan dental KIBT görüntülerinin iyileştirilmesine yönelik bir çalışma gerçekleştirilmiştir.

Çalışmada dental KIBT görüntüleri üzerinde diş ve kemik yapılarının tespit edilmesi amacıyla görüntü iyileştirme ve segmentasyona dayalı bir uygulama yapılmıştır. Çalışmanın ilk aşamasında implant tedavisi planlanan hastaya ait baş çevresi görüntüleri KIBT cihazı ile taranarak DICOM dosya türünde veri seti oluşturulmuştur. Veri setinin oluşturulmasından sonra DICOM verilerinden aksiyal, koronal ve sagittal eksenlerde iki boyutlu görüntü dosyaları elde edilmiştir. İkinci aşamada ise 3x3, 5x5, 7x7 çekirdekli medyan, MMG ve bilateral filtreler görüntüler üzerinde uygulanarak en başarılı gürültü giderme filtresi 3x3 çekirdekli medyan filtresi olarak belirlenmiştir. Daha sonra tüm filtreleme yöntemlerinden elde edilen sonuçlar eşikleme, histogram normalleştirme, aşındırma, genişleme, ROI belirleme, piksel yoğunluk yakınsama

işlevi ve gama doğrulaması yöntemleriyle diş ve kemik sınırları belirlenerek sonuç görüntüleri elde edilmiştir. Elde edilen sonuç görüntüleri hem nitel hem de nicel olarak değerlendirilmiştir. Nicel değerlendirme için PSNR, SSIM ve MSE ölçütleri kullanılırken, nitel değerlendirmede Süleyman Demirel Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde görevli yedi uzman diş hekimi tarafından MAUT yöntemi ile değerlendirme yapılmıştır. Değerlendirilen görüntülere ek olarak 3B çene modeli oluşturulmuş ve bu model de diş hekimlerinin görüşüne sunulmuştur.

Çalışma sonunda yapılan hem nicel hem de nitel değerlendirme sonuçlarına göre dental KIBT görüntüleri üzerinde gürültü gidermede en başarılı yöntemin 3x3 çekirdekli medyan filtreleme yöntemi olduğu tespit edilmiştir.



KAYNAKLAR

- Abdel-Hakim, A. E. & Farag, A. A. (2006). *CSIFT: A SIFT descriptor with color invariant characteristics*. IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition. June 17-22, New York, 1978–1983.
- Adell, R., Lekholm, U., Rockler, B. & Branemark P. I. (1981). A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *International Journal of Oral Surgery*, 10, 387-416.
- Agarwal, M. & Mahajan, R. (2017). Medical images contrast enhancement using quad weighted histogram equalization with adaptive gamma correction and homomorphic filtering. *Procedia Computer Science*, 115, 509-517. doi:10.1016/j.procs.2017.09.107
- Agrawal, A. & Bhogal, R. K. (2018). *A Review—Edge Detection Techniques in Dental Images*. International Conference on ISMAC in Computational Vision and Bio-Engineering, 1359-1378.
- Agustina, I., Nasir, F. & Setiawan, A. (2017). The implementation of image smoothing to reduce noise using gaussian filter. *International Journal of Computer Applications*, 177(5), 15-19. doi: 10.5120/ijca2017915755
- Akkoyun, O. (2010). *An Evaluation of Image Processing Methods Applied to Marble Quality Classification*. 2nd International Conference on Computer Technology and Development, November 02-04, Cairo, 158-162.
- Aksoy, B. & Salman, O. K. M. (2020). A new hybrid filter approach for image processing. *Sakarya University Journal of Computer and Information Sciences*, 3(3), 334-342. doi: 10.35377/saucis.03.03.785749
- Aldemir, E., Özdemir, H. & Kılınc, S. (2016). Kumaş sıklıklarının görüntü işleme teknikleri ile otomatik olarak belirlenmesi. *Tekstil ve Mühendis*, 23(104), 247-262. doi:10.7216/1300759920162310402
- Altuntaş Ş. (2014). *Medikal görüntü analizi*. (Yüksek lisans tezi, İstanbul Aydın Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü)
- Amer, Y. Y. & Aqel, M. J. (2015). An efficient segmentation algorithm for panoramic dental images. *Procedia Computer Science*, 65, 718-725. doi:10.1016/j.procs.2015.09.016
- Andersson, B., Omdan, P., Lindvall A. M. & Brenemark P. I. (1998). Five-year prospective study of prosthodontic and surgical single-tooth implants treatment in general practices and at a specialist clinic. *The International Journal of Prosthodontics*, 11(4), 351-357. doi: 10.1016/s0300-9785(81)80077-4.
- Andriluka, M., Roth, S. & Schiele, B. (2008). *People-Tracking-By-Detection and People Detection By-Tracking*. IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition. June 23-28, Anchorage, Alaska. 1-8.

