

**SEDEF AYŞE TAŞYAPAN**

**İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ SAĞ. BİL. ENST.**

**DOKTORA TEZİ**

**İSTANBUL-2021**



**T.C.  
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**( DOKTORA TEZİ )**

**KONİK İŞINLI BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİDE FARKLI  
KESİTLER İLE YAPILAN HACİMSEL  
HESAPLAMALARIN DENEYSEL OLARAK  
DEĞERLENDİRİLMESİ**

**SEDEF AYŞE TAŞYAPAN**

**DANIŞMAN  
PROF. DR. İLKNUR ÖZCAN**

**AĞIZ, DİŞ VE ÇENE RADYOLOJİSİ ANABİLİM DALI  
AĞIZ, DİŞ VE ÇENE RADYOLOJİSİ PROGRAMI**

**İSTANBUL-2021**

## İTHAF

*Her zaman yanımda olan  
ve beni bugünlere getiren aileme..*

## TEŞEKKÜR

*Doktora dönemi boyunca sadece mesleki açıdan değil tüm hayatıma yol gösteren, her konuda desteğini eksik etmeyen, hoşgörü ve sabrını esirgemeyen, bana kattığı birçok değer için saygıdeğer hocam ve tez danışmanım Prof. Dr. İlknur Özcan'a,*

*Tanıştığım için büyük mutluluk duyduğum, ilgi ile devamlı bana yol gösteren sayın tez jürisi hocam Prof. Dr. Saadettin Kayıpmaz'a,*

*Birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum değerli çalışma arkadaşlarım Dr. Dt. Hülya Çakır Karabaş, Dr. Dt. Neslihan Şenel, Dr. Dt. Beliz Güray, Uzm. Dt. Sevede Göksel, Dt. Merve Yelken Kendirci, Dt. Ekin Başak Yılmaz, Dt. İrfan Çelik, Dt. Rabia Duman, Dt. Elif Akbaş'a,*

*Birlikte çalışmanın yanı sıra tez dönemi boyunca desteklerini esirgemeyen Dr. Dt. Murat Mert Atapek, Dr. Dt. Gürkan Ünsal ve Dt. Ahmet Faruk Ertürk'e,*

*Anabilim Dalı'mızın yardımsever tüm çalışanlarına,*

*Fakülteye başladığım zamandan beri en güzel anılarımı paylaştığım, dosttan da öte kardeşim olan sevgili meslektaşlarım Gizem Ecem Koçak, Hilal Arslan, Kezban Tekgül ve Pembe Boğaç'a,*

*Akademik hayatı daha çocukken sevdiren ve sevgisini, desteğini hiç esirgemeyen sevgili halacım Prof. Dr. Serap Şenel'e*

*Başarı ve mutluluğumda en büyük role sahip, emeklerinin karşılığını asla ödeyemeyeceğim sevgili abime, anneme ve babama,*

*Herşeyi bana sıfırdan öğreten ve hayatıma güzellik katan biricik kızıma ve eşime*

*teşekkürlerimi sunarım.*

## İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI .....	İİ
BEYAN.....	İİİ
İTHAF.....	İV
TEŞEKKÜR.....	V
İÇİNDEKİLER .....	VI
TABLolar LİSTESİ.....	Vİİİ
ŞEKİLLER LİSTESİ .....	İX
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ .....	Xİ
ÖZET .....	Xİİ
ABSTRACT.....	Xİİİ
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER .....	3
2.1. KİBT Tekniğinin Esasları .....	3
2.2. KİBT Cihazlarında Görüntü Oluşumu.....	3
2.2.1. Konfigürasyon Kazanımı .....	3
2.2.1.1. Hasta Pozisyonu .....	4
2.2.1.2. X Işını Oluşumu .....	4
2.2.1.3. Tarama Hacmi-Görüntüleme Alanı- FOV .....	5
2.2.1.4. Tarama Faktörleri.....	6
2.2.2. Görüntünün Elde Edilmesi.....	7
2.2.2.1. Voksel Boyutu.....	7
2.2.2.2. Gri Skala.....	8
2.2.3. Görüntünün Rekonstrüksiyonu .....	9
2.2.4. Görüntünün Aktarılması .....	10
2.3. KİBT'in Avantajları .....	10
2.4. KİBT'in Dezavantajları .....	11
2.4.1. X Işını ile İlgili Artefaktlar .....	12
2.4.2. Tarayıcı İlgili Artefaktlar .....	14
2.4.4. Hasta ile İlgili Artefaktlar .....	17
2.4.5. Gürültü .....	18

2.5. KIBT'ın Diş Hekimliğinde Kullanım Alanları.....	18
2.5.4. KIBT'ın Maksillofasiyal Cerrahide Kullanım Alanları .....	19
2.5.5. KIBT'ın Ortodontide Kullanım Alanları .....	20
2.5.6. KIBT'ın Endodontide Kullanım Alanları .....	21
2.5.7. KIBT ile Temporomandibular Eklem (TME) Değerlendirilmesi .....	22
2.5.8. KIBT ile Havayolu Değerlendirilmesi .....	23
3. GEREÇ VE YÖNTEM .....	29
3.1. Defekt Sayısının Belirlenmesi .....	29
3.2. KIBT ile Görüntülerin Elde Edilmesi .....	30
3.3. KIBT Görüntüleri Üzerinde Hacim Hesaplanması .....	32
3.4. Gerçek Hacimlerin Hesaplanması.....	37
4. BULGULAR.....	41
5. TARTIŞMA .....	52
6. SONUÇLAR.....	59
KAYNAKLAR .....	60
ETİK KURUL KARARI .....	72
İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI.....	73
ÖZGEÇMİŞ .....	74

**TABLULAR LİSTESİ**

Tablo 4-1: Arşimet Prensibi ile Hesaplanan Gerçek Hacimler ve Cavalieri Prensibi ile Farklı Kesitler Kullanılarak Farklı Dilim Sayılarında Hesaplanan Hacimler.....	41
Tablo 4-2: Tüm Tekniklerde Hesaplanan Hacim Değerlerinin Ortalaması.....	43
Tablo 4-3: Tüm Tekniklerde Hesaplanan Hacim Değerleri ve Sapma Yüzdelerine Ait Değerlerin Normallik Denetimi .....	46
Tablo 4-4: Tüm Tekniklerde Hesaplanan Hacim Değerlerinin Sapma Yüzdelerine Ait Değerlerin Ortalamaları .....	47
Tablo 4-5: Kullanılan Tekniklerin Arşimet Tekniği ile Karşılaştırılması .....	50
Tablo 4-6: Dilim Sayılarının Birbirleriyle Karşılaştırılması.....	51

## ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2-1: A: Ayakta tarama işlemi yapan cihaz örneği, B: Oturarak tarama işlemi yapan cihaz örneği, C: Supin pozisyonda tarama işlemi yapan cihaz örneği.....	4
Şekil 2-2 : Projeksiyon sayısının görüntüye etkisinin şematize görüntüsü (2) Projeksiyon sayısı arttıkça orjinalle daha yakın görüntü elde edilmesine rağmen artan radyasyon dozu göz önünde bulundurularak diagnostik açıdan yeterli projeksiyon sayısı tercih edilmelidir. 18 ile 180 projeksiyon sayısı arasında diagnostik açıdan yüksek bir fark olmadığı izlenmektedir.....	5
Şekil 2-3: Çeşitli FOV boyutları (A. Lokalize bölge, B. Tek çene, C. İki çene, D. Maksillofasiyal, E. Kraniofasiyal).....	6
Şekil 2-4: A. KIBT sisteminde kullanılan izotropik voksel B. BT sisteminde kullanılan anizotropik voksel.....	8
Şekil 2-5: Bit derinliğinin renk tonuna etkisinin şematize hali .....	9
Şekil 2-6: Üç ortogonal düzlem (A. Aksiyal, B. Sagital, C. Koronal) .....	9
Şekil 2-7: 1. Çanak (cupping) artefakt 2. Çizgisel (streak) artefakt .....	12
Şekil 2-8: 1. Çizgisel (streak) artefakt 2. Edge gradient efekt.....	13
Şekil 2-9: Halka (ring) artefakt .....	14
Şekil 2-10: Aksiyal kesit KIBT görüntüsünde parsiyel volüm etkisi nedeniyle taşkın gibi görüntü veren dolgu materyali izlenmektedir. Sağda ise parsiyel volüm etkisinin şematize hali mevcuttur. ....	15
Şekil 2-11: Moire efekti .....	16
Şekil 2-12: Koronal ve sagital kesit KIBT görüntülerinde konik ışın etkisi izlenmektedir. ....	17
Şekil 2-13: Aksiyal kesit KIBT görüntüsünde hareket artefaktı görülmektedir. ....	18
Şekil 2-14: Arşimet prensibinin şematize hali.....	24
Şekil 2-15: Noktalı alan ölçüm cetveli .....	26
Şekil 2-16: Çalışılan yapıya uygun bir noktalı alan ölçüm cetveli seçimi (16).....	27
Şekil 2-17 :İrregüler sınırlı yapılar dilimlere ayrıldığında dilimlerin her iki yüzeyinde yüzey alanlarında farklılıklar izlenecektir. Hesaplama hataları engellemek amacıyla dilimlerin tüm kesitlerin aynı yöne bakan yüzeylerinde değerlendirme yapılmalıdır. ...	28

Şekil 3-1: Çalışmamızda oluşturulan defekt görüntüleri .....	30
Şekil 3-2: Scanora® 3D-X tomografi cihazı (Soredex Scanora 3D-X, Soredex Tuusula, Finlandiya) .....	31
Şekil 3-3: Scanora® 3D-X tomografi cihazı görüntüleme programları .....	32
Şekil 3-4: Advantech KT-R240FEE medikal LCD monitör by Kostec (Gangwon, South Korea) .....	33
Şekil 3-5: Image J (National Institutes of Health, Bethesda, ABD) .....	34
Şekil 3-6: OnDemand 3D™ software (Cybermed, California, USA) .....	35
Şekil 3-7: KIBT görüntülerinde uygulanan planimetri metodu.....	36
Şekil 3-8: KIBT görüntülerinde gerçekleştirilen nokta sayım metodu.....	37
Şekil 3-9: Coltene® Speedex light body, İsviçre .....	38
Şekil 3-10: Defektlerin ölçü modelleri .....	38
Şekil 3-11: 50 ml'lik piknometre.....	39
Şekil 3-12: 0.0001 gr ölçüm hassasiyetine sahip hassas terazi (KERN&Sohn GmbH, Balingen, Almanya) .....	39
Şekil 4-1: Kesitler ve kullanılan tekniklere göre hacim değerlerinin( $\text{mm}^3$ ) grafiği .....	45
Şekil 4-2: Kullanılan tekniklere göre sapma yüzdeleri grafiği .....	49

**SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ****KISALTMALAR**

BT	Bilgisayarlı Tomografi
CCD	Charged Coupled Device
DBT	Dental Bilgisayarlı Tomografi
DVT	Dental Volümetrik Tomografi
FOV	Görüntüleme Alanı
FPD	Flat Panel Dedektör
IIT	Görüntü Yoğunlaştırıcı Tüp- Image Intensifier Tube
KIBT	Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi
KIVT	Konik Işınlı Volümetrik Tomografi
MRG	Manyetik Rezonans Görüntüleme
MPR	Multiplanar Reformasyon
TME	Temporomandibular Eklem
USG	Ultrasonografi

**SEMBOLLER**

cm	Santimetre
gr	Gram
kVp	Kilovoltaj peak
mA	Miliamper
ml	Mililitre
mm	Milimetre
mm <sup>3</sup>	Milimetreküp
sn	Saniye
μSv	Mikrosievert

## ÖZET

Taşyapan, S.A. (2021). Konik Işınli Bilgisayarlı Tomografide Farklı Kesitler İle Yapılan Hacimsel Hesaplamaların Deneysel Olarak Değerlendirilmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi ABD. Doktora Tezi. İstanbul.

Tez çalışmamızda 7 adet sığır femur kemiği kondil bölgesinde oluşturulan 35 adet düzensiz sınırlı intraosseöz defektin planimetri ve nokta sayım tekniği kullanılarak aksiyal, sagittal ve koronal kesitler üzerinden hacimsel hesaplamaları yapılmış olup buna ek olarak bu hesaplamalar 2, 4, 6, 8, 10, 12, 16 ve 20 dilim aralıklarında ayrı ayrı değerlendirilmiştir. Tüm hesaplanan değerler Arşimet prensibi ile elde edilen gerçek hacim değerleri ile kıyaslanmıştır.

Sapma yüzdeleri açısından kesitler karşılaştırıldığında istatistiksel bir fark görülmemiştir ( $p=0,051$ ). Kullanılan tekniklere bakıldığında ise sapma yüzdeleri açısından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmemiştir ( $p=0,628$ ). Tüm hesaplanan değerler Arşimet prensibi ile elde edilen gerçek hacim değerleri ile uyumlu olduğu görülmüştür.

Araştırmamızın amacı konik ışınli bilgisayarlı tomografi (KIBT) kullanılarak stereolojik yöntemlerle elde edilen hacim hesaplamalarına kesit yöneliminin ve dilim sayısı tercihinin hesaplamalardaki etkisini belirlemektir.

Anahtar Kelimeler : Konik Işınli Bilgisayarlı Tomografi, Stereoloji, Cavalieri Prensibi, Planimetri, Hacimsel Değerlendirme

## ABSTRACT

Taşyapan, S.A. (2021). Experimental Evaluation of Volumetric Calculations Made with Different Sections in Cone Beam Computed Tomography. İstanbul University, Institute of Health Science, Oral and Maxillofacial Radiology Department. Doktora Tezi. İstanbul.

In thesis, volumetric calculations were made on axial, sagittal and coronal sections of 35 irregularly circumscribed intraosseous defects created in 7 bovine femur bone condyles using planimetry and point counting technique. In addition, these calculations were evaluated separately in 2, 4, 6, 8, 10, 12, 16 and 20 slice intervals. All calculated values are compared with the actual volume values obtained with Archimedes principle.

When the sections were compared in terms of deviation percentages, no statistical difference was found ( $p = 0.051$ ). Regarding the techniques used, there was no statistically significant difference between the techniques in terms of deviation percentages ( $p = 0.628$ ). It was seen that all the calculated values were compatible with the actual volume values obtained by Archimedes principle.

The aim of this study is to determine the effect of section orientation and the choice of the number of slices on the volume calculations obtained by stereological methods using cone beam computed tomography (CBCT).

Key Words: Cone Beam Computed Tomography, Stereology, Cavalieri Principle, Planimetry, Volumetric Evaluation

## 1. GİRİŞ VE AMAÇ

Diş hekimliğinde radyolojik değerlendirme; tanı, tedavi planlaması ve takipte önemli yer tutmaktadır (1, 2). Çeşitli intraoral ve ekstraoral görüntüleme teknikleri rutinde kullanılmakla birlikte iki boyutlu görüntülemeye bağlı dezavantajları ve kısıtlılıkları nedeniyle ileri görüntüleme tekniklerine ihtiyaç duyulmaktadır (1).

Diş hekimliği radyolojisinde üç boyutlu görüntüleme ihtiyacı, bilgisayarlı tomografi (BT) kullanımının artmasına yol açmakla birlikte yüksek maliyeti ve yüksek radyasyon dozu gibi dezavantajları nedeniyle rutin kullanımda sınırlı kalmıştır (3). Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi (KIBT) ise ilk olarak 1982 yılında anjiyografi, mamografi, radyoterapi rehberliği gibi çeşitli medikal alanlarda kullanılmıştır (4-6). Daha sonra 1997 yılında maksillofasiyal bölgenin incelenmesinde kullanılmaya başlanmıştır. 2001 yılı itibariyle diş hekimliği alanında rutin kullanılmaya başlanmış olup BT'ye oranla daha düşük radyasyon dozu, daha düşük maliyet, daha küçük görüntüleme alanı kullanılabilmesi, daha kısa tarama zamanı gibi birçok avantaja sahip olması kullanımını hızlı bir şekilde yaygınlaştırmıştır (7).

KIBT, BT ve manyetik rezonans görüntüleme (MRG) gibi ileri görüntüleme tekniklerinde sagittal, koronal ve aksiyal kesitlerde görüntüler elde edilmekte olup uzunluk, alan ve hacim değerlendirilmesi yapılabilmektedir (8, 9). Anatomik veya patolojik durumların değerlendirilmesinde bu parametreler önem kazanmaktadır. Günümüzde hacim değerlendirmeleri ön plana çıkmaktadır. Diş hekimliğinde özellikle periapikal lezyonlar, maksillofasiyal patolojiler, periodontal defektler gibi çeşitli nedenlerden oluşan kemik defekt alanlarının, ortognatik cerrahi öncesi ve sonrasında değişimlerin, implant cerrahisinde operasyon bölgesinin, greft planlanan veya yapılmış hastaların, paranazal sinüslerin ve hava yolunun değerlendirilmesi gibi birçok alanda KIBT ile hacimsel hesaplamalar kullanılmaktadır. Bu sayede lezyonların veya yapıların karakteristiği, tedavisi ve tedavi sonrası süreç ile ilgili ayrıntılı bilgiye ulaşabilmektedir (10-14).

Hacim değerlendirmesinde çeşitli yöntemler kullanılmakta olup stereolojik yöntem bunlardan biridir (15-18). Cavalieri prensibi ise sık kullanılan stereoloji yöntemi olup özellikle dış ortamdan izole edilemeyen amorf yapıların hacim hesaplamasında kullanılmaktadır. Cavalieri prensibine göre birbirlerine paralel kesitlerden oluşan

görüntüler kullanılmak üzere, amorf yapıyı oluşturan kesitler içerisinde sistematik olarak rastgele belirlenen kesitlerin toplam alanı ile kesit kalınlığının çarpımı ile yapının hacmi hesaplanabilir (17-20).

Cavalieri prensibi ile hacim hesaplamada planimetri ve nokta sayım metotlarından yararlanılabilir. Planimetride, kesitlerdeki alan hesaplamasında yapı sınırlarının araştırmacı veya özel olarak tasarlanmış bilgisayar destekli görüntü analiz cihazları ile uygulandığı bir metot olup nokta sayım ise kesitlerdeki alan hesaplamasında nokta sayım cetveli üzerinde yapı sınırları içerisinde kalan noktaların sayılması ile uygulanan bir metottur (21, 22).

Literatürde diş hekimliğinde Cavalieri prensibi ile KIBT görüntüleri kullanılarak hacimsel hesaplamaların yapıldığı çalışmalar sınırlı sayıda olup KIBT görüntülerinde kesit tercihi ve dilim sayısının etkisinin hesaplamalara etkisi üzerine çalışmaların yetersiz olduğu görülmüştür (23-27).

Araştırmamızda literatürdeki birçok çalışma da referans alınarak Arşimet prensibinin altın standart kabul edilmiş olup KIBT görüntülerinde elde edilen sagittal, koronal ve aksiyal kesitler üzerinden yapılan hesaplamalar değerlendirilmiş olup buna ek olarak farklı dilim sayısının bu sonuçlara etkisi de incelenmiştir.

## 2. GENEL BİLGİLER

1972 yılında Sir Godfrey Hounsfield tarafından ilk BT geliştirilmiştir (28). Günümüze medikal görüntüleme rutin olarak yer edinmesinin yanı sıra son yıllarda maksillofasiyal görüntüleme de sıklıkla kullanılmaktadır. Birçok avantajının yanında maliyeti, yüksek radyasyon dozu gibi dezavantajlara sahip olması nedeniyle diş hekimliği pratiğinde kullanılmak üzere yeni BT sistemleri geliştirilmeye başlanmıştır. İlk olarak 1982 yılında anjiyografide kullanılan KIBT, diş hekimliğinde kullanılmak üzere özel üretilen sistemler haline gelmiştir (29).

Konik ışınli bilgisayarlı tomografi (KIBT); dental volümetrik tomografi (DVT), dental bilgisayarlı tomografi (DBT) ve konik ışınli volümetrik tomografi (KIVT) gibi farklı adlar ile tanımlanmaktadır (8, 9). Maksillofasiyal patolojilerin ve anatomik oluşumların incelenmesinde, endodontik ve ortodontik uygulamalarda ve implantoloji gibi diş hekimliğinin birçok alanında kullanılmaktadır (14, 30-35).

### 2.1. KIBT Tekniğinin Esasları

Konik formda bir ışın demetinin ve karşısındaki dedektörün kafa tutucuları ile sabitlenmiş hasta başının çevresinde 180° veya 360° bir dönüş yapması sonucunda görüntü elde edilir (1, 7, 36, 37).

### 2.2. KIBT Cihazlarında Görüntü Oluşumu

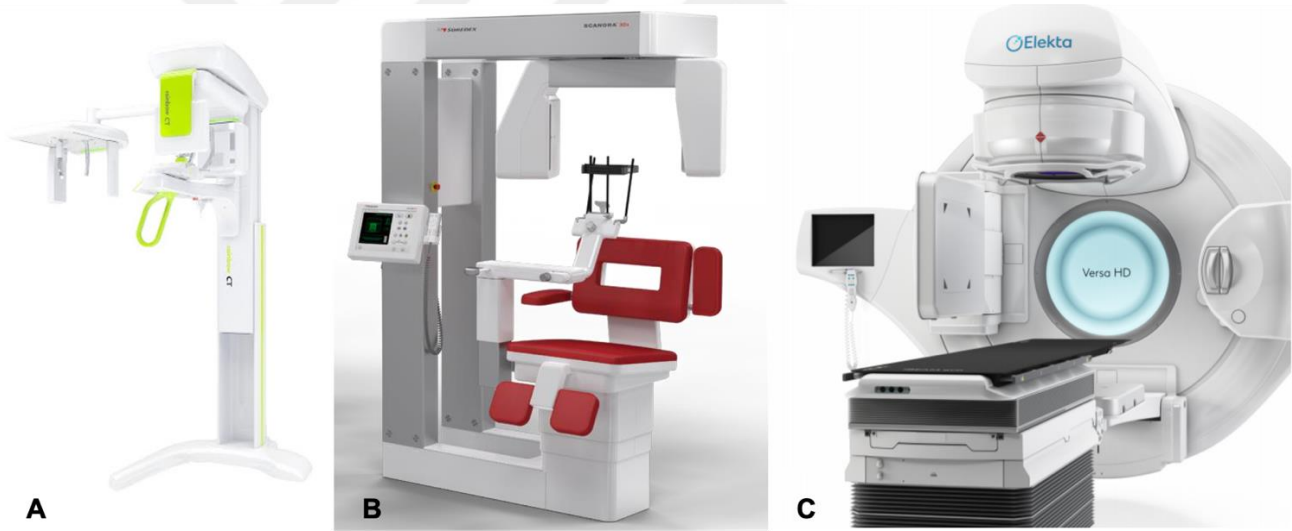
Görüntü oluşumu; konfigürasyon kazanımı, görüntünün elde edilmesi, görüntünün rekonstrüksiyonu ve görüntünün aktarımı aşamalarından oluşmaktadır (7-9).

#### 2.2.1. Konfigürasyon Kazanımı

X ışını kaynağı ile dedektörün senkronize şekilde bir tam veya yarım rotasyonu ile taraması, konfigürasyon için yeterli olup bazı parametrelere dikkat edilmesi gerekmektedir (1).

### 2.2.1.1. Hasta Pozisyonu

Cihaz özelliğine bağlı olarak oturarak, ayakta veya supin pozisyonda tarama işlemi tamamlanabilir (Şekil 2-1). Ayakta tarama işlemi yapan cihazlarda ayakta durmakta güçlük çeken veya sabit durmakta zorluk çeken hastalarda (yaşlı hasta, tremor ve Parkinson hastası vb.) kullanım zorluğu görülebilir. Ayrıca pediatrik hastalar ile tekerlekli sandalye kullanan hastalarda yükseklik ayarlaması yapılamayabilir. Supin pozisyonda tarama işlemi yapan cihazlar ise geniş alan ihtiyacı doğurmakta olup fiziksel engelli hastalarda kullanım zorluğu görülebilir. Kullanım kolaylığı açısından en avantajlı şekli oturur pozisyonda tarama işlemi yapan cihazlar olarak görülmekte olmasına rağmen fiziksel engelli hastalarda problem yaratabilirler (1, 7-9, 28, 29).

