



TÜRKİYE CUMHURİYETİ  
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

AĞIZ DIŞ ÇENE RADYOLOJİSİ ANABİLİM DALI

**KONİK IŞINLI BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ  
KULLANILARAK YAPILAN HACİMSEL  
HESAPLAMALARDA KESİT KALINLIĞININ  
ETKİSİ**

Seval BAYRAK

DOKTORA TEZİ

Doç. Dr. Ömer Said SEZGİN

TRABZON-2014





TÜRKİYE CUMHURİYETİ  
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

AĞIZ DIŞ ÇENE RADYOLOJİSİ ANABİLİM DALI

**KONİK IŞINLI BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ  
KULLANILARAK YAPILAN HACİMSEL  
HESAPLAMALARDA KESİT KALINLIĞININ  
ETKİSİ**

Seval BAYRAK

DOKTORA TEZİ

Doç. Dr. Ömer Said SEZGİN

TRABZON-2014

## **KABUL VE ONAY**

## **BEYAN**

Bu tez çalışmasının KTÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü tez yazım kılavuzu standartlarına uygun olarak yazıldığını, tezin akademik ve etik kurallara bağılı kalınarak gerçekleştirilmiş özgün bir bilimsel araştırma eserim olduğunu, tezde yer alan ve bu tez çalışmasında elde edilmeyen tüm bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve kaynakların kaynaklar listesinde yer aldığını, tezin çalışılması ve yazımı aşamalarında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışın olmadığını beyan ederim.

11/09/2014

Seval BAYRAK

## TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim ve bu tez çalışmasının yürütülmesi sürecinde ilgi ve desteğini esirgemeyen, tecrübe ve bilgilerinden faydalandığım danışman hocam Sayın Doç. Dr. Ömer Said SEZGİN' e,

Çalışmamın yönlendirilmesinde katkılarda bulunan Anabilim Dalı başkanım Sayın Doç. Dr. Saadettin KAYIPMAZ' a ve tez izleme jüri üyesi olan Sayın Yrd. Doç. Dr. Celal ÇANDIRLI' ya,

Yüksek Lisans ve Doktora eğitimim süresi boyunca desteklerini benden esirgemeyen Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş Çene Radyolojisi Anabilim Dalı öğretim üyeleri olan hocalarım Sayın Prof. Dr. Ahmet Berhan YILMAZ' a, Sayın Prof. Dr. Abubekir HARORLI' ya, Sayın Prof. Dr. Osman Murat BİLGE' ye,

Doktora öğrenimim boyunca gösterdikleri anlayış için Karadeniz Teknik Üniversitesi Ağız Diş Çene Radyolojisi Anabilim Dalı çalışanlarına, asistan arkadaşlarım Arş. Gör. Dt. Saliha AKÇAY' a, Arş. Gör. Dt. Alaettin KOÇ' a ve Arş. Gör. Dt. Pınar YÜCESAN' a, asistanlığımın uzun bir dönemini birlikte geçirdiğim Dr. Senem Tuğra DÖNMEZ' e,

Tüm eğitim hayatım boyunca birçok şey paylaştığım ve varlıklarını hep hissettiğim sevgili arkadaşlarım Av. Gülşen ZAMAN' a, Dr. Sevgi AÇICI' ye, Arş. Gör. Dt. Ayşe Tuba METİN' e, Yrd. Doç. Dr. Cemile Kedici ALP' e, Arş. Gör. Dt. Zeynep GÜMRÜKÇÜ' ye, Arş. Gör. Dt. Sevcihan GÜNEN' e, Arş. Gör. Dt. Gülbahar USTAOĞLU' na, Av. Fatma KONAK BAŞ ' a, Nilgün CELAP ' a

Bugünlere gelmemde büyük emekleri olan sevgili aileme,

Teşekkürlerimi sunarım...

Arş. Gör. Dt. Seval BAYRAK

## İÇİNDEKİLER

İç kapak sayfası	
<b>KABUL VE ONAY</b>	
<b>BEYAN</b>	
<b>TEŞEKKÜR</b>	
<b>TABLolar DİZİNİ</b>	ix
<b>ŞEKİLLER DİZİNİ</b>	x
<b>RESİMLER DİZİNİ</b>	xi
<b>KISALTMA, SİMGE ve FORMÜLLER DİZİNİ</b>	xii
<b>1. ÖZET</b>	1
<b>2. SUMMARY</b>	2
<b>3. GİRİŞ ve AMAÇ</b>	3
<b>4. GENEL BİLGİLER</b>	5
4.1. KIBT Tekniğinin Esasları	5
4.2. KIBT Cihazlarında Görüntü Oluşturulması	5
4.2.1. Konfigürasyon Kazanımı	5
4.2.1.1. Hasta Pozisyonu	6
4.2.1.2. X-ışını Oluşumu	6
4.2.1.3. Tarama Hacmi-Görüntüleme Alanı- FOV	6
4.2.1.4. Tarama Faktörleri	7
4.2.2. Görüntünün Elde Edilmesi	7
4.2.2.1. Voksel Boyutu	8
4.2.2.2. Gri Skala	8
4.2.3. Görüntünün Rekonstrüksiyonu	8
4.2.4. Görüntünün Ekranı Aktarılması	9
4.3. Dış Hekimliğinde KIBT Uygulamaları	9
4.3.1. KIBT' nin Endodontide Uygulama Alanları	10
4.3.1.1. Kök Kanal Anatomisi ve Morfolojisinin Değerlendirilmesi	10
4.3.1.2. Periapikal Hastalıklar	10
4.3.1.3. Kök Kırığı	11
4.3.1.4. Kök Rezorpsiyonu	11
4.3.1.5. Endodontik Tedavinin Sonuçlarının Değerlendirilmesi	11

4.3.2. KIBT' nin İmplantoloji Alanındaki Uygulamaları	11
4.3.3. KIBT İle Temporomandibular Eklem (TME) Değerlendirilmesi	13
4.3.4. KIBT' nin Ortodontik Uygulamaları	14
4.3.4.1. Gömülü ve Transpozisyonlu Dişler ve Kök Rezorbsiyonunun Değerlendirilmesi	15
4.3.4.2. Sınırlayan Koşullar	15
4.3.4.3. Geçici Ankraj Apareyleri (TAD)	15
4.3.4.4. Asimetri Değerlendirilmesi	16
4.3.4.5. TME' in Dejeneratif Değişiklikleri	16
4.3.4.6. Yarık Dudak Damak	16
4.3.4.7. Ortognatik Cerrahi	16
4.3.5. KIBT İle Maksillofasiyal Patolojilerin Değerlendirilmesi	17
4.3.6. KIBT İle Hava Yolunun Değerlendirilmesi	17
4.3.7. KIBT İle Çürük Teşhisi	18
4.4. KIBT Avantajları	18
4.5. KIBT Dezavantajları	21
4.5.1. Hasta ile İlişkili Artefaktlar	21
4.5.2. Tarayıcı ile İlgili Artefaktlar	21
4.5.3. X-ışını Demeti ile İlgili Artefaktlar	21
4.5.4. Konik Işın ile İlgili Artefaktlar	22
4.5.4.1. Konik Işın Etkisi	22
4.5.4.2. Düşük Örneklem	22
4.5.4.3. Parsiyel Hacim Etkisi	22
4.6. Stereolojik Yöntemlerle Hacim Hesaplanması	23
<b>5. GEREÇ ve YÖNTEM</b>	<b>27</b>
5.1. Defektlerin Hazırlanması	27
5.2. KIBT ile Görüntülerin Elde Edilmesi	27
5.3. KIBT Görüntüleri Üzerinde Hacimlerin Hesaplanması	27
5.4. Gerçek Hacimlerin Hesaplanması	29
5.5. İstatistiksel Analiz	30
<b>6. BULGULAR</b>	<b>32</b>
<b>7. TARTIŞMA</b>	<b>46</b>
<b>8. SONUÇLAR</b>	<b>55</b>
<b>9. KAYNAKLAR</b>	<b>56</b>



**10.ÖZGEÇMİŞ**

**TABLolar DİZİNİ**

<b>Tablo</b>		<b>Sayfa</b>
<b>Tablo 1.</b>	Arşimet prensibiyle hesaplanan gerçek hacimler ve Cavalieri prensibiyle ilgili kesit kalınlıklarında hesaplanan hacimler	33
<b>Tablo 2.</b>	One sample Kolmogorov-Smirnov normallik testi	35
<b>Tablo 3.</b>	Eşleştirilmiş T testi ile bulguların değerlendirilmesi	35
<b>Tablo 4.</b>	Cavalieri prensibiyle yapılan ölçümlerin kesit sayısına göre gerçek hacimden sapma yüzdesi	45
<b>Tablo 5.</b>	Kesit sayısına göre grupların gerçek hacimden sapma yüzdesi	46

## ŞEKİLLER DİZİNİ

<b>Şekil</b>		<b>Sayfa</b>
<b>Şekil 1.</b>	Hacmi 1 000 mm <sup>3</sup> ' den küçük defektlerin ilgili kesit kalınlıklarında Cavalieri prensibiyle hesaplanan hacimlerinin gerçek hacimden ortalama mutlak sapma yüzdesi	36
<b>Şekil 2.</b>	Hacmi 1 000 mm <sup>3</sup> ' den küçük defektlerin ilgili kesit kalınlıklarında Cavalieri prensibiyle hesaplanan hacimlerinin gerçek hacimden mutlak sapma yüzdeleri	37
<b>Şekil 3.</b>	Hacmi 1 000 mm <sup>3</sup> ile 5 000 mm <sup>3</sup> arasında değişen defektlerin ilgili kesit kalınlıklarında Cavalieri prensibiyle hesaplanan hacimlerinin gerçek hacimden ortalama mutlak sapma yüzdesi	38
<b>Şekil 4.</b>	Hacmi 1 000 mm <sup>3</sup> ile 5 000 mm <sup>3</sup> arasında değişen defektlerin ilgili kesit kalınlıklarında Cavalieri prensibiyle hesaplanan hacimlerinin gerçek hacimden mutlak sapma yüzdesi	39
<b>Şekil 5.</b>	Hacmi 5 000 mm <sup>3</sup> ile 15 000 mm <sup>3</sup> arasında değişen defektlerin ilgili kesit kalınlıklarında Cavalieri prensibiyle hesaplanan hacimlerinin gerçek hacimden ortalama mutlak sapma yüzdesi	40
<b>Şekil 6.</b>	Hacmi 5 000 mm <sup>3</sup> ile 15 000 mm <sup>3</sup> arasında değişen defektlerin ilgili kesit kalınlıklarında Cavalieri prensibiyle hesaplanan hacimlerinin gerçek hacimden mutlak sapma yüzdesi	41
<b>Şekil 7.</b>	Hacmi 15 000 mm <sup>3</sup> ile 31 000 mm <sup>3</sup> arasında değişen defektlerin ilgili kesit kalınlıklarında Cavalieri prensibiyle hesaplanan hacimlerinin gerçek hacimden ortalama mutlak sapma yüzdesi	42
<b>Şekil 8.</b>	Hacmi 15 000 mm <sup>3</sup> ile 31 000 mm <sup>3</sup> arasında değişen defektlerin ilgili kesit kalınlıklarında Cavalieri prensibiyle hesaplanan hacimlerinin gerçek hacimden mutlak sapma yüzdesi	43
<b>Şekil 9.</b>	Tüm defektlerin ilgili kesit kalınlıklarında Cavalieri prensibiyle hesaplanan hacimlerinin gerçek hacimden ortalama mutlak sapma yüzdesi	44
<b>Şekil 10.</b>	Kesit sayısına göre grupların gerçek hacimden ortalama mutlak sapma yüzdesi	45

**RESİMLER DİZİNİ**

<b>Resim</b>		<b>sayfa</b>
<b>Resim 1.</b>	Çalışmada kullanılan intraosseoz defektlerin bir kısmı	28
<b>Resim 2.</b>	KODAK 9300 KIBT cihazı	29
<b>Resim 3.</b>	KIBT görüntüleri üzerinde yapılan planimetri çalışması	30
<b>Resim 4.</b>	İntraosseoz defektlerin ölçüsü	30
<b>Resim 5.</b>	Piknometre	31
<b>Resim 6.</b>	Hassas Terazı	31

## KISALTMA, SİMGE ve FORMÜLLER DİZİNİ

### Kısaltmalar

BT	Bilgisayarlı Tomografi
CCD	Charge-Couple Device
DICOM	Digital İmaging and Comminication in Medicine
FOV	Field of View = Görüntüleme Alanı
FPD	Flat Panel Dedektör
ICRP	Uluslar arası Radyoloji Koruma Komisyonu (International Comission on Radiological Protection)
IIT	Image Intensifier Tüp
KIBT	Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi
MRG	Manyetik Rezonans Görüntüleme
TME	Temporomandibular Eklem
USG	Ultrasonografi

### Simgeler

cm	Santimetre
gr	Gram
Gy	Gray
mA	Miliamper
mm	Milimetre
mm <sup>3</sup>	Milimetreküp
kVp	Kilovolt peak
sn	Saniye
Sv	Sievert

## 1. ÖZET

### **Konik ışınli bilgisayarlı tomografi kullanılarak yapılan hacimsel hesaplamalarda kesit kalınlığının etkisi**

Bu çalışmanın amacı konik ışınli bilgisayarlı tomografi (KİBT) ile yapılan hacimsel hesaplamalarda kesit kalınlığının muhtemel etkilerini araştırmaktır.

Sığır femoral kondillerinde kemik defektlerini temsil eden intraosseoz kaviteler KİBT ile tarandı. Stereolojik bir metod olan Cavalieri prensibiyle kavite hacimlerinin hesaplamalarında 0.1 mm, 0.2 mm, 0.3 mm, 0.4 mm, 0.5 mm, 1 mm, 2 mm, 3 mm, 4 mm ve 5 mm kalınlıktaki ardışık kesitler kullanıldı. Hesaplanan hacimler Arşimet prensibiyle hesaplanan hacimlerle kıyaslandı. 0.1 mm, 0.2 mm ve 0.3 mm kalınlığındaki kesitlerde, Cavalieri prensibiyle hesaplanan hacimler Arşimet prensibiyle hesaplanan hacimlerle uyumluydu. ( $p>0.05$ ).

**Anahtar kelimeler:** Radyografi, Dental, Konik ışınli bilgisayarlı tomografi, Kantitatif değerlendirme

## 2. SUMMARY

### **The effect of slice thickness on the volume estimations performed by using cone beam computed tomography**

The purpose of this study is to investigate possible effects of section thickness on volume estimations with cone beam computed tomography (CBCT).

Intraosteal cavities representing bone defects on femoral condyles of bovines were scanned by CBCT. Consecutive sections at 0.1 mm, 0.2 mm, 0.3 mm, 0.4 mm, 0.5 mm, 1 mm, 2 mm, 3 mm, 4 mm, and 5 mm thickness were used to estimate the volumes of the cavities with the Cavalieri principle of stereological methods. Estimated volumes were then compared with the volumes obtained by the Archimedean principle. In 0.1 mm, 0.2 mm and 0.3 mm thick slices, the volumes estimated by Cavalieri principle were consistent with the volumes by the Archimedean principle ( $p>0.05$ ).

**Keywords:** Radiography, Dental, Cone beam computed tomography,

Quantitative evaluation

### 3. GİRİŞ ve AMAÇ

Diş hekimliğinde radyografi klinik muayene ile fark edilemeyecek dental ve maksillofasiyal patolojilerin belirlenmesinde önemli rol oynamaktadır. İntraoral radyografi teknikleriyle dişler ve komşu çevre dokular görüntülenirken, ekstraoral radyografi teknikleriyle kafatası, fasiyal kemikler, maksilla ve mandibuladaki anatomik ve patolojik değişiklikler incelenebilir (1).

Maksillofasiyal bölgede, iki boyutlu görüntülemeye kaynaklanan kısıtlanmalar, üç boyutlu görüntülerin elde edilebildiği bilgisayarlı tomografinin kullanımını arttırmıştır (2). Daha çok medikal uygulamalarda kullanılan bilgisayarlı tomografi (BT)'nin üç boyutlu görüntü vermesine karşın radyasyon dozunun yüksek ve maliyetinin fazla olması diş hekimliğinde kullanımını sınırlandırmıştır (3, 4).

Başlangıçta anjiyografi (5-7), mamografi (6-8) ve radyoterapi rehberliği (6, 7, 9) gibi medikal kullanımlar için geliştirilen ve maksillofasiyal dokuların görüntülenmesi için FDA tarafından 2001 yılında onaylanan (8, 10) KIBT' nin, üç boyutlu görüntü vermesinin yanında BT' ye nispeten radyasyon dozunun az ve maliyetinin düşük olması diş hekimliğinin tüm alanlarında kullanımını arttırmıştır (3, 4, 8, 10).

KIBT , BT ve Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG) tekniklerinde aksiyal, sagittal ve koronal düzlemlerde kesitsel görüntüler elde edilebilir. Bu görüntüler üzerinde seçilen herhangi bir düzlemde anatomik ya da patolojik bir yapının hacmi Cavalieri prensibi kullanılarak hesaplanabilir (11). Bu prensibe göre düzensiz şekilli objenin hacmi objenin tamamından sistematik rastgele elde edilen kesitlerin toplam alanı ile kesitler arası mesafenin çarpımıyla tarafsız bir şekilde hesaplanabilir (12). BT, MRG ve ultrasonografi (USG) sistemleri, objenin tamamını birbirine paralel ve bilinen mesafede iki boyutlu kesitler şeklinde verdiğinden, kesit görüntüleri üzerinde bu yöntem kullanılarak herhangi bir objenin hacim hesaplaması yapılabilir (13-16).

Literatürde KIBT görüntülerinin hacimsel hesaplamalarda kullanıldığı çalışmalar sınırlı sayıda (11, 17-20). Seçilen kesit kalınlığının bu hesaplamalara etkisi ise yeterince araştırılmamıştır.



Kemik içi defektlerin farklı kesit kalınlıklarında hacim ölçümlerini yaptığımız bu çalışmada hipotezimiz kesit kalınlığı arttıkça hata oranının artacağı yönündedir.

Araştırmadan elde edilecek sonuçlarla farklı boyutlardaki defektlerin stereolojik olarak hacminin hesaplanması ile kesit sayısı ve kesit kalınlığının bu hesaplamalardaki etkisi ortaya koyulacaktır.

## **4. GENEL BİLGİLER**

Radyografi, diş hekimliğinde klinik değerlendirmede önemli bir yardımcı tanı aracıdır. Bu amaçla yıllarca üç boyutlu nesnelere iki boyutlu görüntüsünü veren intraoral ve ekstraoral radyografi teknikleri kullanılmıştır. Volumetrik görüntüleme amaçlı stereoskopi, tomografi, tomosentez, tuned-apertura computed tomography (TACT) gibi farklı teknikler de denenmiştir (21, 22). 1972' de Hounsfield BT' yi geliştirerek medikal görüntüleme devrim yaratmıştır (22). BT yıllardır kullanılmasına rağmen pahalı bir teknik olması, iyonize radyasyon dozunun yüksek olması gibi nedenlerle diş hekimliğinde kullanımı sınırlı kalmıştır (23).

Günümüzde diş hekimliğinde implantoloji, ortodontik ve endodontik uygulamalar, TME değerlendirilmesi, maksillofasial bölge anatomisinin ve patolojilerinin değerlendirilmesinde sıkça kullanılan KIBT tekniği (24, 25), dental volumetrik tomografi (DVT), cone beam volumetrik tomografi (CBVT), dental bilgisayarlı tomografi (DBT) ve cone beam görüntüleme olarak da adlandırılmaktadır (5).

### **4.1. KIBT Tekniğinin Esasları**

KIBT cihazlarında görüntü oluşması için bir platform (gantri) içerisine sabitlenmiş konik ya da piramidal şekilli x-ışını kaynağı ile iki boyutlu dedektörün hasta başının etrafında en az 180° lik tek bir rotasyon yapması yeterlidir (5-7, 9, 23, 24, 26, 27).

### **4.2. KIBT Cihazlarında Görüntü Oluşturulması**

KIBT' de görüntü oluşması 4 aşamada gerçekleşir; konfigürasyon kazanımı, görüntünün elde edilmesi, görüntünün yeniden düzenlenmesi (rekonstrüksiyon) ve görüntünün ekrana aktarılması (5, 7).

#### **4.2.1. Konfigürasyon Kazanımı**

Konik ışın tekniği için geometrik konfigürasyon ve kazanım mekanizması teorik olarak basittir. X-ışını kaynağı ve dedektörün hasta başı etrafında karşılıklı senkronize

bir tek tam ya da kısmi rotasyonel taraması yeterlidir ancak klinik olarak bu aşamada bazı önemli parametreler göz önünde bulundurulmalıdır (7).

#### **4.2.1.1. Hasta Pozisyonu**

KIBT cihazları tarama işlemini 3 farklı pozisyonda yapılabilir; oturarak, ayakta ve supin pozisyonunda. Supin pozisyonunda görüntü elde eden cihazlar fiziksel olarak fazla yer kaplar ve fiziksel engelli hastalar için kullanım zorluğu yaratırlar. Ayakta görüntü elde eden cihazlar tekerlekli sandalyede olan hastalara göre ayarlanamayabilir. Oturularak görüntü elde eden cihazlar kullanım kolaylığı açısından en rahat olanlardır fakat fiziksel engelli ve tekerli sandalyedeki hastalar için sorun yaratabilirler (5, 7, 10).

#### **4.2.1.2. X-ışını Oluşumu**

Her projeksiyon görüntüsü rotasyon esnasında x-ışını demetinin dedektör tarafından yakalanmasıyla ardışık olarak oluşur. Teknik olarak en kolay yöntem daimi ışın demeti kullanmak ve dedektörün x-ışını yörüngesinde olmasını sağlamaktır. Bu görüntü oluşmasına katkı sağlamamakla beraber hastanın fazla radyasyon almasına neden olur. Alternatif olarak atımlı ışın demeti kullanılıp dedektörle çakıştırılır yani gerçek ışınlama zamanı tarama zamanından daha kısadır ki böylelikle hastanın aldığı radyasyon miktarı azaltılır (5, 7).

ALARA prensibine göre KIBT ışınlama faktörleri; tüp akımı (mA), tüp voltajı (kVp), hastaya göre ayarlanmalıdır. Bazı KIBT cihazlarında bu faktörler geçen ışın demetinin yoğunluğuna göre otomatik olarak ayarlanır, bazılarında ise ışınlama ayarları başlangıçta otomatik olarak belirlenir (5).

#### **4.2.1.3. Tarama Hacmi-Görüntüleme Alanı- FOV**

FOV' un boyutları öncelikli olarak dedektör boyutu ve şekline, ışın demetinin geometrisine ve cihazın kolimasyon yeteneğine bağlıdır. FOV' un şekli silindirik ya da küresel olabilir. Kolimasyon x ışınlarının ilgili alanla sınırlı kalmasını sağlar (5, 7, 10). Her hastada incelenecek alana uygun FOV seçilebilir. Küçük FOV seçildiğinde hastanın aldığı doz miktarı azalır, obje çözünürlüğü artar, rekonstrüksiyon zamanı azalır. Büyük FOV seçildiğinde hastanın aldığı doz miktarı artar, obje çözünürlüğü azalır, rekonstrüksiyon zamanı artar (6, 7, 10). Aynı zamanda incelenecek alana uygun FOV

seçilmediğinde hekim gereksiz olduğu halde daha geniş alanları yorumlamak durumunda kalır (10).