- Anonim (2020). *Cone beam computed tomography (CBCT)* <https://pocketdentistry.com/13-cone-beam-computed-tomography-cbct/> (Son erişim tarihi: 02.04.2020)
- Arbelaez, P., Maire, M., Fowlkes, C. & Malik, J. (2011). Contour detection and hierarchical image segmentation, *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 33(5), 898-916.
- Arısoy, M. Ö. & Dikmen, Ü. (2014). Manyetik belirti haritalarının histogram eşitleme yöntemi kullanılarak iyileştirilmesi. *Yerbilimleri*, 35(2), 141-168.
- Atalı G., Özkan, S. & Karayel D. (2016). Image Damage Analysis With Morphological Image Processing Technique Using Artificial Neural Networks. *Academic Platform Journal of Engineering and Science*, 4(1), 0-0. doi:10.21541/apjes.27271
- Aybar, E. (2008). Sobel İşleci Kullanılarak Renkli Görüntülerde Kenar Bulma. *Afyon Kocatepe Üniversitesi Fen Ve Mühendislik Bilimleri Dergisi*, 8(1), 205-217.
- Aydın, İ. (2019). http://web.firat.edu.tr/iaydin/bmu357/bmu_357_bolum5.pdf (Son erişim tarihi: 05.11.2019)
- Aydıntuğ, Y. S., Şençimen, M., Bayar, G. R., Mutlu, İ. & Bayar A. (2010). Ağız, diş, çene hastalıkları ve cerrahisi polikliniğine başvuran erişkin hastalarda çeşitli sistemik hastalıkların görülme sıklıkları. *Gülhane Tıp Dergisi*, 52, 7-10.
- Aydoğan, O., Öter, A., Doğmuş, O. & Güney, K. (2017). Uyku içiğinin yapay sinir ağları ve morfolojik filtreler kullanılarak tespit edilmesi. *Kahramanmaraş Sütçü İmam Üniversitesi Mühendislik Bilimleri Dergisi*, 20(4), 190-196.
- Ayvaz, U., Çoban, A., Gürüler, H. & Peker, M. (2016). *Python Dilinin Öznitelikleri, Programlama Eğitiminde ve Yazılım Dünyasındaki Yeri*. XVIII. Akademik Bilişim Konferansı, 30 Ocak - 5 Şubat, Aydın.
- Azimirad, E. & Haddadnia, J. (2015). Design of a new filtering for the noise removing in images by fuzzy logic. *Journal of Intelligent & Fuzzy Systems*, 28(4), 1869-1876. doi: 10.3233/IFS-141473
- Balcı, M., Altun, A. A. & Taşdemir, Ş. (2016). Görüntü işleme teknikleri kullanılarak napolyon tipi kirazların sınıflandırılması. *Selçuk-Teknik Dergisi*, 15(3), 221-237.
- Baxes, A G. (1994). *Digital Image Processing Principles and Applications*, John Wiley & Sons, Inc., USA.
- Becker, K., Stauber, M., Schwarz, F. & Beißbarth, T. (2015). Automated 3D–2D registration of X-ray microcomputed tomography with histological sections for dental implants in bone using chamfer matching and simulated annealing. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 44, 62-68. doi: 10.1016/j.compmedimag.2015.04.005.

- Besl, P. J. & Jain, R. C. (1985). Three-dimensional object recognition. *Computing Surveys*, 17(1), 75–145. doi:10.1145/4078.4081
- Bhonsle, D., Chandra, V. & Sinha, G. R. (2012). Medical image denoising using bilateral filter. *International Journal of Image Graphics and Signal Processing*, 4(6), 36-43. doi:10.5815/IJIGSP.2012.06.06
- Bondzulich, B. P., Pavlovic, B. Z., Petrovic, V. S. & Andric, M. S. (2016). Performance of peak signal-to-noise ratio quality assessment in video streaming with packet losses. *Electronics Letters*, 52(6), 454-456.
- Boyras, Ö. F. & Yıldız, M. Z. (2016). *Mobil Damar Görüntüleme Cihazı Tasarımı*. 4th International Symposium on Innovative Technologies in Engineering and Science, November 3-5, Antalya.
- Boztoprak, H. (2007). *Gerçek Zamanlı Taşıt Plaka Tanıma Sistemi*. (Yüksek Lisans Tezi, Süleyman Demirel Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü)
- Boztoprak, H., Çağlar, M. F. & Merdan M. (2007). *Alternatif Morfolojik Bir Yöntemle Plaka Yerini Saptama*. 12. Elektrik, Elektronik, Bilgisayar, Biyomedikal Mühendisliği Kongresi, Kasım 15-19. Eskişehir, 335-341.
- Boztoprak H. (2016). Kenar geçişleri kullanılarak görüntüdeki bulanıklığın giderilmesi, *SDU International Journal of Technological Science*, 8(2), 28-36.
- Bradski, G. & Kaehler, A., (2008). *Learning OpenCV: Computer Vision With The OpenCV Library*, O'Reilly Media, ABD.
- Brown, A. A., Scarfe, W. C., Scheetz, J. P., Silveira, A. M. & Farman, A. G. (2009). Linear accuracy of cone beam CT derived 3D images. *Angle Orthodontist*, 79(1), 150-157. doi: 10.2319/122407-599.1.
- Bulut, M. & İstanbullu, A. (2004). Bulanık C-Ortalama (FCM) algoritmasına dayalı yeni görüntü bölütleme sisteminin geliştirilmesi. *Teknoloji*, 7(3), 361-367.
- Cevidanes, L. H., Heymann, G., Cornelis, M. A., DeClerck, H. J. & Tulloch, J. F. (2009). Superimposition of 3-dimensional cone-beam computed tomography models of growing patients. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 136(1), 94-99. doi:10.1016/j.ajodo.2009.01.018.
- Cevidanes, L. H., Tucker, S., Styner, M., Kim, H., Chapuis, J., Reyes, M., Proffit, W., Turvey, T. & Jaskolka M. (2010). Three-dimensional surgical simulation. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 138(3), 361-371. doi: 10.1016/j.ajodo.2009.08.026.
- Cevidanes, L. H. S., Hajati, A. K., Paniagua, B., Lim, P. F., Walker, D. G., Palconet, G. & Phillips, C. (2010). Quantification of condylar resorption in temporomandibular joint osteoarthritis. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 110(1), 110-117. doi: 10.1016/j.tripleo.2010.01.008