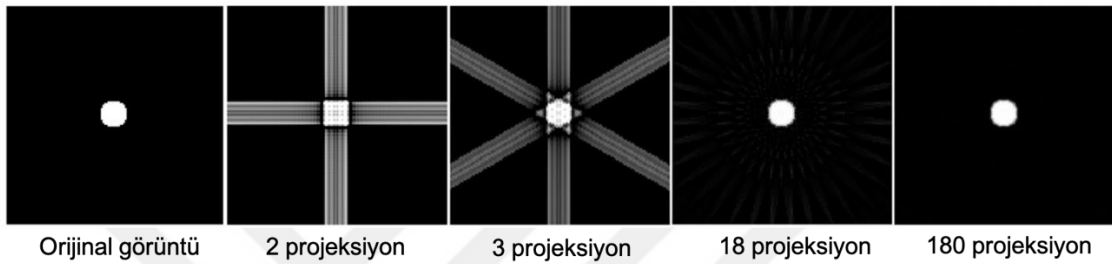


Şekil 2-1: A: Ayakta tarama işlemi yapan cihaz örneği, B: Oturarak tarama işlemi yapan cihaz örneği, C: Supin pozisyonda tarama işlemi yapan cihaz örneği

### 2.2.1.2. X Işını Oluşumu

X ışını tüpü ve dedektörün hasta etrafında rotasyonu ile elde edilen çok sayıda projeksiyon görüntüsü üretilir. Projeksiyon sayısı, rotasyon süresi ve görüntü hızı gibi faktörlerden etkilenmektedir. Projeksiyon sayısının fazla olması, daha yüksek hasta

radyasyon dozu, daha yüksek uzaysal çözünürlük ve daha büyük kontrast çözünürlüğü ile ilişkilidir. Görüntü kalitesini ve diagnostik değeri koruyacak şekilde projeksiyon sayısının azaltılması ile radyasyon dozu azaltılabilir. Bu amaçla aralıklı ışınlama ile tarama zamanı kısaltılabilir. Ayrıca KIBT cihazlarında tüp akımı (mA), tüp voltajı (kVp) gibi ışınlama faktörleri hastaya göre ayarlanabilir olup bu durum radyasyon dozunun azaltılmasını sağlar (2, 7) (Şekil 2-2).



**Şekil 2-2 : Projeksiyon sayısının görüntüye etkisinin şematize görüntüsü (2) Projeksiyon sayısı arttıkça orjinale daha yakın görüntü elde edilmesine rağmen artan radyasyon dozu göz önünde bulundurularak diagnostik açıdan yeterli projeksiyon sayısı tercih edilmelidir. 18 ile 180 projeksiyon sayısı arasında diagnostik açıdan yüksek bir fark olmadığı izlenmektedir.**

### 2.2.1.3. Tarama Hacmi-Görüntüleme Alanı- FOV

Görüntülenmek istenen hacim görüntüleme alanı/sahası (Field of view-FOV) olarak da isimlendirilmektedir. FOV, görüntünün büyüklüğünü belirler (28, 32). Küçük bir FOV tercih edildiğinde daha düşük efektif doz ve daha kısa rekonstrüksiyon zamanı ile yüksek çözünürlüklü görüntü elde edilmesi sağlanır (7, 36, 37).

FOV alanından daha geniş bir tarama hacmi sağlamak için ise iki veya daha fazla taramadan veri elde edip bitişik görüntü hacimlerini kaynaştırma (stitching) yöntemi kullanılmaktadır (1, 7, 36, 37).

Cihazın özelliğine göre farklı hacim ve alanları değerlendirmek mümkündür. Görüntüledikleri hacmin boyutlarına göre;

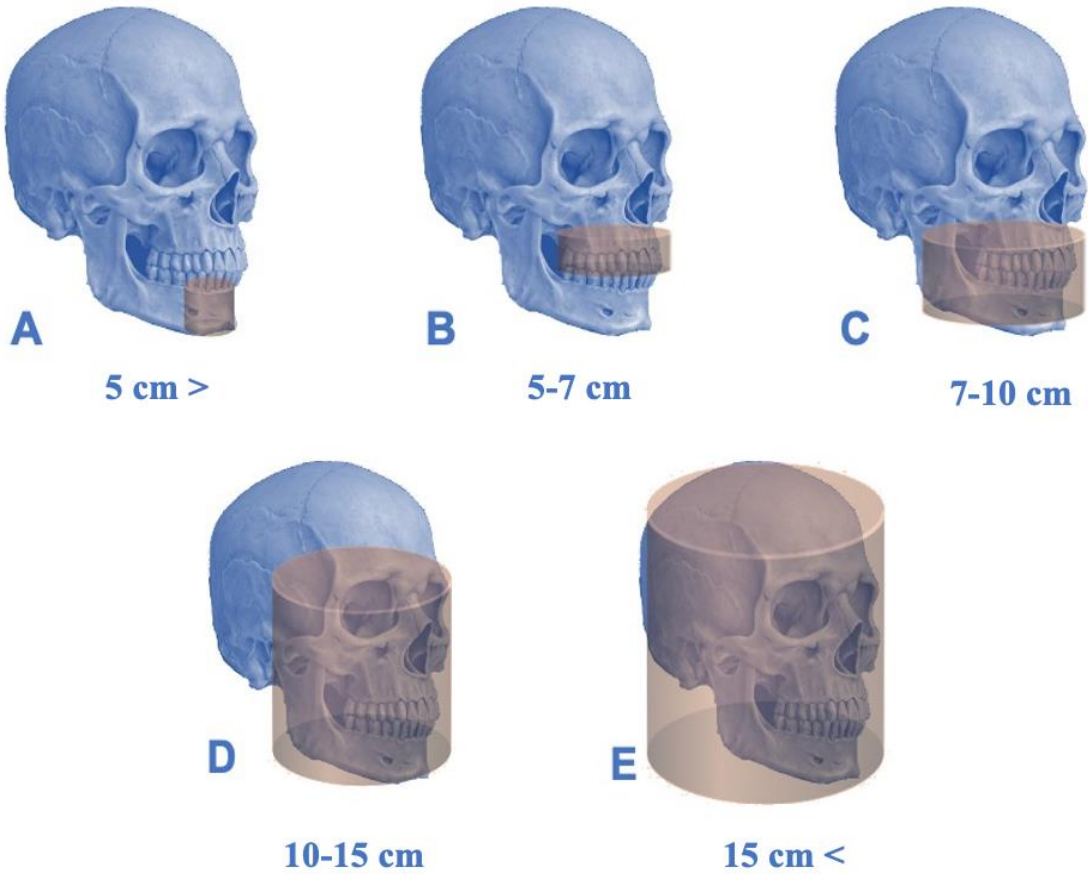
Lokelize bölge (dar veya sınırlı saha): 5 cm veya az,

Tek çene: 5-7 cm,

İki çene: 7-10 cm,

Maksillofasiyal: 10-15 cm,

Kraniyofasiyal: 15 cm'den büyük olarak sınıflandırılırlar (7-9, 37) (Şekil 2-3).



Şekil 2-3: Çeşitli FOV boyutları (A. Lokalize bölge, B. Tek çene, C. İki çene, D. Maksillofasiyal, E. Kraniyofasiyal)

#### 2.2.1.4. Tarama Faktörleri

Hastada görüntülenmek istenen bölgenin taraması sırasında, farklı açılarda elde edilen çok sayıda lateral sefalometrik görüntülere benzer iki boyutlu görüntü mevcuttur. Bu görüntüler basis, raw ve frame image olarak adlandırılmaktadır. Elde edilen bu görüntülerin tamamına ham data veya projeksiyon verisi adı verilir (1, 8, 9, 36, 37).

Işınlama parametreleri ve dedektör kapasitesine göre değişiklik göstermekle birlikte ortalama 100 ile 600 arasında oluşan ham data elde edilmekte olup ham datanın fazla olması rekonstrüksiyonda daha fazla bilgi, daha fazla uzaysal ve kontrast rezolüsyonu sağlar. Bu durum gürültü ve metalik artefaktı azaltmakla birlikte tarama zamanı uzar, radyasyon dozu artar ve rekonstrüksiyon süresi uzar (8, 9, 29).

Tarama süresi 10-70 sn arasında değişkenlik göstermekte olup sürenin tamamında veya kesikli olarak ışınlama olabilir, bu süre 3-9 sn arasında değişmektedir. Tarama süresindeki azalma hareket artefaktını azalttığı için tercih edilmektedir (1, 8, 9).

### **2.2.2. Görüntünün Elde Edilmesi**

KIBT cihazlarında, iki tip dijital dedektör kullanılmaktadır. Her iki dedektör tipinde de gelen X ışını sintilatör ile ışık fotonlarına dönüştürülerek algılanır ve dijital dataya çevrilerek görüntü işlemcisine gönderilir.

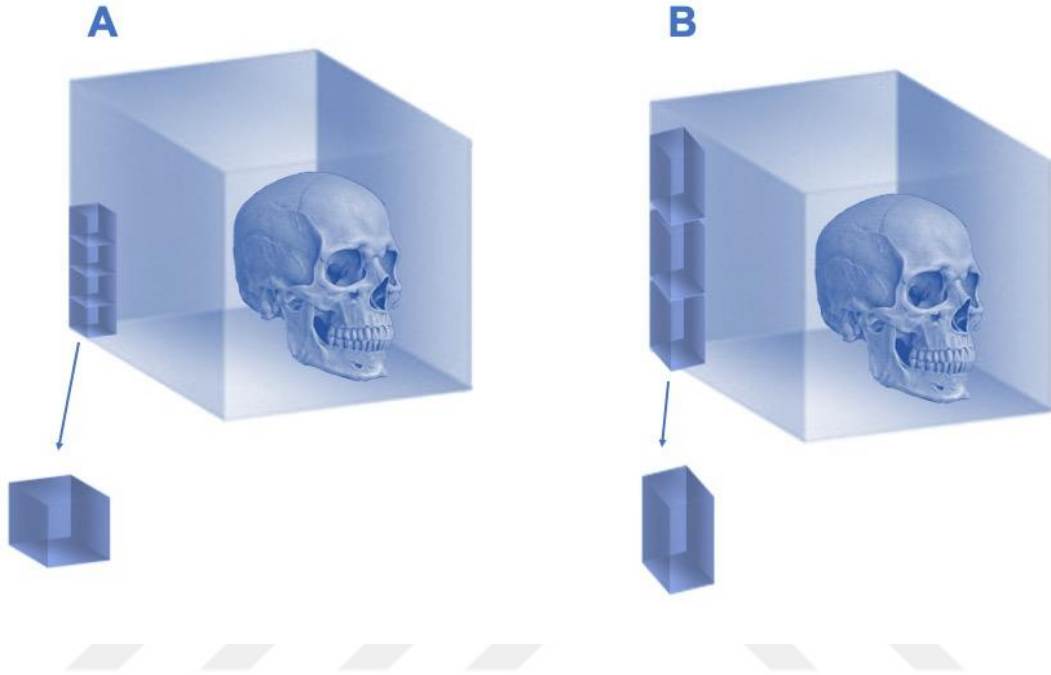
İlki, konvansiyonel imaj güçlendiriciye (image intensifier tube, IIT) bağlı CCD (charged coupled device) kombinasyonudur. IIT/CCD diğer tip dedektöre oranla fazla yer kaplamakta olup bu dedektör tipi kullanılan cihazlarda alınan görüntülerde daha fazla geometrik distorsiyon oluşmaktadır (8, 9).

Diğer dedektör tipi ise flat panel dedektörler (FPD) olup sıklıkla bu tip dedektör kullanılmaktadır (1). FPD'lerin X ışını sensitivitesi çok daha yüksek olup bu durum hasta radyasyon dozunun azalmasını sağlar. Ayrıca uzaysal ve kontrast çözünürlüğü daha yüksek olup artefakt oluşumu daha azdır. Görüntünün daha kısa sürede elde edilmesi hasta hareketine bağlı artefakt oluşumunun önüne geçer. Düzenli olarak kalibre edilerek hatalı piksellerle ilgili görüntüde oluşabilecek problemlerin önüne geçilebilir (1, 7, 36).

#### **2.2.2.1. Voksel Boyutu**

Dijital hacimsel datanın en küçük sub ünitesine voksel adı verilir. Voksel boyutu görüntü çözünürlüğünü belirlemekte olup KIBT cihazlarında vokseller genellikle izotropiktir (28, 38) (Şekil 2-4). Cihaza bağlı farklılık göstermekle birlikte genellikle 0.07-0.4 mm arasında bir boyuta sahiptir. Voksel boyutunun azalması görüntü

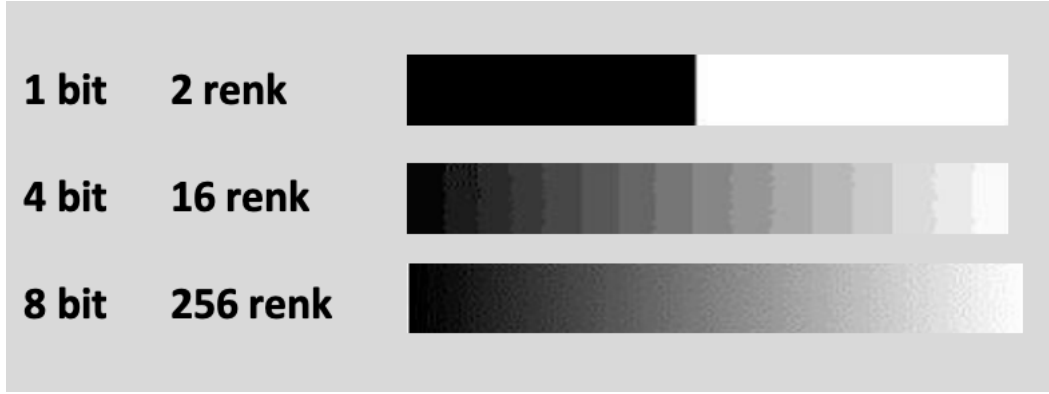
çözünürlüğünü artırır. Tüm eksenlerde eşit boyutlarda olması ise multiplanar reformasyon görüntülerinde (MPR) distorsiyonu engeller (2, 8, 37).



**Şekil 2-4: A. KIBT sisteminde kullanılan izotropik voksel B. BT sisteminde kullanılan anizotropik voksel**

#### 2.2.2.2. Gri Skala

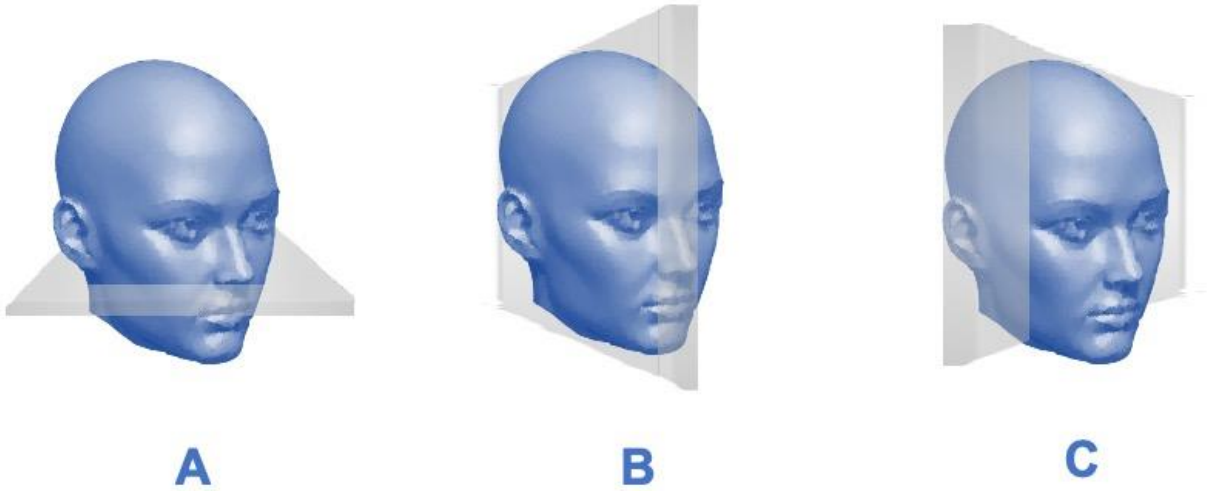
Her bir vokselde atenüasyona bağlı olarak bir gri değer elde edilir. Bu değer farklılıklarını gösterebilmesi ufak kontrast farklılıklarını görüntüleme kabiliyetiyle ilişkilidir. Yani ne kadar fazla gri tonu varsa ayrıntılar netleşir. Bu parametre bit derinliği olarak tanımlanmaktadır (Şekil 2-5). Son nesil KIBT cihazları genellikle 12 bit veya 14 bit imajlarına, yani  $2^{12}$  (4096) veya  $2^{14}$  (16384) gri renk tonuna sahiptirler (1, 7, 36). Buna ek olarak yapılan çalışmalarda insan gözünün 700-900 gri renk tonu ayırt edebildiği belirtilmiş olup bit derinliğinin artışı belli bir aşamadan sonra diagnostik açıdan sınırlı kalacağı göz önünde bulundurulmalıdır (39).



Şekil 2-5: Bit derinliğinin renk tonuna etkisinin şematize hali

### 2.2.3. Görüntünün Rekonstrüksiyonu

Rekonstrüksiyon, ham datadan kesitsel görüntü elde edilmesi işlemidir. Rekonstrüksiyon ile aksiyal, koronal ve sagittal olmak üzere üç ortogonal düzlemde multiplanar görüntüler elde edilir (1, 7, 36, 37) (Şekil 2-6). Bu işlem ön işlem ve rekonstrüksiyon olmak üzere iki aşamadan oluşmaktadır.



Şekil 2-6: Üç ortogonal düzlem (A. Aksiyal, B. Sagittal, C. Koronal)

Ön işlem aşamasında elde edilen ham data, yapısal bozukluklar ve yetersiz ışınlamalar açısından düzeltilir. Rekonstrüksiyon aşamasında ise düzeltilen görüntüler tek bir hacimde toplanır (8, 9).

Bu işlem ışınlama parametrelerine (voksel ebatı, FOV ve projeksiyon sayısı), kullanılan cihazın donanımına (işlem hızı, iki bilgisayar arası veri hacmi) ve yazılıma göre değişen bir zaman dilimi içerisinde tamamlanır. Bu süreç yarım saat gibi uzun süreç alabileceği gibi genellikle beş dakikadan kısa olacak şekilde tamamlanmaktadır (1, 7, 36, 37).

#### **2.2.4. Görüntünün Aktarılması**

Rekonstrükte edilen data, üç ortogonal düzlemde (aksiyal, sagittal ve koronal) ekrana yansıtılır. Datanın uygun şekilde değerlendirilmesi için yazılımlar ile multiplanar, üç boyutlu veya eğrisel rekonstrüksiyonlar elde edilebilir. Cross-sectional görüntü istenen düzlemde görüntülenebilir. Yazılımdaki mevcut ölçüm aracı ile çeşitli değerlendirmeler yapılabilir. Büyütme, kontrast ve aydınlık ayarları yapılabilir. Data, taşınabilir bir cihaz ile aktarılabilir (8, 9).

### **2.3. KIBT'in Avantajları**

KIBT'nin en büyük avantajı, üç boyutlu görüntüleme sayesinde diş hekimliği kliniğinde yaygın olarak kullanılan diğer iki boyutlu görüntüleme tekniklerinin dezavantajlarının (süperpozisyon vb.) ekarte edilmesi ve tanıyı kolaylaştırmasıdır (28, 38).

KIBT, medikal BT cihazlarına kıyasla daha ucuz maliyeti ve kapladığı alan açısından daha az alana ihtiyaç duyması ve de radyasyon dozunun düşük olması nedeniyle sadece hastanelerde değil birçok tıp merkezi ve özel kliniklerde de yaygın olarak kullanılmaktadır (1, 3).

Daha küçük FOV'da görüntüleme yapabilen KIBT cihazlarında radyasyon dozu genellikle 13-82  $\mu\text{Sv}$  iken medikal BT'de ise 474-1160  $\mu\text{Sv}$  arasındadır. Daha az radyasyon dozuna ek olarak daha kısa tarama zamanı da avantajlarından biridir. Tarama süresinin daha kısa sürede tamamlanması ile hareket artefaktı oluşma olasılığı da azalmaktadır (8, 9).

KIBT cihazlarının medikal BT cihazlarına göre daha ince kesit aralıklarında değerlendirme sağlaması dentomaksillofasiyal bölge gibi küçük bölgelerin daha ayrıntılı incelenmesine olanak sağlar ve kesit aralığında gözden kaçırılacak durumların önüne geçer (36, 37).

KIBT cihazlarında FOV alanının belirlenebilmesi, gereksiz bölgelerin ışınlanmasının önüne geçilmesini ve radyasyon dozunun azalmasını sağlar. Ayrıca bazı KIBT cihazları hastanın yaş ve ebatlarındaki farklılıklara bağlı olarak, ışınlama parametrelerinden mA ve kV değerlerinin değiştirilmesine de imkan sağlamaktadır. Bu durum hastanın tanı açısından fazla radyasyon doz almasının önüne geçilmesini sağlar (9).

KIBT’de görüntüler ile sagittal, koronal ve aksiyal üç ortogonal düzlemler ile MPR olarak oblik ve eğimli düzlemlerde incelenebilmektedir (1, 8, 36, 37).

Medikal BT cihazlarından farklı olarak KIBT cihazlarında vokseller izotropik olup boyutları daha küçük olabilir ve daha yüksek çözünürlük elde edilir. Bu durum ayrıca MPR görüntülerin distorsiyon oluşmadan elde edilmesini sağlar (3, 8).

#### **2.4. KIBT'in Dezavantajları**

KIBT görüntüleri yumuşak dokunun incelenmesinde yetersiz olup endikasyon belirlenmesinde göz önünde bulundurulmalıdır. Ayrıntılı yumuşak doku değerlendirmesinde yetersiz olmasına rağmen yumuşak doku içerisinde yeterli kalsifikasyon gösteren oluşumlar görüntülenebilir (8, 9, 28).

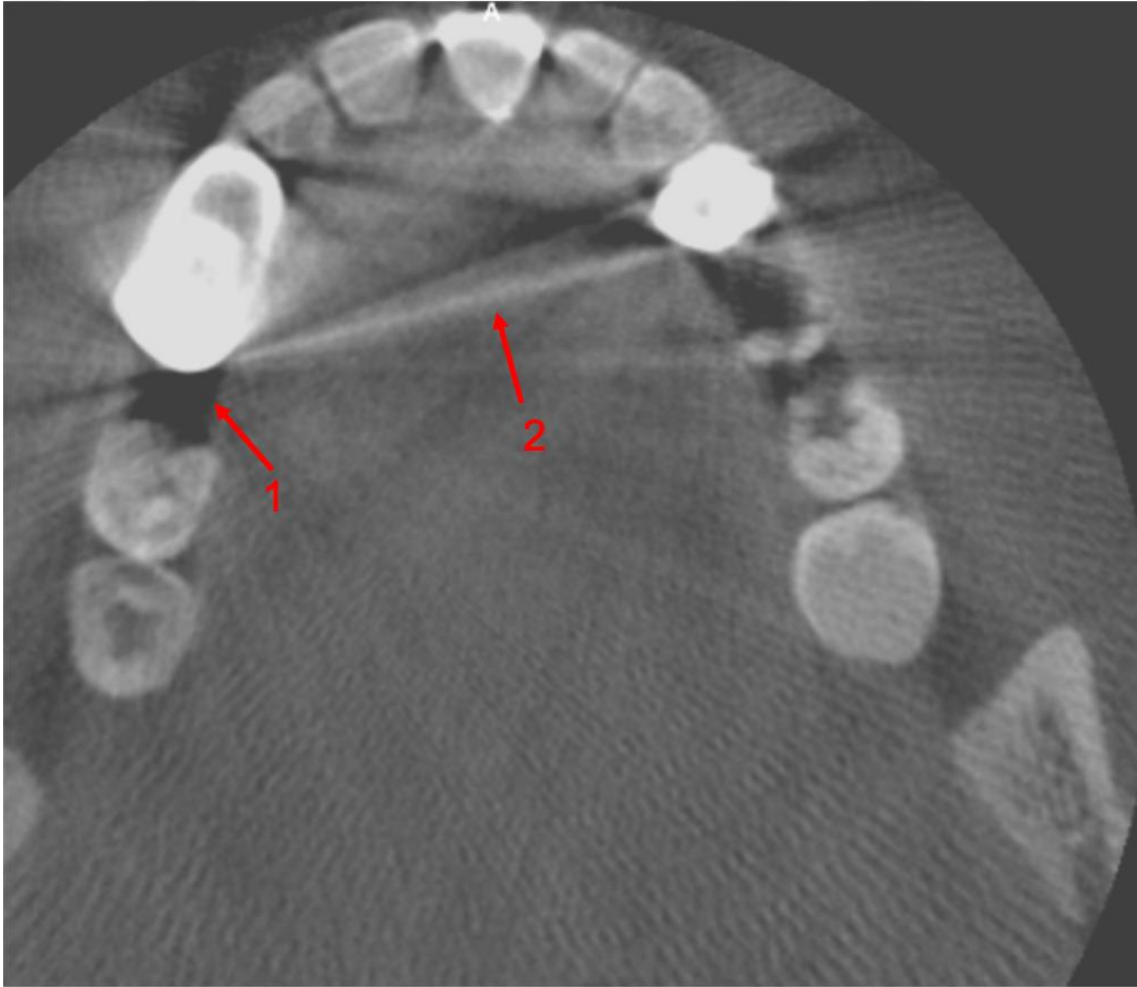
KIBT’da medikal BT’ye göre daha düşük radyasyon dozu olmasına rağmen diş hekimliği rutininde kullanılan periapikal ve panoramik radyografiye göre daha yüksek radyasyon dozu mevcuttur (3, 7).