KIBT cihazları FOV boyutuna göre sınıflandırılabilir;

Lokelize bölge: 5 cm veya daha küçük (temporomandibular eklem, dentoalveoler yapı)

Tek ark: 5 cm ile 7 cm arası (maksilla, mandibula)

Arklar arası: 7 cm ile 10 cm arası (mandibula inferior nazal konka arası)

Maksillofasiyal: 10 cm ile 15 cm arası (mandibuladan nazion noktasına)

Kraniyofasiyal: 15 cm' den fazla (mandibula alt kenarı verteks arası) (7, 10).

#### **4.2.1.4. Tarama Faktörleri**

Tarama esnasında iki boyutlu sefalometrik görüntüleri andıran, temel görüntü (basis, raw, frame image) denilen ardışık görüntüler oluşur. Bunların tamamı projeksiyon verisini (data) oluşturur (5-7, 9, 23, 26, 27). Projeksiyon verisini oluşturan görüntü sayısı, frame oranı (saniyede oluşan görüntü sayısı), rotasyon hızı ve ark yörüngesinin tamamı tarafından belirlenir (23). Frame oranının fazla olması, daha fazla projeksiyon verisi, rekonstrüksiyonda daha fazla bilgi, daha fazla uzaysal ve kontrast rezolüsyon sağlar, gürültü ve metalik artefaktlar azalır. Buna karşılık rekonstrüksiyon zamanı artar, sinyal-gürültü oranı artar, tarama zamanı uzar ve hastanın aldığı doz artar (5-7).

KIBT cihazlarında tarama zamanının kısa olması hasta hareketinden kaynaklanan artefaktları azaltacağından istenilen bir durumdur. Tarama zamanı, frame oranı artırılarak, projeksiyon sayısı azaltılarak ya da tarama arki kısaltılarak azaltılabilir fakat son iki yöntem gürültüyü arttırdığından ilki daha uygundur (5).

#### **4.2.2. Görüntünün Elde Edilmesi**

KIBT cihazları kullanılan dedektör tipine göre ikiye ayrılır; flat panel dedektörler (FPD) ve imaj güçlendiriciye (image intensifier tube, IIT) bağlı charged coupled device (IIT/CCD) kombinasyonundan oluşan dedektörler. IIT/CCD kombinasyonu CCD' ye fiber optikle bağlı IIT' den oluşur. FPD, amorf silikondan yapılmış ince film

transistörüne uygulanmış sezyum iodyd sintilatör tabakasına bağlı solid state sensör temelli indirek dedektörlerdir (5, 7, 27). Günümüzde KIBT sistemlerinin çoğunda FPD' ler kullanılmaktadır (23). FPD' ler, CCD' lere göre daha basit yapıda, daha az hacim kaplayan ve daha geniş dinamik aralığa sahip alıcılardır. IIT/CCD' lerde izlenen geometrik distorsiyon FPD' lerde izlenmez (7). IIT/CCD dedektörleri daha fazla gürültü yapar ve dedektör konfigürasyonundan gelen geometrik distorsiyonları azaltmak için ön işleme ihtiyaç duyulur. FPD kullanılan KIBT cihazlarında tarama daha hızlı gerçekleşir buna bağlı hasta hareketine bağlı oluşacak artefaktlar azalır (9). FPD kullanılan KIBT sistemlerinde radyasyon spektrumuna verilen cevabın doğrusallığı, dedektör alanı boyunca verilen cevabın uniformluğu ve hatalı piksellerle ilişkili limitasyonlar vardır. Bu etkiler daha çok düşük ve yüksek ekspozlarda belirgindir. Bu probleminden kurtulmak için dedektörler düzenli olarak kalibre edilmelidir (7, 23).

#### **4.2.2.1. Voksel Boyutu**

Tomografi görüntülerinde iki boyutlu kare veya dikdörtgen şekilli resim elemanlarına piksel, seçilen kesit kalınlığına bağlı oluşan yapıya voksel denir. KIBT cihazlarında voksel boyutu dedektörlerdeki piksel boyutuna bağlı olup çözünürlüğü belirler. KIBT voksel boyutu cihazdan cihaza farklılık gösterip 0.076 mm ile 0.4 mm arasında değişir ki bu dental uygulamalar için yüksek çözünürlük sağlar (5, 7, 26), ayrıca voksellerin izotropik olması yani x, y, z eksenlerinde boyutları eşit olması multiplanar reformasyon görüntülerinde (MPR) distorsiyon oluşumunu engeller (6).

#### **4.2.2.2. Gri Skala**

KIBT' nin atenüasyon farklılıklarını gösterebilmesi ufak kontrast farklılıklarını görüntüleme kabiliyetiyle ilişkilidir. Bu parametre bit derinliği olarak adlandırılır ve gösterilebilen gri gölge sayısı olarak bilinir. Son nesil KIBT cihazları 12 bit (4096) veya 16 bit (32768) gri renk tonuna sahiptir (5).

#### **4.2.3. Görüntünün Rekonstrüksiyonu**

Dedektörlerde oluşan ham datadan geliştirilmiş algoritmaları içeren yazılım programlarıyla üç boyutlu hacimsel veri kümesi (volumetrik data seti) ya da üç ortogonal (aksiyal, sagittal, koronal) düzlemde görüntü oluşturulmasına rekonstrüksiyon

denir (5-7, 23, 26, 27). KIBT' nin tek rotasyonunda 100 ile 600 arası projeksiyon oluşur. Her projeksiyonda bir milyondan fazla piksel, her pikselde 12-16 bit veri bulunur. Bu verilerin rekonstrüksiyonu matematiksel olarak karmaşıktır. Verilerin kullanımını kolaylaştırmak için veriler bir bilgisayardan başka bilgisayara aktarılır. Rekonstrüksiyon zamanı, elde edilme parametrelerine (voksel boyutu, fov, projeksiyon sayısı), donanım ve yazılıma bağlı olarak beş-altı dakika ile 30 dakika arasında farklılık gösterir. Rekonstrüksiyon iki basamakta gerçekleşir; kazanım aşaması bu aşamada özgün temel projeksiyon oluşumu ve bu projeksiyonlardaki tutarsızlıkları düzeltmek için modifikasyonları içerir. Özgün ve linear piksel defektlerindeki sinyal boşluklarını ortadan kaldırılması imaj düzeltmesini oluşturur. Histogram eşitlenmesiyle imajlar normalleştirilir elektronik dedektör artefaktları ortadan kalkar, düzeltmeden sonra rekonstrüksiyon aşamasına geçilir. Temel projeksiyon görüntüleri sinogramda düzeltilmiş sinograma dönüştürülür sonra Feldkamp algoritmasıyla rekonstrüksiyon gerçekleştirilir (5, 7).

#### **4.2.4. Görüntünün Ekranına Aktarılması**

Mevcut voksellerin derlenmesiyle volumetrik veri seti oluşur ve KIBT cihazlarının çoğunda görüntü ekranda üç ortogonal düzlemde görülür. Optimum görüntüleme, pencere seviyesinin ve genişliğinin ayarlanmasına ve spesifik filtrelerin uygulanmasına bağlıdır (5).

#### **4.3. Diş Hekimliğinde KIBT Uygulamaları**

KIBT tekniği tanımlandığından bu yana maksillofasiyal bölge görüntülemesinde önemli bir yere sahiptir. Panoramik ve periapikal radyografi gibi ilk etapta kullanılacak uygun bir görüntüleme yöntemi olmamakla birlikte diş hekimliğinin tüm alanlarında tanı ve tedavi uygulamalarında kullanılmaktadır (5, 7). KIBT diş hekimliğinde implantoloji, ortodontik ve endodontik uygulamalar, TME değerlendirilmesi, maksillofasiyal bölge anatomisinin ve deformite, travma, enfeksiyon, kist, tümör gibi patolojilerinin değerlendirilmesinde, çürük teşhisinde, periodontal kemik seviyesi ve hava yolu değerlendirilmesinde kullanılmasının yanında adli diş hekimliği ve otorinolaringoloji uygulamalarında mevcuttur (24, 25).

### **4.3.1. KIBT' nin Endodontide Uygulama Alanları**

Endodontik problemlerin başarılı bir şekilde tedavi edilmesi, ilgili diş ve çevre anatomik yapılar hakkında bilgi veren güvenilir bir görüntüleme tekniğine bağlıdır. İntraoral radyografi (İR), endodontik hastalıkların tanı, tedavi planlaması ve takibinde temel tanı aracıdır (10). İR üç boyutlu anatomik yapıların iki boyutlu görüntüsünü verir. Bu da diş kökleriyle komşu anatomik yapıların ya da periapikal lezyonun uzaysal ilişkisinin doğru bir şekilde değerlendirilmesini engeller. Paralel teknikle alınan İR' de bile distorsiyon ve süperpozisyon kaçınılmazdır (10, 28, 29). Endodontide KIBT kullanımıyla İR' nin bu eksiklikleri giderilebilir. KIBT endodontide şu amaçlarla kullanılabilir.

#### **4.3.1.1. Kök Kanal Anatomisi ve Morfolojisinin Değerlendirilmesi**

Endodontik tedavinin başarısı tüm kök kanallarının belirlenerek, temizlenip doldurulmasına bağlıdır (10, 29). Endodontik uygulamalarda yaygın kullanılan İR' lerin iki boyutlu doğası ve süperpozisyonundan ötürü kök kanal sayısını ve morfolojisini belirlemek güçleşir (30). Materna ve arkadaşlarının kök kanal morfolojisini belirlemek için İR ve KIBT' ı kıyasladığı bir çalışmada gözlemcilerin İR ile dişlerin % 40' ında en az bir kanalın tespit edilemediğini göstermiştir (31). KIBT ile Çin popülasyonunda üst 1. premolar dişlerin aksesuar kanalları ve morfolojileri gösterilmiştir (32).

#### **4.3.1.2. Periapikal Hastalıklar**

Pulpa enflamasyonun yol açtığı kemik yıkımı sonucu oluşan periapikal lezyonlar radyografide kök apeksi çevresinde radyolusent değişiklik şeklinde görülür (33). Periapikal lezyonların bariz radyografik bulgu göstermeden erken teşhisi endodontik tedaviyi daha başarılı kılar (28, 29, 33). KIBT periapikal bölgedeki değişiklikleri İR' den daha erken göstermekle beraber (29), İR ve KIBT' nin periapikal lezyonları teşhisinde kıyaslandığı bir çalışmada KIBT daha üstün bulunmuştur (33). Periapikal lezyonun boyutları, lokalizasyonu, ilişkili olduğu kök KIBT ile doğru bir şekilde gösterilebilir. Aynı zamanda hastanın yetersiz semptomunun olduğu, klinik muayene ve İR ile lezyonun teşhis edilemediği durumlarda KIBT önceden tanı konulamamış periapikal lezyonu göstermiştir (34).

#### **4.3.1.3. Kök Kırığı**

Horizontal (HKK) ve vertikal (VKK) kök kırıkları İR' de ancak x-ışını kırık hattı boyunca direk geçerse görülür. Bu nedenle İR ile tanı konulurken farklı açılardan birkaç tane film almak gerekir (35). Yapılan çalışmalarda KIBT görüntüleri VKK' yı göstermede İR' den daha başarılı bulunmuştur (36-38), fakat kök kanal tedavili dişlerde radyopak kök kanal dolgu materyalinin neden olduğu artefaktlar VKK görülmesini engellemiştir (36).

#### **4.3.1.4. Kök Rezorbsiyonu**

Osteoklastik aktivite sonucu sementte meydana gelen madde kaybına eksternal kök rezorbsiyonu (EKR), dentinde meydana gelen madde kaybına internal kök rezorbsiyonu (İKR) denir. Tanı konulamamış rezorbsiyon uygun olmayan tedaviyle sonuçlanır. Yapılan çalışmalarda kök rezorbsiyonunun tipini ve lokalizasyonunu belirlemede KIBT İR' den daha üstün bulunmuştur (39, 40).

#### **4.3.1.5. Endodontik Tedavinin Sonuçlarının Değerlendirilmesi**

KIBT görüntülerinde süperpozisyon ve distorsiyon olmaması endodontik tedavinin sonuçlarını değerlendirmede İR' ye oranla daha doğru bilgiler sağlar. Endodontik cerrahiye karar verirken kök ile komşu önemli anatomik yapılar arasındaki ilişki, kökün vestibul ya da lingual kortikal kemikle arası mesafesi, kortikal kemik kalınlığı ve kök eğimi belirlenebilir (29, 41, 42). Endodontik tedavi sonuçlarının takip edildiği çalışmalarda KIBT' da iyileşmemiş olarak görülen lezyonların İR' de iyileşmiş olarak görüntülenmiştir (43).

#### **4.3.2. KIBT' nin İmplantoloji Alanındaki Uygulamaları**

Oral implantolojideki gelişmeler özellikle radyografik tekniklerdeki gelişmelere bağlıdır (44). Bekli KIBT' nin, en büyük katkısı oral implantoloji alanında olmuştur (5). İmplant tedavisinde başlangıç aşamasında, implant yerleştirme öncesinde ve sonrasında radyografik görüntüleme yapılır. Başlangıç aşamasındaki radyografik görüntüleme amaç, dişsiz bölgelerin lokalizasyonu yapmaktır. Bu amaçla panoramik radyografiler gerekirse periapikal radyografi ile desteklenebilir (45).



İmplantın anatomik ve protetik olarak en uygun bölgeye yerleştirilmesi için cerrahi öncesi ilgili bölgede alveol kemik boyutları, alveol kemiğin uzun aksı, kemik kalitesi ve yoğunluğu, kemiğin internal anatomisi, ilgili bölgede patoloji varlığı veya yokluğu belirlenmelidir (45, 46). Seçilen görüntüleme metodu ilgili bölgenin tamamını üç boyutlu olarak minimal süperpozisyon ve minimal distorsiyonla detaylı bir şekilde göstermelidir (46).

Alveol kemiğinin vertikal yüksekliği, horizontal genişliği ve dişsiz alanın uzunluğu implant yerleştirilecek bölgedeki kemik miktarını belirler (45, 46). Periapikal, panoramik ve sefalometrik radyografinin tek başına kullanılması, dişsiz bölgenin yükseklik, genişlik ve uzunluğunun değerlendirilmesine müsaade etmez. Panoramik ve sefalometrik radyografilerdeki distorsiyon ve süperpozisyon dişsiz bölgenin boyutlarının doğru bir şekilde hesaplanmasını ve komşu anatomik yapılarla ilişkisinin belirlenmesini engeller. İmplant cerrahisi öncesi kemik boyutlarının değerlendirmede uygulanacak olan metodun ortogonal düzleme ek olarak kesitsel düzlemlerde de görüntü vermesi gerekir (45). Bunun için BT veya KIBT kullanılabilir.

Kemik miktarının yetersiz olduğu durumlarda greftleme öncesi KIBT kullanılması alıcı ve donör bölgelerinin tanımlanmasını, cerrahi prosedürün planlanmasını sağlar ve morbitideyi azaltır. KIBT, restore edilmiş alveol kemiğindeki hacimsel ve topografik değişiklikleri gösteren en iyi yöntemdir (45).

İmplantın kemik sınırları içinde uygun şekilde hizalanması için alveol-bazal kemik kompleksinin vertikal açısını veren alveol kemik uzun aksının varsa varyasyonların görüntülenmesi gerekir. İmplantın osteointegrasyonu için kortikal ve kansellöz kemik miktarının yeterli olması gerekir. İmplanta gelen kuvvetlerin karşılanması için kemik yeterli yoğunlukta olmalıdır (46).

Klinik muayene ve konvansiyonel radyografiyle tam olarak lokalize edilemeyen, implant yerleştirilecek alanı kısıtlayan birçok anatomik oluşum vardır. Bunlar maksilla anteriorda nazal kavite ve nazopalatin kanal, premolar-molar bölgede maksiler sinüs, mandibula anteriorda lingual foramen, premolar bölgede mental foramen ve molar bölgede inferior alveoler kanal ve submandibular fossadır (45, 46). İlgili bölgedeki gömülü diş, kist ya da tümör gibi oluşumlar varsa sinus ogmentasyonu düşünülüyorsa,

ramus ya da simfizden greft alınacaksa veya kemik ogmentasyonu ve rekonstrüksiyonu yapılmışsa KIBT ile değerlendirme yapılmalıdır (45). KIBT görüntülerinden elde edilen DICOM verileri implantların daha doğru bir pozisyonda yerleştirilmesi, minimal invaziv cerrahi ile operasyon zamanı ve iyileşme sürecinin kısılması gibi klinik avantajlar sağlayan cerrahi rehber oluşturulmasına imkan verir (47).

İmplant yerleştirildikten sonra görüntülemenin amacı implant lokalizasyonunu doğrulamaktır. Kontrol amaçlı periyodik görüntülemelerde kemik-implant yüzeyi ve implant çevresindeki kemik yüksekliği değerlendirilir. Titanyum implant parçalar ışın sertleşmesine ve düzensiz artefaktlara neden olur ki bu da implant çevresindeki küçük değişiklikleri maskeler (44, 48). Klinik semptom ve bulgu yoksa postoperatif kontrollerde İR kullanılır. KIBT implantta mobilite ya da hastada duyarlılıkta değişiklik (özellikle posterior mandibulaya yerleştirilmiş implantlarda) varsa kullanılabilir (45).

#### **4.3.3. KIBT İle Temporomandibular Eklem (TME) Değerlendirilmesi**

Temporomandibular eklem hastalıkları (TMH), eklem kondil, glenoid fossa, artiküler eminens gibi sert dokularıyla, eklem diski, eklem bağları ve çiğneme kasları gibi yumuşak dokuların çeşitli anomalilerle etkilenmesi sonucu oluşur (49). TMH orofasiyal bölgede dental kaynaklı olmayan ağrıların başlıca nedenidir. Klinik muayene eklem sert ve yumuşak doku komponentlerini değerlendirmede tek başına yetersizdir (50). TME görüntülenmesinde amaç bir hastalıktan şüphelenildiğinde, hastalığın kaynağını belirleyip ilerleyişini göstermek, eklem bütünlüğünü ve tedavi sonuçlarını değerlendirmektir (49).

TME görüntülenmesinde farklı metodlar kullanılır. Yumuşak doku komponentleri MRG ile değerlendirilirken, kemik yapılar panoramik radyografi, konvansiyonel radyografiler, BT ve KIBT ile görüntülenir (49-51).

Panoramik radyografi kondildeki anomalilerin değerlendirilmesinde kullanışlı bir yöntem olmasına rağmen glenoid fossa ve artiküler eminens, kafatası ve zigomatik arkın süperpozisyonundan ötürü görüntülenemez. Geleneksel radyografilerde, TME' in kemik yapılarında mineralizasyondaki değişiklikler ya da destrüksiyon yeterli miktara ulaşmadığı sürece görüntülenemez. Ayrıca komşu anatomik yapıların süperpozisyonu eklem tüm bölümlerinin tamamen görüntülenmesine müsaade etmez (49-51). Bu

amaçla, TME incelemelerinde tomografik görüntüleme tekniklerinden faydalanılmıştır. BT ile eklem kemik yapısındaki osteofit, kondiler erozyon, kırık, ankiloz, dislokasyon ve kondiler hiperplazi gibi patolojik değişiklikler iyi bir şekilde gösterilir. Fakat TME görüntülenmesinde, BT kullanımı maliyeti, radyasyon dozunun yüksek olması, ulaşılabilirliği ve dental ofislere uygun boyutlarda olmaması gibi temel dezavantajlarının elimine etmek için dozu daha düşük, maliyeti daha az, sagittal düzlemde daha ayrıntılı görüntü veren KIBT kullanılmaya başlanmıştır (49).

TME’ de osteoartritik değişikliklerin şiddetini KIBT ile değerlendiren Alexiou ve arkadaşları kemik yapıdaki değişikliklerin şiddet ve ilerlemesinin yaşla ilişkili olduğunu göstermişlerdir (52). Alkhader ve arkadaşları TMH ile ilgili semptomları olan hastalarda, MRG’ deki yumuşak doku patolojileriyle KIBT ’de kemik değişiklikleri arasındaki ilişkiyi araştırmış, disk deformatsiyonu veya redüksiyonsuz disk deplasmanı olan hastalarda kemik değişiklikleri olduğu ve bu yönden değerlendirilmesi gerektiğini söylemişlerdir (53).

#### **4.3.4. KIBT’ nin Ortodontik Uygulamaları**

Ortodontik düzensizliklerde tanı ve tedavi planlamasındaki amaç hastanın şikayeti, başlangıç koşulları, elde edilebilecek tedavi sonuçları ve hastanın kooperasyonuna göre özel bir tedavi protokolü belirlemektir. Doğru tanı ve optimal tedavi planlaması için diagnostik görüntülemenin tam olması gerekir (54).

Ortodontik planlamalarda iki boyutlu periapikal, panoramik ve sefalometrik radyografiler rutin olarak iskeletsel ve dişsel ilişkinin değerlendirilmesinde kullanılmakla birlikte son dönemlerde bazı vakalarda KIBT kraniyofasiyal kompleksin değerlendirilmesinde kullanılmaya başlanmıştır (54-56).

Sefalometrik radyografiler farklı anatomik noktalar arasında çizgisel ve açısal ölçümlerde ortodontistler tarafından yaygın kullanılan güvenilir radyografilerdir. KIBT’ den elde edilen sefalometrik radyografiler konvansiyonel sefalometrik filmler kadar doğru olmakla birlikte bazı vakalarda daha doğru bilgiler verirler. Bunun yanında KIBT ‘den elde edilen lateral sefalometrik filmlerde başın yarısı kullanıldığı için diğer taraftaki ramus, korpus, kondil ve molar dişlerin süperpozisyonu engellenmiş olur (54, 56). KIBT ortodontide şu amaçlarla kullanılabilir:

#### **4.3.4.1. Gömülü ve Transpozisyonlu Dişler ve Kök Rezorbsiyonunun Değerlendirilmesi**

Gömülü ve transpozisyonlu dişler, bekli de KIBT' nin ortodontik amaçla en yaygın kullanım sebebidir. KIBT ile gömülü ya da transpoze dişin lokalizasyonu, yer değiştirme miktarı, tam olarak aılanması gösterilerek dişin ağza sürdürülmesi için uygulanacak kuvvetin yönü belirlenir. Böylelikle, komşu dokularda minimal zararlar dişin optimal bir şekilde daha kısa sürede sürdürülmesi sağlanır (54, 56).

Süpernümerer diş varlığında klinisyen gerçek ve süpernümerer diş ayırımında zorlanabilir. KIBT ile dişin tam lokalizasyonunun ve gerçek ölçümlerinin yapılması süpernümerer dişin optimal cerrahi yaklaşımla ve gerçek dişe en az zararlar çekilmesini sağlar (54).

Geleneksel radyografilere kıyasla kök rezorbsiyonunu göstermede KIBT daha hassas ve tanımlayıcıdır. Geleneksel radyografilerin süperpozisyonundan ötürü gösteremediği gömülü dişlerin neden olduğu kök rezorbsiyonunun belirlenmesi tedavi planını değiştirebilir. Örneğin ekimli bir vakada premolar diş çekimi yerine gömülü kaninin kökünü rezorbe ettiği lateral diş çekilebilir (54).

#### **4.3.4.2. Sınırlayan Koşullar**

Sınırlayan koşullar ortodontik tedavi amaçlı dişin kök boyutu, aılanması ve pozisyonu ile ilişkili alveol kemik miktarı ve morfolojisi olarak tanımlanır. Anatomik olarak sınırlayan koşullar planlanan ya da olası diş hareketinin yanında istenilen final pozisyonunu ve aılanmasını kısıtlayabilir ya da kesinleştirebilir (55).

#### **4.3.4.3. Geçici Ankraj Apareyleri (TAD)**

Ortodontik tedavide son dönemlerde TAD kullanımının popülaritesi artmıştır. Kortikal ve palatal kemik hacmi ve kalitesi, kök pozisyonu ve kökler arası mesafenin belirlenmesi TAD' ın optimal lokalizasyonda yerleştirilmesini sağlar. KIBT, bunların değerlendirilmesinde daha kesin bir yöntemdir. KIBT görüntüleri ayrıca anatomik olarak zor bölgelerde mini implant yerleştirilmesi için rehberlik yapar (54-56).