- Chankong, V. & Haimes, Y. Y. (1983). Optimization-based methods for multiobjective decision-making-an overview. *Large Scale Systems In Information And Decision Technologies*, 5(1), 1-33.
- Charyeva, O. O, Altynbekov, K. D. & Nysanova, B.Z. (2012). Kennedy classification and treatment options: a study of partially edentulous patients being treated in a specialized prosthetic clinic. *Journal of Prosthodontics*, 21, 177-180. doi: 10.1111/j.1532-849X.2011.00809.x
- Cheng, Y. L., Lin, Y. T. & Shih, K. S. (2012). Rapid prototyping mandible model for dental implant surgery simulation. *Computer-Aided Design and Applications*, 9(2), 177-185.
- Chiang, Y. Y., Wang, S. L., Liu, S. & Wu, F. (2011). *Using Cone Beam CT with Image Processing in Detecting the Bone Mineral Density of Jaw*. 4th International Conference on Biomedical Engineering and Informatics, October 15-17, Shanghai, 2009-2013.
- Choi, H. S., Cheung, J. H., Kim, S. H. & Ahn, J. H. (2011). Structural dynamic displacement vision system using digital image processing. *NDT & E International*, 44(7), 597-608. doi: 10.3390/s17102317
- Cucchiara, R., Lamma, E. & Sansoni, T. (2004). An image analysis approach for automatically re-orienting CT images for dental implants. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 28(4), 185-201. doi:10.1016/j.compmedimag.2003.12.004.
- Çankaya, G. (2013). *Görüntü İşleme Teknolojisi ile Betonun Bazı Mekanik Özelliklerinin Belirlenmesi*. (Yüksek Lisans Tezi, Selçuk Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü)
- Çetiner, S. & Zor, F. (2007). Dental implantolojide başarıyı etkileyen faktörler. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 24(1), 51-56.
- Çomak, B., Beycioğlu, A., Başığit, C. & Kılınçarslan, Ş. (2011). *Beton Teknolojisinde Görüntü İşleme Tekniklerinin Kullanımı*. 6. Uluslararası İleri Teknolojiler Sempozyumu. Mayıs 16-18, Elazığ, 220-227.
- Dass, R. & Devi, S. (2012). Image segmentation techniques. *International Journal of Electronics & Communication Technology*, 3(1), 66-70.
- Davies, E. R. (2004). *Machine Vision: Theory, Algorithms, Practicalities*. Morgan Kaufmann. ISBN: 0-12-206093-8.
- Demircioğlu, P. (2014). Estimation of surface topography for dental implants using advanced metrological technology and digital image processing techniques. *Measurement*, 48, 43-53. doi:10.1007/s00284-018-1446-8.