Günümüzde fakülte, hastane veya poliklinik gibi büyük sağlık kuruluşlarında rutin kullanımının artmasına rağmen görüntülerin değerlendirilmesi için eğitim ihtiyacı da beraberinde gelmektedir (9).

KIBT görüntülerinde de çeşitli artefaktlar izlenebilmekte olup bu artefaktlar nedeniyle görüntüler tanı değerini yitirebilir. KIBT’da oluşabilecek artefaktlar, X ışınına, konik ışına, hastaya ve tarayıcıya bağlı oluşabilir (8).

### 2.4.1. X Işını ile İlgili Artefaktlar

X ışını demeti bir dokudan geçerken düşük enerjili fotonların, doku tarafından absorbe edilmesine bağlı olarak dedektöre ulaşan X ışınları daha yüksek enerji seviyesine sahiptirler. Bu durum X ışını sertleşmesi (beam hardening) olarak adlandırılmakta olup iki şekilde izlenebilir. İlki çanak (cupping) artefakt olup metalik yapılarda farklı absorpsiyona bağlı olarak oluşur. X ışını yoğun cismin merkezinden (cisim homojen olsa bile) geçerken atenüasyon daha az olacağı için cisimde atenüasyon katsayısı (absorbe edilen foton yüzdesi) lineer değil çukurlaşma şeklinde oluşacaktır (1, 2, 7) (Şekil 2-7).

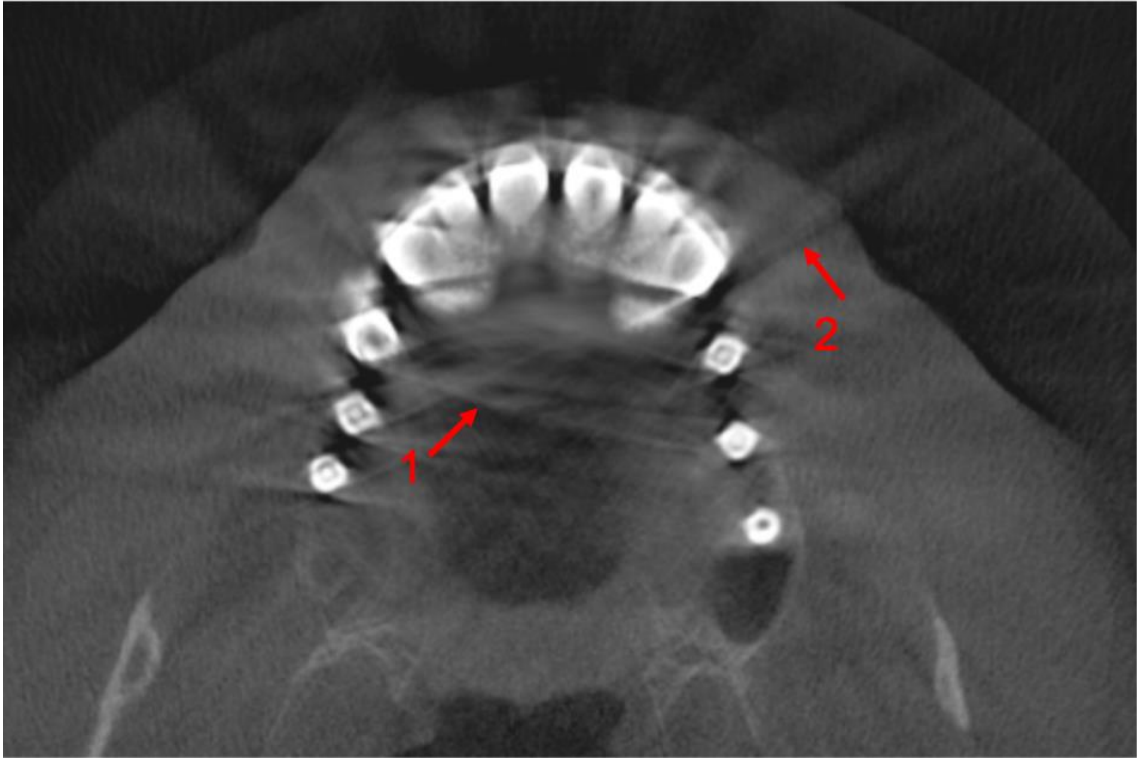


Şekil 2-7: 1. Çanak (cupping) artefakt 2. Çizgisel (streak) artefakt

Diğeri ise iki yoğun nesne arasında oluşan çizgisel (streak) ve koyu bant şeklinde izlenen artefaktır. Nesnenin çevresinde görülen açık-parlak ve koyu bantlarla

tipik olarak posterior fossa ve temporal kemiğin petroz kısmının değerlendirilmesinde karşılaşılmaktadır. Hastadaki metalik yapıların uzaklaştırılması, tarama bölgesinin küçültülmesi, kesit kalınlığının azaltılması, mAs değerinin artırılması, ek filtre kullanımı ve ışın sertleşmesinin objeye ulaşmadan azaltılması ile bu artefakt oluşumu azaltılabilir (1, 7, 9).

Birbiri arasında atenüasyon farkı çok olan iki yapının (mine-hava/ metalik cisim gibi) ara yüzünde ve daha dens yapının yüzeyine teğet olarak görülen çizgisel artefakta edge-gradient efekt denir. Genellikle koyu ince bir çizgi şeklinde izlenmektedir (8, 9) (Şekil 2-8).

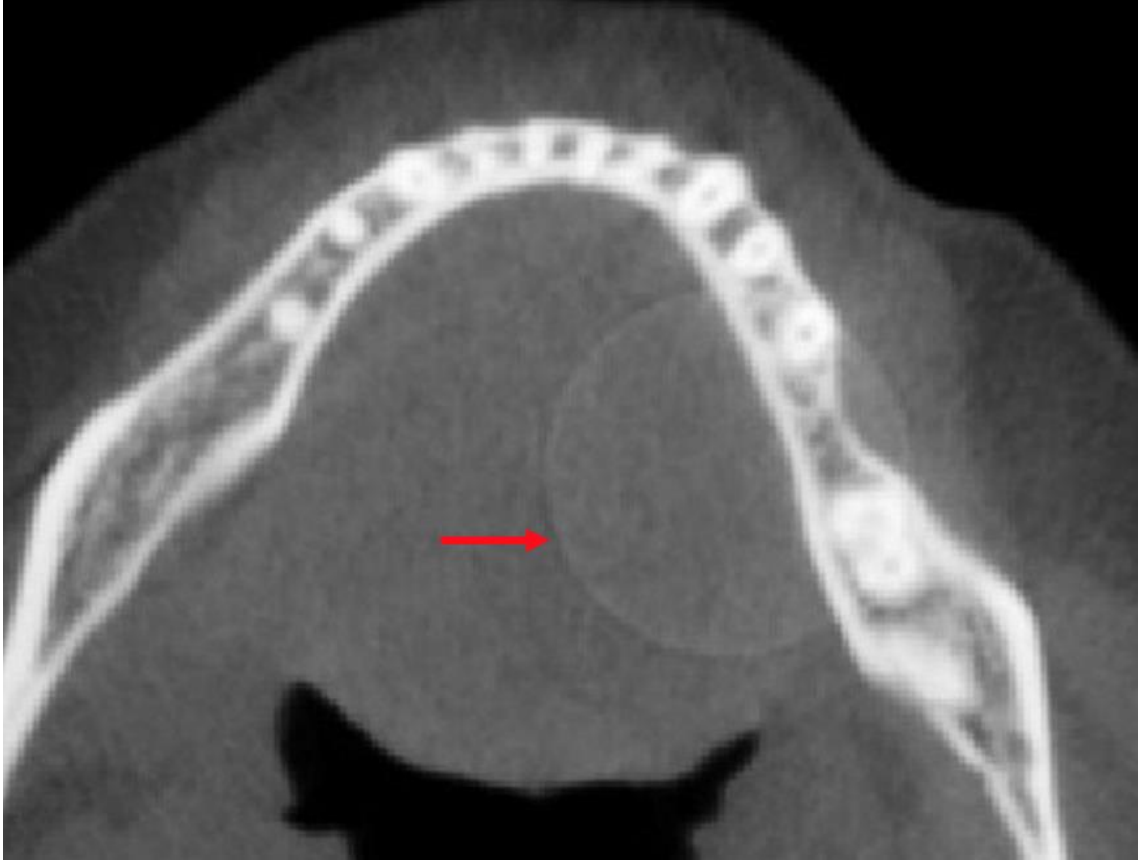


**Şekil 2-8: 1. Çizgisel (streak) artefakt 2. Edge gradient efekt**

Işın sertleşmesinin yoğun olduğu durumlarda gürültü artışı ve streak artefakt daha belirgin hale gelir. Bu durum noise kaynaklı streak olarak adlandırılmakta olup genellikle titanyum implant ve ağır metal içerikli restorasyon çevresinde izlenmektedir (1, 3, 29).

### 2.4.2. Tarayıcı İlgili Artefaktlar

Tarayıcı kalibrasyon hatası sonucu oluşan ve aksiyal görüntü üzerinde dairesel şekilde oluşan artefakt halka (ring) artefaktı olarak tanımlanmaktadır. Kalibrasyonun yaptırılması ile artefakt önlenir (8, 9) (Şekil 2-9).



Şekil 2-9: Halka (ring) artefakt

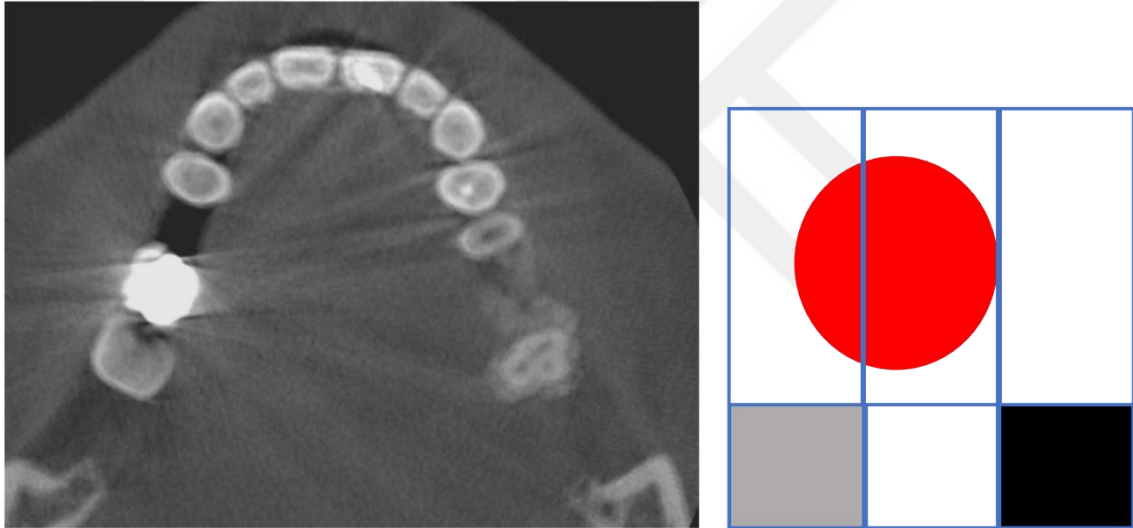
Görüntülenen yapı FOV'dan büyük olması durumunda görüntüde kesme (truncation) artefaktı oluşur (8).

### 2.4.3. Konik Işın Geometrisi ile İlgili Artefaktlar

Bu tip artefaktlar X ışınının projeksiyon geometrisi ve dedektör sistemlerinin algılamalarına bağlı oluşmakta olup parsiyel hacim etkisi (partial volume effect),

örnekleme yetersizlikleri (undersampling) ve konik ışın etkisi (cone-beam effect) olarak üç şekilde izlenmektedir (7, 8).

Voksel boyutu ile objenin yapısı-sınırlarıyla ilişkili olarak görülebilecek bir etki olan parsiyel hacim etkisi genellikle farklı dansitelerdeki yapıların birlikte bulunduğu bölgelerde ortaya çıkmaktadır. Aynı voksel içerisinde birbirinden farklı dansitelerdeki yapılar içerdiğinde, tek bir yapı bir vokseli doldurmadığında vokselin yansıttığı dansite değeri mevcut yapıların ortalaması şeklinde oluşur (Şekil 2-10). Bu etkiyi azaltmak için küçük boyutta voksel seçimi ve kesit kalınlığının azaltılması gerekmektedir. KIBT cihazlarında izotropik voksel kullanılması ve göreceli olarak daha ince kesit kalınlığı kullanımı nedeniyle BT'ye göre daha az sıklıkla izlenmektedir.



**Şekil 2-10: Aksiyal kesit KIBT görüntüsünde parsiyel volüm etkisi nedeniyle taşkın gibi görüntü veren dolgu materyali izlenmektedir. Sağda ise parsiyel volüm etkisinin şematize hali mevcuttur.**

Örnekleme yetersizlikleri (undersampling), temel projeksiyon sayısının azlığına veya küçük boyutlu dedektörler ile büyük yapıların taranmasına bağlı oluşmaktadır. Bu durumu, dedektördeki voksel boyutu ve X ışını fotonlarının paralel olmaması etkilemektedir. Örnekleme yetersizliklerine bağlı olarak görüntüde hatalı kayıt, gürültü ve keskin kenarlar izlenebilir. Görüntüde Moire efekti veya aliasing adı verilen çizgilenmelere de yol açabilir (Şekil 2-11). Bu etkileri azaltmak amacıyla örnekleme

sayısı olabildiğince fazla olması sağlanmalıdır fakat bu durumun radyasyon dozunu da artıracığı göz önünde bulundurulmalıdır.



**Şekil 2-11: Moire efekti**

Konik ışın etkisi (cone-beam effect) ise X ışınlarının konik şekli nedeniyle objenin periferik kenarlarında ortaya çıkan açılanmalardır (Şekil 2-12). Bu durum FOV büyüklüğüne göre değişiklik göstermekle birlikte görüntüde distorsiyona, çizgisel (streak) artefakta ve gürültünün artmasına yol açabilir. Bu durumun önüne geçebilmek için uygun FOV büyüklüğü tercih edilmelidir.



**Şekil 2-12: Koronal ve sagittal kesit KIBT görüntülerinde konik ışın etkisi izlenmektedir.**

#### **2.4.4. Hasta ile İlgili Artefaktlar**

Hasta ile ilgili en sık rastlanılan artefakt hastanın hareket etmesidir (Şekil 2-13). Özellikle geriatric ve pediatrik hastalar ile sistemik hastalığı nedeniyle sabit durmada problem yaşayan hastalarda izlenmektedir. Harekete bağlı oluşan hatalı data kaydı ve görüntü detayının bozulması gibi durumları ekarte edebilmek için hasta başının sabitlenmesi, tarama süresinin olabildiğince kısa tutulması veya hastanın konforunun sağlanabileceği (oturarak görüntü alınan cihazlar gibi) KIBT cihazlarının tercih edilebilir.



**Şekil 2-13: Aksiyal kesit KIBT görüntüsünde hareket artefaktı görülmektedir.**

Yabancı cisim, protez ve takıların tarama öncesinde uzaklaştırılmasının ihmali ile gürültü ve saçılma gibi artefaktlara yol açabilir. Bunlara ek olarak nadiren de operatöre bağlı veya cihazın hata vermesine bağlı hatalar da görülebilmektedir. Bir şekilde tarama sırasında oluşabilecek bu hatalardan ötürü çekim yarıda kalabilir, eksik data temini ile de görüntü kaybı yaşanabilir.

#### **2.4.5. Gürültü**

Tarama sırasında çok sayıda X ışını fotonunun Compton etkileşimi ile saçılmış radyasyon oluşur. Dedektörler, primer-saçılmış ışın ayırımı yapmadan tüm datayı kayıtlar. Saçılan fotonların oluşturdukları hatalı atenüasyona gürültü (noise) denilir.

Saçılmış radyasyona bağlı olarak gürültü ile birlikte yumuşak doku kontrastında azalma izlenir. Tüp akımı (mA), ışınlama süresi, tarama alanının büyük seçilmesi gibi değişkenler bu durumu etkilemektedir.

#### **2.5. KIBT'ın Diş Hekimliğinde Kullanım Alanları**

Diş hekimliğinde kullanılmaya başlanması itibariyle KIBT, rutinde kullanılan iki boyutlu görüntüleme tekniklerine yardımcı olarak en sık tercih edilen ileri görüntüleme

tekniklerinden biri haline gelmiştir. KIBT, diağnoz, tedavi planlaması, tedavi sonrası değerlendirme ve takip gibi birçok aşamada kullanım alanına sahiptir (8, 9).

#### **2.5.4. KIBT'nin Maksillofasiyal Cerrahide Kullanım Alanları**

Maksillofasiyal cerrahide en sık gömülü dişlerin değerlendirilip çevresindeki mandibular kanal ve maksiller sinüs gibi anatomik landmarklar ile ilişkisinin belirlenmesinde kullanılmakla birlikte Avrupa Dentomaksillofasiyal Radyoloji Akademisi'nin 2019 yılında yayınladığı raporda gömük yirmi yaş dişlerinin görüntülenmesinde KIBT'nin rutin olarak kullanımını önerilmemektedir (9, 38).

Maksillofasiyal bölgede izlenen odontojenik veya non-odontojenik tümör ve kistik lezyonlar ile oral kanser vakalarının tanısında, anatomik landmarklar ile ilişkisinin değerlendirilmesinde, kortikal kemikte destrüksiyon varlığının belirlenmesinde, boyutlarının tespitinde, komşu dişler ile ilişkisinin değerlendirilmesinde, cerrahi operasyon planlanmasında ve operasyon sonrası kontrolü gibi birçok aşamada kullanılmaktadır (8, 9, 32).

Maksillofasiyal travma hastalarının tedavi öncesi değerlendirilmesi ve kontrollerde KIBT sıklıkla tercih edilmektedir. Maksiller ve mandibular fraktürlerin yanı sıra orbita fraktürlerinin, orta yüz kırıklarının, zigomatikomaksiller kompleks kırıkları ve ateşli silahla yaralanma gibi birçok alanın değerlendirilmesi sağlanabildiği için diş hekimliğinin yanı sıra tıp alanında da birçok branşta kullanılmaktadır (40-42).

Ortognatik cerrahide KIBT görüntüleri ile 3D modelleme ile kompleks vakaların planlanması yapılabilir, cerrahi rehber üretimi yapılabilir, operasyon öncesi ve sonrası dokuların yer değişimi ölçülebilir, kemik veya yumuşak dokudaki değişimler üç boyutlu olarak gösterilebilir. Ayrıca 3D modelleme işlemi ile elde edilen biomodeller, patoloji operasyonu, konjenital deformitelerin kraniyofasiyal rekonstrüksiyonu gibi diğer cerrahi işlemler sırasında da tercih edilmektedir. Bu sayede operasyon planlaması kolaylaşmakta, rehberlik yaptığında güveni artırmakta ve operasyon süresi ile komplikasyon riski azalmaktadır (43, 44).

Yabancı cisim ve benign kalsifikasyonların (sialolit, tonsillolit vb.) lokalizasyonlarının tespitinde, anatomik yapılar ile ilişkisinin değerlendirilmesinde ve uygun yaklaşım ile operasyonları sırasında da KIBT kullanılmaktadır (45, 46).

KIBT'in en çok kullanıldığı alanlardan biri ise implant cerrahisidir. Başarılı bir implant cerrahisi için doğru görüntüleme modalitesinin tercihi büyük önem taşımaktadır. İlgili bölgenin prosedüre uygunluğunun, patoloji mevcudiyetinin, anatomik landmarklar ile ilişkisinin, kemik yoğunluğunun, ek işlem gerekliliğinin değerlendirilmesi gibi implant cerrahisinin birçok aşamasında KIBT'a ihtiyaç duyulmaktadır (47, 48).

Günümüzde yazılımlar sayesinde KIBT görüntüleri üzerinden implant simülasyonlarının yapılabilmesi doğru planlama yapılmasına katkı sağlamaktadır. İmplant cerrahisinde en iyi pozisyonun belirlenmesi için KIBT görüntüleri ile oluşturulan cerrahi rehberler kullanılmaktadır. İmplant cerrahisi takibinde de KIBT kullanılmasına rağmen yumuşak doku değerlendirilmesinde yetersiz olması, metal artefaktına bağlı görüntü kalitesinin bozulması göz önünde bulundurulmalıdır (10, 49, 50).

#### **2.5.5. KIBT'in Ortodontide Kullanım Alanları**

Ortodonti rutininde periapikal, panoramik, sefalometrik ve anteroposterior radyografi gibi iki boyutlu görüntüleme sıklıkla kullanılmasına rağmen özellikle sendromik hastalar, dudak damak yarığı gibi kompleks vakalarda konvansiyonel radyografilerin değerlendirmede yetersiz kalması nedeniyle üç boyutlu görüntüleme teknikleri tercih edilmektedir (51, 52). Avantajları nedeniyle üç boyutlu görüntüleme yöntemleri içerisinde KIBT sıklıkla kullanılmaktadır. KIBT görüntüleri üzerinde yapılan üç boyutlu sefalometrik ölçümler ise ortodonti rutininde kullanılmaya başlanmıştır (53, 54).

Ortodontide en yaygın kullanım amacı gömülü ve/veya transpoze dişlerin değerlendirilmesidir. İlgili dişin lokalizasyonunun belirlenmesi, dişin sürdürülebilir olup olmadığı değerlendirilmesi ve açılması için gerekli kuvvet yönünün belirlenmesi sağlanır (55).

KIBT'in kemik gibi sert dokuları net bir şekilde değerlendirmeye olanak sağlaması; tedavi öncesinde mevcut kemik yapısının ve kalitesinin değerlendirilmesi, mini implant uygulanması planlanan bölgenin seçilmesinde, tedavi sırasında oluşabilecek kök rezorpsiyonlarının değerlendirilmesinde avantaj sağlamaktadır (54, 56-58).

Dudak damak yarığı mevcut hastalarda defekt bölgesinin incelenmesinde, kemik morfolojisinin ve defekt hacminin belirlenmesinde, ilgili bölgede gömülü ve/veya süpernümerer diş varlığının tespitinde, ilgili bölgedeki dişlerin konum ve durumlarının değerlendirilmesinde, greftleme operasyonu planlanmasında ve sonrasında kemiğin hacminin belirlenmesinde avantaj sağlamaktadır (54, 58).

Ayrıca KIBT ile maksillofasiyal büyüme gelişimin, temporomandibular eklemin (TME), asimetri mevcudiyetinin, ortognatik cerrahi operasyonlarının planlanmasında kullanılmaktadır (53, 54, 58).