#### **4.3.4.4. Asimetri Değerlendirilmesi**

Ortodonti hastalarında panoramik ve sefalometrik radyografilerle kemik asimetrisini değerlendirmek hasta pozisyonu, süperpozisyon ve distorsiyondan ötürü güvenilir değildir. Ramus ve kondil boyunun karşılaştırılması okluzyon için önemlidir. KIBT ile yapılan direk ölçümlerde sağ ve sol taraf karşılaştırılabilir, ilgili alan yazılım programlarıyla segmente edilip diğer yapılardan bağımsız değerlendirilebilir (56).

#### **4.3.4.5. TME' in Dejeneratif Değişiklikleri**

TME patolojileri, eklem kemik komponentlerinde şekil, boyut ve uzaysal ilişkilerinde değişiklik meydana getirir ki bunlar, ısırma değişiklikleri ve beklenmeyen ortodontik sonuçları beraberinde getirir. Bunlar mandibulanın gelişimi esnasında meydana gelirse etkilenen tarafta kondilin ve mandibulanın ipsilateral büyümesi azalır ve maksilla, diş pozisyonu, okluzyon ve kafa tabanı bu durumu kompanse etmeye çalışır. Bilateral değişiklikler yüzün büyümesini etkiler, vertikal, horizontal yönde istenmeyen dişsel ve iskeletsel değişiklikler meydana gelir ve mandibular retrüzyon, sınıf II malokluzyon ve anterior open-bite ile sonuçlanır. İki boyutlu radyografilerle bunları teşhis etmek zordur. Ayrıca TME, maksillomandibular uzaysal ilişki ve okluzyonun KIBT ile aynı anda değerlendirilmesi klinisyenin TME anomalileriyle ilişkili lokal ve bölgesel farklılıkları görmesini sağlar (54, 56).

#### **4.3.4.6. Yarık Dudak Damak**

Yarık dudak damak hastalarından alınan iki boyutlu radyografilerle defektin boyutlarının ve diğer önemli anatomik yapılarla uzaysal ilişkisinin belirlenmesi zordur. KIBT ile defektin genişliği, greftleme sonrası kemiğin hacmi, defekte komşu dişlerdeki yer değişim miktarı ve etrafındaki kemik kalınlığı ve defektin tam anatomik ilişkisi belirlenebilir (54, 56).

#### **4.3.4.7. Ortognatik Cerrahi**

KIBT görüntüleriyle hastaya özel sanal modeller ve uygun yazılım programları kullanılarak kraniyofasiyal bölgedeki sert yumuşak dokularla uzaysal ilişkileri analiz edilebilir. Bu modeller tedavi seçeneklerini taklit ya da test etmek için cerrahi rehber olarak kullanılabilirler (54, 56).

Ortognatik cerrahi sonrası tedavi sonuçlarını değerlendirmek için tedavi öncesi ve sonrası KIBT görüntüleri karşılaştırılabilir. Bu yöntemde üç düzlemde rotasyon yapabilen renkli bir harita ve değişikliğin miktarını ve yönünü gösteren renk spektrumu kullanılır. Bu metodla, fasiyal bölgedeki kemik ve yumuşak dokularda tedavi ya da büyüme sonucu meydana gelen değişiklikleri üç boyutlu gösterilebilir (54).

#### **4.3.5. KIBT İle Maksillofasiyal Patolojilerin Değerlendirilmesi**

Maksillofasiyal bölgedeki patolojik lezyonlar değerlendirilirken hastanın demografik bilgileri ve şikayeti öğrenilir. Klinik muayeneden sonra tanı konulup tedavi planlamasının yapılması için lezyonun tam lokalizasyonu, boyutları ve dansitesi radyografi ile değerlendirilir. Doğru bir tanı koyabilmek için lezyonun korteksle ilişkisi, sınırları, komşu dişlerle ilişkisi, kök rezorbsiyonunun olup olmadığının belirlenmesi gerekir. Bu amaçla düz radyografiler, panoramik radyografi, BT ve KIBT kullanılır. P panoramik radyografilerin yalnızca iki boyutlu görüntü vermesi, distorsiyonu ve komşu yapıların süperpozisyonu lezyonun doğru bir şekilde incelenmesine müsaade etmez. Maksillofasiyal patolojileri BT ile incelemede, hastanın aldığı dozun fazla olması, hastanın başka merkeze gönderilmesi, lezyonu medikal radyologların değerlendirmesi sonucu diş hekimleri için önemli olan noktaların gözden kaçırılması ya da araştırılmaması, hastanın gönderilme zamanıyla inceleme arasında gecikme olması bu yöntemin kullanımını kısıtlar (57).

Maksillofasiyal bölgede odontojenik-nonodontojenik kist ve tümörlerin, dentoalveolar ve maksillofasiyal kırıkların, tükürük bezi taşı, lenf nodu, carotid arter kalsifikasyonu gibi kalsifikasyonların lokalizasyonu, boyutları KIBT ile üç boyutlu olarak görüntülenip teşhisi konulur (25, 57).

#### **4.3.6. KIBT İle Hava Yolunun Değerlendirilmesi**

Diş hekimliğinin farklı yan dallarında hava yolunun değerlendirilmesi önemli bir konu haline gelmiştir. Ortodontik araştırmalarda, tüm kafa görüntülenerek hava yolundaki daralmalar belirlenip yüzün anormal vertikal büyümesine etkisi araştırılmıştır. Obstrüktif sleep apne (OSA) şikayeti olan hastalarda diş hekimleri MRG ve BT görüntülemelerinden sonra fonksiyonel apareyler geliştirilmeye çalışmışlardır. Maksillofasiyal cerrahlar OSA şikayeti olan hastalarda maksilla ya da mandibulayı

ilerleterek tedavi etmeye çalışmışlardır. Hava yolu fonksiyonu endoskopik analizlerle ve MRG, BT gibi görüntüleme metodlarıyla ya da ve sefalometrik radyograflarla değerlendirilebilir. KIBT' nin kullanımıyla birbiriyle ilişkili çizgisel ölçümler, kesitsel alanı ve hacimsel ölçümleri içeren morfometrik değerlendirmeler yapılabilir (58, 59), hava yolu ve çevre dokuları üç boyutlu göstermesi sayesinde mevcut tıkanıklıklar ve tedavi sonucu değişiklikleri gösterebilir (60).

#### **4.3.7. KIBT İle Çürük Teşhisi**

Çürük teşhisinde radyografi yaygın kullanılan bir yöntemdir. Çürük teşhisi için uzun yıllar kullanılan intraoral radyografiye alternatif olarak son dönemlerde yaygınlaşan farklı sensörlerin kullanıldığı dijital radyograflar ve ultrasonik çürük dedektörleri geliştirilmiştir. Buna rağmen sonuçlar tatmin edici olamamıştır (61).

Diş hekimliğinin birçok alanında kullanılan KIBT üç boyutlu doğasından ötürü çürük teşhisinde ümit verici bir araç haline gelmiştir. Qu ve arkadaşlarının aproksimal çürük teşhisinde dedektörleri farklı 5 ayrı KIBT sistemini kıyaslamış ve anlamlı bir farklılık bulamamıştı (61). Kayıpmaz ve arkadaşları okluzal ve aproksimal çürük teşhisinde konvansiyonel intraoral radyografi, fosfor plakları ve KIBT kıyaslamış, aproksimal yüzeylerde önemli bir fark bulmazken okluzal yüzeylerde KIBT' nin daha üstün olduğunu söylemişlerdir (62).

#### **4.4. KIBT Avantajları**

KIBT cihazları medikal BT cihazlarıyla kıyaslandığında maliyeti oldukça düşüktür ve fiziksel olarak daha küçük olduğundan görüntüleme merkezi kullanım için daha elverişlidir (7).

Tetkik süresi medikal BT' den daha kısadır. KIBT de cismin görüntüsünün elde edilebilmesi için ışın kaynağının tek bir rotasyonu yeterlidir (6).

KIBT cihazlarında 3 ortogonal düzleme ek olarak voksellerin izotropik doğası sayesinde multiplanar reformasyon (MPR) olarak adlandırılan 2 boyutlu kesitsel görüntüler de elde edilebilir. MPR modlarıyla diagnostik amaçlara göre oblik ve eğimli düzlemlerde inceleme yapılabilir (6).

KIBT sistemlerinde voksel boyutu 0.076 mm ile 0.4 mm arasında değişir ki bu 1.25-6.25 line pairs per milimeter (lp/mm) uzaysal çözünürlüğe denk gelir. Bu lamina duranın devamlılığının bozulması ya da periodontal aralığın genişlemesi gibi periapikal patolojilerdeki erken değişikleri göstermede yeterli olsa da konvansiyonel ve dijital radyografilerden daha düşüktür (10).

BT cihazlarından elde edilen veriler üzerinde direk çalışmak mümkün değildir. Bu verilerin uygun programlarla diagnostik amaçlı kullanıma dönüştürülmesi özel ekipman ve fazla ekonomik yük getirir. KIBT verileri kişisel bilgisayarlarda düzenlenip görüntülenebilir (6).

BT cihazlarında tüm maksillofasiyal bölge görüntülenirken KIBT cihazlarında uygun FOV seçilerek sadece ilgili alan görüntülenebilir (8, 27).

KIBT cihazlarında BT cihazlarından farklı olarak voksel boyutları üç ortogonal düzlemde izotropiktir, böylelikle MPR görüntüleri distorsiyonsuz elde edilebilir.

KIBT' de çözünürlük öncelikli olarak piksel boyutlarına bağlı olmakla beraber, ışın projeksiyon geometrisi, saçılmış radyasyon, fokal spot boyutu, temel imaj sayısı, rekonstrüksiyon algoritması, dedektör hareket bulanıklığı ve fill faktör rezolüsyonu etkiler (23) .

KIBT cihazları medikal BT ile kıyaslandığında radyasyon dozu oldukça düşüktür. Radyasyon dozunun ve riskinin kıyaslanması için üç temel doz kavramının; absorbe doz (A), eşdeğer doz (Eş), ve efektif doz (Ef) bilinmesi gerekir.

Absorbe doz (A): ışınlanan dokunun birim kütlelerinin iyonize radyasyondan absorbe ettiği enerji miktarıdır. Uluslararası birimler sisteminde (SI), birimi Gray' dır (Gy) (5). Işınlanan dokunun 1 kilogramı 1 joule enerji absorbe etmişse bu absorpsiyon dozu 1 Gy' dir (63). Absorbe doz farklı araştırmalardaki radyasyon doz riskinin kıyaslanmasında yeterli olmaz çünkü radyasyon tipinin zararını ve ışınlanan dokunun hassasiyetini göstermez (29).

Eşdeğer doz (Eş): farklı tip radyasyonların doku ya da organdaki radyobiyojik etkisini kıyaslamak için kullanılır. Absorbe doz ile radyasyon kalite ağırlıklı faktörün çarpımıyla bulunur. Radyasyon kalite ağırlık faktörü farklı tip radyasyonların biyolojik



etkisini gösterir. Eşdeğer doz birimi Sievert'tir (Sv). Diagnostik amaçlı x-ışını uygulamalarında 1 Sv, 1 Gy eşittir (64) .

Efektif doz (Ef): İnsanlar için risk hesaplamalarında kullanılır. Radyasyona maruz kalmış vücut bölümünün miktarını belirlemek için hesaplanır. Vücutta ışınlanan herhangi bir bölgenin riski ile ışınlanan diğer bölgelerin riskini kıyaslama imkanı verir. Farklı tip radyasyonun biyolojik etkileri göz önünde bulundurulurken, farklı dokuların kanser formasyonu ya da kalıtsal etkileri için radyosensivitesi de göz önünde bulundurulur. Farklı dokuların karşılaştırılmalı radyosensiviteleri doku/organ ağırlık faktörü ile ölçülür. Efektif doz, eşdeğer doz ile doku/organ ağırlık faktörünün çarpımıyla bulunur (63, 64). Birimi Sievert' tir fakat miktarı büyük olduğundan hastane uygulamaları için miliSievert (mSv) ya da mikroSievert ( $\mu$ Sv) kullanılır (63).

Baş bölgesi görüntülemelerinde efektif doz hesaplanırken kemik iliği, kemik yüzeyi, troid, özafagus, deri, tükürük bezleri ve beyin göz önünde bulundurulur (10).

KIBT ünitelerinde radyasyon dozunu etkileyen ışınlama parametreleri (miliamper, kilovoltaj), atımlı ya da devamlı ışınlama, filtrasyon miktarı, şekli, oranı, FOV boyutu ve oluşan temel görüntü sayısı birçok faktör vardır (10).

Herhangi bir görüntülemelerde ışınlama zamanı, miliamper ve kilovoltajdaki artış efektif dozu artırır. Bazı KIBT cihazlarında (i-CAT), mA ve kV üretici firma tarafından belirlenip hastaya göre ayarlanamaz, bu durum farklı yaş grubu ve boyutlardaki hastalarda tanı için gereğinden fazla dozla sonuçlanır. Işınlama parametrelerinin üretici firma tarafından belirlendiği bazı cihazlarda (NewTom 3G) ise ışınlama esnasında mA ihtiyaca göre kendiliğinden değişebilir. CB Mercurayde ise mA ve kV hastaya göre operatör tarafından ayarlanabilir. Işın kalitesi ve filtrasyon KIBT cihazına özgü iken FOV operatör tarafından kontrol edilebilir. Küçük FOV efektif dozu azaltır bununla birlikte aynı boyutta mandibular FOV, maksiller FOV' dan daha büyük efektif doza neden olur çünkü tükürük bezleri, troid ve özafagus daha fazla ışınlanır (65).

KIBT ünitelerinde efektif doz bahsedilen parametrelerden ötürü farklılık göstermekle birlikte konvansiyonel BT' ye oranla efektif doz daha düşüktür (10, 29, 65).

#### **4.5. KIBT Dezavantajları**

Maksillofasiyal bölge görüntülemelerinde KIBT' ye büyük ölçüde ilgi olmasına rağmen görüntü kalitesini zayıflatan bazı kısıtlılıklar tekniğin dezavantajlarının oluşmasına neden olur.

KIBT' nin görüntü kalitesini azaltan temel faktör artefaktlardır. Artefakt görüntülenmek istenilen alanla ilgili olmayan distorsiyon ve bozukluklardır (7).

KIBT cihazlarında artefaktlar; hastadan, tarayıcıdan, konik ışıktan ve x-ışını demetinden kaynaklanır (5).

##### **4.5.1. Hasta ile İlişkili Artefaktlar**

Tarama esnasında hasta hareketi görüntüde yarı gölge şeklinde netlik kaybına neden olur. Tarama zamanının kısaltılması ve tarama esnasında hasta başının sabitlenmesiyle bu artefakt azaltılabilir. FOV içindeki dental restorasyonlar düzensiz çizgilenmeler oluşturur. Bu artefaktlar tarama öncesi takı gibi metal objelerin uzaklaştırılmasıyla azaltılabilir (5, 7).

##### **4.5.2. Tarayıcı ile İlgili Artefaktlar**

Tarayıcının algılanması ve kalibrasyonundaki eksikliklere bağlı olarak sirküler veya daire şeklinde çizgiler görülür (5, 7).

##### **4.5.3.X-ışını Demeti ile İlgili Artefaktlar**

X ışını demetinin polikromatik yapısından ötürü yüksek enerjili x-ışınları dokuları penetre edip geçerken düşük enerjili olanlar dokular tarafından absorbe edilir ve x-ışını demetinin ortalama enerjisi artar. Buna x-ışınının sertleşmesi ya da beam hardening etkisi denir. Bu etki sonucu metalik yapıların farklı absorpsiyonuna bağlı çanak (cupping) artefaktı ve iki yoğun obje arasında ışınsal ve koyu bant şeklinde artefakt görülür. Hasta pozisyonu modifiye edilerek, FOV küçültülerek, hastaya ağzı açtırılarak ve metalik dental restorasyonlar uzaklaştırılarak bu artefaktlar azaltılabilir (5, 7). Bazı KIBT üreticileri rekonstrüksiyon aşamasında artefaktları azaltan algoritmalar üretmişlerdir. Bu algoritmayla gürültü, metal ve hareket kaynaklı artefaktlar azaltılır fakat rekonstrüksiyon zamanı artar (7).

#### **4.5.4. Konik Işın ile İlgili Artefaktlar**

KIBT' nin ışın demeti projeksiyon geometrisi ve rekonstrüksiyon nedeniyle parsiyel hacim etkisi, düşük örnekleme (undersampling) ve konik ışın etkisi olarak üç farklı artefakt oluşur (5).

##### **4.5.4.1. Konik Işın Etkisi**

Tarama hacminin periferal kısımlarında ortaya çıkar. Hasta etrafında horizontal düzlemde dönen x-ışını demetinin dağılması sonucu her bir dedektör pikselinde projeksiyon datası toplanır. Periferdeki yapılara karşılık gelen piksellerde daha az atenüasyon kaydedilirken merkezdeki piksellerde daha çok atenüasyon kaydedilir. Görüntülenen alanın altındaki ve üstündeki yapılar x-ışını kaynağı yalnızca karşı taraftayken ekspozit olur buda imaj distorsiyonu, çizgi artefaktı ve periferde gürültü artmasıyla sonuçlanır. Klinik olarak taranacak bölgenin x-ışınının horizontal düzlemine komşu konumlandırılmasıyla ve ışın demetini FOV' a uygun kolime edilmesiyle azaltılabilir (5, 7).

##### **4.5.4.2. Düşük Örnekleme**

Rekonstrüksiyonda az sayıda temel projeksiyon kullanıldığında oluşur. Azalmış veri örnekleri yanlış yorumlamaya, keskin kenarlara, gürültü artmasına ve görüntüde düz çizgiler oluşmasına neden olur. İnce detayların önemli olduğu durumlarda bu durum temel projeksiyon görüntü sayısının artırılmasıyla giderilebilir (5, 7).

##### **4.5.4.3. Parsiyel Hacim Etkisi**

Seçilen voksel boyutu görüntülenecek alanın voksel boyutundan daha büyük olduğunda ortaya çıkar. Voksel dokuyu ya da sınırını göstermez, objenin sınırları basamak şeklinde görülür. Tarama öncesi küçük voksel boyutu seçilerek bu etki azaltılabilir (5, 7).

KIBT görüntülerini olumsuz etkileyen diğer bir faktör gürültüdür. Konik ışın projeksiyon geometrisi sonucu her temel imaj projeksiyonuyla büyük hacim ışınlanır. Fotonların çoğu atenüasyona uğrarken birbirleriyle etkileşir ve kompton olayı ile saçılmış radyasyon oluşur. Bu çok yönlü saçılan radyasyon pikseller tarafından

kaydedilir fakat x-ışını demetinin spesifik doğrultusunda bulunan objenin gerçek atenuasyon değerini göstermez. Fazladan kaydedilen linear olmayan atenuasyon gürültü olarak adlandırılır (7).

KIBT cihazlarında kontrast çözünürlüğünün düşük olmasına bağlı yumuşak doku görüntüsü yetersizdir. Saçılmış radyasyon gürültüyü arttırmakla kalmaz aynı zamanda kontrastı azaltır. X-ışını demeti dedektör üzerinde dağılımı sonucu topuk etkisi oluşur. Bu etki sonucu x-ışını demeti hastayı gelişigüzel düzensiz bir şekilde geçer, düzensiz absorbe olur ve katod tarafında anot tarafına nazaran sinyal-gürültü oranı artar. Medikal BT ile kıyaslandığında KIBT sistemlerinde kV ve mA düşük olması yumuşak dokulardaki küçük değişiklikleri ayırt etmede yetersiz gri skala hassasiyetiyle sonuçlanır (7, 23).

#### **4.6. Stereolojik Yöntemlerle Hacim Hesaplanması**

Stereoloji yapıların iki boyutlu görüntülerinden, onların üç boyutlu özelliklerinin anlaşılmasıyla ilgilenen bilim dalıdır (66, 67).

Morfometrik çalışmalarda, ilgilenilen makroskopik, mikroskopik ve ultrastrüktürel organların ya da organ bileşenlerinin hacmi, bu hacimlerin birbirlerine ya da organın tamamına oranları kullanılan önemli parametrelerdendir (67, 68). Organ ya da yapıların toplam hacimlerini veya bileşenlerinin hacimlerini hesaplamak için farklı yöntemler uygulanabilir (68-70).

Düzenli ya da simetrik şekle sahip küp, prizma veya silindir gibi nesnelerin hacmi  $V = t \times a$  matematik formülü yardımıyla kolayca hesaplanır. Formüldeki (V) nesnenin hacmini, (t) nesnenin yüksekliğini, (a) ise nesnenin taban alanını tanımlar (71).

Düzensiz şekilli, etrafından izole edilebilen karaciğer, dalak, akciğer gibi makroskopik yapıların hacmini hesaplamak yerine bu yapıların hacmi doğrudan ölçülebilir. Bu amaçla Arşimet prensibi olarak bilinen su taşıma yöntemi kullanılabilir. Bu yöntemde, ilgili yapı içi su dolu dereceli silindir içine atılıp artan su miktarı yapının hacmi olarak belirlenir. Akciğer gibi bazı makroskopik yapıların içinde doğal kaviteler bulunur. Böyle yapılarda Arşimet prensibini uygulamak için bu kavitelerin girişi su

geçirmeyecek şekilde kapatılıp hacim ölçümü yapılmalıdır aksi takdirde bu kavitelere su dolacağından gerçek hacimden daha küçük, hatalı ölçümler yapılabilir (68, 72).

Etrafındaki bileşenlerden izole edilemeyen, hacmin doğrudan ölçülmesinin mümkün olamadığı, beyin çekirdekleri, kemik iliği, akciğer kesecikleri gibi çevresiyle iç içe olan yapıların hacmini hesaplamak için stereolojik bir metod olan Cavalieri prensibi kullanılır (67, 68, 72).

17. Yüzyılda İtalyan matematikçi Bonaventura Cavalieri (1598-1647) tarafından geliştirilen (67) Cavalieri prensibi hacim hesaplamalarında güvenilir ve sık kullanılan stereolojik bir yöntemdir (68, 73, 74). Cavalieri prensibinin fikir babası Johannes Kepler'dir. Johannes Kepler "Şarap Fıçlarına Dair Yeni Ölçümler" adlı teorik çalışmasında fıçının hacmini hesaplamak için fıçıları belli sayıda dilimlere ayırmıştır. Daha sonra bu dilimlerinin her birinin hacmi ayrı ayrı hesaplanıp bu dilim hacimlerini toplandığında fıçının toplam hacim değerini vereceğini bildirmiştir. Bu yöntem genelleştirilerek Cavalieri prensibi ortaya konmuştur (68).

Bu metodla hacim hesaplanması üç aşamada gerçekleşir öncelikli olarak ilgili yapı kesitlere ayrılır, daha sonra bu kesitlerin yüzey alanı ve son olarak toplam hacim değeri hesaplanır (68).