- Doğan, T., Sert, E. & Taşkın, D. (2013). *Araç Destek Sistemleri için Kuş Bakışı Görüntü Dönüşümü*. XIII. Akademik Bilişim Konferansı, Şubat 05-07, Antalya, 451-456.
- Doundoulakis, J. H., Eckert, S. E., Lindquist, C. C. & Jeffcoat M. K. (2003). The implant-supported overdenture as an alternative to the complete mandibular denture. *Journal of the American Dental Association*, 134, 1455-1458. doi: 10.14219/jada.archive.2003.0073
- Driscoll, C. F., Freilich, M. A., Guckes, A. D., Knoernschild, K. L. & McGarry T. J. (2005). The glossary of prosthodontic terms. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 94, 10-92. doi: 10.1016/j.prosdent.2016.12.001
- Dubois P. F. (2007). Guest editor's introduction: Python: Batteries included. *Computing in Science & Engineering*, 9(3), 7-9. doi: 10.1109/MCSE.2007.51
- Edwards, W., Von Winterfeldt, D. & Moody, D. L. (1988). Simplicity in decision analysis: An example and a discussion. *Decision making: Descriptive, normative, and prescriptive interactions*, 443-464.
- Elen A. (2020). Görüntü ikileştirme için global eşikleme yöntemleri üzerine bir inceleme. *Mühendislik Bilimleri ve Araştırmaları Dergisi*, 2(2), 38-49.
- Er, F. (2014). *Arı Koloni Optimizasyon Yöntemi ile Gri Seviyeli Görüntü Bölütleme*. (Yüksek Lisans Tezi, Fırat Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü).
- Farman, A. G. & Scarfe, W. C. (2006). Development of imaging selection criteria and procedures should precede cephalometric assessment with cone-beam computed tomography. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 130(2), 257-265. doi: 10.1016/j.ajodo.2005.10.021.
- Ferrari, V., Fevrier, L., Jurie, F. & Schmid, C. (2008). Groups of Adjacent Contour Segments for Object Detection. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 30(1), 36-51. doi: 10.1109/TPAMI.2007.1144.
- Fişekçioğlu, E. & Kurt, G. (2019). Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi görüntüleri rehberliğinde cerrahi işlemler. *Türkiye Klinikleri Oral and Maxillofacial Radiology-Special Topics*, 5(1), 139-144.
- Flügge, T. V., Nelson, K., Schmelzeisen, R. & Metzger, M. C. (2013). Three-dimensional plotting and printing of an implant drilling guide: simplifying guided implant surgery. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 71(8), 1340-1346. doi: 10.1016/j.joms.2013.04.010.
- Galanis, C. C., Sfantsikopoulos, M. M., Koidis, P. T., Kafantaris, N. M. & Mpikos, P. G. (2007). Computer methods for automating preoperative dental implant planning: implant positioning and size assignment. *Computer Methods and Programs Biomedicine*. 86(1), 30-8. doi: 10.1016/j.cmpb.2006.12.010.

- Gao, W., Zhang, X., Yang, L. & Liu, H. (2010). *An Improved Sobel Edge Detection*. 3rd International Conference on Computer Science and Information Technology, July 09-11, Chengdu, 67-71.
- Garg, B. & Sharma, G. K. (2016). A quality-aware energy-scalable gaussian smoothing filter for image processing applications. *Microprocessors and Microsystems*, 45, 1-9. doi: 10.1016/j.micpro.2016.02.012
- Gonzalez, R. C. & Woods, R. E. (1993). *Digital image processing*. Pearson Inc.
- Gonzalez, R. C. & Woods, R. E. (2002). Digital image processing second edition. In *Beijing: Publishing House of Electronics Industry*. (pp. 455-474)
- Gonzalez, R.C. & Woods R.E. (2008). *Digital Image Processing*. Addison-Wesley Longman Publishing.
- Gonzalez, R. C., Woods, R. E. & Eddins, S. L. (2010). Morphological reconstruction. In *Digital image processing using MATLAB*. (pp. 517-523)
- Grauer, D., Cevidanes, L. S. & Proffit, W. R. (2009). Working with DICOM craniofacial images. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 136(3): 460-470. doi: 10.1016/j.ajodo.2009.04.016.
- Gupta, B. & Shailendra, S. N. (2013). Image denoising with linear and non-linear filters: A review. *International Journal of Computer Science Issues*, 10(6), 149-154.
- Gupta, V., Chaurasia, V. & Shandilya, M. (2015). Random-valued impulse noise removal using adaptive dual threshold median filter. *Journal of Visual Communication and Image Representation*, 26, 296-304.
- Hall, M. (2007). Smooth operator Smoothing seismic interpretations and attributes. *The Leading Edge*, 26(1), 16-20. doi:10.1190/1.2431821.
- Haştar, E., Yılmaz, H. H. & Orhan, H. (2010). Dişsiz yaşlı hastalarda panoramik radyografi bulguları. *S.D.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü Dergisi*, 1(2), 82-87.
- Hessari, H., Vehkalahti, M.M., Eghbal, M.J. & Murtomaa H. (2008). Tooth loss and prosthodontic rehabilitation among 35- to 44-year-old Iranians. *Journal of Oral Rehabilitation*, 35, 245-251. doi: 10.1111/j.1365-2842.2007.01783.x
- Hilgers, M. L., Scarfe, W. C., Scheetz, J. P. & Farman A.G. (2005). Accuracy of linear TMJ measurements with cone beam computed tomography and digital cephalometric radiography. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 1278, 803-811. doi: 10.1016/j.ajodo.2005.08.034.
- Horasan, D. (2016). *Mermer Yüzeylerinin Görüntü İşleme Yöntemi ile Değerlendirilmesi*. (Tezsiz Yüksek Lisans Bitirme Projesi, Pamukkale Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü)