### **2.5.6. KIBT'ın Endodontide Kullanım Alanları**

Endodontide tedavi prosedürünün her aşamasında (teşhis, tedavi planlaması ve tedavi sonrası değerlendirme) radyografik değerlendirme büyük öneme sahiptir. Rutinde kullanılan geleneksel radyografiler; üç boyutlu yapının iki boyutlu görüntü ile değerlendirme imkanı sunması, geometrik distorsiyon ve süperpozisyonların sıklıkla görülmesi, küçük boyutlu lezyonların teşhisinde yetersiz olması, radyografiler arasında standardizasyon olmaması ve filmin uygun yerleştirilemediği durumlarda diagnostik açıdan yetersiz kalması gibi nedenlerden dolayı KIBT endodontik tedavi prosedüründe daha yaygın olarak tercih edilmeye başlanmıştır (33).

Süperpozisyonların ekarte edilerek kök kanal morfolojisinin doğru belirlenebilmesi, ekstra ve aksesuar kök kanallarının tespiti gibi durumlarda KIBT ile değerlendirme tedavi başarısını arttırmaktadır (59, 60). Literatürde mevcut çalışmalarda periapikal radyografiler ile değerlendirmelerde kök kanal sayısının belirlenmesinde yetersiz kaldığı, periapikal radyografide patoloji belirlenemeyen vakalarda doldurulmamış kök kanalı veya ekstra kök kanal varlığı KIBT ile değerlendirmede tespit edildiği bildirilmiştir (61).

İki boyutlu görüntüleme yöntemlerinde radyografide radyolusensi izlenebilmesi için kemik yıkımının ilerlemiş olması gerekmektedir. Başlangıç aşamasındaki bu durumun KIBT ile tespit edilebildiği bildirilmiştir. Buna ek olarak geleneksel radyografilerde izlenen lezyonun kortikal kemikte yıkıma neden olup olmadığının tespiti için yumuşak dokuda perforasyon olması gerekirken KIBT ile daha küçük boyuttaki perforasyonlar dahi kolaylıkla tespit edilebilmektedir (62-64).

Geleneksel radyografiler ile değerlendirilen periapikal lezyonlar farklı açılama ve distorsiyona bağlı olarak farklı boyutlarda ölçülmekte olup KIBT ile gerçek boyutları ile değerlendirme sağlanmaktadır. Bu sayede tedavi takibinin doğrulukla gerçekleştirilebileceği bildirilmiştir (62, 65-70).

Endodontik cerrahi prosedürü öncesinde kök uzunluğu ve formunun belirlenmesinde, kortikal kemik kalınlığının tespitinde, maksiller sinüs, mandibular kanal ve mental foramen gibi komşu anatomik yapılar ile ilişkisinin değerlendirilmesinde KIBT sıklıkla tercih edilmektedir (32, 71).

Eksternal ve internal kök rezorpsiyonlarında da yapılan çalışmalarda hem teşhis hem tedavi aşamasında KIBT'nin üstünlüğü ve geleneksel radyografilerde lezyonun gerçek sınırlarının, konumunun ve derecesinin tam belirlenemeyeceği bildirilmektedir (60, 61).

Travma hastalarında doğru teşhis tedavinin prognozu etkileyen en önemli faktörlerden biridir. Bir veya daha fazla dişin etkilenebildiği bu durumlarda fraktür varlığının tespiti için farklı açılardan çok sayıda geleneksel radyografi alınması gerekmesine rağmen tespit edilememe ihtimali de mevcuttur (31, 60, 61). Özellikle vertikal kök kırıklarında geleneksel yöntemlerle teşhis sağlanması oldukça zordur (61). Yapılan çalışmalarda da KIBT ile değerlendirmenin daha güvenilir sonuçlar ortaya koyduğu belirtilmektedir (69, 70, 72).

### **2.5.7. KIBT ile Temporomandibular Eklem (TME) Değerlendirilmesi**

TME değerlendirilmesinde USG, MRG, BT ve KIBT gibi birçok ileri görüntüleme tekniği kullanılmakta olup her yöntemin çeşitli avantaj ve dezavantajları mevcuttur (73). TME'nin radyografik incelemesinde morfolojinin ve temporomandibular eklem diskinin pozisyonunun belirlenmesinde MRG, altın standart olarak kabul edilmektedir (74). MRG hem kemik hem yumuşak doku değerlendirmesine imkan sağlayıp ayrıca farklı sekanslarda değerlendirme ile ayrıntılı bilgi vermektedir. MRG birçok avantajına rağmen kalp pili, serebral damarlarda ferromanyetik cerrahi klips, kohlear implant, ferromanyetik eklem protezleri vb. bulunan hastalarda mutlak kontrendikasyon söz konusudur (75, 76).

TME değerlendirilmesinde kemik yapılarının incelenmesi ve kemik yüzey anormalliklerinin değerlendirilmesinde BT üstün olarak kabul edilir (77). Literatürdeki

çalışmalarda KIBT ile değerlendirmede yüksek sensitivite ve spesifite ile doğru tanı konulduğu belirtilmiştir. Avantajları da göz önünde bulundurulduğunda TME incelemesinde KIBT, sıklıkla tercih edilen bir yöntem olarak karşımıza çıkmaktadır.

Temporomandibular eklem diski KIBT’da çok şiddetli dejeneratif değişiklikler sırasında kalsifikasyon oluşmadığı sürece incelenemez. Diskin konumu sadece kondil başının fossadaki konumuna göre dolaylı olarak değerlendirilebilir (74).

KIBT ile kondil boyutları, pozisyonları, eklem boşluğunun değerlendirilmesi ile birlikte ayrıca hiperplazi, hipoplazi, ankiloz, osteofit, fraktür gibi kondil defektleri ile temporal kemikteki (erozyon gibi) değişimlerin incelenmesinde kullanılmaktadır (9, 77, 78).

### **2.5.8. KIBT ile Havayolu Değerlendirilmesi**

KIBT, st hava yolunun değerlendirilmesinde yumuşak dokular ve boş alanlar arasında net bir sınır sunar (79). Özellikle ortodontik ve ortognatik tedavi öncesinde, sırasında ve sonrasında üst hava yolunun değerlendirilmesi önem arz etmektedir. Bunun yanı sıra obstrüktif uyku apnesi hastalarının ayrıntılı incelenmesinde, apne nedeniyle operasyon öncesi ve sonrası tedavinin değerlendirilmesinde, nazofarenks, orofarenks ve hipofarenksin volümetrik analizinde kullanılmaktadır (9).

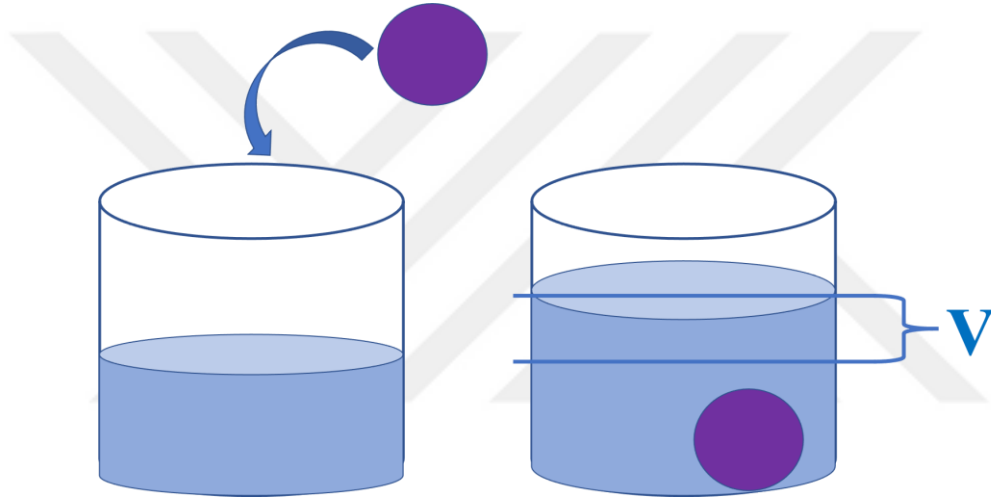
Hava yolunun değerlendirilmesinde çeşitli görüntüleme teknikleri kullanılmakta olup KIBT’ın güvenilirliği ile ilgili literatürde birçok çalışma mevcuttur (80).

### **2.6. Stereolojik Yöntemler ile Hacim Hesaplanması**

Stereoloji, gerçekte üç boyutlu olan yapıların iki boyutlu görüntülerinden elde edilen verilere dayanarak üç boyutlu özellikleri ile ilgili yorum yapılmasını sağlayan bilimdir (16, 81). Stereoloji; bilimsel değeri yüksek ve kabul görmüş, matematiksel olarak doğruluğu kanıtlanmış ve güvenirliği yüksek bir tekniktir (15, 18). Stereolojik yöntemleri diğer yöntemlerden ayıran en önemli özelliği tarafsız ve etkin olmasıdır (18, 82). Tarafsızlık, incelenen yapı ile ilgili ön bilgi sahibi olmadan, incelemenin farklı araştırmacılar tarafından gerçekleştirilmesinin sonuçları istatistik olarak değiştirmediği ve çalışmanın tekrarlanması durumunda gerçek değere daha yaklaşıldığı yöntem olarak

ifade edilebilir (18, 83). Etkinlik ise daha kısa süre içerisinde, minimum sayıda örnek kullanılarak, daha az hatalı sonuçların elde edilmesini ifade etmektedir (18).

Morfometrik çalışmaların yanı sıra hacim değerlendirmelerinde sıklıkla kullanılmaktadır. Hacim hesaplamalarında incelenecek olan yapı diğer yapılardan izole edilebilecek durumda ise hesaplama yerine Arşimet prensibi kullanılarak doğrudan ölçülebilir (21) (Şekil 2-14). Çoğunlukla incelenecek olan yapı içerisinde boşluklar içerebilir veya izole edilemeyebilir, böyle durumlarda doğrudan hacim hesaplanması olanaksızdır.



**Şekil 2-14: Arşimet prensibinin şematize hali**

Bu durumlarda matematikçi Bonaventura Cavalieri tarafından XVII. yüzyılda ortaya konmuş olan ve stereolojik yöntemlerde en sık kullanılan hacim hesaplama yolu olan Cavalieri prensibi kullanılmaktadır (16, 17, 21).

Cavalieri prensibinin esas fikir babası Johannes Kepler olup “Şarap Fıçlarına Dair Yeni Ölçümler” adlı teorik çalışmasında, şarap fıçılarının hacmini hesaplamak için basit bir yol önermiştir. Teoreme göre fıçılar belirli sayıda dilime ayrılır ve bu dilimlerin hacimleri ayrı ayrı hesaplanır. Tüm dilim hacimlerinin toplanması ile fıçının toplam hacmi belirlenir. Daha sonra matematikçi Cavalieri, bu prensibi geliştirerek günümüzdeki matematiksel prensibi ortaya koymuştur (16, 17, 21, 82).

Son yıllarda yapılan çalışmalarda Cavalieri prensibi ile hacim hesaplama yöntemi kullanıldığında etkin ve tarafsız şekilde ölçüm yapılabildiği ve iki boyutlu

görüntülerden kaynaklanan hatalardan uzak bir değerlendirmenin gerçekleştirilebileceği gösterilmiştir (84-86).

Cavalieri prensibini uygulamak için, hacmi hesaplanacak yapı eşit kalınlıkta ve paralel dilimlere ayrılır. Daha sonra kesitlerin daima aynı tarafa bakan yüzeylerinden alan hesabı yapılır. Her bir dilimin kesit yüzey alanı bulunup kesit kalınlığı ile çarpılarak ilgili dilimin hacmi hesaplanır. Dilimlerin hacimleri toplanarak yapının toplam hacmi hesaplanır (21, 25, 27, 87). Tarafsızlık ilkesi göz önünde bulundurularak ilk kesit, kesit kalınlığı mesafesindeki herhangi bir noktadan alınmaya başlanmalı ve sistematik olarak eşit aralıklı kesitler alınmalıdır (88).

Bu prensip matematiksel olarak şöyle formüle edilebilir (21, 81):

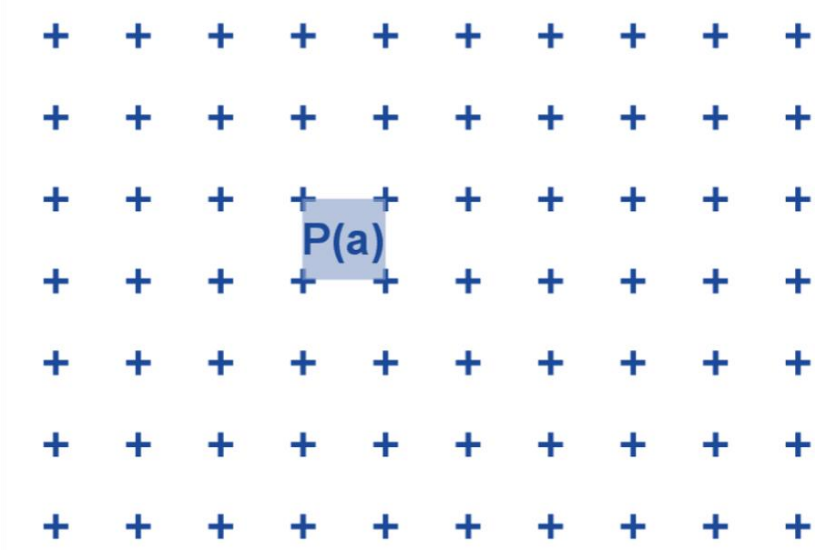
$$V = A_i \times t$$

V incelenen yapının hacmini,  $A_i$  ise  $i$  numaralı kesitteki yüzey alanını,  $t$  ise ortalama kesit kalınlığını belirtir. Bir dilimden elde edilen hacim değerlerinin toplanması ile de yapının toplam hacmi hesaplanır:

$$\text{Toplam hacim: } V_1 + V_2 + \dots + V_n.$$

Cavalieri prensibinde ilk aşamada ilgilenilen bölgenin izdüşümlerinin veya kesitlerdeki görüntülerin alanları hesaplanır (17, 18). Alan hesaplaması iki farklı şekilde; planimetri ve nokta sayım yöntemleriyle yapılabilir (17, 21, 89). Planimetri yöntemi için özel olarak tasarlanmış bilgisayar destekli görüntü analiz cihazlarına ihtiyaç duyulur (18). Alanın sınırları kesit görüntüleri üzerinde otomatik olarak belirlenebileceği gibi manuel olarak çizilerek de hesaplanabilir (89-92). Diğer bir yöntem nokta sayım yöntemi olup noktalı alan ölçüm cetveli kullanılarak uygulanmaktadır. Her iki yöntem kullanıldığında da aynı güvenilirlikte sonuçlar elde edilebilir (18, 86, 93).

Noktalı alan ölçüm cetveli aralarında sabit uzaklık bulunan ve sistematik dizilmiş noktalardan oluşan bir şekildir. Cetvelde bulunan her + işaretinin orta noktasının birleşiminden oluşan belli bir birim alanı  $P(a)$  ifade eder (18, 21) (Şekil 2-15).



**Şekil 2-15: Noktalı alan ölçüm cetveli**

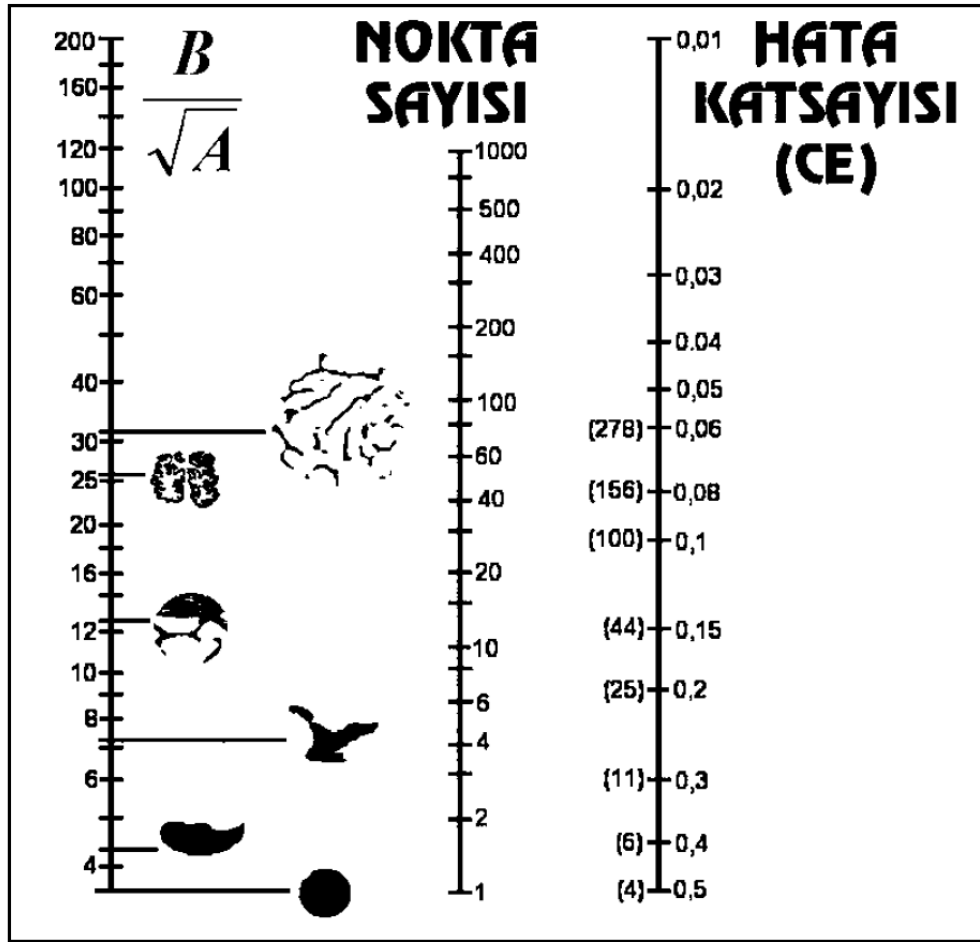
$$A_i = \sum P_i \times P(a)$$

İlgilenilen kesit görüntüsüne düşen toplam nokta sayısı ( $\sum P_i$ ) bu birim alan değeriyle çarpıldığında, o kesite ait görüntünün toplam alanının ( $A_i$ ) tarafsız bir şekilde hesaplanmasını sağlar (16, 18, 21, 81). Hacim ise kesitlerden elde edilen alanların toplamı ile kesit kalınlığının çarpımı sonucu hesaplanır:

$$V = \sum P_i \times P(a) \times t$$

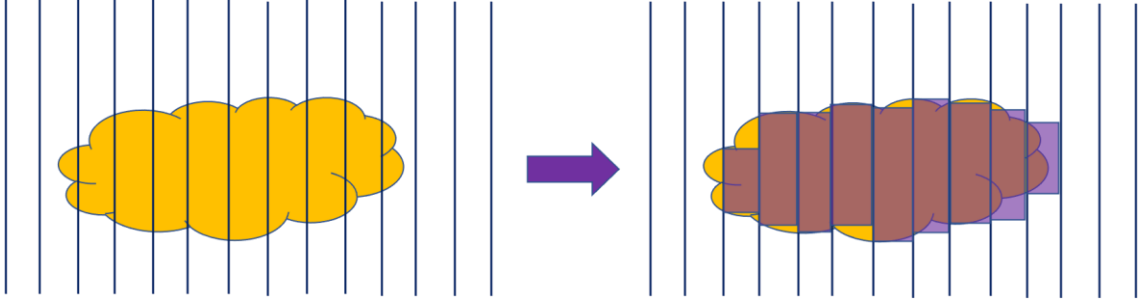
Noktalı alan ölçüm cetvelleri kullanılarak yapılan hesaplamaların, uygun sıklıkta noktalar içeren cetveller ile yapıldığında görüntü analiz sistemleri kullanılarak yapılan hesaplamalar kadar güvenilir sonuçlar verdiği ortaya konmuştur (16, 21, 94).

Sınırları düzgün yapıların hesaplamalarında daha seyrek noktalı cetvellerin kullanımı yeterli olurken düzensiz sınırlı yapıların alan hesaplamalarında daha sık noktalı cetvellerin kullanımı uygundur. Yüksek nokta sayısına sahip cetvellerin kullanımı hesaplamaların daha güvenilir sonuçlar sağlamasıyla birlikte belli bir hata payı dahilinde mümkün olan en seyrek noktalı cetvelin kullanımı hesaplamaların yapılmasını kolaylaştıracaktır (16, 21). Çalışılan yapıya uygun bir noktalı alan ölçüm cetveli seçimi için Gundersen ve Jensen (16) tarafından bir format önerilmiştir (Şekil 2-16).



Şekil 2-16: Çalışılan yapıya uygun bir noktalı alan ölçüm cetveli seçimi (16)

İrregüler sınırlı yapılar dilimlere ayrıldığında dilimlerin her iki yüzeyinde yüzey alanlarında farklılıklar izlenecektir. Hesaplama hataları engellemek amacıyla dilimlerin tüm kesitlerin aynı yöne bakan yüzeylerinde değerlendirme yapılmalıdır (20, 21, 81, 95) (Şekil 2-17). Sistemik tekdüze rastgele örnekleme ve tarafsız nokta sayım tekniğinin uygulanması durumlarında hesaplamada oluşan fazlalık ve eksiklikler istatistiksel olarak birbirini götürmekte ve sonuçta tarafsız ve doğru bir hacim hesaplaması elde edilebilmektedir (21).



**Şekil 2-17 :İrregüler sınırlı yapılar dilimlere ayrıldığında dilimlerin her iki yüzeyinde yüzey alanlarında farklılıklar izlenecektir. Hesaplama hataları engellemek amacıyla dilimlerin tüm kesitlerin aynı yöne bakan yüzeylerinde değerlendirme yapılmalıdır.**



### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

#### 3.1. Defekt Sayısının Belirlenmesi

Çalışmanın örnek büyüklüğü hesaplanırken daha önce yapılmış benzer araştırmalarda yer alan referans değerleri dikkate alınmıştır. Benzer dental araştırmalar incelendiğinde;  $(\mu_1-\mu_2)$  ve  $sd$  değerlerinin 0,01 ile 0,05 aralığında yer aldığı görülmektedir (91). Çalışmanın örnek büyüklüğü belirlenirken  $(\alpha=0,05, 1-\beta=80\%)$   $f(\alpha,\beta)=7,85$ ,  $sd=0,03$  ve  $(\mu_1-\mu_2) = 0,02$  alındığında örnek büyüklüğünün  $n=35,325$  yani 35'e eşit olduğu görülmüş olup araştırmada 35 örnek ile çalışılmıştır.

#### 3.2 Defektlerin Hazırlanması

Bu tez çalışmasında 7 adet sığır femur kemiği kullanılmıştır. Femur kemiklerinin kondillerinden şapka şeklinde kapaklar elde edilerek kapağın altında kalan kondil kısmında düzensiz sınırlı intraosseöz defektler, tungsten karbid frezler kullanılarak oluşturulmuştur (Resim 3-1).



**Şekil 3-1: Çalışmamızda oluşturulan defekt görüntüleri**

### **3.2. KIBT ile Görüntülerin Elde Edilmesi**

Defektlerin görüntüleri alınırken Scanora® 3D-X tomografi cihazı (Soredex Scanora 3D-X, Soredex Tuusula, Finlandiya) kullanılmıştır (Şekil 3-2). Bu işlem sırasında femur kemikleri pleksiglas kaplar içerisine yerleştirilerek sabitlenmiş ve yumuşak dokuyu taklit etmesi amacıyla kaplar su ile doldurulmuştur.



**Şekil 3-2: Scanora® 3D-X tomografi cihazı (Soredex Scanora 3D-X, Soredex Tuusula, Finlandiya)**

Cihazın minimum FOV boyutu 50x50 mm, maksimum FOV boyutu ise 240x165 mm'dir. Seçilen FOV boyutuna göre voksel boyutu 0,1-0,5 mm<sup>3</sup>, kesit kalınlığı ise 0,1-0,3 mm aralığında değişkenlik göstermektedir. Cihazın kullanım parametreleri 60-90

kV, 4-10 mA, hedef açısı 15 derece ve odak noktası 0,5 mm'dir. Görüntüleme süresi 18-24 saniye olup etkili maruz kalma süresi 2,4-6 saniyedir. Görüntü reseptörü flat panel dedektöre sahip bir sistemdir. Çalışmamızda seçtiğimiz FOV boyutu 140x160 mm olup yüksek çözünürlükte tarama yapılmıştır. Bu FOV boyutunda yüksek çözünürlükte alınan görüntülerde voksel boyutu 0,2 mm'dir (Şekil 3-3).