Kesitlere ayırma işlemi invaziv bir şekilde kesici aletlerle yapılabileceği gibi (72) non-invaziv olarak ilgili yapıdan elde edilen BT, MRG ve KIBT görüntülerinden faydalanılabilir. Bu hacimsel görüntülerden elde edilen iki boyutlu kesit görüntüleri üzerinde sınırları yeterli keskinlikte belirlenebilen tüm yapıların hacmi hesaplanabilir (11, 75, 76). Cavalieri prensibiyle hacmi hesaplanacak yapı kesitlere ayrılırken yapının tamamı eşit aralıklı ve birbirine paralel olarak kesilmeli ya da kesitlere ayrılmalıdır (11, 76-78). Bu şekilde kesitlere ayırma işleminde uygulamanın tarafsız olması gerekir. Tarafsızlık tekrarlayan ölçümler sonucu, gittikçe gerçek değere yaklaşan, yani gerçek değerden istatistiksel olarak sapma göstermeyen ölçümleri belirtmek için kullanılır (71, 72). Örneklemede tarafsızlığı ortadan kaldırmak için ilk kesit, kesit kalınlığı mesafesindeki bir noktadan rastgele olarak alınmaya başlanmalı ve sistematik olarak eşit aralıklı kesitler alınacak şekilde işleme devam edilmelidir (71).

Hacmi hesaplanacak yapı kesitlere ayrıldıktan sonra, bu kesitlerin ya da kesit görüntülerinin aynı yöne bakan yüzeylerinin alan hesaplaması yapılır (68, 75). Alan hesaplaması kesitlerin aynı yöne bakan yüzeylerinde gerçekleştirilmediğinde hacim hesaplamalarında yanlışlıklar meydana gelebilir (68, 69). Alan hesaplaması iki farklı şekilde; planimetri ve nokta sayım yöntemleriyle yapılabilir (68, 72).

Nokta sayım yönteminde birbirinden eşit aralıklarla ayrılmış noktalardan (+,artılardan) oluşan noktalı alan ölçüm cetvelleri kullanılır. Her bir artı işaretinin orta noktası, cetveldeki bir noktayı temsil eder. Bu noktaların her biri ise, dört adet noktanın arasında kalan bir birim cetvel alanını  $[P(a)]$  temsil eder. Aralarında sabit mesafesi bilinen noktalı alan ölçüm cetveli, hesaplanmak istenilen alanın kesit görüntüsü üzerine rastgele biçimde atıldığında, yapının kesitteki görüntüsü üzerine isabet edecek nokta sayısı (P), bu görüntünün kesitte temsil ettiği alan miktarıyla doğru orantılı olacaktır. Görüntü ne kadar büyükse içine o kadar fazla sayıda nokta denk gelecektir (68). Görüntü üzerindeki toplam nokta sayısı (P) ile her bir noktanın temsil ettiği birim alan  $[P(a)]$  çarpımı o kesitteki görüntünün toplam alanını (A) tarafsız hesaplanmasını verir (68, 75, 77).

$$A = P(a) \times P$$

Nokta sayım yöntemi uygulaması basit bir yöntemdir. Bu yöntem büyütme derecesi doğru bir şekilde saptanan mikroskop, monitör ya da başka bir görüntü ortamına yansıtılan ve ya fotoğraflanan her türlü görüntü üzerinde uygulanabilir. Bu durumda cetveldeki noktalar arasındaki uzaklığın, büyütme derecesine göre doku düzeyindeki gerçek uzunluğunun bilinmesi yeterli olacaktır. Örneğin 1.5 cm aralıklarla birbirinden ayrılmış noktalı alan ölçüm cetveli 1000 kez büyütülmüş görüntü üzerinde kullanıldığında, noktalar doku seviyesinde 15 mikrometrelilik aralıklarla birbirinden ayrılmıştır. Noktalı alan ölçüm cetvellerinde kullanılan nokta sıklığıda önemlidir. Sınırları karmaşık yapılanma gösteren görüntüler için daha sık noktalar kullanmak gerekirken, düzgün sınırlara sahip yapılar için daha seyrek noktalar yeterli olmaktadır (68).

Stereolojide ilgili kesitlerin yüzey alanlarını hesaplamının bir diğer yolu planimetri yöntemidir. Bunun için özel olarak tasarlanmış bilgisayar destekli görüntü

analiz cihazları kullanılır. Bu cihazlar aracılığıyla ilgilenilen alanın sınırları kesit görüntüleri üzerinde otomatik olarak belirlenebileceği gibi manuel olarak fare yardımıyla çizilerek hesaplanabilir (14, 68, 71, 75).

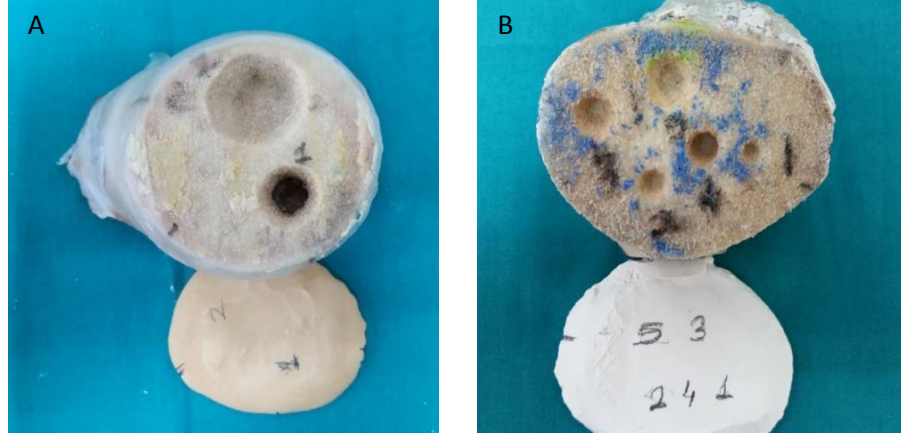
Cavalieri prensibinin son aşamasında ilgili yapının kesitlerinden elde edilen toplam alan, kesit kalınlığıyla çarpılarak toplam hacim değeri bulunur (68, 73).

Lezyonların, radyografik görüntüler üzerinden teşhisi ve tedavi sonuçlarının değerlendirilmesi, hekimin eğitimi ve mesleki tecrübesinden etkilenir. Hekim bu özelliklerini geliştirdiği sürece radyografları yorumlayıp doğru sonuçlara ulaşmaya çalışır (71). Tedavi sonuçları değerlendirilirken tedavi öncesi ve sonrasında belirli periyotlarda alınan radyograflarda mevcut lezyonun boyutları ya da yoğunluğu kıyaslanarak artmış- azalmış, büyümüş-küçülmüş gibi sayısal verilerden uzak subjektif ve tarafsız olmayan değerlendirmeler yapılır (79). Bu tür değerlendirmeler sayısal verilere dayandırılmadığından yanılgılara sebep olabilir (71). Bu sebepten ötürü mevcut kist, tümör gibi lezyonların objektif bir şekilde değerlendirilip, tedavi öncesi-sonrası kıyaslanması hacimsel verilerin sayısal olarak ortaya konması ile mümkündür ki bu amaçla radyografik görüntüler üzerinde Cavalieri metodu uygulanabilir (71, 80). Cavalieri prensibi taraflılıktan uzak ve etkinliğinden ötürü hızlı ve güvenilir bir yöntemdir bu nedenle Cavalieri prensibinden elde edilecek hacimsel değerler teşhis, tedavi planlaması ve tedavi sonuçlarının değerlendirilmesinde hekimler için kullanılacak önemli verilerdir (71).

## 5. GEREÇ ve YÖNTEM

### 5.1. Defektlerin Hazırlanması

Bu tez çalışmasında 13 tane sığır femuru kullanıldı. Femur kondilleri üzerinde, oval tungsten karbid frez kullanılarak farklı hacimlerde 30 tane intraosseoz defekt oluşturuldu. Defektlerin açık olan üst sınırı sert alçı ile kapatıldı (Resim 1).



**Resim 1 (A,B).** Çalışmada kullanılan intraosseoz defektlerin bir kısmı

### 5.2. KIBT ile Görüntülerin Elde Edilmesi

İntraosseoz defektlerin görüntüsünü elde etmek için Kodak 9300 cihazı (Kodak 9300 Cone Beam 3D System, Kodak Dental Systems, Carestream Health, Rochester, NY) kullanıldı (Resim 2). Femurlar özel olarak tasarlanmış plexiglas kutu içerisine yerleştirildikten sonra tarama işlemi gerçekleştirildi.

Tarama işlemi, çapı 4.5 cm' den küçük defektler için 84 kV, 5 mA, 0.09 mm voksel boyutu, 5 cm x 5 cm tarama hacmi, 20 sn ışınlama süresi ve 360 ° rotasyon, çapı 4.5 cm' den büyük defektler için 90 kV, 4 mA, 0.2 mm voksel boyutu, 8 cm x 8 cm tarama hacmi, 8 sn ışınlama süresi ve 360 ° rotasyon ile yapıldı.

### 5.3. KIBT Görüntüleri Üzerinde Hacimlerin Hesaplanması

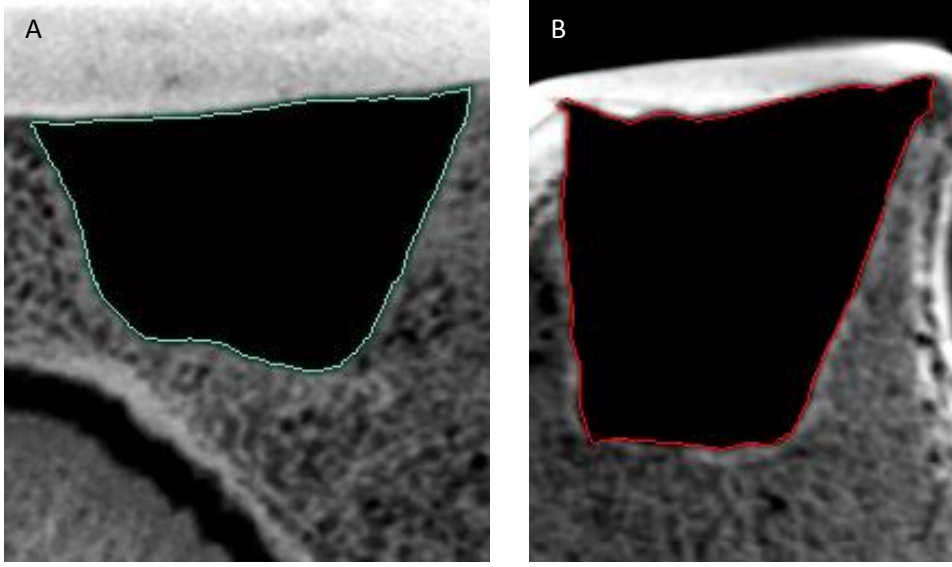
KIBT ile elde edilen görüntüler üzerinde intraosseoz defektlerin hacmini hesaplamak için Cavalieri prensibi uygulandı. Bu amaçla 3D- DOCTOR ( 3D- DOCTOR Able Software Corp. , Lexington, USA) görüntü analiz programı kullanıldı. Mevcut program ile KIBT görüntüleri üzerinde her bir defekt kalınlığı 0.1 mm, 0.2 mm,



0.3 mm, 0.4 mm, 0.5 mm, 1 mm, 2 mm, 3 mm, 4 mm, 5 mm' lik ardışık kesitlere ayrıldı. Kesitler arasında aralık bırakılmadı. Ortaya çıkan kesitsel görüntüler üzerinde yüzey alanını hesaplamak için planimetri yöntemi kullanıldı. Her bir kesit görüntüsü üzerinde defektin sınırı manuel olarak çizildi (Resim 3). Çizim işlemi tamamlandıktan sonra mevcut program otomatik olarak toplam yüzey alanını kesit kalınlığıyla çarparak toplam hacmi verdi. Bu işlem her bir kesit kalınlığında tüm defektler için gerçekleştirildi.



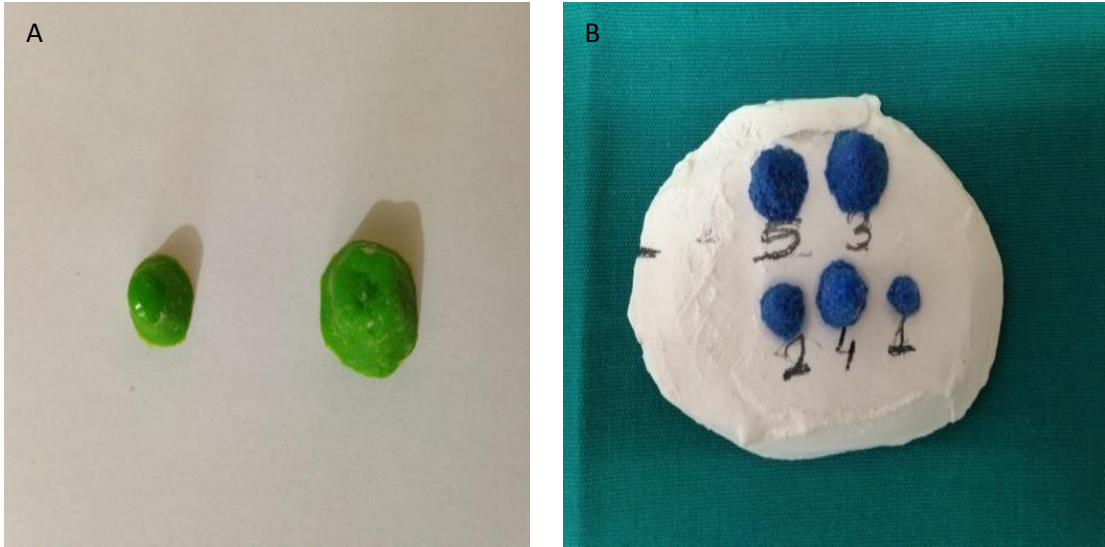
**Resim 2.** KODAK 9300 KIBT cihazı



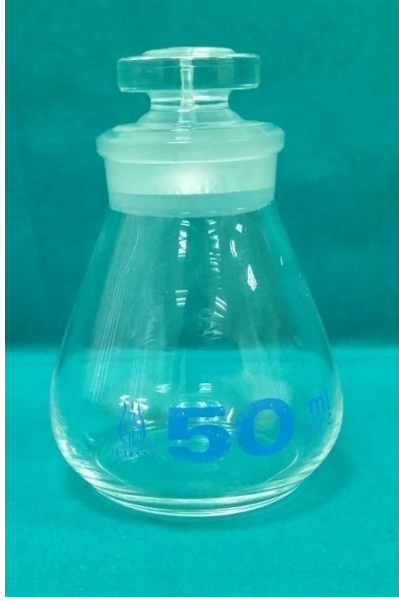
**Resim 3 (A,B).** KIBT görüntüleri üzerinde yapılan planimetri çalışması

#### **5.4. Gerçek Hacimlerin Hesaplanması**

KIBT görüntüleri üzerinde tahmini hacimler hesaplandıktan sonra defektlerin gerçek hacmini ölçmek için su taşıma yöntemi (Arşimet prensibi) kullanıldı. Her bir defektin içerisine silikon esaslı ölçü maddesi (Coltene® Speedex light body, İsviçre) defektin içerisini tamamen dolduracak şekilde yerleştirildi. Ölçü maddesi sertleştikten sonra defektten çıkartıldı (Resim 4).



**Resim 4 (A,B).** İntraosseöz defektlerin ölçüsü



**Resim 5.** Piknometre



**Resim 6.** Hassas Terazi

Ölçü modellerin hacmini hesaplamak için 50 ml' lik piknometre (Resim 5) ve 0.001 gr hassasiyetine sahip hassas terazi (KERN&Sohn GmbH, Balingen, Almanya) (Resim 6) kullanıldı.

Piknometrenin içerisi saf su ile doldurularak piknometrenin ağırlığı ( $W_{pik+su}$ ), ölçü modelin ağırlığı ( $W_{cis}$ ) ve ölçü model piknometreye atılıp su taşırıldıktan sonra piknometrenin ağırlığı ( $W_{cis+pik+su}$ ) tespit edilip aşağıdaki formüle göre taşan suyun hacmi ( $V$ ) hesaplandı.

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

Taşan suyun hacmi ilgili defektin gerçek hacmi olarak belirlendi.

### **5.5. İstatistiksel Analiz**

Çalışmada her bir defekt için 0.1 mm, 0.2 mm, 0.3 mm, 0.4 mm, 0.5 mm, 1 mm, 2 mm, 3 mm, 4 mm, 5 mm kesit kalınlıklarında hesaplanan hacimleri test etmek için ilgili defektin fiziksel hacmi gold standart olarak kabul edildi. Tüm veriler Statistical Package for the Social Sciences (SPSS; Chicago, IL) for Windows 13 programı kullanılarak analiz edildi.

Öncelikle tüm verilerin için One Sample Kolmogorov-Smirnow normallik testi uygulandı. Gold Standart olarak kabul edilen su taşıma yöntemiyle belirlenen gerçek

hacimlerle, Cavalieri prensibiyle 0.1 mm, 0.2 mm, 0.3 mm, 0.4 mm, 0.5 mm, 1 mm, 2 mm, 3 mm, 4 mm, 5 mm kesit kalınlıklarında hesaplanan hacimler eşleştirilmiş örneklem T testi ile ayrı ayrı karşılaştırıldı.

Çalışmanın tamamı % 95 güvenilirlik sınırları içinde gerçekleştirildi. İstatistiksel kararlarda  $p \leq 0.05$  seviyesi anlamlı farkın göstergesi olarak kabul edildi.

Kesit sayısı-defekt hacmi arasındaki ilişkiyi incelemek üzere ölçümler, kullanılan kesit sayısına göre 1-5, 6-10, 11-15, 16-20, 21-30, 31-50, 51-100, 101-200, 201-300 ve 301-570 olmak üzere 10 gruba ayrıldı. Her bir grup için hesaplanan ortalama mutlak yüzde sapması değerleri karşılaştırıldı.

## 6.BULGULAR

Arşimet prensibi ile hesaplanan gerçek hacimler ve Cavalieri prensibiyle ilgili kesit kalınlıklarında hesaplanan hacimler tablo 1’ de verilmiştir.

**Tablo 1.** Arşimet prensibiyle hesaplanan gerçek hacimler ve Cavalieri prensibiyle ilgili kesit kalınlıklarında hesaplanan hacimler (mm<sup>3</sup>)

gerçek	0.1mm	0.2mm	0.3mm	0.4mm	0.5mm	1mm	2mm	3mm	4mm	5mm
34.19	34.281	34.665	35.501	36.349	34.573	32.043	32.233	31.479	26,754	13,672
83	81,716	83.211	83.671	82.974	82.791	79.864	83.34	64.304	70.42	38.797
201.7	200.849	201.638	202.056	202.6	201.194	204.463	197.12	213.401	217.718	230.741
204.7	206.9	208.9	208.2	208.1	207.8	207.7	203.5	207	224.5	163.8
240.5	237.962	239.77	238.915	217.001	224.461	214.14	213.571	233.735	229.946	169.029
252.3	255.4	247.9	248.454	247.229	248.163	245.407	250.306	252.764	245.654	174.216
758.57	748.094	734.15	727.081	763.094	745.045	748.337	755.237	755.442	766.562	812.652
1107.87	1126.875	1118.75	1104.359	1112.601	1128.37	1123.547	1127.913	1128.446	1130.047	1110.58
1965.424	1982.84	2002.259	1995.981	1984.497	1977.445	1991.603	1966.157	1948.801	1968.576	1932.35
3123.449	3151.126	3152.77	3192.42	3173.792	3180.704	3183.876	3186.841	3115.794	3225.317	3000.612
3688.741	3665.944	3705.968	3754.495	3773.161	3725.585	3783.47	3827.369	3670.824	3541.282	3573.174
4354.66	4288.111	4314.057	4336.441	4331.779	4356.851	4321.192	4301.269	4227.796	4280.707	4245.395
4880.609	4889.039	4793.465	4893.452	4845.549	4797.292	4876.001	4894.586	4938.995	5013.117	4905.436
7063.061	7124.638	7050.054	7112.738	7103.6	7056.952	7070.474	7039.619	7026.694	7347.047	7258.131
7295.303	7233.158	7072.326	7196.554	7271.611	7249.662	7197.744	7329.884	7166.811	7169.352	7160.988

**Tablo1 (Devam).**

gerçek	0.1mm	0.2mm	0.3mm	0.4mm	0.5mm	1mm	2mm	3mm	4mm	5mm
8900.204	8809.134	8917.495	8889.06	8833.628	8812.946	8897.47	8813.795	8750.177	8837.565	8613.372
9790.969	9829.73	9596.648	9546.473	9648.328	9506.895	9745.128	9458.328	9637.772	9371.204	9468.459
10519.9	10326.72	10229.96	10339.2	10253.3	10424.42	10265.13	10349.08	10348.78	10504.75	10454.96
10802	10801.8	10684.66	10753.45	10795.52	10665.02	10546.15	10557.38	10677.74	10475.7	10687.64
11059.55	11098.28	11048.74	10924.27	10787.43	10884.33	10951.21	10906.51	10740.19	10877.76	10572.54
13730.69	13984.74	13887.75	13890.01	13870.48	13781.29	13684.11	13756.94	13753.31	13841.93	13895.69
14575.41	14432.91	14427.01	14509.31	14395.57	14311.5	14335.68	14373.26	14205.47	14136.72	14132.21
16710.02	16619.23	16507.96	16711.94	16699.68	16579.83	16543.64	16389.9	16503.93	16127.9	16771.62
17088.5	17116.05	17173.75	17079.99	17028.86	17099.26	17057.74	17202.74	16982.99	17206.83	17153.43
17835.74	17964.94	17698.56	18062.1	18027.63	17816.03	17868.37	17961.43	17926.61	17983.51	18036.02
19095.31	19055.14	19011.39	18962.99	18847.66	19057.91	18798.32	18688.44	18696.25	18780.24	19003.96
23361.8	23785.2	23634.71	23347.89	23222.23	23657.16	23637.6	23759.38	23526.65	23522.19	23280.64
24495.29	23420.66	23538.81	23649.45	23817.93	24223.32	24098.58	24062.74	23978.97	23936.24	24284.46
27662.36	27252.03	27699.63	27434.79	27457.27	27395.91	27434.51	27232.23	27307.97	27135.36	27235.01
30052.7	29140.59	29165.9	29350.93	29200.83	29247.43	29538.98	29187.92	29046	28685.66	28888.8

Gerçek hacim ve her bir kesit kalınlığında hesaplanan hacimlere One Sample Kolmogorov-Smirnov normallik testi uygulandı ve hacimlerin normal dağılıma uyduğu görüldü ( Tablo 2)

**Tablo 2.** One Sample Kolmogorov Smirnov ile normallik testi ( $p \geq 0.05$ )

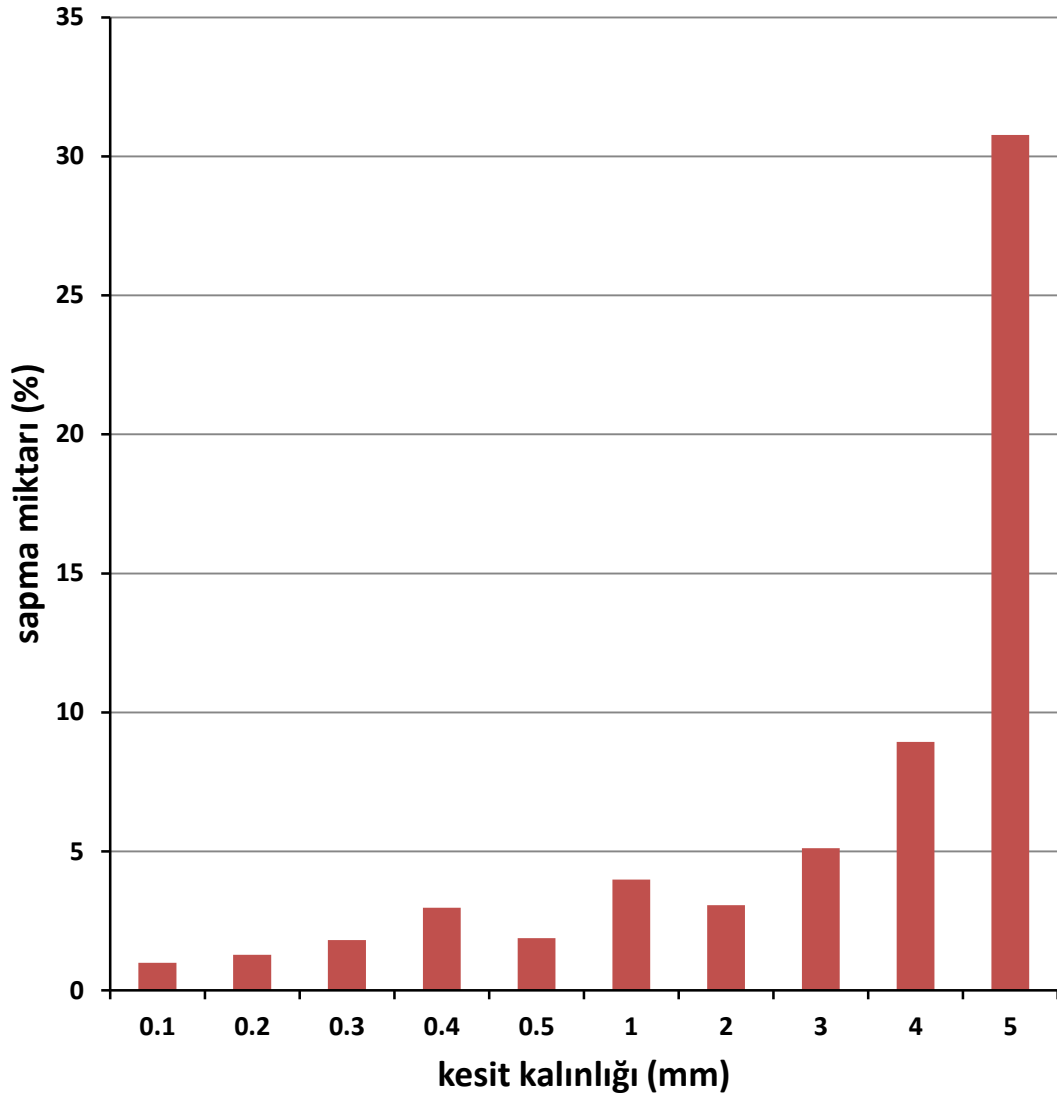
	Sig. (2-tailed)		Sig. (2-tailed)
Actual	0.586	1 mm	0.598
0.1 mm	0.586	2 mm	0.595
0.2 mm	0.586	3 mm	0.593
0.3 mm	0.586	4 mm	0.605
0.4 mm	0.593	5 mm	0.593
0.5 mm	0.599		

Eşleştirilmiş örneklem T testi ile gold standart kabul edilen gerçek hacimle Cavalieri prensibiyle her bir kesit kalınlığında hesaplanan hacimler ayrı ayrı karşılaştırıldı. Eşleştirilmiş örneklem T testinin sonucuna göre gerçek hacimle Cavalieri prensibiyle 0.1 mm, 0.2 mm ve 0.3 mm kesit kalınlıklarında hesaplanan hacimler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmezken, 0.4 mm, 0.5mm, 1 mm, 2mm, 3 mm, 4 mm ve 5 mm kesit kalınlıklarında hesaplanan hacimlerle gerçek hacim arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmüştür (Tablo 3).