- Hore, A. & Ziou, D. (2010). *Image Quality Metrics: PSNR vs. SSIM*. 20th International Conference on Pattern Recognition. August 23-26, İstanbul, 2366-2369.
- Huang, Y. & Wang, S. (2008). Multilevel thresholding methods for image segmentation with otsu based on QPSO. *Image and Signal Processing*, 3, 701-705.
- İçtin E. G. (2013). *Dünya Sağlık Örgütü 2003 Dünya Ağız Diş Sağlığı Raporunun Değerlendirilmesi*. (Bitirme Tezi, Ege Üniversitesi, Dişhekimliği Fakültesi)
- İşçimen, B., Atasoy, H., Kutlu, Y., Yıldırım, S. & Yıldırım, E. (2014). *Bilgisayar Görmesi Ve Gradyan İniş Algoritması Kullanılarak Robot Kol Uygulaması*. 2014 Akıllı Sistemlerde Yenilikler ve Uygulamaları. Ekim 09-10, İzmir, 136-140.
- Jain, R., Kasturi, R. & Schunck, B. G.(1995). *Machine Vision*. McGraw-Hill Inc. ISBN: 0-07-113407-7
- Jiang, J., Zhang, L. & Yang, J., (2014). Mixed noise removal by weighted encoding with sparse nonlocal regularization. *IEEE Transactions on Image Processing*, 23(6), 2651-2662. doi: 10.1109/TIP.2014.2317985.
- Kahraman, M. C. (2017). *Akciğer BT Görüntülerinin Bölütlenmesi ve Matlab ile Nodül Tespiti*. (Bitirme Projesi, Yeni Yüzyıl Üniversitesi Mühendislik Mimarlık Fakültesi)
- Kapila, S., Conley, R. S. & Harrell Jr, W. E. (2011). The current status of cone beam computed tomography imaging in orthodontics. *Dentomaxillofacial Radiology*, 40(1), 24-34. doi: 10.1259/dmfr/12615645.
- Karhan, M., Oktay, M. O., Karhan, Z. & Demir, H. (2011). *Morfolojik Görüntü İşleme Yöntemleri ile Kayıslarda Yaprak Delen (çil) Hastalığı Sonucu Oluşan Lekelerin Tespiti*. 6 th International Advanced Technologies Symposium (IATS'11), Elazığ, 172-176.
- Kaur, J., Agrawal, S. & Vig, R. (2012). A comparative analysis of thresholding and edge detection segmentation techniques. *International Journal of Computer Applications*, 39(15), 29-34.
- Kaur, M. & Wasson, V. (2015). ROI based medical image compression for telemedicine application. *Procedia Computer Science*, 70, 579-585. doi:10.1016/j.procs.2015.10.037
- Kaya, H., Çavuşoğlu, A., Çakmak, H. B., Şen, B., & Delen, D. (2016). Görüntü bölütleme ve görüntü benzetimi yöntemleri yardımı ile hastalığın teşhis ve tedavi sonrası süreçlerinin desteklenmesi: Keratokonus örneği. *Journal of The Faculty of Engineering and Architecture of Gazi University*, 31(3), 737-747.
- Kazdal, S., Dogan, B. & Çamurcu, A. Y. (2015). *Computer-Aided Detection of Brain Tumors Using Image Processing Techniques*. Signal Processing and Communication Applications Conference, May 16-19, Malatya, 863-866.