FOV (mm)	Voksel boyutu (mm)		Boyut	Uygulama Örnekleri
	Standart çözünürlük	Yüksek çözünürlük		
50 x 50	0.15	0.1	S	Tek implantlar, gömülü diş, lokalize problemler, endodonti, periodontoloji
50 x 100	0.4	0.2	S+	Maksilla veya mandibula, implantlar, kılavuz rehberler
80 x 100	0.25	0.15	M	Maksilla ve mandibula, implantlar, temporal kemik
80 x 165	0.35	0.15	M+	Temporal kemik, çeneler ve temporomandibular eklem
140 x 100	0.35	0.25	L	Sinüsler, servikal omurga, havayolları
140 x 165	0.3	0.2	L+	Sinüsler, ortognatik cerrahi, KBB, ortodonti
180 x 165	0.5	0.3	XL	Travma, fasiyal ve ortognatik cerrahi
240 x 165	0.5	0.3	XL+	Travma, fasiyal ve ortognatik cerrahi

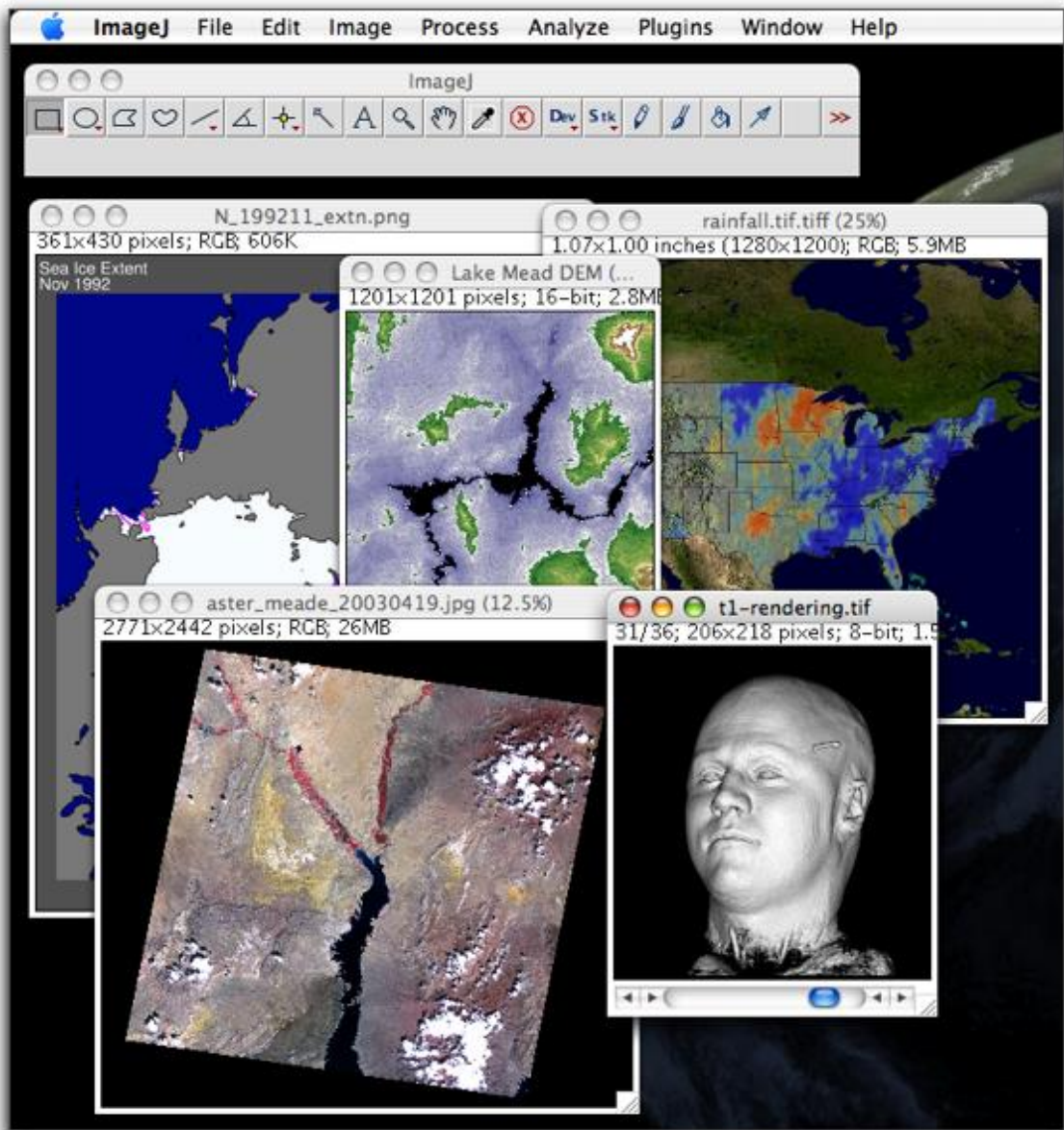
**Şekil 3-3: Scanora® 3D-X tomografi cihazı görüntüleme programları**

### 3.3. KIBT Görüntüleri Üzerinde Hacim Hesaplanması

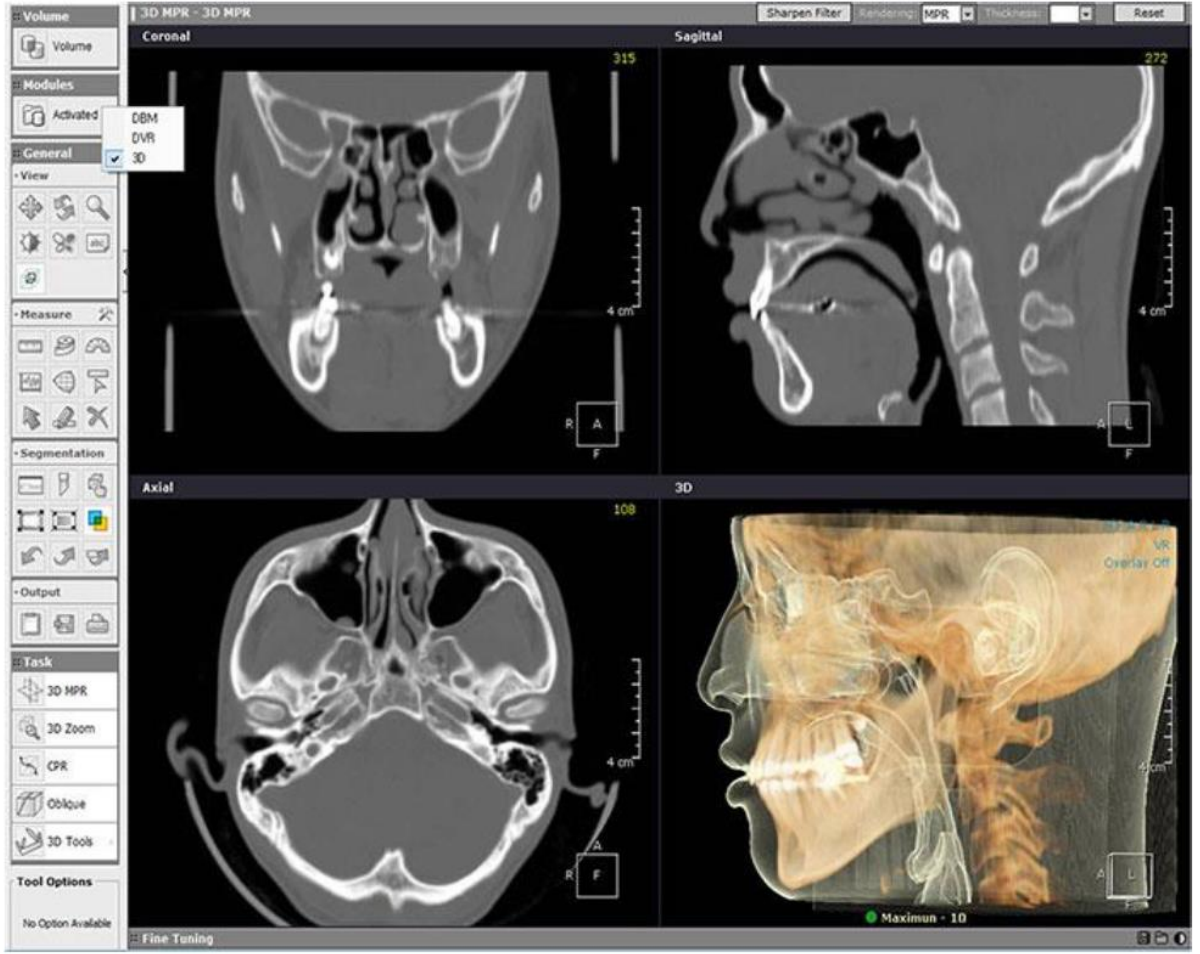
KIBT görüntüleri Advantech KT-R240FEE medikal LCD monitör by Kostec (Gangwon, South Korea) üzerinde değerlendirilmiştir (Şekil 3-4). Görüntüler kullanarak intraosseöz defektlerin hacimlerini hesaplamak için nokta sayım ve planimetri metotları kullanılarak Cavalieri prensibi uygulanmıştır. Bu amaçla OnDemand 3D™ software (Cybermed, California, USA) ve Image J (National Institutes of Health, Bethesda, ABD) programları kullanılmıştır (Şekil 3-5, Şekil 3-6).



Şekil 3-4:Advantech KT-R240FEE medikal LCD monitör by Kostec (Gangwon, South Korea)



Şekil 3-5: Image J (National Institutes of Health, Bethesda, ABD)



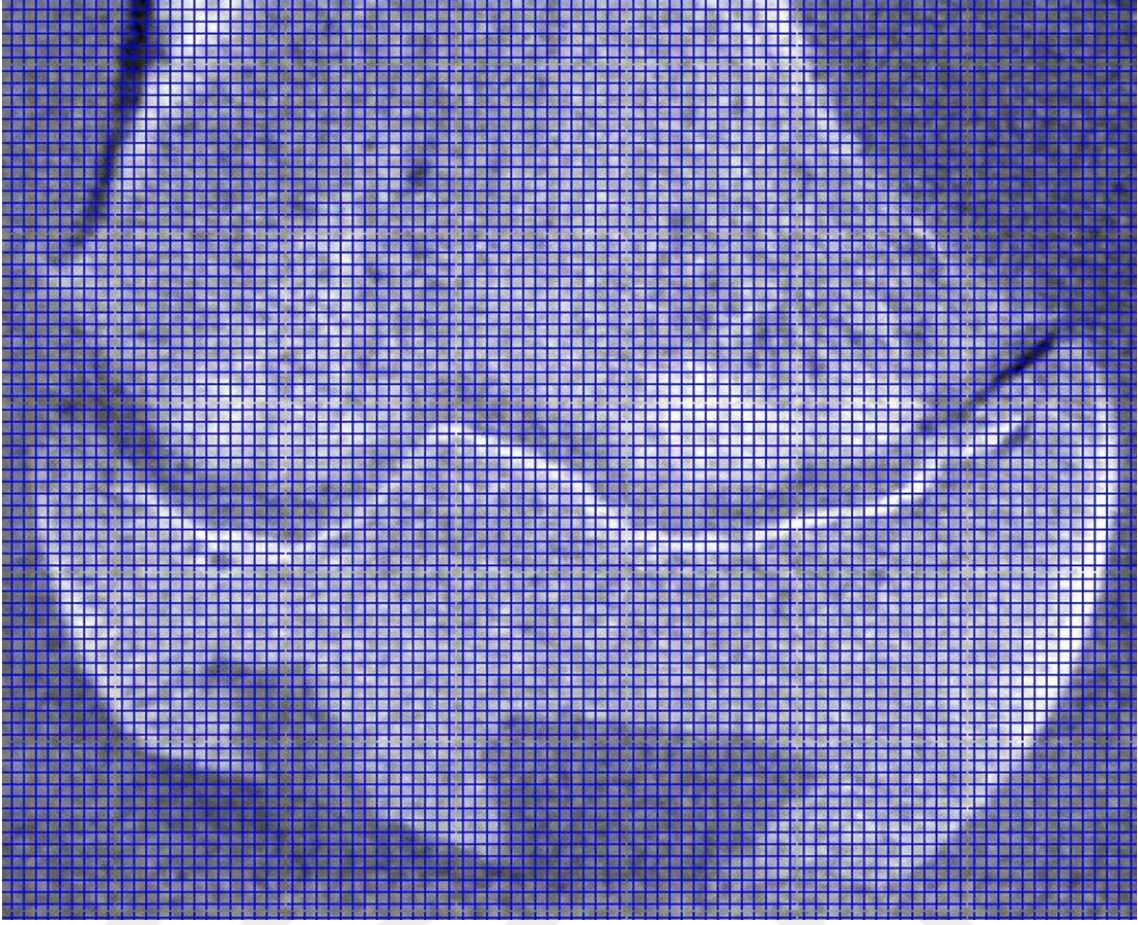
Şekil 3-6: OnDemand 3D™ software (Cybermed, California, USA)

Tüm defektlerin üç ortogonal kesit üzerinde planimetri ve nokta sayım tekniği ayrı ayrı kullanılarak kesit alanları tespit edilmiştir. Planimetri tekniğinde OnDemand 3D™ software (Cybermed, California, USA) yazılımından yararlanılmış olup defekt sınırları manuel olarak belirlenmiştir. Defekt sınırları belirlendikten sonra program otomatik olarak alanı hesaplamıştır. Çalışmada belirlenen 2-20 arasında değişiklik gösteren dilim sayıları (2, 4, 6, 8, 10, 12, 16 ve 20 dilim olmak üzere) göz önünde bulundurularak kesitlerin tamamında alan hesaplarıyla birlikte dilim kalınlığı ile toplam alan çarpılarak hacim hesaplaması yapılmıştır (Şekil 3-7).



**Şekil 3-7: KIBT görüntülerinde uygulanan planimetri metodu**

Nokta sayım tekniğinde ise ImageJ yazılımı (National Institutes of Health, Bethesda, USA) kullanılmıştır. Nokta sayım işleminde her kesitte defekt ile eşleşen nokta sayısı belirlenip alan hesaplanmıştır. Bu işlem esnasında yazılımdaki nokta sayım cetvelinde noktaların gözle birbirinden ayırt edilebilmesine müsaade eden, nokta başına düşen en küçük alan değeri  $1,57 \text{ mm}^2$  olarak belirlenmiştir. Çalışmada belirlenen 2-20 arasında değişkenlik gösteren dilim sayıları göz önünde bulundurularak kesitlerin tamamında alan hesapları yanında dilim kalınlığı ile toplam alan çarpılarak hacim hesaplaması yapılmıştır (Şekil 3-8).



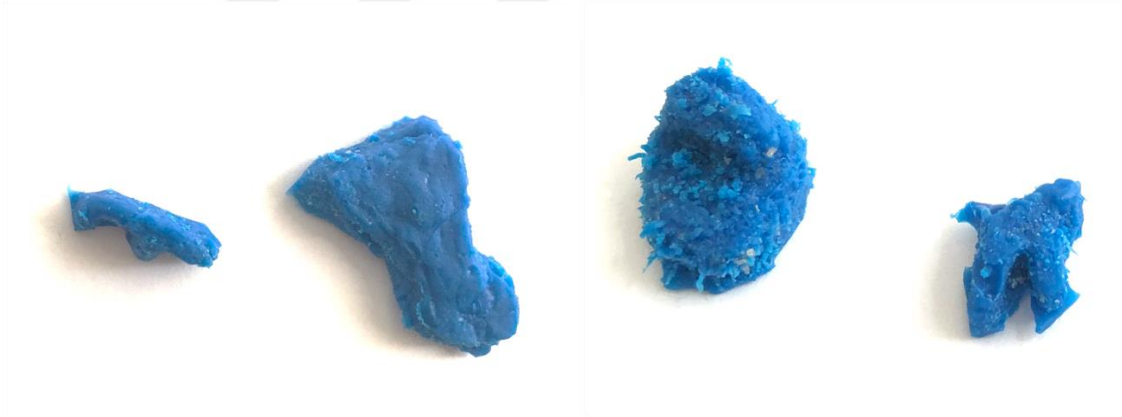
**Şekil 3-8: KIBT görüntülerinde gerçekleştirilen nokta sayım metodu**

### **3.4. Gerçek Hacimlerin Hesaplanması**

KIBT görüntüleri ile hacim ölçümleri tamamlandıktan sonra defektlerin gerçek hacmini ölçmek için altın standart olarak kabul edilen ve çalışmamızda da ana parametre olarak belirlediğimiz su taşıma yöntemi (Arşimet prensibi) kullanılmıştır. Tüm defektlerin içerisini tamamen dolduracak şekilde silikon esaslı ölçü maddesi (Coltene® Speedex light body, İsviçre) yerleştirilmiştir. Ölçü maddesi polimerizasyonunu tamamlamadan, hazırladığımız kapak hiçbir boşluk kalmayacak şekilde yerleştirilmiştir (Şekil 3-9). Silikon esaslı ölçü maddesi polimerizasyonunu tamamladıktan sonra elde edilen ölçü model, defektten çıkarılmıştır (Şekil 3-10).



Şekil 3-9: Coltene® Speedex light body, İsviçre



Şekil 3-10: Defektlerin ölçü modelleri

Defektlerden çıkarılan ölçü maddelerinin hacimlerini hesaplamak için 50 ml'lik piknometre (Şekil 3-11) ve 0.0001 gr ölçüm hassasiyetine sahip hassas terazi (KERN&Sohn GmbH, Balingen, Almanya) kullanılmıştır (Şekil 3-12).



**Şekil 3-11: 50 ml'lik piknometre**



**Şekil 3-12: 0.0001 gr ölçüm hassasiyetine sahip hassas terazi (KERN&Sohn GmbH, Balingen, Almanya)**

Arşimet prensibine göre piknometrenin içerisi saf su ile doldurularak piknometrenin ağırlığı ( $W_{pik+su}$ ), ölçü model ağırlığı ( $W_{cis}$ ) ve ölçü model

piknometreye atılıp su taşırıldıktan sonra piknometrenin ağırlığı (W<sub>cis+pik+su</sub>) tespit edilmiştir. Aşağıdaki formüle göre de taşan suyun hacmi (V) hesaplanarak bu hacim değeri ilgili defektin gerçek hacmi olarak belirlenmiştir.

$$V = (W_{cis}) - [(W_{cis+pik+su}) - (W_{pik+su})] / d_{saf\ su}$$

### 3.6. İstatiksel Analiz

Çalışmamızda istatistiksel analizler için SPSS 21.00 (Statistical Package for Social Sciences, IBM Inc., ABD) uygulaması kullanılmıştır.

Sürekli değişkenlerin tanımlayıcı istatistikleri, ortalama standart sapma, minimum ve maksimum olarak verilmiştir. Sürekli değişkenlerin normallik denetimi Kolmogorov-Smirnov testi ile yapılmıştır. Gerçek hacimler ile nokta ve planimetri yöntemleriyle hesaplanan hacimlerin arasındaki fark değerlendirmeleri, normal dağılım gösterip göstermediği durumuna uygun olarak Student t testi ve Mann Whitney U testi kullanılarak değerlendirilmiştir.

İkiden fazla grubun karşılaştırılmasında normal dağılım gösterip göstermediği durumuna uygun olarak tek yönlü varyans analizi ve Kruskal-Wallis H testi kullanılmıştır.

Değişkenler arasındaki ilişki verilerin normal dağılım gösterip göstermediği durumuna uygun olarak Pearson korelasyon testi ve Spearman korelasyon testi uygulanmıştır.

İstatistik anlamlılık sınırı kararlarda  $p < 0,05$  olarak alınmıştır.

#### 4. BULGULAR

Arşimet prensibi ile hesaplanan gerçek hacimler ve Cavalieri prensibi ile farklı kesitler kullanılarak farklı dilim sayılarında hesaplanan hacimler, Tablo 4-1’de verilmiştir.





Çalışmamızda kullanılan defektlerin kesit ve kullanılan tekniğe göre hacimlerinin ortalama değerleri ( $\text{mm}^3$ ) tabloda verilmiştir (Tablo 4-2).

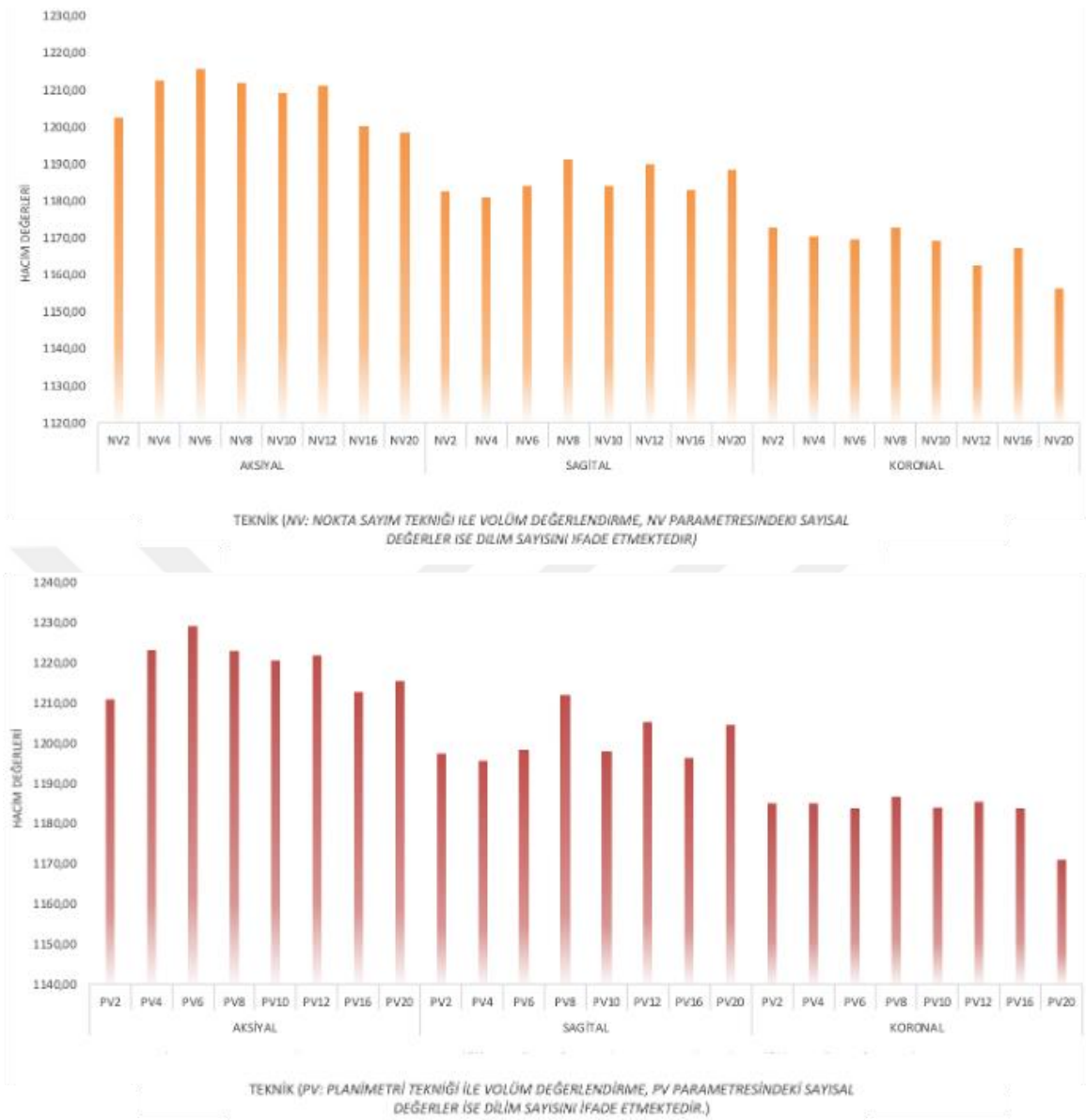
**Tablo 4-2: Tüm Tekniklerde Hesaplanan Hacim Değerlerinin Ortalaması**