**Tablo 3.** Eşleştirilmiş örneklem T testi ile bulguların değerlendirilmesi ( $p \geq 0.05$ )

	Sig. (2-tailed)		Sig. (2-tailed)
0.1 mm	0.169	1 mm	0.015
0.2 mm	0.056	2 mm	0.037
0.3 mm	0.078	3 mm	0.004
0.4 mm	0.030	4 mm	0.031
0.5 mm	0.032	5 mm	0.016

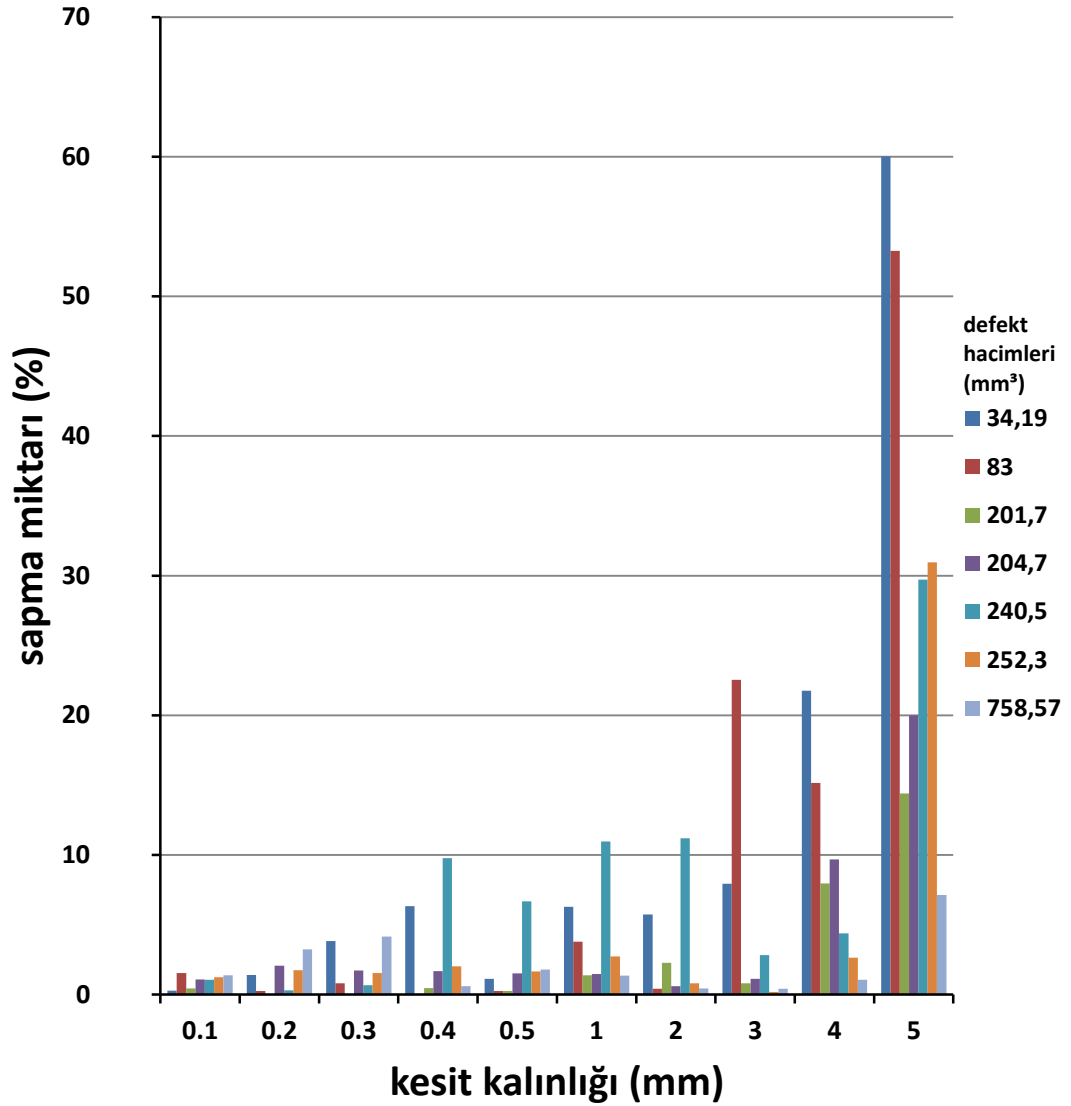
Hacmi 1 000 mm<sup>3</sup>' den küçük 7 defektin ilgili kesit kalınlığında Cavalieri prensibiyle hesaplanan hacimlerinin gerçek hacimden ortalama mutlak sapma yüzdelere bakıldığında, gerçek hacimden toplam sapma en çok % 30.7 ile 5 mm kesit kalınlığında hesaplanmış, bu miktar sırasıyla 4 mm (% 8.94), 3 mm (% 5.11), 1 mm (% 3.99), 2 mm (% 3.06), 0.4 mm (% 2.97), 0.5 mm (% 1.88), 0.3 mm (% 1.81) ve 0.2 mm (% 1.21) kesit kalınlıklarında giderek azalarak en az sapma % 0.9 ile 0.1 mm kesit kalınlığında hesaplanmıştır (Şekil 1).



**Şekil 1.** Hacmi 1 000 mm<sup>3</sup>' den küçük defektlerin ilgili kesit kalınlıklarında Cavalieri prensibiyle hesaplanan hacimlerinin gerçek hacimden ortalama mutlak sapma yüzdesi

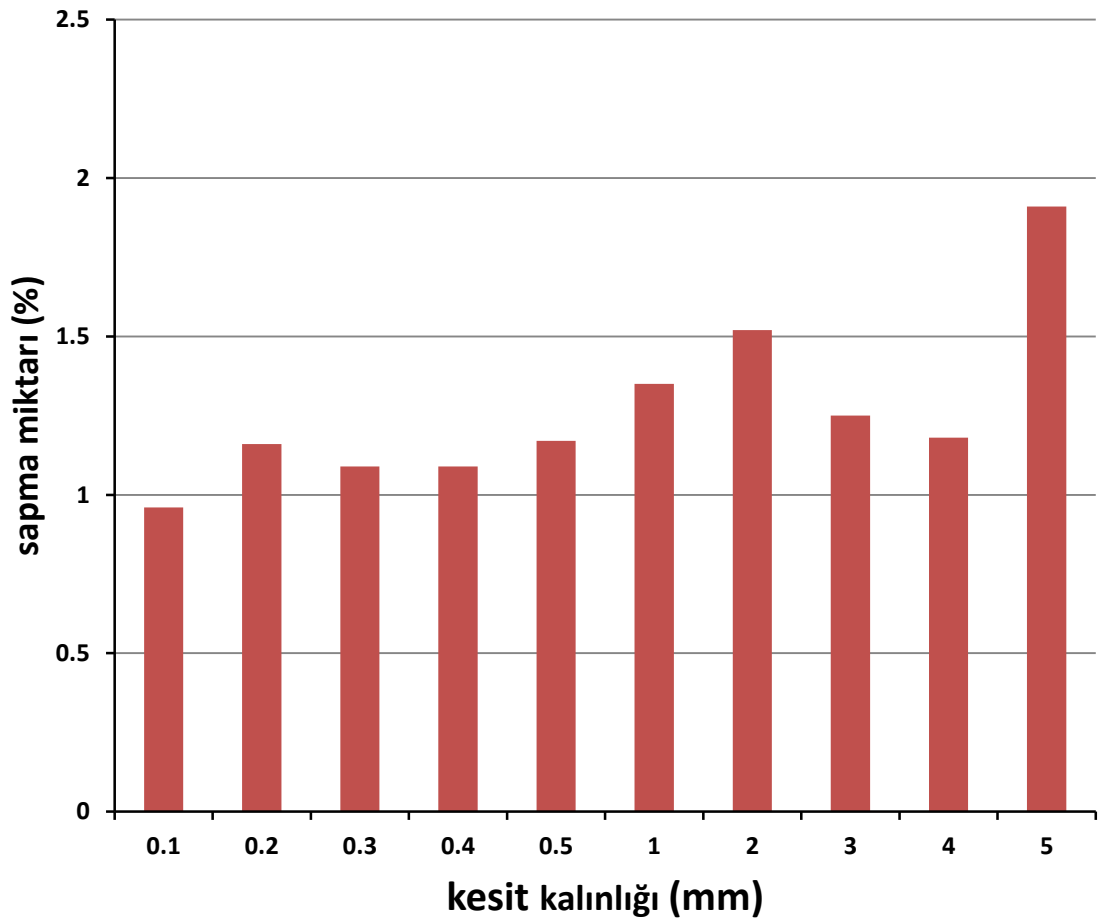


Bununla birlikte bu defektlerde gerçek hacme en yakın değer 201.7 mm<sup>3</sup> hacme sahip defektte % 0.02 lik sapmayla 0.3 mm kesit kalınlığında hesaplanırken, gerçek hacme en uzak değer defektlerimizin en küçüğü 34.19 mm<sup>3</sup> lük defektte % 60 lık sapmayla 5 mm kesit kalınlığında hesaplanmıştır (Şekil 2).



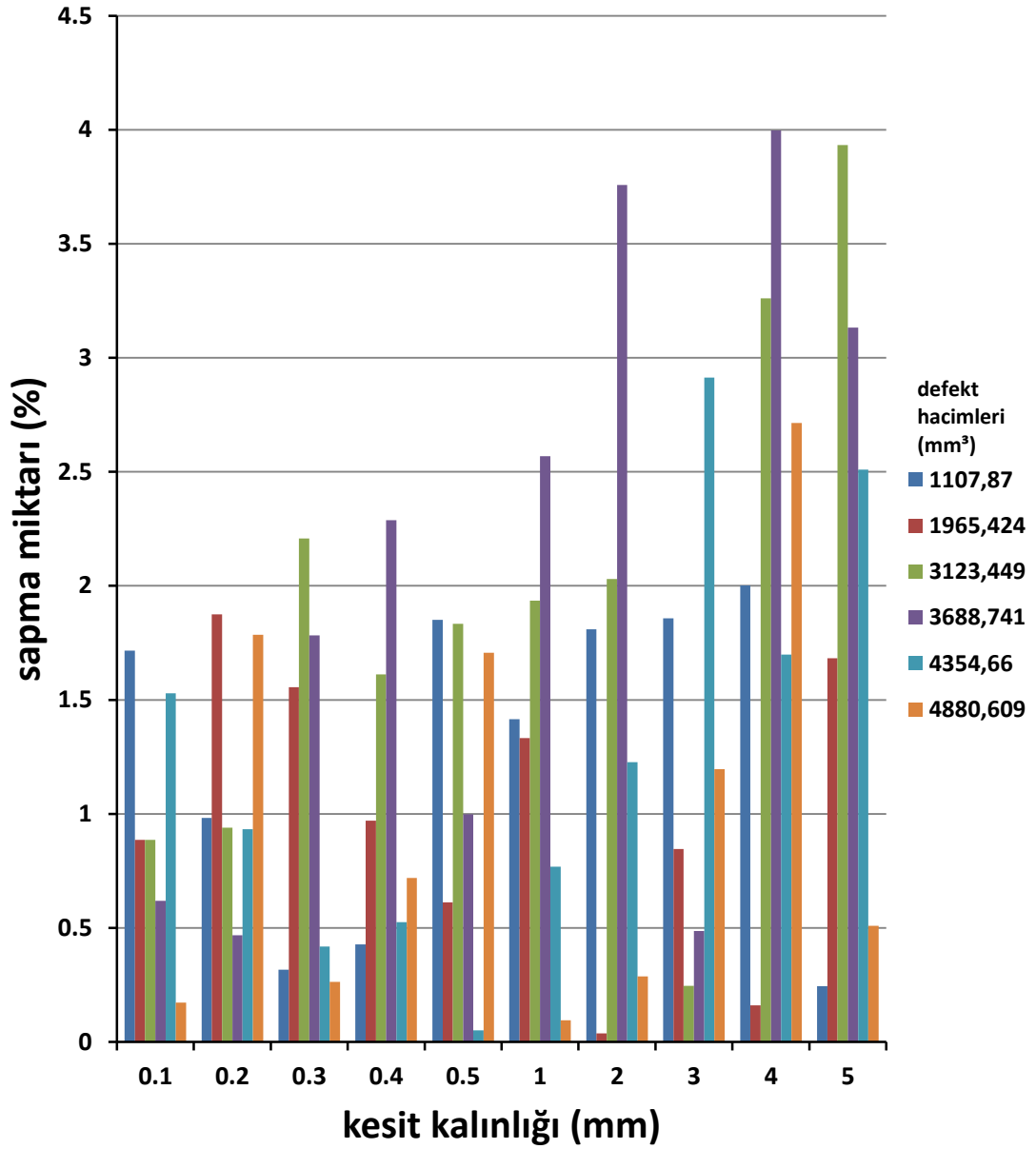
**Şekil 2.** Hacmi 1 000 mm<sup>3</sup>'den küçük defektlerin Cavalieri prensibiyle ilgili kesit kalınlıklarında hesaplanan hacimlerin gerçek hacimden mutlak sapma yüzdeleri

Hacmi 1 000 mm<sup>3</sup> ile 5 000 mm<sup>3</sup> arasında değişen 6 defekt üzerinde ilgili kesit kalınlığında Cavalieri prensibiyle hesaplanan hacimlerin gerçek hacimden ortalama mutlak sapma yzdelere bakıldığında, gerçek hacimden en az sapma % 0.96 ile 0.1 mm kesit kalınlığında hesaplanmıştır. Bunu sapma yzdesi aynı olan 0.3 mm (% 1.09) ve 0.4 mm (% 1.09) kesit kalınlıklarında hesaplanan hacimler takip etmiştir. Bu miktar sırasıyla 0.2 mm (% 1.16), 0.5 mm (% 1.17), 4 mm (% 1.18), 3 mm (% 1.25), 1 mm (% 1.35), 2 mm (% 1.52) kesit kalınlıklarında giderek artmış ve en fazla sapma % 1.91 ile 5 mm kesit kalınlığında hesaplanmıştır (şekil 3).



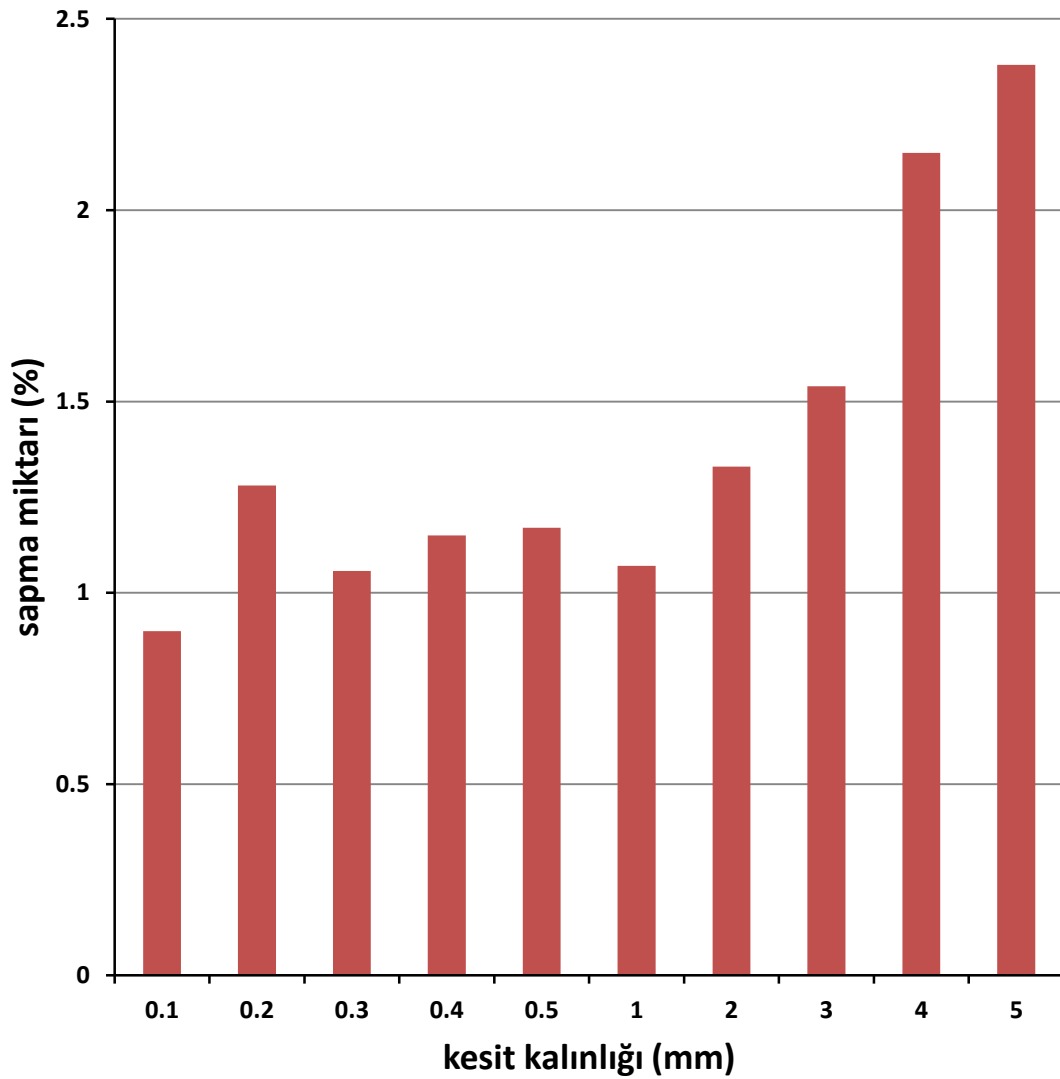
**şekil 3.** Hacmi 1 000 mm<sup>3</sup> ile 5 000 mm<sup>3</sup> arasında değişen defektlerin Cavalieri prensibiyle ilgili kesit kalınlıklarında hesaplanan hacimlerin gerçek hacimden ortalama mutlak sapma yzdeleri

Bu hacimler arasında gerçek hacimden en fazla sapma 3 688.741 mm<sup>3</sup> hacimli defektte % 4' lük sapmayla 4 mm kesit kalınlığında hesaplanırken, gerçek hacme en yakın değer 1 965.424 mm<sup>3</sup> hacimli defektte % 0.03' lük sapmayla 2 mm kesit kalınlığında hesaplandı (Şekil 4).