- Keeney, R. L. (1974). Multiplicative utility functions. *Operations Research*, 22(1), 22-34.
- Kervancıoğlu, E., Adıyan, A., Çetin, L. & Uyar, E. (2008). *Görüntü İşlemeye Dayalı Elektro-Pnömatik Parça Tasnif Robotu*. V. Ulusal Hidrolik Pnömatik Kongresi, Ekim 23-26, İzmir, 397-404
- Kongo, R. M., El-Kadmiri, M. L. O., Hassanain, N. & Cherkaoui, M. (2012). *Dual-Tree Complex Wavelet in Medical Ultrasounds Images Restoration*, IEEE International Conference on Multimedia Computing and Systems, May 10-12, Tangier, 297-303.
- Kozacıoğlu, G. & Gördürür, H. E. (1995). *Bireyden Toplumda Ruh Sağlığı*. Alfa Basım Yayım Dağıtım.
- Kulkarni, A. D. (2001). *Computer Vision and Fuzzy-Neural Systems*. Prentice Hall PTR. Upper Saddle River Publishing, ISBN:0-13-570599-1
- Kumar, V., Ludlow, J. B., Mol, A. & Cevidanes, L. (2007). Comparison of conventional and cone beam CT synthesized cephalograms. *Dentomaxillofacial Radiology*, 36(5), 263-269. doi:10.1259/dmfr/98032356.
- Kuralt, M., Bukleta, M. S., Kuhar, M. & Fidler, A. (2019). Bone and soft tissue changes associated with a removable partial denture. A novel method with a fusion of CBCT and optical 3D images. *Computers in Biology and Medicine*. 108, 78-84. doi: 10.1016/j.compbiomed.2019.03.024.
- Kutan, F. & Aynur, Ö. (2020). Gürültü filtreleme uygulamalarının medikal görüntüler üzerindeki performanslarının değerlendirilmesi. *Avrupa Bilim ve Teknoloji Dergisi*, 265-271. doi: 10.31590/ejosat.779957
- Lagravère, M. O. & Major, P. W. (2005). Proposed reference point for 3-dimensional cephalometric analysis with cone-beam computerized tomography. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 128(5), 657-660. doi: 10.1016/j.ajodo.2005.07.003.
- Lagravère, M. O., Hansen, L., Harzer, W. & Major, P. W. (2006). Plane orientation for standardization in 3-dimensional cephalometric analysis with computerized tomography imaging. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 129(5), 601-604. doi: 10.1016/j.ajodo.2005.11.031.
- López-Rubio, E. (2016). Super resolution from a single noisy image by the median filter transform, *SIAM Journal on Imaging Sciences*, 9(1), 82-115. doi:10.1137/15M1020459
- Malkoç, B. (2012). *Temel Bilimler ve Mühendislik Eğitiminde Programlama Dili Olarak Python*. XIV. Akademik Bilişim Konferansı, Şubat 01 – 03, Uşak, 201-210.

- Marakoğlu, İ., Demirer, A. G. S., Özdemir, U. P. D. & Sezer, H. (2003). Periodontal tedavi öncesi durumluk ve süreklilik kaygı düzeyi. *Cumhuriyet Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 6, 74-9.
- McInerney, T. & Terzopoulos, D. (1996). Deformable models in medical image analysis: A survey. *Medical Image Analysis*, 1, 91–108. doi: 10.1016/s1361-8415(96)80007-7.
- Morris, T. (2003). *Computer Vision and Image Processing (Cornerstones of Computing)*. Palgrave Macmillan, Red Globe Press.
- Moshiri, M., Scarfe, W. C., Hilgers, M. L., Scheetz, J. P., Silveira, A. M. & Farman, A. G. (2006). Accuracy of linear measurements from imaging plate and lateral cephalometric images derived from cone-beam computed tomography. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 132(4), 550-560. doi: 10.1016/j.ajodo.2006.09.046.
- Mundim, M. B., Dias, D. R., Costa, R. M., Leles, C. R., Azevedo-Marques, P. M. & Ribeiro-Rotta, R. F. (2016). Intraoral radiographs texture analysis for dental implant planning. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 136, 89-96. doi: 10.1016/j.cmpb.2016.08.012
- Nabiyev, V. & Bahçekapılı, S. (2007). *Diabetik Retinopatinin Otomatik Algılanması Amacıyla Göz Görüntüsünden Kan Damarlarının Eşiklenmesi*. 12. Elektrik, Elektronik, Bilgisayar, Biyomedikal Mühendisliği Kongresi, Kasım 15-19. Eskişehir, 547-553.
- Naranjo, V., Lloréns, R., Alcañiz, M. & López-Mir, F. (2011). Metal artifact reduction in dental CT images using polar mathematical morphology. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*. 102(1), 64-74. doi:10.1016/j.cmpb.2010.11.009.
- Ndajah, P., Kikuchi, H., Yukawa, M., Watanabe, H. & Muramatsu, S. (2010.). *SSIM image quality metric for denoised images*. 3rd WSEAS International Conference on Visualization, Imaging and Simulation, November 03-05, Faro, 53-58.
- Neuman, M. R., Sapirstein, H. D., Shwedyk, E. & Bushuk, W. (1989). Wheat grain colour analysis by digital image processing. II. Wheat class discrimination. *Journal of Cereal Science*, 10, 183-188. doi:10.1016/S0733-5210(89)80047-5
- Nguyen, M. P. & Chun, S. Y. (2017). Bounded self-weights estimation method for non-local means image denoising using minimax estimators. *IEEE Transactions on Image Processing*, 26(4), 1637-1649. doi: 10.1109/TIP.2017.2658941
- Öter, A., Aydoğan, O., Kıymık, M. K. & Tuncel, D. (2016). Tıkayıcı Uyku Apnesinin Yapay Sinir Ağları ve Morfolojik Filtreler kullanılarak Sınıflandırılması İçin Yeni Yöntem. *Kahramanmaraş Sütçü İmam Üniversitesi Mühendislik Bilimleri Dergisi*, 19(2), 52-57.