KESİTLER	TEKNİK	Ortalama $\pm$ Standart Sapma [Min-Max]
ARŞİMET		1185,62 $\pm$ 788,36 [263,9-3288,2]
AKSIYAL	NV2	1202,57 $\pm$ 790,5 [277,89-3249,7]
	NV4	1212,59 $\pm$ 789,64 [268,47-3239,4]
	NV6	1215,76 $\pm$ 789,69 [281,34-3281,47]
	NV8	1211,97 $\pm$ 794,51 [279,77-3297,49]
	NV10	1209,21 $\pm$ 797,22 [286,68-3216,97]
	NV12	1211,17 $\pm$ 816,25 [265,33-3319,47]
	NV16	1200,33 $\pm$ 821,55 [224,2-3288,21]
	NV20	1198,44 $\pm$ 785,9 [230,79-3033,24]
	PV2	1210,99 $\pm$ 794,77 [284,02-3263,05]
	PV4	1223,19 $\pm$ 791,36 [274,48-3254,13]
	PV6	1229,32 $\pm$ 792,48 [287,81-3296,58]
	PV8	1223,03 $\pm$ 795,68 [287,6-3311,64]
	PV10	1220,62 $\pm$ 799,26 [293,94-3232,83]
	PV12	1221,86 $\pm$ 818,07 [274,3-3328]
	PV16	1212,87 $\pm$ 823,87 [232,87-3305,41]
	PV20	1215,6 $\pm$ 792,15 [233,52-3045,29]
SAGİTAL	NV2	1182,75 $\pm$ 789,22 [256,22-3232,72]
	NV4	1181,14 $\pm$ 792,88 [252,77-3216,69]
	NV6	1184,08 $\pm$ 788,16 [268,16-3219,68]
	NV8	1191,2 $\pm$ 792,38 [259,99-3238,34]
	NV10	1183,97 $\pm$ 789,16 [245,23-3260,27]
	NV12	1189,84 $\pm$ 788,27 [257,17-3097,87]
	NV16	1183,09 $\pm$ 815,42 [215,42-3224,15]
	NV20	1188,52 $\pm$ 806,18 [184,63-3296,41]
	PV2	1197,52 $\pm$ 789,23 [273,65-3253,55]
	PV4	1195,69 $\pm$ 792,66 [267,95-3233,12]
	PV6	1198,33 $\pm$ 787,73 [288,65-3242,48]

KORONAL	PV8	1212,04 ± 795,22 [274,84-3259,64]
	PV10	1198,09 ± 794,4 [263,45-3275,16]
	PV12	1205,28 ± 790,23 [275,6-3116,67]
	PV16	1196,49 ± 808,55 [230,15-3245,3]
	PV20	1204,68 ± 807,78 [206,05-3319,68]
	NV2	1172,78 ± 788,78 [248,69-3271,29]
	NV4	1170,43 ± 789,6 [255,91-3292,37]
	NV6	1169,54 ± 795,07 [259,36-3278,73]
	NV8	1172,8 ± 788,4 [245,86-3294,77]
	NV10	1169,14 ± 787,78 [259,05-3295,29]
	NV12	1162,43 ± 783,7 [261,25-3265,96]
	NV16	1167,32 ± 790,71 [226,34-3069,15]
	NV20	1156,22 ± 788,14 [250,57-3063,82]
	PV2	1185,01 ± 790,07 [270,3-3284,04]
	PV4	1185,07 ± 789,97 [276,57-3303,53]
	PV6	1183,84 ± 795,94 [281,64-3290,52]
	PV8	1186,72 ± 790,48 [266,18-3312,04]
	PV10	1183,93 ± 789,06 [279,95-3308,78]
	PV12	1185,41 ± 792,78 [282,18-3274,44]
	PV16	1183,88 ± 790,26 [240,01-3081,08]
PV20	1171,1 ± 788,29 [276,74-3076,21]	

*NV: Nokta sayım tekniği ile volüm değerlendirme, PV: Planimetri tekniği ile volüm değerlendirme, PV-NV parametresindeki sayısal değerler ise dilim sayısını ifade etmektedir.*

Ortalama değerlerin grafiğine bakıldığında tüm kesitlerde ve dilim sayılarında teknik olarak planimetri metodu ile hesaplanan hacim değerlerinin, nokta sayım tekniği ile hesaplanan hacim değerlerine göre daha yüksek olduğu görülmüştür (Şekil 4-1).



**Şekil 4-1: Kesitler ve kullanılan tekniklere göre hacim değerlerinin(mm<sup>3</sup>) grafiği**

Farklı tekniklerle ölçülen hacim değerleri ve sapma değerleri için yapılan normallik testine ait sonuçlar tabloda verilmiştir (Tablo 4-3). Normallik denetimi sonucu tüm verilerin normal dağılım göstermediği belirlenmiştir.

**Tablo 4-3: Tüm Tekniklerde Hesaplanan Hacim Değerleri ve Sapma Yüzdelerine Ait Değerlerin Normallik Denetimi**

Teknik	P	Teknik	P
Arşimet	0,009	Sapma Yüzdeleri	0,000
NV2	0,000	PV2	0,000
NV4	0,000	PV4	0,000
NV6	0,000	PV6	0,000
NV8	0,000	PV8	0,000
NV10	0,000	PV10	0,000
NV12	0,000	PV12	0,000
NV16	0,000	PV16	0,000
NV20	0,000	PV20	0,000

*NV: Nokta sayım tekniği ile volüm değerlendirme, PV: Planimetri tekniği ile volüm değerlendirme, PV-NV parametresindeki sayısal değerler ise dilim sayısını ifade etmektedir.*

Çalışmamızda kullanılan defektlerin nokta sayım ve planimetri teknikleri ile yapılan ölçümlerin altın standart değerinden sapma oranlarının % değerlerine ait ortalamalar tabloda verilmiştir (Tablo 4-4).

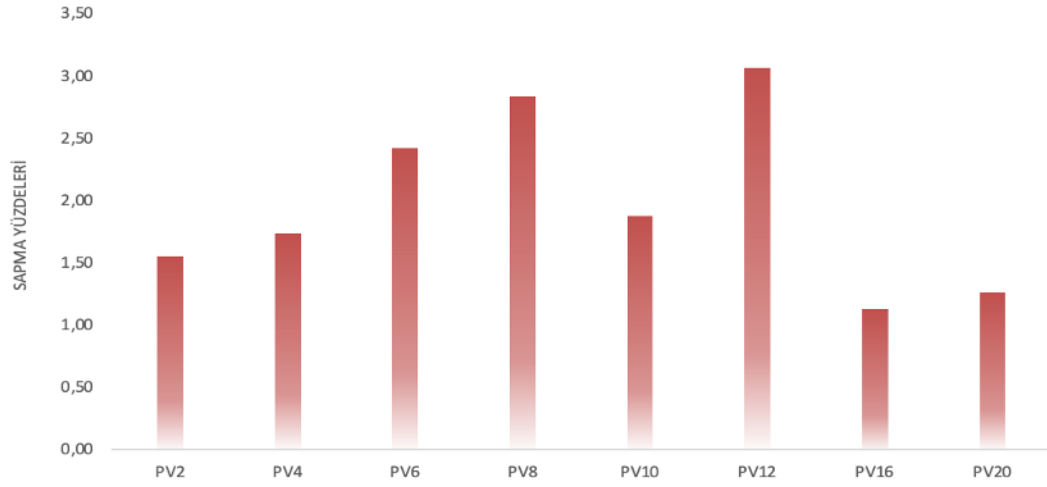
**Tablo 4-4: Tüm Tekniklerde Hesaplanan Hacim Değerlerinin Sapma Yüzdelerine Ait Değerlerin Ortalamaları**

Teknik	Ortalama $\pm$ Standart Sapma [Min-Max]
NV2	0,18 $\pm$ 1,86 [ -1,03-2,32 ]
NV4	0,16 $\pm$ 2,51 [ -1,45-3,06 ]
NV6	0,75 $\pm$ 2,91 [ -1,43-4,06 ]
NV8	1,02 $\pm$ 2,17 [ -0,59-3,48 ]
NV10	0,34 $\pm$ 2,3 [ -1,31-2,97 ]
NV12	0,03 $\pm$ 2,03 [ -2,07-1,97 ]
NV16	-0,69 $\pm$ 1,74 [ -1,93-1,3 ]
NV20	-0,55 $\pm$ 2,4 [ -2,73-2,01 ]
PV2	1,55 $\pm$ 1,41 [ 0,45-3,15 ]
PV4	1,74 $\pm$ 2,22 [ 0,28-4,29 ]
PV6	2,42 $\pm$ 2,81 [ 0,24-5,59 ]
PV8	2,84 $\pm$ 1,92 [ 0,97-4,8 ]
PV10	1,88 $\pm$ 2,13 [ 0,42-4,31 ]
PV12	3,06 $\pm$ 3,4 [ 0,28-6,86 ]
PV16	1,13 $\pm$ 1,4 [ 0,13-2,73 ]
PV20	1,26 $\pm$ 2,32 [ -0,94-3,68 ]

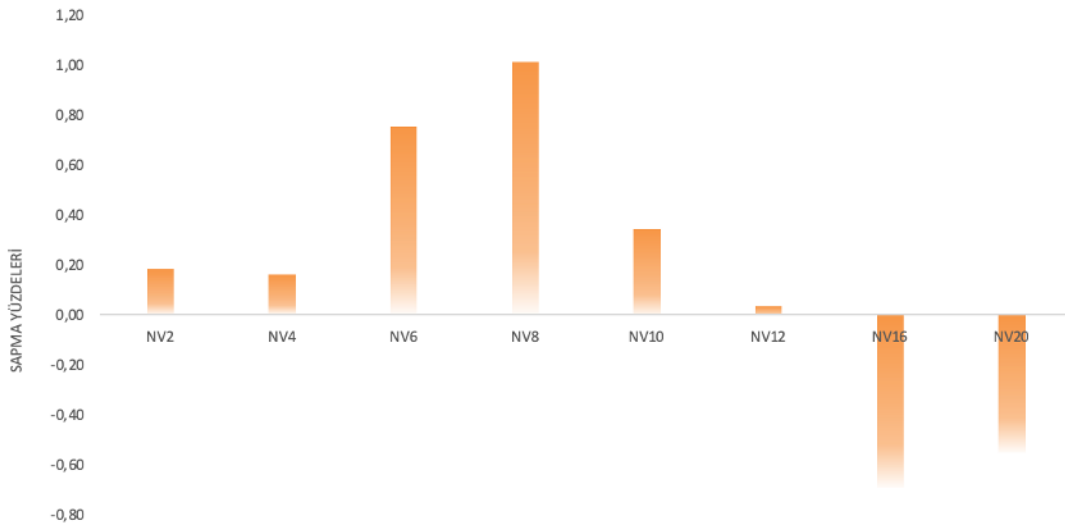
*NV: Nokta sayım tekniği ile volüm değerlendirme, PV: Planimetri tekniği ile volüm değerlendirme, PV-NV parametresindeki sayısal değerler ise dilim sayısını ifade etmektedir.*

Ölçüm tekniklerinin Arşimet tekniğinden sapma yüzdeleri açısından kesitler karşılaştırıldığında istatistiksel bir fark görülmemiştir ( $p=0,051$ ). Kullanılan tekniklere bakıldığında ise sapma yüzdeleri açısından teknikler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmemiştir ( $p=0,628$ ).

İstatistiksel bir fark görülmemesine rağmen grafik incelendiğinde planimetri tekniğindeki sapma yüzdelerinin nokta sayım tekniğine göre daha fazla olduğu görülmektedir (Şekil 4-2).



TEKNİK (PV: PLANİMETRİ TEKNİĞİ İLE VOLÜM DEĞERLENDİRME, PV PARAMETRESİNDEKİ SAYISAL DEĞERLER İSE DİLİM SAYISINI İFADE ETMEKTEDİR.)



TEKNİK (NV: NOKTA SAYIM TEKNİĞİ İLE VOLÜM DEĞERLENDİRME, NV PARAMETRESİNDEKİ SAYISAL DEĞERLER İSE DİLİM SAYISINI İFADE ETMEKTEDİR.)

**Şekil 4-2: Kullanılan tekniklere göre sapma yüzdeleri grafiği**

Hem nokta sayım tekniği hem de planimetri tekniklerinin ve tüm dilim sayıları dahil olmak üzere ölçülen hacim değerlerinin Arşimet tekniği ile elde edilen değer karşılaştırmalarında istatistiksel olarak anlamlı fark görülmemiştir (Tablo 4-5).

**Tablo 4-5: Kullanılan Tekniklerin Arşimet Tekniği ile Karşılaştırılması**

Teknik	p*	Teknik	p*
NV2	0,914	PV2	0,937
NV4	0,988	PV4	0,919
NV6	0,979	PV6	0,906
NV8	0,967	PV8	0,889
NV10	0,991	PV10	0,921
NV12	0,989	PV12	0,905
NV16	0,989	PV16	0,938
NV20	0,976	PV20	0,941

*NV: Nokta sayım tekniği ile volüm değerlendirme, PV: Planimetri tekniği ile volüm değerlendirme, PV-NV parametresindeki sayısal değerler ise dilim sayısını ifade etmektedir.*

*\*Mann Whitney U testi*

Nokta sayım ve planimetri tekniklerinde dilim sayıları birbirleriyle karşılaştırıldığında iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmemiştir (Tablo 4-6).

**Tablo 4-6: Dilim Sayılarının Birbirleriyle Karşılaştırılması**

Dilim sayısı	p*
2	0,913
4	0,902
6	0,897
8	0,888
10	0,901
12	0,881
16	0,898
20	0,883

\* *Mann Whitney U Testi*

Kullanılan teknikler ile kesitler arasında hacim değerleri açısından korelasyona bakıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir korelasyon bulunamamıştır( $p>0,05$ ).

Bulgular değerlendirildiğinde istatistiksel olarak anlamlı sonuçlar elde edilememesi, defekt hacimleri arasındaki fark ve sapmaların oldukça az olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir.

## 5. TARTIŞMA

Kistik ve tümöral lezyonlar, periodontal problemler, periapikal lezyonlar gibi çeşitli patolojiler nedeniyle kemik defektleri oluşmaktadır (27). Bu defektlerin tanısında, tedavi planlaması ve takibi sırasında radyografik değerlendirme önem kazanmaktadır (23). Geleneksel radyografi teknikleri rutinde sık kullanılmakta olup ön değerlendirmede faydalı olmakla birlikte süperpozisyon, hayalet görüntü ve distorsiyon gibi durumlar nedeniyle üç boyutlu bilgi elde edilmesinde, komşu anatomik alanlar ile ilişkisinin belirlenmesinde, hacim ve boyut gibi ölçümlerin yapılmasında güvenilir değildir (11, 96, 97). Literatürde KIBT ile yapılan çalışmaların tekrarlanabilir ve güvenilir olduğu ayrıca altın standart kabul edilen değerlerle KIBT ile elde edilen değerler arasında istatistiksel bir fark olmadığı ve KIBT'in geçerli bir yöntem olduğu belirtilmiştir (96, 98-100).

Son yıllarda KIBT, BT'ye göre daha düşük radyasyon dozu, ucuz maliyetleri gibi avantajları nedeniyle birçok dento-maksillofasiyal araştırmacı tarafından paha biçilemez bir görüntüleme tekniği olarak kabul edilmektedir (101, 102).

İncelenen yapıların hacimlerini veya bileşenlerinin hacimlerini hesaplamak için birçok farklı yöntem kullanılmakta olup incelenen yapı, izole edilebilecek durumda ise doğrudan ölçüm yapılmaktadır. Fakat çoğu zaman incelenen yapılar izole edilemeyecek olup doğrudan bir hacim ölçümü yapılması olanaksızdır. Bu durumda, stereolojik yöntemlerde en sık kullanılan hacim hesaplama yolu olan Cavalieri yöntemi uygulanabilir (88). Bu yönteme nesnelerin bölümlerinin analizi yoluyla hacim ölçümünü ilk düşünen ve XVII. yüzyılda Galileo'nun öğrencisi olarak sayısal entegrasyon matematiğinde önemli ilerlemeler kaydeden Bonaventura Cavalieri'nin adı verilmiştir. Bu yöntem ile gelişigüzel şekil ve boyuttaki bir yapının hacminin tarafsız bir tahmini, verimli bir şekilde ve bilinen hassasiyetle elde edilebilir (84, 86).

Son yıllarda radyografik görüntüler üzerinde Cavalieri yöntemi ile hacim hesaplama yöntemi kullanılarak yapılan çalışmalarda, yapının hacminin etkin ve tarafsız bir biçimde ölçüldüğü ve iki boyutlu görüntülerden kaynaklanan hatalardan uzak bir değerlendirmenin yapılabileceği gösterilmiştir (85, 86).

Yaşar ve ark.'nın çalışmalarında sayısal arşivleme olanakları ve görüntülerin başka merkezlere sayısal olarak taşınabilirliğinin kısıtlı olduğu ülkemiz şartlarında, cepte taşınabilecek nitelikteki noktalı alan ölçüm cetvelleri ile basılı filmler üzerindeki ölçümlerin farklı radyologlarca tekrarlanabilmesine olanak veren bu yöntemin hacim ölçümlerinde oldukça kullanışlı olduğunu belirtmiştir (86).

Planimetri ve nokta sayım, Cavalieri prensibine dayalı olarak hacmi tahmin etmek için iki farklı stereolojik yöntemdir (103). Planimetride kesit alan hesaplaması manuel olarak sınırlar belirlemesi ve görüntü analiz sistemleri kullanılması ile belirlenmektedir (86, 104, 105). Nokta sayımı yönteminde ise noktalı alan ölçüm cetveli kullanılarak kesit alan hesaplaması gerçekleştirilir. Her iki yöntemin kıyaslandığı çalışmalarda çeşitli sonuçlar bulunmuştur. Organ hacmi tahminlerinde nokta sayım tekniğini benimseyen çalışmaların çoğu, bu hacimsel yaklaşımın planimetri tekniğinden daha üstün olduğunu belirtmiştir (85, 106, 107). Cotter ve ark. yaptığı çalışmada, MRG kullanılarak postmortem beyin hacminin değerlendirilmesinde nokta sayım tekniğinin planimetriden daha verimli olduğu tespit edilmiştir (108).

Mazonakis ve ark.'nın çalışmalarında her iki teknik de aynı tekrarlanabilirliği göstermiş olup nokta sayım tekniğinin planimetriden önemli ölçüde daha hızlı olduğu bulunmuştur. Nokta sayım tekniği, planimetri ile karşılaştırıldığında basit ve kullanımı kolay olduğu belirlenmiştir (92).

Acer ve ark. yaptıkları çalışmada, nokta sayım ve planimetri teknikleriyle elde edilen sonuçlar arasında iyi bir uyum olduğu ve her iki tekniği birbirinden ayıran en büyük farkın zaman olduğu tespit edilmiştir. Nokta sayım yaklaşımı daha az zaman alırken planimetri daha doğru sonuçlar sağladığı belirlenmiştir (109).

Koç ve ark.'nın çalışmasında, sığır femur kondilinden hazırlanmış intraosseöz kemik defektlerini KIBT görüntüleri üzerinden nokta sayımı, manuel segmentasyon ve yarı otomatik segmentasyon yöntemleri kullanarak hacim değerlendirmeleri yapılmıştır. Elde edilen veriler Arşimet yönteminin sonuçlarıyla karşılaştırıldığında manuel segmentasyon ve yarı otomatik segmentasyon yöntemlerinin Arşimet yöntemi ile uyumlu, nokta sayım yönteminin Arşimet yöntemi ile uyumsuz olduğu belirtilmiştir (110).

Bizim çalışmamızda da planimetri ve nokta sayım teknikleri arasında istatistiksel bir fark tespit edilmemiştir.

Literatürde Cavalieri prensibiyle hacim hesaplamalarının yapıldığı çalışmaların çoğunda BT ve MRG kullanılmıştır. Say ve ark. kemik kisti bulunan BT görüntülerini planimetri yöntemi ile hacimsel hesaplamalarını yaptıkları çalışmalarında, her iki gözlemcinin birinci ve ikinci hesaplamaları arasında istatistiksel bir fark göstermediği tespit edilmiştir (104). Özdikici'nin çalışmasında, BT görüntüleri üzerinden Cavalieri prensibi ile yapılan paranazal sinüs hacimleri değerlendirilmiş ve yaş, cinsiyet, sağ-sol açısından incelenmiş olup bu yöntemin normal ve patolojik paranazal sinüs hacimlerinin ayırt edilmesinde faydalı olacağı bildirilmiştir (111). Onuk ve ekibinin çalışmasında evcil kaz kullanılmış olup nazal kavite ve yapılarının hacimlerini BT görüntülerinden Cavalieri prensibiyle hesaplanmıştır. Yapıların fiziksel kesitleri üzerinden tekrar değerlendirme yapılmış olup her iki yöntem arasında istatistiksel bir farklılık olmadığı bildirilmiştir (112). Ertekin ve ark. tarafından intrakraniyal hacim ve posterior kraniyal fossa hacminin değerlendirildiği çalışmada, BT görüntüleri kullanılarak nokta sayım tekniği ile hacim hesaplamaları yapılmıştır. Çalışmanın sonucu, nokta sayma yönteminin doğru hacim tahminleri üretebileceğini ve hacim tahminini belirlemede etkili olduğunu ortaya koymuştur (113).

Tuna ve ark.'nın çalışmalarında MRG görüntüleri kullanılarak stabilizasyon splint tedavisinin uyku bruksizmi hastalarının masseter kası üzerindeki hacimsel etkileri değerlendirilmiştir (114). Baş ve ark.'nın çalışmasında ise MRG görüntüleri kullanarak nokta sayım tekniği ile total beyin hacmi, serebral hacim, serebellar hacim ve bunların beyindeki hacim fraksiyonları değerlendirilmiştir (115). Cavalieri prensibiyle karaciğer hacmini hesaplamak için Şahin ve ark. yaptıkları çalışmada MRG görüntüleri kullanılmış ve Cavalieri prensibiyle hesaplanan hacimler gerçek hacimlerle istatistiksel olarak uyumlu olduğu belirtilmiştir (90).

KIBT sistemlerinden elde edilen kesitsel görüntülerle hacim hesaplamaları üzerine yapılan çalışmalar sınırlı olup son yıllarda daha artış göstermektedir. Agbaje ve ark. tarafından yapılan çalışmada, KIBT görüntüleri üzerinden otomatik segmentasyon yöntemi ile soketlerin hacim hesaplaması yapılmıştır. Soketlerin Arşimet yöntemi ile hesaplanan fiziksel hacimlerini KIBT görüntüleri üzerinde hesaplanan hacimleri kıyaslandığında anlamlı bir farklılık bulunmadığı tespit edilmiştir (24). Kayıpmaz ve ark.'nın çalışmalarında, koyun mandibulasında oluşturulan defektlerin gerçek hacimleri ve KIBT görüntüleri üzerinde Cavalieri prensibiyle hesaplanan hacimleri hesaplanarak elde edilen veriler birbirleriyle kıyaslandığında istatistiksel olarak uyumlu bulunduğu belirtilmiştir (27). Bayram ve ark.'nın çalışmalarında kafatasından elde edilen dokuz kondilin KIBT

görüntülerini manuel segmentasyon metodu ile hacimleri hesaplanmış ve bu değerler ile gerçek hacimlerin istatistiksel olarak uyumlu olduğu bulunmuştur (26). Esposito ve ark.'nın çalışmasında, sığır mandibulası üzerinde periapikal lezyonları taklit edecek şekilde defekt oluşturulmuştur. KIBT üzerinde hesaplanan hacimlerle, defektlerden alınan ölçü modeller üzerinde hesaplanan hacimleri kıyaslanmış ve istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı bildirilmiştir (23). Sezgin ve ark.'nın çalışmalarında koyun mandibulası üzerinde defekt oluşturulmuş ve KIBT görüntüleri üzerinde farklı kesit kalınlıklarında manuel segmentasyon metodunu kullanarak hacim ölçümü yapılmıştır. Kesit kalınlığı 1 mm'ye kadar olan ölçümlerde manuel segmentasyon metodu ile ölçülen hacimlerle gerçek hacim arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır (25). Ayrıca diş hacimleri, alveolar inferior kanal görünürlüğü, mandibular kondil ölçümleri ve maksiller sinüs hacim değerlendirmesi gibi birçok farklı çalışmalar da mevcuttur (116-119).