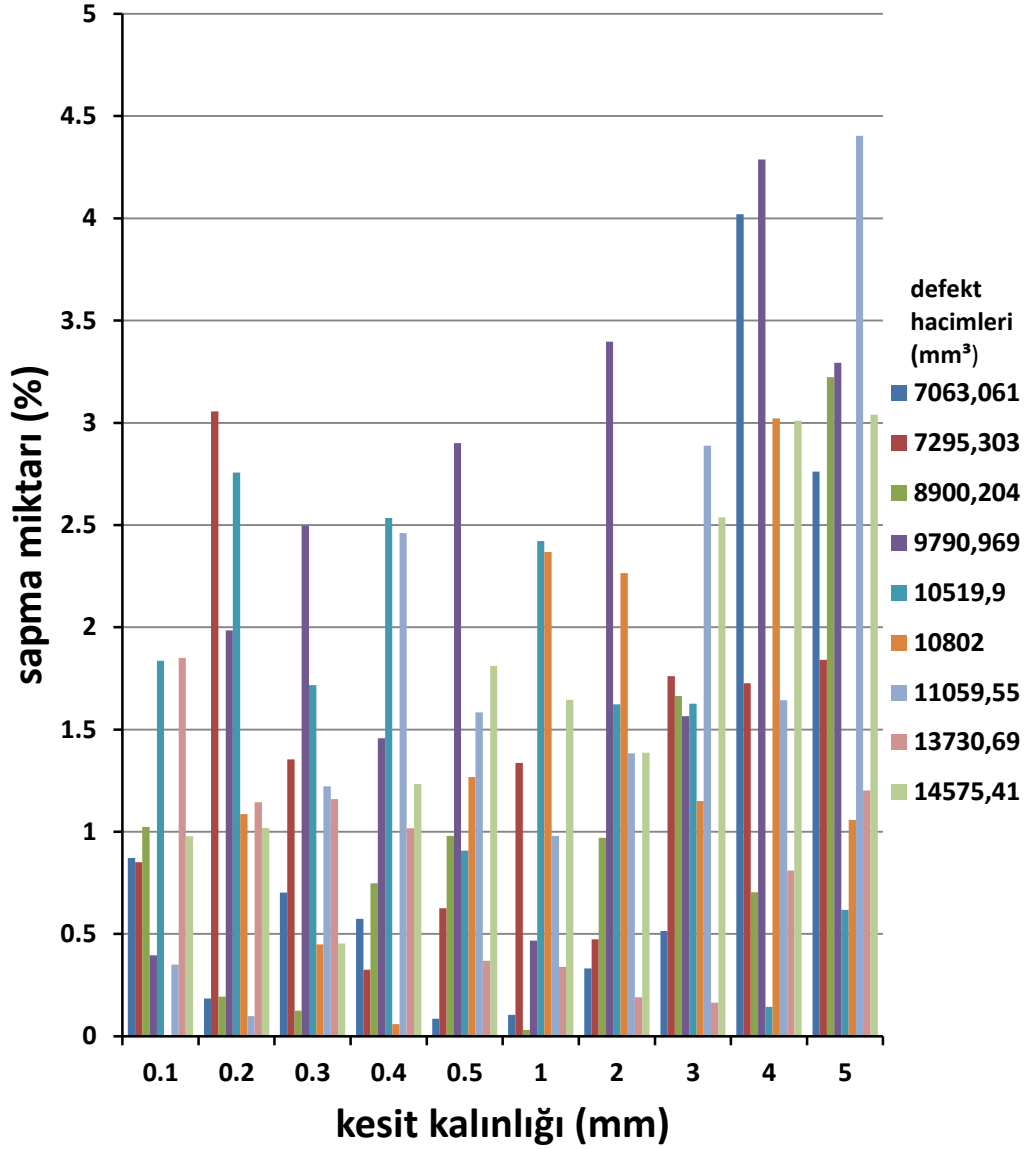
Şekil 4. Hacmi 1 000 mm<sup>3</sup> ile 5 000 mm<sup>3</sup> arasında değişen defektlerin Cavalieri prensibiyle ilgili kesit kalınlıklarında hesaplanan hacimlerin gerçek hacimden mutlak sapma yüzdeleri

Hacmi 5 000 mm<sup>3</sup> ile 15 000 mm<sup>3</sup> arasında değişen 9 defekt üzerinde Cavalieri prensibiyle ilgili kesit kalınlığında hesaplanan hacimlerin gerçek hacimden ortalama mutlak sapma yzdelereine bakıldığında, gerçek hacimden en az sapma % 0.9 ile 0.1mm kesit kalınlığında görülmüştür. Bu miktar sırasıyla 0.3 mm (% 1.05), 1 mm (% 1.07), 0.4 mm (% 1.15), 0.5 mm (% 1.17), 0.2 mm (% 1.28), 2 mm (% 1.33), 3mm (% 1.54), 4 mm (% 2.15) kesit kalınlıklarında artarak, gerçek hacimden en fazla sapma % 2.38 ile 5 mm kesit kalınlığında görülmüştür (Şekil 5).



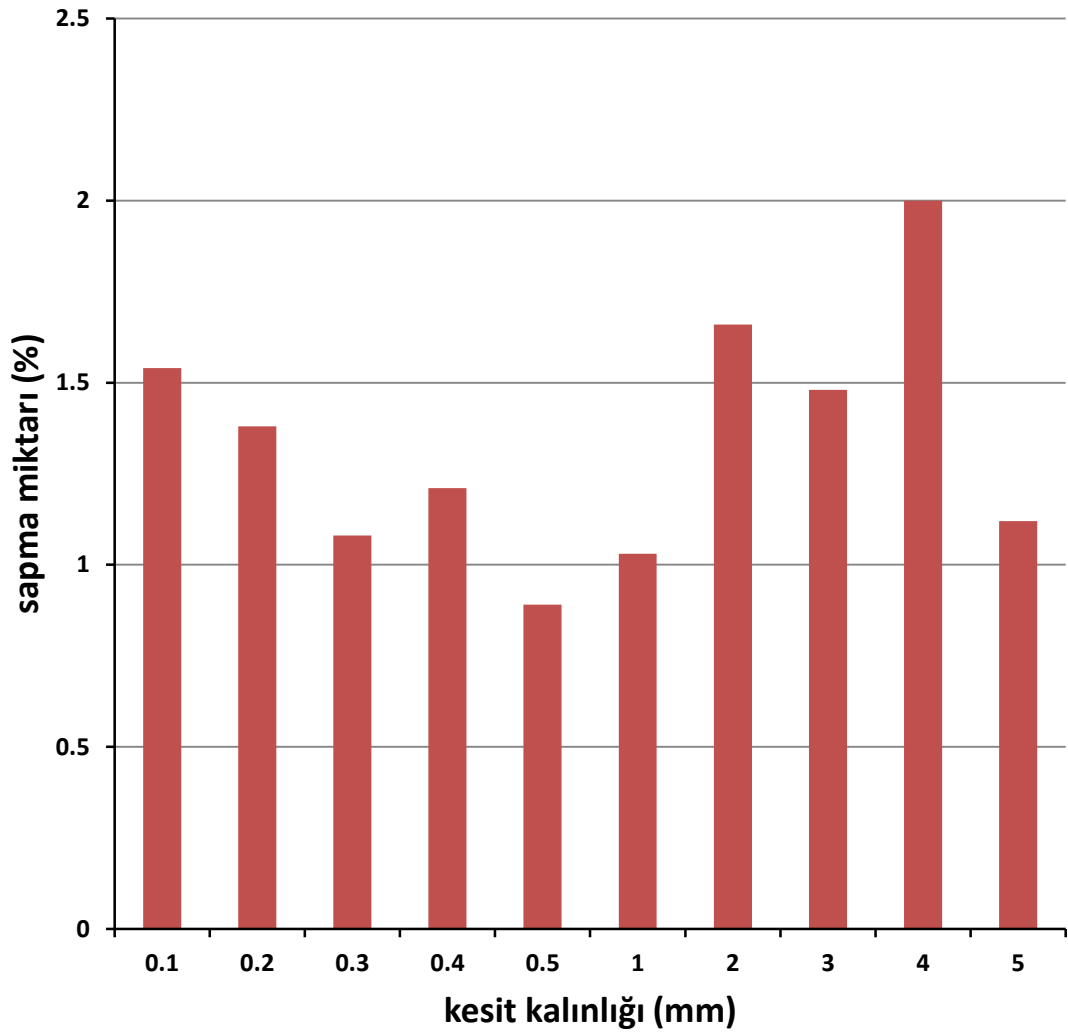
Şekil 5. Hacmi 5 000 mm<sup>3</sup> ile 15 000 mm<sup>3</sup> arasında değişen defektlerin Cavalieri prensibiyle ilgili kesit kalınlıklarında hesaplanan hacimlerin gerçek hacimden ortalama mutlak sapma yzdelereine

Bu hacimler arasında gerçek hacimden en fazla sapma 11 059 mm<sup>3</sup> hacimli defektte % 4.4' lük sapmayla 5 mm kesit kalınlığında hesaplanırken, gerçek hacme en yakın değer 10 802 mm<sup>3</sup> hacimli defektte % 0.001' lik sapmayla 0.1 mm kesit kalınlığında hesaplandı (Şekil 6).



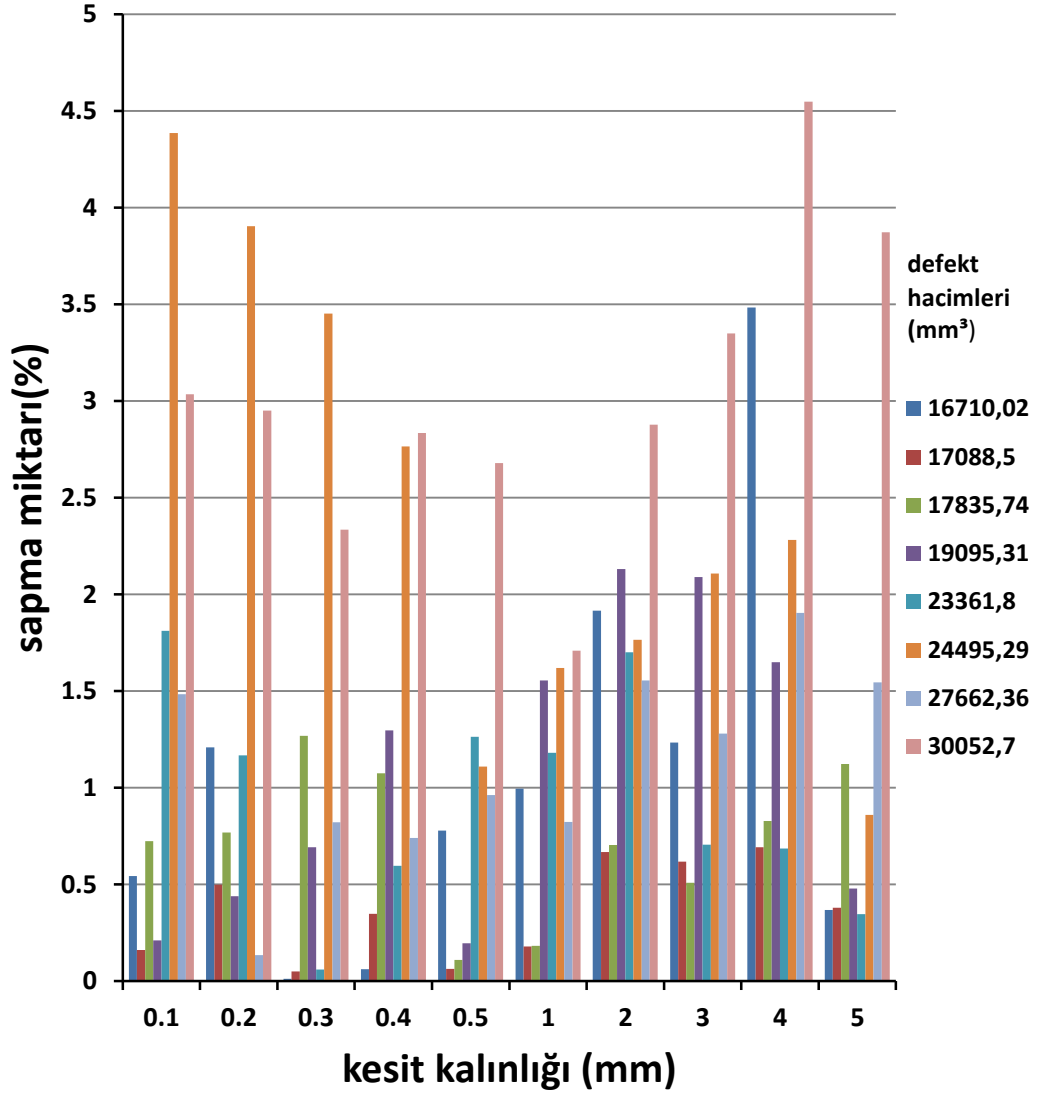
Şekil 6. Hacmi 5 000 mm<sup>3</sup> ile 15 000 mm<sup>3</sup> arasında değişen defektlerin Cavalieri prensibiyle ilgili kesit kalınlıklarında hesaplanan hacimlerin gerçek hacimden mutlak sapma yüzdeleri

Hacmi 15 000 mm<sup>3</sup> ile 31 000 mm<sup>3</sup> arasında değişen 8 defekt üzerinde ilgili kesit kalınlığında hesaplanan hacimlerin gerçek hacimden ortalama mutlak sapma yzdzelerine bakıldığında, gerçek hacimden en az sapma % 0.89 ile 0.5 mm kesit kalınlığında görülmüştür. Bu miktar 1 mm (% 1.03), 0.3 mm (% 1.08), 5 mm (% 1.12), 0.4 mm (% 1.21), 0.2 mm (% 1.38), 3 mm (% 1.48), 0.1 mm (% 1.54), kesit kalınlıklarında giderek artarak gerçek hacimden en fazla sapma 4 mm kesit kalınlığında görülmüştür (Şekil 7).



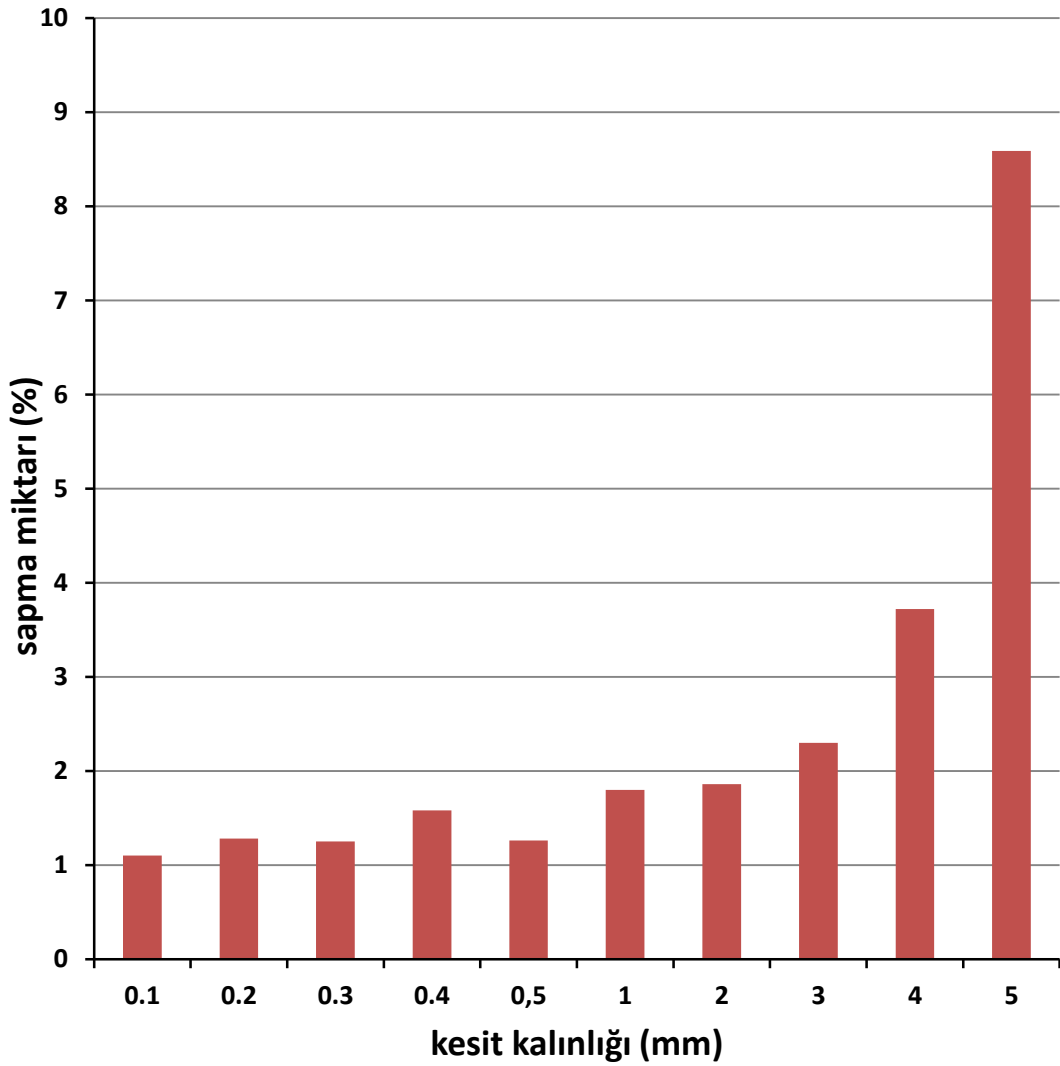
Şekil 7. Hacmi 15 000 mm<sup>3</sup> ile 31 000 mm<sup>3</sup> arasında değişen defektlerin Cavalieri prensibiyle ilgili kesit kalınlıklarında hesaplanan hacimlerin gerçek hacimden ortalama mutlak sapma yzdzeleri

Bu hacimler arasında gerçek hacimden en fazla sapma 30 052.7 mm<sup>3</sup> hacimli defektte % 4.45'lik sapmayla 4 mm kesit kalınlığında hesaplanırken, gerçek hacme en yakın değer 17 088.5 mm<sup>3</sup> hacimli defektte % 0.04' lik sapmayla 0.3 mm kesit kalınlığında hesaplandı (Şekil 8).



**Şekil 8.** Hacmi 15.000 mm<sup>3</sup> ile 31.000 mm<sup>3</sup> arasında değişen defektlerin Cavalieri prensibiyle ilgili kesit kalınlıklarında hesaplanan hacimlerin gerçek hacimden mutlak sapma yüzdeleri

Tüm defektler üzerinde ilgili kesit kalınlıklarında Cavalieri prensibiyle hesaplanan hacimlerin gerçek hacimden ortalama mutlak sapma yüzdelere bakıldığında en az sapma % 1.1 ile 0.1 mm kesit kalınlığında görülürken bunu sırasıyla 0.3 mm (% 1.25), 0.5 mm (% 1.26), 0.2 mm (% 1.28), 0.4 mm (% 1.58), 1 mm (% 1.8), 2 mm (% 1.86), 3 mm (% 2.3), 4 mm (% 3.72) kesit kalınlıkları takip etmiş ve en fazla sapma % 8.59 ile 5 mm kesit kalınlığında hesaplanmıştır (Şekil 9).



**Şekil 9.** Tüm defektlerde Cavalieri prensibiyle ilgili kesit kalınlıklarında hesaplanan hacimlerin gerçek hacimden ortalama mutlak sapma yüzdeleri

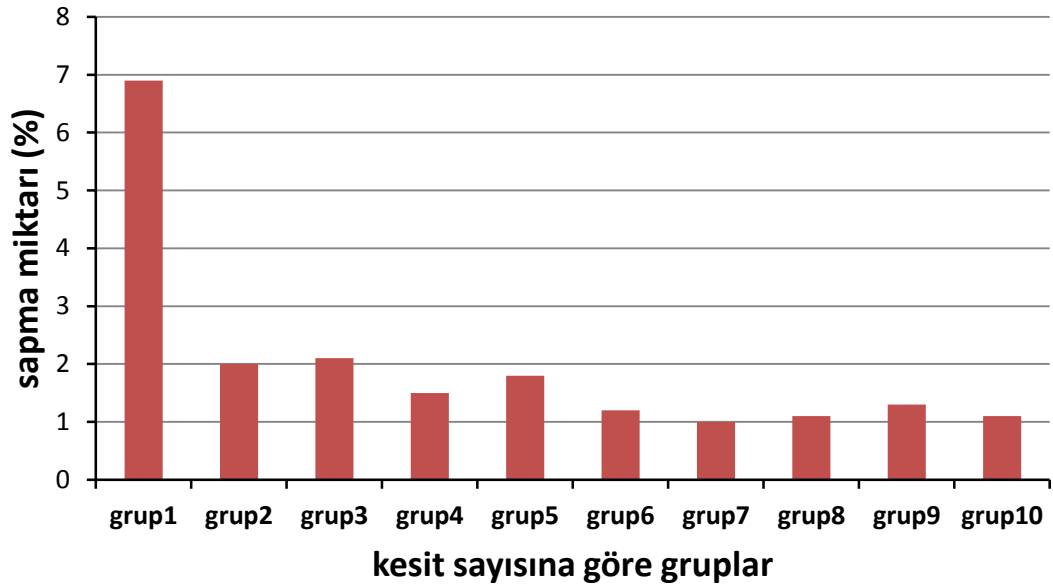


Cavalieri prensibiyle hacim hesaplamalarında kesit sayısının etkisini araştırmak için yapılan ölçümler kesit sayısına göre ayrıldı. Kesit sayısı 1-5, 6-10, 11-15, 16-20, 21-30, 31-50, 51-100, 101-200, 201-300 ve 301-570 olacak şekilde sırasıyla grup 1, grup 2, grup 3, grup 4, grup 5, grup 6, grup 7, grup 8, grup 9 ve grup 10 olmak üzere 10 gruba ayrıldı. Her bir defekt için Cavalieri prensibiyle hesaplanan hacimlerin gerçek hacimden sapma yüzdesi hesaplanıp, her grubun ortalaması hesaplandı (Tablo 4).

**Tablo 4.** Cavalieri prensibiyle yapılan ölçümlerin kesit sayısına göre gerçek hacimden sapma yüzdesi

grup1	grup2	grup3	grup4	grup5	grup6	grup7	grup8	grup9	grup10
1-5	6-10	11-15	16-20	21-30	31-50	51-100	101-200	201-300	301-570
%6,9	%2	%2	%2	%1	%1	%1	%1	%1	%1

Cavalieri prensibiyle yapılan hesaplamalarda gerçek hacimden sapma en çok % 6,9 ile 1-5 kesit üzerinde yapılan ölçümlerde hesaplanmıştır. Bu sapma miktarı miktar 6-20 kesit üzerinde % 2 oranında görülürken 21-570 arası kesit üzerinde yapılan ölçümlerde % 1 oranında hesaplanmıştır (Şekil 10).



**Şekil 10.** Kesit sayısına göre grupların gerçek hacimden ortalama mutlak sapma yüzdeleri

**Tablo 5.** Kesit sayısına göre grupların gerçek hacimden sapma yüzdesi

actual	Grup1	grup2	grup3	grup4	grup5	grup6	grup7	grup8	grup9	grup10
34.19	0.2	0.01	0.06	0.04	0.01	-	0	-	-	-
83	0.23	0.04	0	0	0.01	0	0.02	-	-	-
201.7	0.06	0.01	-	0	0	0	0	-	-	-
204.7	0.02	0.01	-	0.02	0.1	0.02	0.01	0.01	-	-
240.5	0.12	0.1	0.11	-	-	0.01	0	-	-	-
252.3	0.09	0.02	-	0.02	0.02	0.02	0.01	-	-	-
758.57	0.04	0	-	0.01	-	0.01	0.04	0.01	-	-
1107.87	0.01	0.02	0.01	-	-	0.01	0	0.02	-	-
1965.424	0.01	0	-	0.01	-	0.01	0.02	0.01	-	-
3123.449	0	0.01	-	0.02	-	0.02	0.02	0.01	-	-
3688.741	-	0.04	0	0.04	-	0.03	0.02	-	-	0.01
4354.66	0.02	0.02	0.01	-	0.01	-	0	0.01	0.02	-
4880.609	-	0.02	0	-	0	-	0.01	0.02	0	-
7063.061	0.03	0.02	0	-	0	0	0.01	0	0.01	-
7295.303	-	0.02	-	0	-	0.01	0	-	-	0.01
8900.204	-	0.02	0.01	-	-	0	0.01	-	-	0.01
9790.969	-	0.03	0.04	0.02	0.03	-	0	0.02	0.02	0
10519.9	-	0	0.02	0.02	-	0.02	0.02	0.02	-	0.02
10802	-	0.01	0.03	0.01	0.02	0.02	0.01	0	0,01	0
11059,55	-	0,04	0,03	0,01	-	0,01	0,02	0,01	-	0
13730,69	-	0	0	-	0	0	0	0,01	0,01	0,02
14575,41	-	0,03	0,03	-	0,01	0,02	0,02	0,01	0,01	0,01
16710.02	-	0.02	0.01	0.02	-	0.01	0.01	0	0.01	0.01
17088.5	-	0.01	0.01	0.01	-	0	0	-	-	0
17835.74	-	-	0.01	0.01	0.01	-	0	0.01	0.01	0.01
19095.31	-	0.01	0.02	0.02	-	0.02	0.01	-	-	0
23361.8	-	0	0.01	0.01	0.02	0.01	0.01	0	0.01	0.02
24495.29	-	0.01	0.02	0.02	0.02	0.02	0.01	0.03	0.04	0.04
27662.36	-	0.02	0.02	0.01	0.02	-	0.01	0.01	0	0.01
30052.7	-	0.04	0.04	-	0.03	0.02	0.03	0.03	0.03	0.03

## 7.TARTIŞMA

Çenelerde kist, tümör, periodontal hastalık ve periapikal enfeksiyon gibi patolojiler kemik defektlerinin oluşmasına neden olur (11, 18). Bu defektlerin hacmini bilmek tanı koymak, tedavi planlamasını yapmak ve tedavi sonuçlarını değerlendirmek için önemlidir (20). Bu defektlerin tanısı ve tedavi sonrası takibinde intraoral ve ekstraoral radyografiler kullanılabilir fakat bunlarla yalnızca iki boyutlu değerlendirmeler yapılabilir (11). Konvansiyonel radyografi tekniklerinde karşılaşılan magnifikasyon, distorsiyon, süperpozisyon gibi faktörler defekt ebatlarının, dolayısıyla prognozun takibini güçleştirir. Prognozun takibi, defektin hacmindeki değişikliğin sayısal verilerle ortaya konmasına bağlıdır ki (71) bu da üç boyutlu görüntüleme teknikleriyle değerlendirilebilir (18, 20, 71), fakat bu radyografiler üzerinde ilgili yapının şekline ya da yoğunluğuna bakılarak yapılan artmış-azalmış, büyümüş-küçülmüş gibi subjektif değerlendirmeler kişisel taraflılığa açıktır (71).