- Özşen, Ö. (2002). *Matematiksel Morfoloji Kullanılarak Göğüs Kanserinin Erken Teşhisi*. (Yüksek Lisans Tezi, Anadolu Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü)
- Piórkowski, A. (2016). *A statistical dominance algorithm for edge detection and segmentation of medical images*, Conference of Information Technologies in Biomedicine, June 20-22; Kamień Śląski, 3-14.
- Poleti, M. L., Fernandes, T. M. F., Pagin, O., Moretti, M. R. & Rubira-Bullen, I. R. F. (2016). Analysis of linear measurements on 3D surface models using CBCT data segmentation obtained by automatic standard preset thresholds in two segmentation software programs: an in vitro study. *Clinical oral investigations*, 20(1), 179-185. doi: 10.1007/s00784-015-1485-5
- Poobathy, D. & Chezian, R. M. (2014). Edge detection operators: Peak signal to noise ratio based comparison. *Image, Graphics and Signal Processing*, 10, 55-61.
- Rong, W., Li, Z., Zhang, W. & Sun, L. (2014). *An improved Canny edge detection algorithm*, IEEE International Conference on Mechatronics and Automation. August 03-06, Tianjin, 577-582.
- Russ, J. C. (2016). *The Image Processing Handbook*. CRC press.
- Sakakura, C. E., Morais, J. A., Loffredo L. C. & Scaf G. (2003). A survey of radiographic prescription in dental implant assessment. *Dentomaxillofacial Radiology*, 32, 397-400. doi: 10.1259/dmfr/20681066.
- Samtaş, G. & Gülesin, M. (2011). Sayısal görüntü işleme ve farklı alanlardaki uygulamaları. *Electronic Journal of Vocational Colleges*, 2(1), 85-97.
- Sara, U., Akter, M. & Uddin, M. S. (2019). Image quality assessment through FSIM, SSIM, MSE and PSNR - A comparative study. *Journal of Computer and Communications*, 7(3), 8-18.
- Scarfe, W. C., Farman, A. G. & Sukovic, P. (2006). Clinical applications of conebeam computed tomography in dental practice. *Journal-Canadian Dental Association*, 72(1), 75.
- Schendel, S. A. & Lane, C. (2009). 3D orthognathic surgery simulation using image fusion. *In Seminars in Orthodontics*, 15(1), 48-56. doi:10.1053/j.sodo.2008.09.012
- Shahid, M., Rossholm, A. & Lövsström, B. (2011). *A Reduced Complexity No-Reference Artificial Neural Network Based Video Quality Predictor*. 4th International Congress on Image and Signal Processing. October 15-17, Shangai, 517-521.
- Shapiro, L. & Stockman, G. (2001). *Computer Vision*. Prentice-Hall. New Jersey, USA.

- Shrivakshan, G. T. & Chandrasekar, C. (2012). A comparison of various edge detection techniques used in image processing, *International Journal of Computer Science Issues*, 9(5), 269. doi: 10.1.1.402.1860
- Solem, J. E. (2012). *Programming Computer Vision with Python: Tools and algorithms For analyzing images*. O'Reilly Media, Inc.
- Son, K., Huang, M. Y. & Lee, K. B. (2020). A method to evaluate the accuracy of dental implant placement without postoperative radiography after computer-guided implant surgery: A dental technique. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 123(5), 661-666. doi: 10.1016/j.prosdent.2019.04.015.
- Sukovic, P. (2003). Cone beam computed tomography in craniofacial imaging. *Orthodontics & Craniofacial Research*, 6, 31-36. doi: 10.1034/j.1600-0544.2003.259.x.
- Szeliski, R. (2010). *Computer vision: algorithms and applications*. Springer Science & Business Media, Springer-Verlag London Publishing.
- Şengür, A. (2006). *Endoskopik Görüntülerin Değerlendirilmesinde Görüntü İşleme Temelli Akıllı Karar Destek Sistemi*. (Doktora Tezi, Fırat Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü)
- Şevik, U., Gençalioğlu, O. & Köse, C. (2007). *Retina Görüntülerinde Yaşa Bağlı Makula Dejenerasyonunun Bölge Büyütme Yöntemiyle Segmentasyonu*. 12. Elektrik, Elektronik, Bilgisayar, Biyomedikal Mühendisliği Kongresi, Kasım 15-19. Eskişehir, 635-638.
- Tali, G., Özkan, S. S. & Karayel, D. (2016). Morfolojik Görüntü İşleme Tekniği ile Yapay Sinir Ağlarında Görüntü Tahribat Analizi. *Akademik Platform Mühendislik ve Fen Bilimleri Dergisi*, 4(1), 1-7.
- Tenekeci, M. E., Gümüşçü, A. & Aslan, E. (2014). *Görüntüden OpenCV ile Duygu Analizi*. XVI. Akademik Bilişim Konferansı, Şubat 05-07, Mersin, 861-865.
- Tomasi, C. & Manduchi, R. (1998). *Bilateral filtering for gray and color images*. In Sixth International Conference on Computer Vision, January 07, Bombay, 839-846.
- Tonbul H. & Kavzoğlu, T. (2017). Nesne-tabanlı sınıflandırmada segmentasyon (bölütleme) kalitesinin sınıflandırma doğruluğu üzerine etkisinin incelenmesi. *Afyon Kocatepe Üniversitesi Fen Ve Mühendislik Bilimleri Dergisi*, 17(4), 118-125.
- Tonbul, H., & Kavzoğlu, T. (2018). Worldview-2 görüntüsü kullanılarak nesne nabanlı görüntü analizi ve taguchi optimizasyon tekniği ile yarı otomatik bina çıkarımı. *Photogrammetric Engineering and Remote Sensing*, 86 (9), 547-555. doi:10.14358/PERS.86.9.547
- Tümer, M. B. (2020). *Üç Boyutlu Yazıcılar Ve Günümüz Mimarisinde Kullanımı*, (Yüksek Lisans Tezi, Işık Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü)