Cavalieri prensibinin uygulanmasında ilgilenilen yapının görüntüsü sagittal, koronal ya da aksiyal düzlemlerde elde edilebilir ve birbirine paralel kesitlere ayrılarak hacim hesaplaması yapılabilir. Odacı ve ark.'nın çalışmasında lumbar vertebra hacmini BT görüntüleri üzerinde aksiyal, sagittal ve koronal düzlemlerde stereolojik olarak hesaplanmış ve düzlemler arası hesaplanan hacimlerde istatistiksel bir farklılık olmadığı bildirilmiştir (91). Bilgiç ve ark.'nın çalışmalarında intervertebral disk hacmini BT görüntüleri üzerinde aksiyal, sagittal ve koronal düzlemlerde değerlendirilmiş ve düzlemlerin hacim hesaplamalarının doğruluğunu etkilemediği bildirilmiştir (120). Bu çalışmalarda BT görüntüleri üzerinden değerlendirme yapılmış olup KIBT görüntüleri üzerinden değerlendirme yapılan çalışmaya rastlanılmamıştır. Bizim çalışmamızda KIBT görüntüleri üzerinde aksiyal, sagittal ve koronal düzlemlerde değerlendirilmiş olup düzlemlerin hacim hesaplamalarında istatistiksel olarak anlamlı bir sonuç olmadığı tespit edilmiştir. Bu durum KIBT sistemlerinin kullandığı izotropik voksellerin her üç yönde de eşit boyutta olması ile açıklanabilir.

Cavalieri yönteminde kesit kalınlığının hesaplamalara etkisinin araştırıldığı çalışmalar mevcuttur.

Odacı ve ark.'nın çalışmasında kadavradan elde edilen lumbar vertebraların hacmi Cavalieri prensibi ile 3 ve 5 mm kesit kalınlığında BT görüntüleri üzerinde hesaplanmıştır. Hesaplanan değerler, her iki kesit kalınlığında gerçek hacimlerden daha yüksek veya daha düşük bulmalarına rağmen gerçek hacimler ile hesaplanan hacimler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı belirtilmiştir (91). Benzer şekilde

Bilgiç ve ark.'nın çalışmalarında intervertebral diskin hacmi Cavalieri prensibini kullanarak 3 ve 5 mm kesit kalınlığında BT görüntülerinde hesaplanmıştır. Bu durumda da gerçek hacimler ile hesaplanan hacimler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı bildirilmiştir (120). Bayrak ve ark.'nın çalışmasında, sığır femur kondilinde oluşturdukları kemik içi defektleri KIBT ile tarandıktan sonra kesitsel görüntüler üzerinde manuel segmentasyon metodunu kullanarak hacim ölçümü yapılmıştır. İnce kesitlerde hesaplanan hacimler (0,1 mm, 0,2 mm ve 0,3 mm) gerçek hacimlerle uyumlu, daha kalın kesitte hesaplanan hacimler ise gerçek hacimlerden farklı olduğu bildirilmiştir.(89). Şahin ve ark.'nın çalışmalarında insan kafatasının hacmi BT görüntüleri üzerinde Cavalieri prensibiyle 2-10 mm kesit kalınlıklarında hesaplanmış ve ilgili kesit kalınlıklarında hesaplanan hacimlerle gerçek hacimlerin istatistiksel olarak farklı olduğu bildirilmiştir. 2 mm kesit kalınlığında gerçek hacimden fazla hesaplanırken diğer kesit kalınlıklarında gerçek hacimden az hesaplanmıştır. Kesit kalınlığı ve gerçek hacimden sapma arasındaki korelasyona bakıldığında 2,5 mm'nin kafatası hacmini hesaplamak için en uygun kalınlık olduğu belirtilmiştir (93). Emirzeoğlu ve ark. karaciğer hacmini BT görüntüleri üzerinde Cavalieri prensibiyle 1, 5 ve 10 mm kesit kalınlıklarında hesapladıkları çalışmalarında ilgili kesit kalınlıklarında hesaplanan hacimlerle gerçek hacimlerin istatistiksel olarak farklı olduğu bildirilmiştir. 1 mm kesit kalınlığında hesaplanan hacim gerçek hacimden fazla iken diğer kesit kalınlıklarında hesaplanan hacim gerçek hacimden az bulunmuştur. Kesit kalınlığı azalırken hesaplanan hacim artmış fakat kesit kalınlığı ile hesaplanan hacim arasında lineer bir ilişki görülmemiştir (121).

Kesitsel görüntüler üzerindeki hacimsel ölçümleri etkileyen faktörlerden biri de dilim kalınlığıdır. Dilim kalınlığının BT ve MRG görüntülerinden elde edilen hacim tahminlerinin doğruluğunu etkilediğini gösteren çalışmalar bulunmaktadır. Bu çalışmalarda, kesit kalınlığındaki değişikliklerin aşırı ve eksik tahminlere neden olduğunu ve daha ince dilimlerin eksik tahmin sorununu azalttığı belirtilmiştir (26, 27). Bizim çalışmamızda da KIBT üzerinde yapılan hacimsel hesaplamalara dilim sayısının etkisini değerlendirmek amaçlanmıştır. Elde edilen sonuçlarda dilim sayısının değişmesine bağlı sapmalar tespit edilmesine rağmen bu sapmalarda belli bir oran bulunmaması ve istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmaması dikkat çekmektedir. Bu durum çene kemiklerinde görülen lezyonların taklit edilmesi amacıyla hazırlanan

defektlerin boyutlarının çok büyük olmaması ve bu sapmaların göz ardı edilebilecek seviyede bulunması olarak değerlendirilebilir.

Kesitsel görüntüler üzerindeki hacimsel ölçümleri etkileyen diğer bir durum ise görüntü kalitesidir. Bunu FOV, voksel boyutu, dedektör tipi, fokal spot büyüklüğü ile geometrik ve kontrast çözünürlük etkilemektedir.

KIBT cihazlarında genellikle FPD veya IIT/CCD kombinasyonu dedektörler kullanılmaktadır (8, 9). Dedektörlerin görüntü kalitesine olan etkilerinin de değerlendirildiği çalışmalarda FPD ile elde edilen görüntülerin uzaysal ve kontrast çözünürlüğü daha yüksek olduğu belirlenmiştir (122). Bizim çalışmamızda kullanılan Scanora® 3D-X tomografi cihazında FPD dedektör mevcuttur.

KIBT cihazlarında voksellerin izotropik olması bütün düzlemlerde distorsiyonsuz bir değerlendirme yapılabilmesini sağlamıştır (31). Voksel boyutu ile çözünürlük ters orantılı olup voksel boyutu azaldıkça çözünürlük artar. Voksel boyutunun obje boyutundan büyük olması durumunda objenin sınırları net seçilemez (parsiyel volüm etkisi) (8). Bu durumlar, hacim hesaplamaları sırasında hatalı sonuçlara yol açabilecek olumsuzluklardandır. Yapılan çalışmalarda da voksel boyutu azaldıkça tanı doğruluğunun arttığı bildirilmiştir (123, 124). Yılmaz ve ark.'nın çalışmalarında 0,1, 0,15 ve 0,2 mm'lik voksel boyutlarında kök kanal dolgusu kalıntılarının hacimlerini ölçmüş olup her voksel boyutu ile elde edilen hacimler arasında önemli bir fark olmadığı bildirilmiştir (125). Maret ve ark. ise 0,2 ve 0,3 mm voksel boyutlarına sahip KIBT görüntülerinde semi otomatik segmentasyon yöntemi kullanarak 70 adet dişin hacimlerini tespit ettikleri çalışmalarında 0,2 mm voksel boyutundan elde edilen sonuçların gerçek hacimlerle uyumlu olduğu fakat 0,3 mm voksel boyutundan elde edilen sonuçların uyumsuz olduğu bulunmuştur (126). Bizim çalışmamızda kullanılan Scanora® 3D-X tomografi cihazında yüksek ve düşük çözünürlükte tarama formatı mevcut olup FOV değeri içerisinde farklı çözünürlükte tarama formatında voksel boyutu değişiklik göstermektedir. Çalışmada defekt sınırlarının net tespit edilebilmesi için defektleri kapsayacak FOV değeri içerisinde en düşük voksel boyutu ile görüntü elde edilmesi amacıyla yüksek çözünürlük formatı tercih edilmiş olup 0,2 mm voksel boyutu kullanılmıştır.

FOV boyutu büyük olduğunda saçılmış radyasyon artar ve görüntü kalitesi olumsuz etkilenir. Küçük FOV boyutu küçük olduğunda saçılmış radyasyon azalır ve

daha az gürültü oluşur. Artan kontrast ve geometrik çözünürlük görüntü kalitesini artırır (8). Pinheiro ve ark.'nın çalışmalarında implantların çevresinde kimyasal etkiyle oluşturduğu kemik defektlerinin görüntüsü farklı voksel boyutu ve projeksiyon sayısı ile elde edilerek değerlendirilmiştir. İmplant çevresi kemik defektlerinin incelenmesinde, en küçük FOV boyutunun, en fazla sayıda projeksiyon görüntüsünün ve en küçük voksel çözünürlüğünün gerekli olduğu tespit edilmiştir (127). Librizzi ve ark. KIBT görüntüleri üzerinde TME' deki erozyonları teşhis etmede FOV ve voksel boyutunun etkinliğini araştırmak için yaptıkları çalışmada 3 farklı FOV ve voksel boyutları kullanılmıştır. FOV ve voksel boyutlarının TME erozyonlarının teşhisinde yüksek oranda etkin olduğu bulunmuştur (128). Bizim çalışmamızda oluşturulan defektleri kapsayacak FOV değeri kullanılmış olup Scanora® 3D-X tomografi cihazında yüksek/düşük çözünürlükte tarama formatından yararlanılmıştır. Defekt sınırlarının net tespit edilebilmesi için FOV değerinin olumsuz etkilerini azaltmak amacıyla yüksek çözünürlük formatı tercih edilmiştir.

## 6. SONUÇLAR

1. KIBT görüntüleri üzerinden Cavalieri prensibi kullanılarak yapılan hacimsel hesaplamalarda sagittal, aksiyal ve koronal düzlemden yaklaşım sonuçları Arşimet prensibi ile kıyaslandığında uyumlu sonuç göstermiştir.
2. KIBT görüntüleri üzerinden Cavalieri prensibi kullanılarak yapılan hacimsel hesaplamalarda sagittal, aksiyal ve koronal düzlemden yaklaşım arasında bir fark bulunamamıştır.
3. KIBT görüntüleri üzerinden Cavalieri prensibi kullanılarak yapılan hacimsel hesaplamalarda planimetri ve nokta sayım tekniği arasında istatistiksel bir fark olmadığı görülmüştür.
4. Her bir düzlem yaklaşımı üzerinden yapılan hesaplamalar farklı dilim sayıları kullanılarak değerlendirildiğinde elde edilen sonuçlar arasında istatistiksel bir fark olmadığı görülmüştür.
5. Her bir düzlem yaklaşımı üzerinden yapılan hesaplamalar farklı dilim sayıları kullanılarak değerlendirildiğinde planimetri ve nokta sayım tekniği arasında da istatistiksel bir fark olmadığı görülmüştür.

## KAYNAKLAR

1. Scarfe WC, Li Z, Aboelmaaty W, Scott SA, Farman AG. Maxillofacial cone beam computed tomography: essence, elements and steps to interpretation. *Aust Dent J*. 2012;57 Suppl 1:46-60.
2. Pauwels R, Araki K, Siewerdsen JH, Thongvigitmanee SS. Technical aspects of dental CBCT: state of the art. *Dentomaxillofac Radiol*. 2015;44(1):20140224.
3. Angelopoulos C, Scarfe WC, Farman AG. A comparison of maxillofacial CBCT and medical CT. *Atlas Oral Maxillofac Surg Clin North Am*. 2012;20(1):1-17.
4. Chen B, Ning R, editors. Cone-beam volume CT mammographic imaging: feasibility study. *Medical Imaging 2001: Physics of Medical Imaging; 2001: International Society for Optics and Photonics*.
5. Cho PS, Johnson RH, Griffin TW. Cone-beam CT for radiotherapy applications. *Physics in Medicine & Biology*. 1995;40(11):1863.
6. Robb RA. The dynamic spatial reconstructor: an x-ray video-fluoroscopic CT scanner for dynamic volume imaging of moving organs. *IEEE transactions on medical imaging*. 1982;1(1):22-33.
7. Scarfe WC, Farman AG. What is cone-beam CT and how does it work? *Dent Clin North Am*. 2008;52(4):707-30, v.
8. White SC, Pharoah MJ. *White and Pharoah's Oral Radiology E-Book: Principles and Interpretation: Elsevier Health Sciences; 2018*.
9. Orhan KE, Hakan. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi (KIBT) In: İ. Ö, editor. *Konvansiyonelden Dijitale Diş Hekimliğinde Radyolojinin Esasları*. İstanbul: İstanbul Medikal Yayıncılık; 2017. p. 227-48.
10. Özcan İ. TSA. İmplantolojide Kullanılan Görüntüleme Teknikleri. In: N. B, editor. *İmplantoloji Akıl Notları*. Ankara: Güneş Tıp Kitabevleri Ltd. Şti.; 2020. p. 9-30.
11. Murat U, Kelebek S, Kalabalık F, Akçay H. Correlation between decompression period and initial volume of large cystic lesions of the mandible: a retrospective CBCT study. *Cukurova Medical Journal*. 2018;43(Ek 1):254-61.
12. Gür MO, Uğurlu M. Farklı sagittal yön iskeletsel paterne sahip bireylerde hava yolu hacminin değerlendirilmesi: Retrospektif pilot çalışma. *Selcuk Dental Journal*.6(4):361-5.

13. Duyan H, EVLİCE BK. Ortognatik cerrahinin maksiller sinüs ventilasyon hacmi üzerine etkisinin KIBT ile değerlendirilmesi. *Selcuk Dental Journal*. 2020;7(2):180-4.
14. Scarfe WC, Azevedo B, Toghyani S, Farman AG. Cone Beam Computed Tomographic imaging in orthodontics. *Aust Dent J*. 2017;62 Suppl 1:33-50.
15. CRUZ-ORIVE LM. Unbiased stereology: three-dimensional measurement in microscopy. *Journal of Anatomy*. 1999;194(Pt 1):153.
16. Gundersen HJG, Jensen E. The efficiency of systematic sampling in stereology and its prediction. *Journal of microscopy*. 1987;147(3):229-63.
17. Howard V, Reed M. Unbiased stereology: three-dimensional measurement in microscopy: Garland Science; 2004.
18. Keleş Aİ. Sağlık Alanında Kullanılan Kantitatif Yöntem, Stereoloji. *Dicle Medical Journal/Dicle Tıp Dergisi*. 2019;46(3).
19. Mazonakis M, Karampekios S, Damilakis J, Voloudaki A, Gourtsoyiannis N. Stereological estimation of total intracranial volume on CT images. *European radiology*. 2004;14(7):1285-90.
20. Royet J-P. Stereology: a method for analyzing images. *Progress in neurobiology*. 1991;37(5):433-74.
21. Canan S, Şahin B, Odacı E, Ünal B, Aslan H, Bilgiç S, et al. Toplam hacim, hacim yoğunluğu ve hacim oranlarının hesaplanmasında kullanılan bir stereolojik yöntem: Cavalieri prensibi. *THBV Türkiye Klinikleri Tıp Bilimleri Dergisi*. 2002;22:7-14.
22. ODACI E, BAHADIR A, YILDIRIM Ş, ŞAHİN B, CANAN S, BAŞ O, et al. Cavalieri Prensibi Kullanılarak Bilgisayarlı Tomografi ve Manyetik Rezonans Görüntüleri Üzerinden Hacim Hesaplanması ve Klinik Kullanımı. *Turkiye Klinikleri Journal of Medical Sciences*. 2005;25(3):421-8.
23. Esposito SA, Huybrechts B, Slagmolen P, Cotti E, Coucke W, Pauwels R, et al. A novel method to estimate the volume of bone defects using cone-beam computed tomography: an in vitro study. *Journal of endodontics*. 2013;39(9):1111-5.
24. Agbaje JO, Jacobs R, Maes F, Michiels K, Van Steenberghe D. Volumetric analysis of extraction sockets using cone beam computed tomography: a pilot study on ex vivo jaw bone. *Journal of clinical periodontology*. 2007;34(11):985-90.

25. Sezgin OS, Kayipmaz S, Sahin B. The effect of slice thickness on the assessment of bone defect volumes by the Cavalieri principle using cone beam computed tomography. *J Digit Imaging*. 2013;26(1):115-8.
26. Bayram M, Kayipmaz S, Sezgin ÖS, Küçük M. Volumetric analysis of the mandibular condyle using cone beam computed tomography. *European journal of radiology*. 2012;81(8):1812-6.
27. Kayipmaz S, Sezgin OS, Saricaoglu ST, Bas O, Sahin B, Kucuk M. The estimation of the volume of sheep mandibular defects using cone-beam computed tomography images and a stereological method. *Dentomaxillofac Radiol*. 2011;40(3):165-9.
28. KAMBUROĞLU K, Buket A, YAKAR EN, PAKSOY CS. Dentomaksillofasiyal Konik Işın Demetli Bilgisayarlı Tomografi Bölüm 1: Temel Prensipler. *ADO Klinik Bilimler Dergisi*. 2012;6(1):1125-36.
29. ÖZDEDE M, PAKSOY CS. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi: Teknik, Çalışma İlkeleri ve Görüntü Oluşumu. *Türkiye Klinikleri Oral and Maxillofacial Radiology-Special Topics*. 2019;5(1):1-6.
30. Gaêta-Araujo H, Alzoubi T, Vasconcelos KdF, Orhan K, Pauwels R, Casselman JW, et al. Cone-beam computed tomography in Dentomaxillofacial radiology: a two-decade overview. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2020;49:20200145.
31. Durack C, Patel S. Cone beam computed tomography in endodontics. *Braz Dent J*. 2012;23(3):179-91.
32. Kamburoglu K. Use of dentomaxillofacial cone beam computed tomography in dentistry. *World J Radiol*. 2015;7(6):128-30.
33. Scarfe WC, Levin MD, Gane D, Farman AG. Use of cone beam computed tomography in endodontics. *Int J Dent*. 2009;2009:634567.
34. Horner K, Jacobs R, Schulze R. Dental CBCT equipment and performance issues. *Radiation protection dosimetry*. 2013;153(2):212-8.
35. De Vos W, Casselman J, Swennen G. Cone-beam computerized tomography (CBCT) imaging of the oral and maxillofacial region: a systematic review of the literature. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 2009;38(6):609-25.
36. Farman AG, Scarfe WC, editors. *The basics of maxillofacial cone beam computed tomography*. Seminars in Orthodontics; 2009: Elsevier.

37. Scarfe WC, Farman AG, Levin MD, Gane D. Essentials of maxillofacial cone beam computed tomography. *Alpha Omegan*. 2010;103(2):62-7.
38. ŞEN BGB. Oral Radyoloji Akıl Notları. In: İ. Ö, editor. *Oral Radyoloji Akıl Notları*. Ankara: Güneş Tıp Kitabevleri Ltd. Şti.; 2020. p. 101-12.
39. Kimpe T, Tuytschaever T. Increasing the number of gray shades in medical display systems—how much is enough? *Journal of digital imaging*. 2007;20(4):422-32.
40. Borel C, Larbi A, Delclaux S, Lapegue F, Chiavassa-Gandois H, Sans N, et al. Diagnostic value of cone beam computed tomography (CBCT) in occult scaphoid and wrist fractures. *European journal of radiology*. 2017;97:59-64.
41. Goguet Q, Lee SH, Longis J, Corre P, Bertin H. Intraoperative imaging and navigation with mobile cone-beam CT in maxillofacial surgery. *Oral and maxillofacial surgery*. 2019;23(4):487-91.
42. Rozema R, Doff MH, van Ooijen PM, Postmus D, Westerlaan HE, Boomsma MF, et al. Diagnostic reliability of low dose multidetector CT and cone beam CT in maxillofacial trauma—an experimental blinded and randomized study. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2018;47(8):20170423.
43. Nicolielo LFP, Van Dessel J, Shaheen E, Letelier C, Codari M, Politis C, et al. Validation of a novel imaging approach using multi-slice CT and cone-beam CT to follow-up on condylar remodeling after bimaxillary surgery. *International journal of oral science*. 2017;9(3):139-44.
44. Verhelst P-J, Shaheen E, de Faria Vasconcelos K, Van der Cruyssen F, Shujaat S, Coudyzer W, et al. Validation of a 3D CBCT-based protocol for the follow-up of mandibular condyle remodeling. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2020;49(3):20190364.
45. Elhadidy M, Medhat F, Salah N, Ali S. The Prevalence of Soft Tissue Calcifications in the Head and Neck Region Using CBCT among Egyptian Population. *Indian Journal of Public Health Research & Development*. 2021;12(2).
46. Khojastepour L, Haghnegahdar A, Sayar H. Prevalence of soft tissue calcifications in CBCT images of mandibular region. *Journal of Dentistry*. 2017;18(2):88.
47. Rios HF, Borgnakke WS, Benavides E. The use of cone- beam computed tomography in management of patients requiring dental implants: An American Academy of Periodontology best evidence review. *Journal of periodontology*. 2017;88(10):946-59.

48. Bornstein MM, Scarfe WC, Vaughn VM, Jacobs R. Cone beam computed tomography in implant dentistry: a systematic review focusing on guidelines, indications, and radiation dose risks. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29 Suppl:55-77.
49. Ludlow M, Renne W. Digital workflow in implant dentistry. *Current Oral Health Reports*. 2017;4(2):131-5.
50. Jacobs R, Salmon B, Codari M, Hassan B, Bornstein MM. Cone beam computed tomography in implant dentistry: recommendations for clinical use. *BMC Oral Health*. 2018;18(1):1-16.
51. Abdelkarim A. Cone-beam computed tomography in orthodontics. *Dentistry journal*. 2019;7(3):89.
52. Kapila S, Nervina J. CBCT in orthodontics: assessment of treatment outcomes and indications for its use. *Dentomaxillofacial radiology*. 2015;44(1):20140282.
53. Harrell WE, Scarfe WC, Pinheiro LR, Farman AG. Applications of CBCT in Orthodontics. *Maxillofacial Cone Beam Computed Tomography*: Springer; 2018. p. 645-714.
54. Agrawal JM, Agrawal MS, Nanjannawar LG, Parushetti AD. CBCT in orthodontics: the wave of future. *The journal of contemporary dental practice*. 2013;14(1):153.
55. Garib DG, Calil LR, Leal CR, Janson G. Is there a consensus for CBCT use in Orthodontics? *Dental Press Journal of Orthodontics*. 2014;19(5):136-49.
56. Samandara A, Papageorgiou SN, Ioannidou-Marathiotou I, Kavvadia-Tsatala S, Papadopoulos MA. Evaluation of orthodontically induced external root resorption following orthodontic treatment using cone beam computed tomography (CBCT): a systematic review and meta-analysis. *European journal of orthodontics*. 2019;41(1):67-79.
57. Deng Y, Sun Y, Xu T. Evaluation of root resorption after comprehensive orthodontic treatment using cone beam computed tomography (CBCT): a meta-analysis. *BMC Oral Health*. 2018;18(1):1-14.
58. Mah JK, Yi L, Huang RC, Choo H, editors. *Advanced applications of cone beam computed tomography in orthodontics*. *Seminars in Orthodontics*; 2011: Elsevier.

59. ÖZBAY Y, ERDEMİR A. ENDODONTİDE KONİK IŞINLI BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİNİN KULLANIMI. Kırıkkale Üniversitesi Tıp Fakültesi Dergisi.18(3):139-50.
60. Ertaş E, Arslan H, Çapar İ, Gök T, Ertaş H. ENDODONTİDE KONİK IŞINLI BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.24(1):113-8.
61. Özer SGY. Konik ışınli bilgisayarlı tomografi'nin endodontide uygulama alanları. Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2010;27(3):207-17.
62. Patel S. New dimensions in endodontic imaging: Part 2. Cone beam computed tomography. International endodontic journal. 2009;42(6):463-75.
63. Patel S, Dawood A, Whaites E, Pitt Ford T. New dimensions in endodontic imaging: part 1. Conventional and alternative radiographic systems. International endodontic journal. 2009;42(6):447-62.
64. Patel S, Dawood A, Mannocci F, Wilson R, Pitt Ford T. Detection of periapical bone defects in human jaws using cone beam computed tomography and intraoral radiography. International endodontic journal. 2009;42(6):507-15.
65. Uzunoglu E, Ilgin C, Yuruker S, Gorduysus M. Radiological, stereological, and microscopic evaluation of the quality of canal fillings in oval-shaped root canals prepared with self-adjusting file. Scanning. 2016;38(5):427-33.
66. Patel S, Dawood A, Ford TP, Whaites E. The potential applications of cone beam computed tomography in the management of endodontic problems. International endodontic journal. 2007;40(10):818-30.
67. Nance R, Tyndall D, Levin L, Trope M. Identification of root canals in molars by tuned- aperture computed tomography. International endodontic journal. 2000;33(4):392-6.
68. Matherne RP, Angelopoulos C, Kulild JC, Tira D. Use of cone-beam computed tomography to identify root canal systems in vitro. Journal of endodontics. 2008;34(1):87-9.
69. Hassan B, Metska ME, Ozok AR, van der Stelt P, Wesselink PR. Comparison of five cone beam computed tomography systems for the detection of vertical root fractures. Journal of endodontics. 2010;36(1):126-9.