Stereolojik yöntemlerin esasını tarafsızlık ve etkinlik oluşturur (72). Tarafsızlık istatistiksel anlamda ölçümlerin sistematik olarak gerçek değerden sapma göstermemesidir (72, 81). Klinik çalışmaların çoğunda hesaplanmaya çalışılan yapının gerçek değeri bilinmediğinden kullanılan yöntemin taşıdığı taraflılığın tespit edilmesi mümkün olmaz ki böyle durumlarda elde edilen sonucun gerçek değerden ne kadar sapma gösterdiği bilinmez. Tarafsız yöntemler kullanılmadığında hata payı bilinmediğinden çoğu zaman yanlış sonuçlar ve yorumlar ortaya çıkabilir (71). Stereolojik yöntemler uygulanırken herhangi bir ön kabul yapılmadığından üzerinde çalışılan sayısal nicelik doğru biçimde hesaplanır bu da yöntemin tarafsızlığını ortaya koyar (81). Etkinlik, daha kısa bir zaman dilimi ve daha az iş ile güvenilir sonuçlara ulaşmak olarak tarif edilebilir (81). Stereolojik yöntemlerle ilgili yapının tamamında değil de bu yapıdan alınan örnekler üzerinde hesaplamalar yapılabilir. İlgili yapının örneklenmesi ve bu örnekler üzerinde yapılan ölçümler gerçek değerden farklılık gösterebilir fakat bunlar istatistiksel olarak kabul edilebilir değişkenlik sınırları içinde tutulduğunda elde edilen değerler güvenilir sonuç olarak kabul edilir (82). İlgili yapıdan elde edilen üç boyutlu radyografiler stereolojik yöntemlerle birlikte kullanıldığında etkin bir şekilde, kişisel taraflılıktan bağımsız, kesinlik ifade eden sayısal veriler elde edilebilir.

Stereolojik yöntemlerde, hacim hesaplamalarında sık kullanılan Cavalieri prensibiyle (68) düzensiz şekilli, çevreden izole edilemeyen yapıların hacmi, üç boyutlu görüntü veren, ilgili yapıların sınırlarının yeterli izlenebildiği radyolojik görüntüler üzerinde tarafsız ve etkin bir şekilde hesaplanabilir (17, 75, 76). Bu yöntemin uygulanabilmesi için ilgili yapıdan elde edilen iki boyutlu kesitsel görüntüler tüm objeyi kapsayacak şekilde, birbirine paralel, eşit ve mesafesi bilinen aralıklarla elde edilmelidir (77, 80, 83). Literatürde Cavalieri prensibiyle hacim hesaplamalarının yapıldığı çalışmaların çoğunda BT ve MRG görüntüleri kullanılmıştır. Onuk ve ark. 7 evcil kazın nazal septum, nazal konka ve total nazal kavite hacmini, fiziksel kesitler ve radyografik (BT) görüntülerinden elde edilen kesitler üzerinde Cavalieri prensibiyle hesaplamış ve her iki yöntemi kıyasladıklarında istatistiksel bir farklılık görmemişlerdir (84). Cavalieri prensibiyle karaciğer hacmini hesaplamak için Şahin ve ark. MRG görüntülerini kullanırken (75), Emirzeoğlu ve ark. BT görüntülerini kullanmışlardır (76). Her iki çalışmada radyografik görüntüler üzerinde Cavalieri prensibiyle hesaplanan hacimler gerçek hacimlerle istatistiksel olarak uyumlu bulunmuştur. Benzer şekilde Cavalieri prensibiyle BT görüntüleri üzerinde lomber vertebra (73), ve intervertebral disk hacimlerinin hesaplandığı çalışmalarda (77) gerçek hacimlerle Cavalieri prensibiyle BT görüntüleri üzerinde hesaplanan hacimler uyumlu bulunmuştur.

KIBT sistemlerinden elde edilen kesitsel görüntülerle hacim hesaplamaları üzerine sınırlı sayıda çalışma vardır. Agbaje ve ark. çekim soketlerinin hacmini hesaplamak için 40 çekim soketinin bulunduğu 9 kuru kafatasını KIBT ile taradıktan sonra çekim soketlerinden 1 mm kalınlığında kesitler elde etmişler ve bu kesitler üzerinde otomatik segmentasyonla hacim hesaplamasını yapmışlardır. Soketlerden alınan ölçü modeller kullanılarak su taşıma yöntemiyle hesaplanan fiziksel hacimlerle, KIBT görüntüleri üzerinde hesaplanan hacimleri kıyaslamışlar ve anlamlı bir farklılık bulmamışlardır (19). Esposito ve ark. apikal periodontitisi taklit eden 27 defektin oluşturulduğu sığır çenesini KIBT ile taramış ve volumetrik analiz için özel olarak tasarlanmış programla defektlerin hacmini hesaplamışlardır. KIBT üzerinde hesaplanan hacimlerle, defektlerden alınan ölçü modeller üzerinde hesaplanan hacimleri kıyaslamışlar ve istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görmemişlerdir (20). Agbaje ve ark. baş boyun bölgesinde kanser nedeniyle radyoterapi almış hastalarda diş çekiminden sonra kemik iyileşmesini çekim soketlerinin hacimlerindeki değişikliklerle

değerlendirmiştir (85). Deguchi ve ark. KIBT ile sınıf I, sınıf II, sınıf III maloklüzyonlu hastalarda maksilla ve mandibula hacmini hesaplamışlardır (86). Bu çalışmaların yanı sıra kondil, diş, pulpa odası ve üst hava yolu hacimlerin KIBT ile hesaplandığı çalışmalar da mevcuttur (87-90). Bayram ve ark. KIBT görüntüleri üzerinde Cavalieri prensibini kullanarak insan kuru mandibulasındaki 9 kondilin hacmini (17), Kayıpmaz ve ark. ise koyun mandibulasındaki defektlerin hacmini hesaplamışlar (11) ve gerçek hacimlerle Cavalieri prensibiyle KIBT görüntüleri üzerinde hesaplanan hacimleri istatistiksel olarak uyumlu bulmuşlardır.

Cavalieri prensibiyle hacim hesaplamalarında, ilgili kesitin yüzey alanının hesaplanması nokta sayım yöntemi ve planimetri yöntemiyle yapılır. Nokta sayım yönteminde birbirinden eşit aralıklarla ayrılmış noktalı alan ölçüm cetveli, objenin kesiti üzerine yerleştirilip ilgili bölgeye denk gelen nokta sayısı belirlenir. Nokta sayısı, her bir noktanın temsil ettiği alan ile çarpılarak ilgili yapının toplam alanı hesaplanır (68, 76, 77, 83, 84). Planimetri yönteminde ise ilgili yapının sınırlarını manuel ya da otomatik çizmek için tasarlanmış özel yazılım programı kullanılarak alan hesaplaması yapılır (68, 75, 83, 84). Acer ve ark. intraserebral ventriküllerin ve beyinciğin hacmini MRG üzerinde planimetri ve nokta sayım yöntemleriyle hesaplamışlar ve iki yöntem arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulmamışlardır (83, 91). Bununla birlikte MRG üzerinde karaciğer hacminin her iki yöntemle değerlendirilip kıyaslandığı bir çalışmada, planimetri yöntemiyle bireyler arasında şekli farklılık gösteren karaciğer sınırlarının tüm kesitlerde tek tek manuel çizilmesinin külfetli olduğu, fazla zaman aldığı, kullanıcının deneyiminden ve ilgili yapının anatomisi hakkındaki bilgisinden etkilendiği söylenmiştir. Nokta sayım yönteminde ise mevcut kesit üzerinde ilgili alanı belirlemenin kolay ve hızlı olduğunu, kullanıcıdan daha az oranda etkilendiğini söylemişlerdir (14). Şahin ve ark. karaciğer hacmini değerlendirmek için planimetri ve nokta sayım yöntemini kıyasladığı başka bir çalışmada her iki yöntem arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulmazken planimetrinin daha doğru sonuçlar verdiğini söylemiştir (75). Literatürde KIBT görüntüleri üzerinde hacim hesaplaması yaparken planimetri yöntemini tercih eden çalışmalar mevcuttur (11, 17, 18). Biz de çalışmamızda planimetri yöntemi daha doğru sonuçlar verdiğinden alan hesaplamalarında bu yöntemini kullanmayı tercih ettik.

Cavalieri prensibinde ilgili yapının görüntüsü sagittal, koronal ya da aksiyal düzlemlerde birbirine paralel kesitlere ayrılarak hacim hesaplaması yapılabilir. Odacı ve ark. 5 lumbar vertebra hacmini BT görüntüleri üzerinde aksiyal, sagittal ve koronal düzlemlerde stereolojik olarak hesaplamış ve düzlemler arası hesaplanan hacimlerde istatistiksel bir farklılık olmadığını söylemişlerdir (73). Benzer şekilde Bilgiç ve ark. 8 intervertebral disk hacmini BT görüntüleri üzerinde aksiyal, sagittal ve koronal düzlemlerde değerlendirmiş ve düzlemlerin hacim hesaplamalarının doğruluğunu etkilemediğini söylemişlerdir (77). Bu çalışmalar Cavalieri prensibinde yönelimin etkisi olmadığını gösterdiğinden biz çalışmamızda sagittal düzlemde aldığımız kesitler üzerinde hacim hesaplamalarını yaptık.

Emirzeoğlu ve ark. Karaciğer hacmini, Bilgiç ve ark. intervertebral disk hacmini, Odacı ve ark. lumbar vertebra hacmini Cavalieri prensibiyle hesapladıkları çalışmalarında gözlemciler arası farklılığı değerlendirmek için birbirinden bağımsız 3 farklı gözlemcinin bulguları karşılaştırılmış ve gözlemcilerin bulguları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığını bildirmişlerdir (73, 76, 77). Bu çalışmalar Cavalieri prensibinin kişisel taraflılıktan uzak olduğunu desteklediğinden bizim çalışmamızda da ölçümler tek gözlemci tarafından gerçekleştirildi.

Cavalieri prensibiyle yapılan hacimsel hesaplamalarda kesit kalınlığının hesaplamaların doğruluğunu etkilediği düşünülmektedir. BT, MRG ve KIBT görüntüleri üzerinde kesit kalınlığının hacimsel hesaplamalarda etkisini araştırmak için farklı kesit kalınlıkları kullanılmıştır. Odacı ve ark. hacmi  $26\ 600\ \text{mm}^3$  ile  $34\ 300\ \text{mm}^3$  arasında değişen 10 lumbar vertebra hacmini BT görüntüleri üzerinde Cavalieri prensibiyle 3 mm ve 5 mm kesit kalınlıklarıyla hesaplamış, elde edilen değerler her iki kesit kalınlığında da gerçek hacimden az ya da fazla olmakla birlikte gerçek hacim ile ilgili kesit kalınlıklarında hesaplanan hacim arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulmamışlardır (73). Bilgiç ve ark. benzer şekilde hacmi  $8\ 780\ \text{mm}^3$  ile  $15\ 360\ \text{mm}^3$  arasında değişen intervertebral diskin hacmini BT görüntüleri üzerinde Cavalieri prensibiyle 3 mm ve 5 mm kesit kalınlıklarında hesaplamış elde edilen değerler her iki kesit kalınlığında da gerçek hacimden az ya da fazla olmakla birlikte ve gerçek hacim ile ilgili kesit kalınlıklarında hesaplanan hacimler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulamamışlardır (77). Biz de çalışmamızda bu hacim aralığındaki

defektlerimizde 3 mm ve 5 mm kesit kalınlıklarında gerçek hacimden ortalama mutlak sapma miktarını % 5' in altında bulduk.

Emirzeoğlu ve ark. hacmi 904 cm<sup>3</sup> ile 1 625 cm<sup>3</sup> arasında değişen 5 karaciğerin hacmini BT görüntüleri üzerinde Cavalieri prensibiyle 10 mm, 5 mm ve 1 mm kesit kalınlıklarında hesaplamış ve ilgili kesit kalınlıklarında hesaplanan hacimlerle gerçek hacimlerin istatistiksel olarak farklı olduğunu söylemişlerdir. 1 mm kesit kalınlığında hesaplanan hacim gerçek hacimden fazla iken 10 mm ve 5 mm kesit kalınlığında hesaplanan hacim gerçek hacimden az bulunmuştur. Kesit kalınlığı azalırken hesaplanan hacim artmış fakat kesit kalınlığı ile hesaplanan hacim arasında linear bir ilişki görülmemiştir (76). Şahin ve ark. hacmi 904 cm<sup>3</sup> ile 1 530 cm<sup>3</sup> arasında değişen 5 karaciğer hacmini MRG görüntüleri üzerinde Cavalieri prensibiyle 10 mm, 7.5 mm, 5 mm, 2.5 mm kesit kalınlıklarında hesaplamış ve ilgili kesit kalınlıklarında hesaplanan hacimlerle gerçek hacimlerin istatistiksel olarak farklı olduğunu söylemişlerdir. 10 mm, 7.5 mm ve 5 mm kesit kalınlıklarında hesaplanan hacim gerçek hacimden fazla iken, 2.5 mm kesit kalınlığında gerçek hacimden az hesaplanmıştır (75). Şahin ve ark. 5 insan kafatasının hacmini BT görüntüleri üzerinde Cavalieri prensibiyle 2 mm, 3 mm, 5 mm, 7 mm ve 10 mm kesit kalınlıklarında hesaplamış ve ilgili kesit kalınlıklarında hesaplanan hacimlerle gerçek hacimlerin istatistiksel olarak farklı olduğunu söylemişlerdir. 2 mm kesit kalınlığında gerçek hacimden fazla hesaplanırken, 3 mm, 5 mm, 7 mm ve 10 mm kesit kalınlığında gerçek hacimden az hesaplanmıştır. Kesit kalınlığı ve gerçek hacimden sapma arasındaki korelasyona bakıldığında 2.5 mm' nin kafatası hacmini hesaplamak için en uygun kalınlık olduğunu söylemişlerdir (92). Bu çalışmalarda kullanılan örneklerin hacimleri, bizim örneklerimizin hacimlerinden çok büyük olduğu için sonuçları karşılaştıramadık. Biz çalışmamızda kesit kalınlığına bağlı olarak pozitif ya da negatif yönde belirgin bir yönelim tespit edemedik.

Sezgin ve ark. 2 koyun çenesinde oluşturulan, hacmi 155 mm<sup>3</sup> ile 565.7 mm<sup>3</sup> arasında değişen 6 defekli KIBT ile tarayıp 0.2 mm kesit kalınlığı 0.8 mm atlama aralığı, 0.6 mm kesit kalınlığı 0.4 mm atlama aralığı, 1 mm, 1.4 mm, ve 2.2 mm kesit kalınlıklarında Cavalieri prensibiyle hesaplayıp gerçek hacimlerle kıyaslamış ve ince kesit kalınlıklarında gerçek hacimlerle uyumlu sonuçlar elde etmişlerdir (18).

Bizim çalışmamızda istatistiksel olarak ince kesit kalınlıklarında (0.1 mm, 0.2 mm ve 0.3 mm kesit kalınlıklarında) hesaplanan hacimler gerçek hacimlerle uyumlu iken, daha kalın kesit kalınlıklarında hesaplanan hacimler gerçek hacimlerden farklı bulundu. Çapı 1 cm' den küçük defektler kesit kalınlığından daha çok etkilenirken büyük defektler kesit kalınlığından daha az etkilenmiştir. Gerçek hacimden en fazla ortalama mutlak sapma % 60 ile en küçük defektimizde 5 mm kesit kalınlığında görülürken en az ortalama mutlak sapma 10 802 mm<sup>3</sup> hacimli defekte % 0.001'lik sapma ile 0.1 mm kesit kalınlığında görülmüştür. Çalışmada kullanılan tüm defektler için hacim kesit kalınlığı ilişkisine baktığımızda gerçek hacimden en az ortalama mutlak sapma 0.1 mm kesit kalınlığında görülürken en fazla ortalama mutlak sapma 5 mm kesit kalınlığında hesaplanmıştır.

Cavalieri prensibiyle hacim hesaplanırken üzerinde çalışılan kesit sayısı da hesaplamaların doğruluğunu etkilemektedir. Cavalieri prensibiyle Şahin ve ark. MRG görüntüleri üzerinde karaciğer hacmini hesapladıkları çalışmalarında ilgili yapının tamamını örnekleyen 8-15 kesitin yeterli olduğunu ve elde edilen değer gerçek değerden istatistiksel anlamda farklılık göstermediğini söylemişlerdir (78). Biz de çalışmamızda 6 ve daha fazla kesit üzerinde yapılan hesaplamalarda gerçek hacimle uyumlu sonuçlar bulurken, 5 ve daha az sayıda kesit üzerinde yaptığımız hesaplamalarda gerçek hacimle uyumlu sonuçlar elde edemedik.

Radyografik görüntüler üzerinde Cavalieri prensibinin uygulanabilmesi için ilgili yapının sınırlarının yeterli keskinlikte izlenebilmesi gerekir (68). Bundan ötürü hacim hesaplamaları kullanılan tekniğin görüntü kalitesinden etkilenir (11, 19, 71). KIBT cihazlarında görüntü kalitesi voksel boyutu, geometrik ve kontrast çözünürlük, FOV, dedektör tipi ve fokal spot büyüklüğüne bağlıdır.

KIBT' ın voksel boyutu, cihazın çözünürlüğü, görüntü kalitesi, görüntünün tarama ve rekonstrüksiyon zamanının belirlenmesinde ve hastanın aldığı doz üzerinde etkilidir (5, 27). KIBT cihazlarında voksellerin izotropik olması sayesinde objeye ilgili ölçümler bütün düzlemlerde distorsiyonsuz ve geometrik olarak doğru bir şekilde yapılabilir (28). Voksel boyutuyla çözünürlük ters orantılıdır voksel boyutundaki azalma çözünürlüğü artırır (5). Dalili ve ark. 16 diş kökünün bukkal, lingual ve aproksimal yüzeylerinin servikal, orta ve apikal seviyelerinde eksternal kök rezorbsiyonunu taklit eden 63 kavite



oluşturmuşlardır. Daha sonra bu 16 diş kökü aynı KIBT cihazıyla 6-inch FOV ile 0.125-150 mm voksel boyutu ve 4-inch FOV ile 0.200-0.240 mm voksel boyutlarında taranıp tek gözlemciyle mevcut kavitelelerin varlığı ve yokluğu bu görüntüler üzerinde değerlendirilmiştir. 0.125-0.150 mm voksel boyutlarında kavitelelerin doğru tanısı % 74.6 bulunurken 0.200-0.240 mm voksel boyutlarında % 63.5 bulmuşlardır (93). Liedke ve ark. 59 diş kökünün vestibul yüzeyinde servikal, orta ve apikal uçluda küçük, orta ve büyük boyutlarda eksternal kök rezorbsiyonunu taklit eden kaviteleler oluşturmuş ya da hiç kavite oluşturmamışlardır. Daha sonra bu dişler voksel boyutu 0.2 mm, 0.3 mm ve 0.4 mm olacak şekilde aynı KIBT cihazı ile taranıp, aynı gözlemci tarafından mevcut görüntüler üzerinde değerlendirilmiştir. Çalışmanın sonucunda kavitelelerin 0.2 mm ve 0.3 mm voksel boyutlarında daha doğru teşhis edildiği görülmüştür (94). Bizim çalışmamızda çapı 4.5 mm' den küçük defektler 0.09 mm voksel boyutuyla taranırken, çapı 4.5 mm' den büyük defektler 0.2 mm voksel boyutuyla taranmıştır. Seçilen voksel boyutu objenin boyutundan daha büyük olduğunda, objenin kenar sınırındaki voksel içerisine iki farklı dansiteye sahip yapı denk gelirse objenin sınırı basamak şeklinde görülür. Parsiyel hacim artefaktı denilen, yapının gerçek boyutundan sapmaya neden olabilecek bu durum (5) hacim hesaplamalarında voksel boyutuyla ilgili karşılaşılabilecek olumsuzluklardandır.

Farklı yoğunluğa sahip yapıları birbirinden ayırma yeteneğine kontrast çözünürlüğü, birbirinden ayrılabilen en küçük iki yapı arasındaki mesafeye geometrik çözünürlük denir. KIBT görüntüleri osseoz yapıları detaylı gösterebilecek yeterli kontrast ve geometrik çözünürlüğe sahiptir (23).

KIBT cihazlarında FOV boyutları görüntü kalitesini etkileyen faktörlerden biridir. Büyük FOV ile tarama işlemi gerçekleştirildiğinde saçılmış radyasyon artar, sinyal-gürültü oranı azalır, buna bağlı görüntü kalitesi olumsuz etkilenir (10, 23, 95). Küçük FOV seçildiğinde ise saçılmış radyasyon azalacağından daha az gürültü oluşur, kontrast ve geometrik çözünürlük artar bu da görüntü kalitesini arttırır (10, 23). Hassan ve ark. KIBT ile kanin dişini 4 x 4 cm, 6 x 6 cm, 8 x 8 cm, 10 x 10 cm, 14 x 10 cm ve 17 x 12 cm olmak üzere 5 farklı FOV, aynı zamanda her FOV için iki ayrı temel projeksiyon sayısı; 180 - 360 ve iki ayrı tarama modu; standart - yüksek çözünürlük ile taramıştır. Tüm bu parametrelerde kök kanalının imaj kalitesini aksiyal, sagittal ve koronal

düzlemlerde 10 gözlemci tarafından değerlendirilip FOV' un, temel projeksiyon sayısının ve tarama modunun görüntü kalitesi üzerine etkisi kıyaslamıştır. FOV seçiminin kök kanalının imaj kalitesi üzerine istatistiksel olarak önemli etkisi olduğu görülmüştür. En küçük FOV 4 x 4 cm' de imaj kalitesi en iyi iken 17 x 12 cm' de en kötü bulunmuştur. Projeksiyon sayısı koronal ve sagittal düzlemlerde etkili bulunurken aksiyal düzlemde etkisi görülmemiştir. Tarama modunun kök kanalının imaj kalitesi üzerine etkisi görülmemiştir. Gözlemciler arasında her üç parametre arasında da uyum görülmüştür (96). Librizzi ve ark. KIBT görüntüleri üzerinde TME' deki erozyonları teşhis etmede FOV ve voksel boyutunun etkinliğini araştırmak için yaptıkları çalışmada yarısı sağlıklı yarısının üzerine doğal ya da sonradan oluşturmuş 1-1,5 mm derinliğinde defekti olan 32 kondili kullanmışlardır. Tarama işlemi için 12-in, 9-in, 6-in FOV boyutları ve bu boyutlar için sırasıyla 0.4 mm, 0.3 mm ve 0.2 mm voksel boyutları seçmişlerdir. Görüntüleri birbirinden bağımsız iki gözlemci 6 hafta arayla iki defa değerlendirmiştir. Çalışmanın sonucunda FOV ve voksel boyutlarının TME erozyonlarının teşhisinde yüksek oranda etkin olduğu görülmüştür. 6-in FOV ve 0.2 mm' de elde edilen görüntüler diğerlerinden önemli derecede iyi bulunmuştur (95). Kontrast gürültü oranı (CNR), KIBT görüntülerinde imaj kalitesini etkileyen faktörlerden bir diğeridir. Bechera ve ark. FOV boyutu, tarama zamanı ve kilovoltajın CNR üzerine etkisini araştırmak için 3 farklı FOV; 20 x 19 cm, 16 x 10 cm, 16 x 7 cm, her FOV için 5 ayrı kVp; 90, 85, 80, 75, 70, her kVp için iki ayrı tarama zamanı; 15 sn (450 temel imaj sayısı), 24 sn (600 temel imaj sayısı ) kullanmışlardır. Çalışmada hemimaksilla ve epoksi rezin esaslı model kullanmışlar ve CNR' nin tarama zamanından etkilenmediği, kVp artışın CNR' yi arttırdığını, FOV büyüdükçe CNR' nin azaldığını söylemişlerdir. Çalışmada tek bir KIBT kullanmalarına rağmen CNR' nin imaj kalitesini etkileyen temel faktörlerden biri olduğunu ve FOV 'un artışıyla azaldığını söylemişlerdir (97). Bizim çalışmamızda kullanılan 8 x 8 cm FOV' da defektlerin sınırları net izlenebileceğinden küçük defektler için 5 cm x 5 cm FOV, çapı 5 cm' den büyük defektler için 8 cm x 8 cm FOV olmak üzere farklı iki boyutta FOV kullanıldı.