- Uğur, A. (2019). Görüntü filtreleme yöntemleri online.
http://yzgrafik.ege.edu.tr/~ugur/12_13_Spring/CI/ImageProcessing.pdf (Son erişim tarihi: 04.11.2019)
- Varma, D. R. (2012). Managing DICOM images: Tips and tricks for the radiologist. *The Indian Journal of Radiology & Imaging*, 22(1), 4.
- Vasconcelos, T. V., Bechara, B. B., McMahan, C. A., Freitas, D. Q. & Noujeim, M. (2017). Evaluation of artifacts generated by zirconium implants in cone-beam computed tomography images. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology*, 123(2), 265-272. doi: 10.1016/j.oooo.2016.10.021
- Vidya, P., Veni, S. & Narayanankutty, K. A. (2009). Performance analysis of edge detection methods on hexagonal sampling grid. *International Journal of Electronic Engineering Research*, 1(4), 313-328.
- Wang, Z., Bovik, A. C., Sheikh, H. R. & Simoncelli, E. P. (2004). Image quality assessment: from error visibility to structural similarity. *IEEE Transactions on Image Processing*, 13(4), 600-612.
- Weissheimer, A., Menezes, L. M., Koerich, L., Pham, J. & Cevidanes L. H. (2015). Fast three-dimensional superimposition of cone beam computed tomography for orthopaedics and orthognathic surgery evaluation. *International Journal of Oral & Maxillofacial Surgery*, 44(9), 1188-1196. doi:10.1016/j.ijom.2015.04.001.
- Weissheimer, A., Menezes, L. M., Sameshima, G. T., Enciso, R., Pham, J. & Grauer, D. (2012). Imaging software accuracy for 3-dimensional analysis of the upper airway. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 142(6), 801-813. doi: 10.1016/j.ajodo.2012.07.015
- Yaman, K. (2000). *Görüntü İşleme Yönteminin Ankara Hızlı Raylı Ulaşım Sistemi Güzergâhında Sefer Aralıklarının Optimizasyonuna Yönelik Olarak İncelenmesi*, (Yüksek Lisans Tezi, Gazi Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü).
- Yau, H. T., Lin, Y. K., Tsou L. S. & Lee, C. Y. (2008). An adaptive region growing method to segment inferior alveolar nerve canal from 3d medical images for dental implant surgery. *Computer-Aided Design and Applications*, 5(5), 743-752. doi: 10.3722/cadaps.2008.743-752
- Yi, W.J., Heo, M. S., Lee, S. S., Choi, S. C., Lee, S. B. & Huh, K. H. (2005). Automatic noise robust registration of radiographs for subtraction using strategic local correlation: an application to radiographs of dental implants. *Computers in Biology and Medicine*, 35(3), 247-258. doi: 10.1016/j.compbimed.2004.06.008.
- Zhijun, P., Qingqiao, T., Lina, W. & Jun, Z. (2010). *A Median Filter Method for Image Noise Variance Estimation*, Second International Conference on Information Technology and Computer Science, March 26-29, Bali Island, 13-16.

ÖZGEÇMİŞ

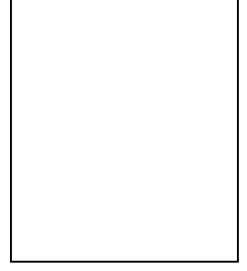
Adı Soyadı :

Doğum Yeri ve Yılı :

Medeni Hali :

Yabancı Dili :

E-posta :



Eğitim Durumu

Lise :

Lisans :

Mesleki Deneyim

Yayınlar