70. Hassan B, Metska ME, Ozok AR, van der Stelt P, Wesselink PR. Detection of vertical root fractures in endodontically treated teeth by a cone beam computed tomography scan. *Journal of endodontics*. 2009;35(5):719-22.
71. Rigolone M, Pasqualini D, Bianchi L, Berutti E, Bianchi SD. Vestibular surgical access to the palatine root of the superior first molar: "low-dose cone-beam" CT analysis of the pathway and its anatomic variations. *Journal of endodontics*. 2003;29(11):773-5.
72. Bernardes RA, de Moraes IG, Duarte MAH, Azevedo BC, de Azevedo JR, Bramante CM. Use of cone-beam volumetric tomography in the diagnosis of root fractures. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2009;108(2):270-7.
73. Muniz IdAF, de Souza Villarim NL, Ribeiro ILA, Batista AUD, Bonan PRF, de Sales MAO. Is there an association between rheumatoid arthritis and bone changes in the temporomandibular joint diagnosed by cone-beam computed tomography? A systematic review and meta-analysis. *Clinical Oral Investigations*. 2021:1-11.
74. Derwich M, Mitus-Kenig M, Pawlowska E. Interdisciplinary Approach to the Temporomandibular Joint Osteoarthritis—Review of the Literature. *Medicina*. 2020;56(5):225.
75. Dill T. Contraindications to magnetic resonance imaging. *Heart*. 2008;94(7):943-8.
76. Habashi H, Eran A, Blumenfeld I, Gaitini D. Dynamic High- Resolution Sonography Compared to Magnetic Resonance Imaging for Diagnosis of Temporomandibular Joint Disk Displacement. *Journal of Ultrasound in Medicine*. 2015;34(1):75-82.
77. Larheim TA, Hol C, Ottersen MK, Mork-Knutsen BB, Arvidsson LZ. The role of imaging in the diagnosis of temporomandibular joint pathology. *Oral and Maxillofacial Surgery Clinics*. 2018;30(3):239-49.
78. Rozylo-Kalinowska I, Orhan K. *Imaging of the temporomandibular joint*: Springer; 2019.
79. Zimmerman JN, Lee J, Pliska BT. Reliability of upper pharyngeal airway assessment using dental CBCT: a systematic review. *European Journal of Orthodontics*. 2017;39(5):489-96.

80. Guimarães TM, Bariani RC, Iafigliola SG, Guimarães CM, Junior CMC, Ferraz O, et al. Cone beam computed tomography in assessment on pharynx effects of orthopedic-surgical treatment-a review of the literature. *Sleep Science*. 2019;12(2):106.
81. Gundersen H, BENDTSEN TF, KORBO L, MARCUSSEN N, Møller A, Nielsen K, et al. Some new, simple and efficient stereological methods and their use in pathological research and diagnosis. *Apmis*. 1988;96(1- 6):379-94.
82. Mayhew T, Gundersen H. 'If you assume, you can make an ass out of u and me': a decade of the disector for stereological counting of particles in 3D space. *Journal of anatomy*. 1996;188(Pt 1):1.
83. ODACI E, YILDIRIM Ş, BAHADIR A, CANAN S, ŞAHİN B, BAŞ O, et al. Yeni stereolojik yöntemlerin olası hata kaynakları ve çözüm yolları. *Türkiye Klinikleri Tıp Bilimleri Dergisi*. 2004;24(1):78-87.
84. Roberts N, Puddephat M, McNulty V. The benefit of stereology for quantitative radiology. *The British journal of radiology*. 2000;73(871):679-97.
85. Roberts N, Garden A, Cruz-Orive L, Whitehouse G, Edwards R. Estimation of fetal volume by magnetic resonance imaging and stereology. *The British journal of radiology*. 1994;67(803):1067-77.
86. Yaşar F, İmamoğlu T, Adam G, Erdoğan N. Manyetik Rezonans Görüntüleme İle Karaciğer Hacminin Hesaplanmasında Formül Ve Cavalieri Yönteminin Karşılaştırılması.
87. Turhan B, Kervancioglu P, Yalcin ED. The radiological evaluation of the nasal cavity, conchae and nasal septum volumes by stereological method: A retrospective cone-beam computed tomography study. *Advances in Clinical and Experimental Medicine*. 2019;28(8):1021-6.
88. Özden H, Kabay Ş, Binbay M, Tefekli AH, Gülbandılar E, Müslümanoğlu AY. BÖBREK HÜCRELİ KARSİNOM HASTALARINDA TÜMÖR HACİM VE HACİM ORANLARININ BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ ÜZERİNDE CAVALIERİ METODU KULLANARAK HESAPLANMASI.
89. Bayrak S, Sezgin OS, Kayıpmaz S, Çan G. The Effect of Slice Thickness on the Volume Estimations Performed by Using Cone Beam CT. *Cumhuriyet Dental Journal*. 2018;21(3):167-72.

90. Sahin B, Ergur H. Assessment of the optimum section thickness for the estimation of liver volume using magnetic resonance images: a stereological gold standard study. *Eur J Radiol.* 2006;57(1):96-101.
91. Odaci E, Sahin B, Sonmez OF, Kaplan S, Bas O, Bilgic S, et al. Rapid estimation of the vertebral body volume: a combination of the Cavalieri principle and computed tomography images. *Eur J Radiol.* 2003;48(3):316-26.
92. Mazonakis M, Damilakis J, Maris T, Prassopoulos P, Gourtsoyiannis N. Comparison of two volumetric techniques for estimating liver volume using magnetic resonance imaging. *Journal of Magnetic Resonance Imaging: An Official Journal of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine.* 2002;15(5):557-63.
93. Sahin B, Mazonakis M, Akan H, Kaplan S, Bek Y. Dependence of computed tomography volume measurements upon section thickness: an application to human dry skulls. *Clin Anat.* 2008;21(6):479-85.
94. Gundersen H, Jensen E, Kiêu K, Nielsen J. The efficiency of systematic sampling in stereology—reconsidered. *Journal of microscopy.* 1999;193(3):199-211.
95. Ohm T, Busch C, Bohl J. Unbiased estimation of neuronal numbers in the human nucleus coeruleus during aging. *Neurobiology of aging.* 1997;18(4):393-9.
96. Fadili A, Halimi A, Benyahia H, Zaoui F. Stereology volume analysis to evaluate teeth's root using CBCT images. *Reports in Medical Imaging.* 2018;11:31.
97. YANIK S, Polat ME. Planning of Large Odontogenic Cysts Treatment Using Panoramic and CBCT Images. *Middle Black Sea Journal of Health Science.* 6(1):45-53.
98. Ye N, Jian F, Lai W. Effect of voxel size and partial volume effect on accuracy of tooth volumetric measurements with cone beam CT. *Dentomaxillofacial Radiology.* 2013;42(5):20130070.
99. Oz U, Orhan K, Abe N. Comparison of linear and angular measurements using two-dimensional conventional methods and three-dimensional cone beam CT images reconstructed from a volumetric rendering program in vivo. *Dentomaxillofacial Radiology.* 2011;40(8):492-500.
100. Berco M, Rigali PH, Jr., Miner RM, DeLuca S, Anderson NK, Will LA. Accuracy and reliability of linear cephalometric measurements from cone-beam computed tomography scans of a dry human skull. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009;136(1):17 e1-9; discussion -8.

101. Pohlenz P, Blessmann M, Blake F, Heinrich S, Schmelzle R, Heiland M. Clinical indications and perspectives for intraoperative cone-beam computed tomography in oral and maxillofacial surgery. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2007;103(3):412-7.
102. Demiralp KÖ, Kursun-Çakmak ES, Bayrak S, Sahin O, Atakan C, Orhan K. Evaluation of Anatomical and Volumetric Characteristics of the Nasopalatine Canal in Anterior Dentate and Edentulous Individuals: A CBCT Study. *Implant dentistry*. 2018;27(4):474-9.
103. Bulut E, Şahin B, Muğlalı M, Bekçioğlu B. Comparison of the planimetry and point-counting methods for the assessment of the size of the mandible cysts on orthopantomograms. *Medicina oral, patologia oral y cirugia bucal*. 2012;17(3):e442.
104. Say F, Golpinar M, Kilinc CY, Sahin B. The estimation of bone cyst volume using the Cavalieri principle on computed tomography images. *J Orthop Surg (Hong Kong)*. 2018;26(2):2309499018772373.
105. Duran C, Aydinli B, Tokat Y, Yuzer Y, Kantarci M, Akgun M, et al. Stereological evaluation of liver volume in living donor liver transplantation using MDCT via the Cavalieri method. *Liver transplantation*. 2007;13(5):693-8.
106. Graves M, Dommett D. Comparison of cardiac stroke volume measurement determined using stereological analysis of breath-hold cine MRI and phase contrast velocity mapping. *The British journal of radiology*. 2000;73(872):825-32.
107. Light K, Roberts N, Whitehouse GH, Edwards RH. Unbiased and efficient estimation of bladder volume with MR imaging. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*. 1995;5(1):33-41.
108. Cotter D, Miskiel K, Al-Sarraj S, Wilkinson I, Paley M, Harrison M, et al. The assessment of postmortem brain volume; a comparison of stereological and planimetric methodologies. *Neuroradiology*. 1999;41(7):493-6.
109. Acer N, Sahin B, Usanmaz M, Tatoğlu H, Irmak Z. Comparison of point counting and planimetry methods for the assessment of cerebellar volume in human using magnetic resonance imaging: a stereological study. *Surgical and Radiologic Anatomy*. 2008;30(4):335-9.
110. Koc A, Sezgin OS, Kayipmaz S. Comparing different planimetric methods on volumetric estimations by using cone beam computed tomography. *Radiol Med*. 2020.

111. Özdikici M. Volumetric evaluation of the paranasal sinuses with the cavalieri method. *Anatomy Physiol Biochem Int J*. 2018;2:1-3.
112. Onuk B, Kabak M, Sahin B, Ince NG. Volumetric and Volume Fractional Comparison of the Nasal Structures of the Stork (*Ciconia ciconia*) and Seagull (*Larus fuscus*) Using Computed Tomography Images. *Pakistan Journal of Zoology*. 2018;50(3).
113. Ertekin T, Degermenci M, Ucar I, Sagiroglu A, Atay E, Susar H. The Intracranial and Posterior Cranial Fossa Volumes and Volume Fractions in Children: A Stereological Study. *International Journal of Morphology*. 2017;35(4).
114. Tuna SH, Celik OE, Ozturk O, Golpinar M, Aktas A, Balcioglu HA, et al. The effects of stabilization splint treatment on the volume of masseter muscle in sleep bruxism patients. *Cranio*. 2018;36(5):286-93.
115. Bas O, Acer N, Mas N, Karabekir HS, Kusbeci OY, Sahin B. Stereological evaluation of the volume and volume fraction of intracranial structures in magnetic resonance images of patients with Alzheimer's disease. *Ann Anat*. 2009;191(2):186-95.
116. Garcia-Sanz V, Bellot-Arcis C, Hernandez V, Serrano-Sanchez P, Guarinos J, Paredes-Gallardo V. Accuracy and Reliability of Cone-Beam Computed Tomography for Linear and Volumetric Mandibular Condyle Measurements. A Human Cadaver Study. *Sci Rep*. 2017;7(1):11993.
117. Yeung AWK, Tanaka R, Ho JKC, Li JQ, Jacobs R, Bornstein MM. Patient-, software-, and observer-related factors associated with the time required for semi-automated measurements of the maxillary sinus volume using cone beam computed tomography (CBCT). *Swiss Dent J*. 2019;129(7-8):562-70.
118. Pour DG, Arzi B, Shamshiri AR. Assessment of slice thickness effect on visibility of inferior alveolar canal in cone beam computed tomography images. *Dental research journal*. 2016;13(6):527.
119. Forst D, Nijjar S, Flores-Mir C, Carey J, Secanell M, Lagravere M. Comparison of in vivo 3D cone-beam computed tomography tooth volume measurement protocols. *Prog Orthod*. 2014;15:69.
120. Bilgic S, Sahin B, Sonmez OF, Odaci E, Colakoglu S, Kaplan S, et al. A new approach for the estimation of intervertebral disc volume using the Cavalieri principle and computed tomography images. *Clin Neurol Neurosurg*. 2005;107(4):282-8.

121. Emirzeoglu M, Sahin B, Selcuk MB, Kaplan S. The effects of section thickness on the estimation of liver volume by the Cavalieri principle using computed tomography images. *Eur J Radiol.* 2005;56(3):391-7.
122. Baba R, Ueda K, Okabe M. Using a flat-panel detector in high resolution cone beam CT for dental imaging. *Dentomaxillofacial radiology.* 2004;33(5):285-90.
123. Dalili Z, Taramsari M, Mehr SZM, Salamat F. Diagnostic value of two modes of cone-beam computed tomography in evaluation of simulated external root resorption: an in vitro study. *Imaging science in dentistry.* 2012;42(1):19.
124. Liedke GS, da Silveira HED, da Silveira HLD, Dutra V, de Figueiredo JAP. Influence of voxel size in the diagnostic ability of cone beam tomography to evaluate simulated external root resorption. *Journal of endodontics.* 2009;35(2):233-5.
125. Yilmaz F, Sonmez G, Kamburoglu K, Koc C, Ocak M, Celik H. Accuracy of CBCT images in the volumetric assessment of residual root canal filling material: Effect of voxel size. *Nigerian journal of clinical practice.* 2019;22(8):1091.
126. Maret D, Telmon N, Peters OA, Lepage B, Treil J, Ingèse J, et al. Effect of voxel size on the accuracy of 3D reconstructions with cone beam CT. *Dentomaxillofacial Radiology.* 2012;41(8):649-55.
127. Pinheiro LR, Scarfe WC, Augusto de Oliveira Sales M, Gaia BF, Cortes ARG, Cavalcanti MG. Effect of cone- beam computed tomography field of view and acquisition frame on the detection of chemically simulated peri- implant bone loss in vitro. *Journal of periodontology.* 2015;86(10):1159-65.
128. Librizzi ZT, Tadinada AS, Valiyaparambil JV, Lurie AG, Mallya SM. Cone-beam computed tomography to detect erosions of the temporomandibular joint: effect of field of view and voxel size on diagnostic efficacy and effective dose. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* 2011;140(1):e25-e30.

## İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI

### KONİK İŞİNLİ BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİDE FARKLI KESİTLER İLE YAPILAN HACİMSEL HESAPLAMALARIN DENEYSEL OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ

#### ORJİNALLİK RAPORU

%**8**

BENZERLİK ENDEKSİ

%**7**

İNTERNET KAYNAKLARI

%**2**

YAYINLAR

%**4**

ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

#### BİRİNCİL KAYNAKLAR

**1**

[nek.istanbul.edu.tr:4444](http://nek.istanbul.edu.tr:4444)

İnternet Kaynağı

%**2**

**2**

Submitted to Istanbul University

Öğrenci Ödevi

%**1**

**3**

[tepecikeah.saglik.gov.tr](http://tepecikeah.saglik.gov.tr)

İnternet Kaynağı

%**1**

**4**

[www.hasekidergisi.com](http://www.hasekidergisi.com)

İnternet Kaynağı

%**1**

**5**

[openaccess.hacettepe.edu.tr:8080](http://openaccess.hacettepe.edu.tr:8080)

İnternet Kaynağı

<%**1**

**6**

[toad.halileksi.net](http://toad.halileksi.net)

İnternet Kaynağı

<%**1**

**7**

Submitted to Anadolu University

Öğrenci Ödevi

<%**1**

**8**

[docplayer.biz.tr](http://docplayer.biz.tr)

İnternet Kaynağı

<%**1**

[hdl.handle.net](http://hdl.handle.net)

4. İ. Özcan, S.A. Taşyapan, "Çenelerin Fibroosseöz Lezyonları," Oral Radyoloji Akıl Notları , Ankara: Güneş Tıp Kitapevi Yayınları, 2020, pp.231-241.
5. İ. Özcan, S.A. Taşyapan, "İmplantolojide Kullanılan Görüntüleme Teknikleri," İmplantoloji Akıl Notları , Ankara: Güneş Kitabevi, 2020, pp.9-31.

### **Yayımları**

1. S.A.Taşyapan, A.F. Ertürk, İ.Özcan, "Giant Sialolith in the Submandibular Gland with Radiological Findings: Case Report," Sağlık Bilimlerinde İleri Araştırmalar Dergisi , vol.3, no.1, pp.20-25, 2020
2. H. Cakır Karabas, İ. Ozcan, M. Tekkesin, S.A.Tasyapan, B. Guray, M.M. Atapek, Evaluation of Radiolucent Lesions Associated with Impacted Teeth: A Retrospective Study. Current medical imaging , vol.16, 1332-1339, 2020.
3. S. Göksel, H. Çakır Karabaş, B. Guray, S.A.Tasyapan, İ. Ozcan, "Konka Bülloza Görülme Sıklığının Konik Işınli Bilgisayarli Tomografi İle Analizi Ve Maksiller Sinüzit İle İlişkisi" Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, vol. 47, no. 1-3, pp. 45-49, Dec. 2020
4. S.A. Taşyapan, B. Güray, H. Çakır Karabaş, İ. Özcan, "Retrospektif Olarak Konik Işınli Bilgisayarlı Tomografi İle Rinolit Olgularının Değerlendirmesi", Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, vol. 47, no. 1-3, pp. 9-15, Dec. 2020

### **Bildiriler**

1. Taşyapan S.A., Ertürk A.F., Özcan İ., Garre Osteomyeliti: Olgu Sunumu Garre Osteomyelitis: A Case Report, 6. Uluslararası Tıp ve Sağlık Bilimleri Araştırmaları Kongresi 6th International Medicine and Health Sciences Researches Congress 10/11 April 2021, Online/ ANKARA p26
2. Taşyapan S.A., Çakır Karabaş H., Özcan İ., Ünsal G., Bilateral Triple Konka Bülloza: Nadir Bir Olgu Bilateral Triple Concha Bullosa: A Rare Case., 4. Uluslararası Tıp ve Sağlık Bilimleri Araştırmaları Kongresi 4rd International

Medicine and Health Sciences Researches Congress (UTSAK) ( 22-23 August 2020 ) Hattuşa / Çorum p17-19

3. Cin L., Özcan İ., Taşyapan S.A., Yelken Kendirci M., Atapek M.M., Ertürk A.F., (2019). Radyolojik Bulgularla Bening Sementoblastoma: Vaka Serisi . Türk Dişhekimliği Birliği 25. Uluslararası Dişhekimliği Kongresi (pp.346). İstanbul, Turkey
4. Çakir Karabaş H., Özcan İ., Ünsal G., Taşyapan S.A., Soluk Tekkeşin M., (2019). Odontojenik Miksomanın Klinik, Radyolojik ve Histopatolojik Olarak Değerlendirilmesi: Retrospektif Vaka Serisi . Türk Dişhekimliği Birliği 25. Uluslararası Dişhekimliği Kongresi (pp.346). İstanbul, Turkey
5. Cin L., Özcan İ., Ünsal G., Yılmaz E.B., Atapek M.M., Taşyapan S.A., ... Ertürk A.F. (2019). Apert Sendromu . Türk Diş Hekimleri Birliği 25. Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi (pp.1116). İstanbul, Turkey
6. Ertürk A.F., Özcan İ., Taşyapan S.A., (2019). Radyolojik Bulgularla Submandibular Bezde Dev Siyalolit: Olgu Sunumu . Türk Diş Hekimleri Birliği 25. Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi (pp.981). İstanbul, Turkey
7. Çakir Karabaş H., Özcan İ., Taşyapan S.A., (2019). Dikkat Edilmesi Gereken En Önemli Oral Pigmentasyon: Malign Melanom . Türk Dişhekimliği Birliği 25. Uluslararası Dişhekimliği Kongresi (pp.994). İstanbul, Turkey
8. Güray B., Özcan İ., Taşyapan S.A., Çakir Karabaş H., Atapek M.M., (2019). Stafne Kemik Kavitelerinin Konik Işınli Bilgisayarlı Tomografi ile Retrospektif Olarak Değerlendirilmesi . Türk Dişhekimliği Birliği 25. Uluslararası Dişhekimliği Kongresi (pp.402). İstanbul, Turkey
9. Atapek M.M., Özcan İ., Çakir Karabaş H., Ünsal G., Taşyapan S.A., Soluk Tekkeşin, M., (2019). Santral Dev Hücreli Granülomaların Radyolojik ve Histopatolojik Olarak Değerlendirilmesi: Retrospektif Vaka Serisi . Türk Dişhekimliği Birliği 25. Uluslararası Dişhekimliği Kongresi (pp.381). İstanbul, Turkey
10. Güray B., Özcan İ., Çakir Karabaş H., Taşyapan S.A., (2019). Anterior Stafne Kemik Kavitesi: Bir olgu sunumu . Türk Dişhekimliği Birliği 25. Uluslararası Dişhekimliği Kongresi (pp.995). İstanbul, Turkey

11. Yelken Kendirci M., Özcan İ., Çakır Karabaş H., Taşyapan S.A., Göksel S., Ünsal G., ... Ertürk A.F. (2019). Vaka Serisi: Radyolojik ve Klinik Özellikleriyle Oral Skuamöz Hücreli Karsinoma . Türk Dişhekimliği Birliği 25. Uluslararası Dişhekimliği Kongresi (pp.407). İstanbul, Turkey
12. Güray B., Göksel S., Çakır Karabaş H., Taşyapan S.A., Özcan İ., (2019). Ektopik Dişler: Vaka Serisi . 3. Oral Diagnoz ve Maksillofasiyal Radyoloji Kongresi, Antalya, Turkey
13. Taşyapan S.A., Atapek M.M., Çakır Karabaş H., Özcan İ., (2018). Retrospektif Olarak Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi ile Rinolit Olgularının Değerlendirilmesi . TDB 24. Uluslararası Dişhekimliği Kongresi (pp.62). Ankara, Turkey
14. Göksel S., Özcan İ., Çakır Karabaş H., Güray B., Taşyapan S.A., (2018). Haller Hücresinin CBCT Analizi: Maksiller Sinüs Patolojileri ile İlişkisi. . TDB 24. Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi (pp.57). Ankara, Turkey
15. Ünsal G., Özcan İ., Çakır Karabaş H., Göksel S., Atapek M.M., Taşyapan S.A., ... İşler S.C. (2018). Radiologic and Clinical Characteristics of Ossifying Fibroma. . ECDMFR XVith-European Congress of Dentomaxillofacial Radiology (pp.173). Luzern, Switzerland
16. Çayirci M., Aren G., Özcan İ., Uyanık S.A., (2016). Türk Toplumunda Diş Eksikliği Görülme Sıklığı ve Dağılımı . TDA 22.th International Dental Congress(TDB 22. Uluslar arası Dişhekimliği Kongresi) (pp.490-491). İzmir, Turkey
17. Uyanık S.A., Köse T.E., Alla Ş., Erdem M.A., Özcan İ., (2016). Bisphosphonate-related Osteonecrosis of The Jaws . ECDMFR(European Congress Of Dentomaxillofacial Radiology) (pp.165). Cardiff, United Kingdom
18. Uyanık S.A., Köse T.E., Alla Ş., Erdem M.A., Özcan İ., (2016). Calcifying Epithelial Odontogenic Tumor : A Rare Case Report . ECDMFR(European Congress Of Dentomaxillofacial Radiology) (pp.111). Cardiff, United Kingdom
19. Alla Ş., Uyanık S.A., Erdem M.A., Çankaya, A.B., Özcan İ., (2016). Mandibulada Çoklu Kompound Odontoma: İki Olgu Raporu( Multiple Compound Odontomas in the Mandible: A Report of Two Cases) . Türk Oral ve