KIBT cihazlarında dedektör olarak ya FPD ya da IIT/CCD kombinasyonu kullanılmaktadır ki (5, 7, 27)dedektör tipi de görüntü kalitesi üzerine etkilidir (95). Baba ve ark. FPD ile IIT/CCD kombinasyonunun dental görüntüleme performanslarını

kıyasladıkları çalışmada, fantom kafatası kullanmışlardır. FPD ile elde edilen görüntülerde gürültü oranı IIT/CCD kombinasyonuna nazaran 1.62 kat az bulunurken, sinyal- gürültü oranı 1.72 kat fazla bulunmuş, kafatasına ait yapıların detayları daha net bir şekilde izlenmiştir. FPD sistemlerinde rekonstrüksiyon görüntüleri her üç düzlemde de yüksek çözünürlüğe sahiptir. Volume rendering görüntülerinde ise yüksek çözünürlük ve az bulanıklıktan ötürü kemik yüzeyleri pürüzsüz görülür (98). Bizim kullandığımız Kodak 9300 KIBT cihazında da FPD mevcuttur.

## 8. SONUÇLAR

1. KIBT görüntüleri üzerinde tüm defektler için Cavalieri prensibiyle 0.1 mm, 0.2 mm ve 0.3 mm kesit kalınlıklarında hesaplanan hacimlerle gerçek hacimler birbiriyle uyumlu bulundu.
2. KIBT görüntüleri üzerinde tüm defektler için Cavalieri prensibiyle 0.4 mm, 0.5 mm, 1 mm, 2 mm, 3mm, 4mm ve 5 mm kesit kalınlıklarında hesaplanan hacimler gerçek hacimlerden farklı bulundu.
3. Çapı 1 cm' nin altında olan defektlerde gerçek hacme yakın hesaplamalar yapmak için mümkün olan en ince kesit kalınlığı seçilmelidir.
4. Hacim büyüdükçe kesit kalınlığının etkisi azalmaktadır.
5. Kesit sayısı 5' in altına düştüğünde gerçek hacimle hesaplanan hacim arasında önemli fark oluşmaktadır.

## 9. KAYNAKLAR

1. Harorlı A, Akgül HM, Dağıstan S (2006). Dişhekimliği Radyolojisi.Radyografi Teknikleri. Atatürk Üniversitesi Yayınları. Erzurum; 210-316.
2. Angelopoulos C, Aghaloo T (2011). Imaging technology in implant diagnosis. *Dent Clin North Am* 55: 141-58.
3. Haney E, Gansky SA, Lee JS, Johnson E, Maki K, Miller AJ, Huang JC (2010). Comparative analysis of traditional radiographs and cone-beam computed tomography volumetric images in the diagnosis and treatment planning of maxillary impacted canines. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 137: 590-7.
4. White SC, Pharoah MJ (2008). The evolution and application of dental maxillofacial imaging modalities. *Dent Clin North Am* 52: 689-705.
5. White SC, Pharoah MJ (2009). *Oral Radiology: Principles and Interpretation. Cone-Beam Computed Tomography 6.th Edition ed.* St Louis. Missouri Mosby; 225-43.
6. Farman AG, Scarfe WC (2009). The Basics of Maxillofacial Cone Beam Computed Tomography. *Seminars in Orthodontics* 15: 2-13.
7. Scarfe WC, Farman AG (2008). What is cone-beam CT and how does it work? *Dent Clin North Am* 52: 707-30.
8. Arnheiter C, Scarfe WC, Farman AG (2006). Trends in maxillofacial cone-beam computed tomography usage. *Oral Radiology* 22: 80-5.
9. Scarfe WC, Farman AG, Sukovic P (2006). Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. *J Can Dent Assoc* 72: 75-80.
10. Scarfe WC, Levin MD, Gane D, Farman AG (2009). Use of cone beam computed tomography in endodontics. *Int J Dent*. doi: 10.1155/2009/634567.
11. Kayipmaz S, Sezgin OS, Saricaoglu ST, Bas O, Sahin B, Kucuk M (2011). The estimation of the volume of sheep mandibular defects using cone-beam computed tomography images and a stereological method. *Dentomaxillofac Radiol* 40: 165-9.
12. Mouton PR (2002). *Principles and practices of unbiased stereology: An introduction for bioscientists.* The Johns Hopkins University Press, Maryland; 90-1.
13. Roberts N, Puddephat MJ, McNulty V (2000). The benefit of stereology for quantitative radiology. *Br J Radiol* 73: 679-97.

14. Mazonakis M, Damilakis J, Maris T, Prassopoulos P, Gourtsoyiannis N (2002). Comparison of two volumetric techniques for estimating liver volume using magnetic resonance imaging. *J Magn Reson Imaging* 15: 557-63.
15. Acer N, Sahin B, Bas O, Ertekin T, Usanmaz M (2007). Comparison of three methods for the estimation of total intracranial volume: stereologic, planimetric, and anthropometric approaches. *Ann Plast Surg* 58: 48-53.
16. Sahin B, Alper T, Kokcu A, Malatyalioglu E, Kosif R (2003). Estimation of the amniotic fluid volume using the Cavalieri method on ultrasound images. *Int J Gynaecol Obstet* 82: 25-30.
17. Bayram M, Kayipmaz S, Sezgin OS, Kucuk M (2012). Volumetric analysis of the mandibular condyle using cone beam computed tomography. *Eur J Radiol* 81: 1812-6.
18. Sezgin OS, Kayipmaz S, Sahin B (2012). The effect of slice thickness on the assesment of bone defect volumes by cavalieri principle using cone beam computed tomography. *J Digit Imaging* 26: 115-18.
19. Agbaje JO, Jacobs R, Maes F, Michiels K, van Steenberghe D (2007). Volumetric analysis of extraction sockets using cone beam computed tomography: a pilot study on ex vivo jaw bone. *J Clin Periodontol* 34: 985-90.
20. Esposito SA, Huybrechts B, Slagmolen P, Cotti E, Coucke W, Pauwels R, Lambrechts P, Jacobs R (2013). A novel method to estimate the volume of bone defects using cone-beam computed tomography: an in vitro study. *J Endod* 39: 1111-5.
21. Tyndall DA, Clifton TL, Webber RL, Ludlow JB, Horton RA (1997). TACT imaging of primary caries. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 84: 214-25.
22. White SC, Pharoah MJ (2000). *Oral Radiology Principles and Interpretation. Specialized Radiographic Techniques*. 4th edition St. Louis. Missouri Mosby; 217-40.
23. Scarfe WC, Li Z, Aboelmaaty W, Scott SA, Farman AG (2012). Maxillofacial cone beam computed tomography: essence, elements and steps to interpretation. *Aust Dent J* 57: 46-60.

24. Boeddinghaus R, Whyte A (2008). Current concepts in maxillofacial imaging. *Eur J Radiol* 66: 396-418.
25. De Vos W, Casselman J, Swennen GR (2009). Cone-beam computerized tomography (CBCT) imaging of the oral and maxillofacial region: a systematic review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Surg* 38: 609-625.
26. Horner K, Jacobs R, Schulze R (2013). Dental CBCT equipment and performance issues. *Radiat Prot Dosimetry* 153: 212-8.
27. Scarfe WC, Farman AG, Predag S (2006). Clinical application of cone beam computed tomography in dental practice. *J Can Dent Assoc* 72: 75-80.
28. Durack C, Patel S (2012). Cone beam computed tomography in endodontics. *Braz Dent J* 23: 179-91.
29. Patel S, Dawood A, Ford TP, Whaites E (2007). The potential applications of cone beam computed tomography in the management of endodontic problems. *Int Endod J* 40: 818-30.
30. Zheng QH, Zhou XD, Jiang Y, Sun TQ, Liu CX, Xue H, Huang DM (2009). Radiographic investigation of frequency and degree of canal curvatures in Chinese mandibular permanent incisors. *J Endod* 35: 175-8.
31. Matherne RP, Angelopoulos C, Kulild JC, Tira D (2008). Use of cone-beam computed tomography to identify root canal systems in vitro. *J Endod* 34: 87-9.
32. Tian YY, Guo B, Zhang R, Yu X, Wang H, Hu T, Dummer PM (2012). Root and canal morphology of maxillary first premolars in a Chinese subpopulation evaluated using cone-beam computed tomography. *Int Endod J* 45: 996-1003.
33. Patel S, Wilson R, Dawood A, Foschi F, Mannocci F (2012). The detection of periapical pathosis using digital periapical radiography and cone beam computed tomography - part 2: a 1-year post-treatment follow-up. *Int Endod J* 45: 711-23.
34. Nakata K, Naitoh M, Izumi M, Inamoto K, Ariji E, Nakamura H (2006). Effectiveness of dental computed tomography in diagnostic imaging of periradicular lesion of each root of a multiradical tooth: a case report. *J Endod* 32: 583-7.
35. Oenning AC, de Azevedo Vaz SL, Melo SL, Haiter-Neto F (2013). Usefulness of cone-beam CT in the evaluation of a spontaneously healed root fracture case. *Dent Traumatol* 29: 489-93.

36. Khedmat S, Rouhi N, Drage N, Shokouhinejad N, Nekoofar MH (2012). Evaluation of three imaging techniques for the detection of vertical root fractures in the absence and presence of gutta-percha root fillings. *Int Endod J* 45: 1004-9.
37. Brady E, Mannocci F, Brown J, Wilson R, Patel S (2013). A comparison of cone beam computed tomography and periapical radiography for the detection of vertical root fractures in nonendodontically treated teeth. *Int Endod J*. doi:10.1111/iej.12209.
38. da Silveira PF, Vizzotto MB, Liedke GS, da Silveira HL, Montagner F, da Silveira HE (2013). Detection of vertical root fractures by conventional radiographic examination and cone beam computed tomography - an in vitro analysis. *Dent Traumatol* 29: 41-6.
39. Patel S, Dawood A, Wilson R, Horner K, Mannocci F (2009). The detection and management of root resorption lesions using intraoral radiography and cone beam computed tomography - an in vivo investigation. *Int Endod J* 42: 831-8.
40. Durack C, Patel S, Davies J, Wilson R, Mannocci F (2011). Diagnostic accuracy of small volume cone beam computed tomography and intraoral periapical radiography for the detection of simulated external inflammatory root resorption. *Int Endod J* 44: 136-47.
41. Lauber R, Bornstein MM, von Arx T (2012). Cone beam computed tomography in mandibular molars referred for apical surgery. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 122: 12-24.
42. Velvart P, Hecker H, Tillinger G (2001). Detection of the apical lesion and the mandibular canal in conventional radiography and computed tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 92: 682-8.
43. Liang YH, Li G, Wesselink PR, Wu MK (2011). Endodontic outcome predictors identified with periapical radiographs and cone-beam computed tomography scans. *J Endod* 37: 326-31.
44. Benic GI, Sancho-Puchades M, Jung RE, Deyhle H, Hammerle CH (2013). In vitro assessment of artifacts induced by titanium dental implants in cone beam computed tomography. *Clin Oral Implants Res* 24: 378-83.
45. Tyndall DA, Price JB, Tetradis S, Ganz SD, Hildebolt C, Scarfe WC (2012). Position statement of the American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology



- on selection criteria for the use of radiology in dental implantology with emphasis on cone beam computed tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol* 113: 817-26.
46. Hatcher DC, Dial C, Mayorga C (2003). Cone beam CT for pre-surgical assessment of implant sites. *J Calif Dent Assoc* 31: 825-33.
  47. Spector L (2008). Computer-aided dental implant planning. *Dent Clin North Am* 52: 761-75.
  48. Dave M, Davies J, Wilson R, Palmer R (2013). A comparison of cone beam computed tomography and conventional periapical radiography at detecting peri-implant bone defects. *Clin Oral Implants Res* 24: 671-8.
  49. Lewis EL, Dolwick MF, Abramowicz S, Reeder SL (2008). Contemporary imaging of the temporomandibular joint. *Dent Clin North Am* 52: 875-90.
  50. Barghan S, Tetradis S, Mallya S (2012). Application of cone beam computed tomography for assessment of the temporomandibular joints. *Aust Dent J* 57: 109-18.
  51. Petersson A (2010). What you can and cannot see in TMJ imaging--an overview related to the RDC/TMD diagnostic system. *J Oral Rehabil* 37: 771-8.
  52. Alexiou K, Stamatakis H, Tsiklakis K (2009). Evaluation of the severity of temporomandibular joint osteoarthritic changes related to age using cone beam computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol* 38: 141-7.
  53. Alkhader M, Kuribayashi A, Ohbayashi N, Nakamura S, Kurabayashi T (2010). Usefulness of cone beam computed tomography in temporomandibular joints with soft tissue pathology. *Dentomaxillofac Radiol* 39: 343-8.
  54. Kapila S, Conley RS, Harrell WE, Jr. (2011). The current status of cone beam computed tomography imaging in orthodontics. *Dentomaxillofac Radiol* 40: 24-34.
  55. Kuijpers-Jagtman AM, Kuijpers MAR, Schols JGJH, Maal TJJ, Breuning KH, van Vlijmen OJC (2013). The use of cone-beam computed tomography for orthodontic purposes. *Seminars in Orthodontics* 19: 196-203.
  56. Hechler SL (2008). Cone-beam CT: applications in orthodontics. *Dent Clin North Am* 52: 809-23.
  57. Guttenberg SA (2008). Oral and maxillofacial pathology in three dimensions. *Dent Clin North Am* 52: 843-73.

58. Strauss RA, Burgoyne CC (2008). Diagnostic imaging and sleep medicine. *Dent Clin North Am* 52: 891-915.
59. Tso HH, Lee JS, Huang JC, Maki K, Hatcher D, Miller AJ (2009). Evaluation of the human airway using cone-beam computerized tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 108: 768-76.
60. McCrillis JM, Haskell J, Haskell BS, Brammer M, Chenin D, Scarfe WC, Farman AG (2009). Obstructive Sleep Apnea and the Use of Cone Beam Computed Tomography in Airway Imaging: A Review. *Seminars in Orthodontics* 15: 63-9.
61. Qu X, Li G, Zhang Z, Ma X (2011). Detection accuracy of in vitro approximal caries by cone beam computed tomography images. *Eur J Radiol* 79: 24-7.
62. Kayipmaz S, Sezgin OS, Saricaoglu ST, Can G (2011). An in vitro comparison of diagnostic abilities of conventional radiography, storage phosphor, and cone beam computed tomography to determine occlusal and approximal caries. *Eur J Radiol* 80: 478-82.
63. Harorlu A, Akgül HM, Dağistan S (2006). *Diş Hekimliği Radyolojisi. Radyobiyojji. Atatürk Üniversitesi Yayınları. Erzurum;* 62-151.
64. White SC, Pharoah MJ (2009). *Oral Radiology: Principles and Interpretation. Radiation Physics. 6.th Edition ed. St Louis. Missouri Mosby;* 2-16.
65. Lorenzoni DC, Bolognese AM, Garib DG, Guedes FR, Sant'anna EF (2012). Cone-beam computed tomography and radiographs in dentistry: aspects related to radiation dose. *Int J Dent* doi: 10.1155/2012/813768.
66. Unal B, Aslan H, Canan S, Sahın B, Kaplan S (2002). Biyolojik Ortamlardaki Objelerin Sayımı Yapılırken Kullanılan Eski Metodların Önemli Hata Kaynakları ve Çözüm Önerileri. *T Klin Med Sci* 22: 1-6.
67. Mandarim-de-Lacerda CA (2003). Stereological tools in biomedical research. *An Acad Bras Cienc* 75: 469-86.
68. Canan S, Bunyamin S, Odacı E, Unal B, Aslan H, Bilgiç S, Kaplan S (2002). Toplam hacim, hacim yoğunluğu ve hacim oranlarının hesaplanmasında kullanılan bir stereolojik yöntem: cavalieri prensibi. *T Klin Med Sci* 22: 7-14.
69. Gundersen HJG, Bendtsen TF, Korbo L, Marcussen N, Moller A, Nielsen K, Nyengaard JR, Pakkenberg B, Sorensen FB, Vesterby A, West MJ (1998). Some new, simple and efficient stereological methods. *An Acad Bras Cienc* 96: 379-94.

70. Gundersen HJG, Bagger P, Bendtsen TF, Evans SM, Korbo L, Marcussen N, Moller A, Nielsen K, Nyengaard JR, Pakkenberg B, Vesterby A, West MJ (1988). The new stereological tools: disector, fractionator, nucleator and point sampled intercepts and their use in pathological research and diagnosis. *An Acad Bras Cienc* 96: 857-81.
71. Odacı E, Bahadır A, Yıldırım S, Sahin B, Canan S, Bas O, Bilgic S, Kaplan S (2005). Cavalieri Prensibi Kullanılarak Bilgisayarlı Tomografi ve Manyetik Rezonans Görüntüleri Üzerinden Hacim Hesaplanması ve Klinik Kullanımı. *T Klin Med Sci* 25: 421-8
72. Howard CV, Reed MG (1998). *Unbiased Stereology: Three dimensional measurement in microscopy*. Bios Scientific Publishers. Oxford: 39-65.
73. Odaci E, Sahin B, Sonmez OF, Kaplan S, Bas O, Bilgic S, Bek Y, Ergur H (2003). Rapid estimation of the vertebral body volume: a combination of the Cavalieri principle and computed tomography images. *Eur J Radiol* 48: 316-26.
74. Kurkcuoglu A, Zagyapan R, Pelin C (2010). Stereological evaluation of temporal lobe/telencephalon volume in temporal lobe epilepsy using the Cavalieri principle. *Turk Neurosurg* 20: 358-63.
75. Sahin B, Ergur H (2006). Assessment of the optimum section thickness for the estimation of liver volume using magnetic resonance images: a stereological gold standard study. *Eur J Radiol* 57: 96-101.
76. Emirzeoglu M, Sahin B, Selcuk MB, Kaplan S (2005). The effects of section thickness on the estimation of liver volume by the Cavalieri principle using computed tomography images. *Eur J Radiol* 56: 391-7.
77. Bilgic S, Sahin B, Sonmez OF, Odaci E, Colakoglu S, Kaplan S, Ergur H (2005). A new approach for the estimation of intervertebral disc volume using the Cavalieri principle and computed tomography images. *Clin Neurol Neurosurg* 107: 282-8.
78. Sahin B, Emirzeoglu M, Uzun A, Incesu L, Bek Y, Bilgic S, Kaplan S (2003). Unbiased estimation of the liver volume by the Cavalieri principle using magnetic resonance images. *Eur J Radiol* 47: 164-70.
79. Verstraete KL, Lang P (2000). Bone and soft tissue tumors: the role of contrast agents for MR imaging. *Eur J Radiol* 34: 229-46.

80. Okur A, Kantarci M, Akgun M, Alper F, Cayir K, Koc M, Onbas O (2005). Unbiased estimation of tumor regression rates during chemoradiotherapy for esophageal carcinoma using CT and stereology. *Dis Esophagus* 18: 114-9.
81. Unal B, Canan S, Aslan H, Sahin B, Çataloluk O, Kaplan S (2002). Doku Örneklerindeki Objelerin Sayılarının Hesaplanmasında Tarafsız Stereolojik Metodlar: Fiziksel Disektör. *T Klin J Med Sci* 22: 15-24.
82. Canan S, Bunyamin S, Odacı E, Unal B, Aslan H, Bilgiç S, Kaplan S (2002). Parçacıkların Toplam Sayısının Hesaplanması İçin Bir Metod: Parçalama. *T Klin J Med Sci* 22: 30-46.
83. Acer N, Ugurlu N, Uysal DD, Unur E, Turgut M, Camurdanoğlu M (2010). Comparison of two volumetric techniques for estimating volume of intracerebral ventricles using magnetic resonance imaging: a stereological study. *Anat Sci Int* 85: 131-9.
84. Onuk B, Kabak M, Sahin B, Ince NG, Selcuk MB (2013). New method for estimating the volume and volume fractions of the nasal structures in the goose (*Anser anser domesticus*) using computed tomography images. *Br Poult Sci* 54: 441-6.
85. Agbaje JO, Jacobs R, Michiels K, Abu-Ta'a M, van Steenberghe D (2009). Bone healing after dental extractions in irradiated patients: a pilot study on a novel technique for volume assessment of healing tooth sockets. *Clin Oral Investig* 13: 257-61.
86. Deguchi T Sr., Katashiba S, Inami T, Foong KW, Huak CY (2010). Morphologic quantification of the maxilla and the mandible with cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 137: 218-22.
87. Liu Y, Olszewski R, Alexandroni ES, Enciso R, Xu T, Mah JK (2010). The validity of in vivo tooth volume determinations from cone-beam computed tomography. *Angle Orthod* 80: 160-6.
88. Star H, Thevissen P, Jacobs R, Fieuws S, Solheim T, Willems G (2011). Human dental age estimation by calculation of pulp-tooth volume ratios yielded on clinically acquired cone beam computed tomography images of monoradicular teeth. *J Forensic Sci* 56: 77-82.

89. Tecco S, Saccucci M, Nucera R, Polimeni A, Pagnoni M, Cordasco G, Festa F, Iannetti G (2010). Condylar volume and surface in Caucasian young adult subjects. *BMC Med Imaging* 10: 28.
90. Ogawa T ER, Shintaku WH, Clark GT: (2007). Evaluation of crosssectionairway configuration of obstructive sleep apnea. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 103: 102-8.
91. Acer N, Sahin B, Usanmaz M, Tatoglu H, Irmak Z (2008). Comparison of point counting and planimetry methods for the assessment of cerebellar volume in human using magnetic resonance imaging: a stereological study. *Surg Radiol Anat* 30: 335-9.
92. Sahin B, Mazonakis M, Akan H, Kaplan S, Bek Y (2008). Dependence of computed tomography volume measurements upon section thickness: an application to human dry skulls. *Clin Anat* 21: 479-85.
93. Dalili Z, Taramsari M, Mousavi Mehr SZ, Salamat F (2012). Diagnostic value of two modes of cone-beam computed tomography in evaluation of simulated external root resorption: an in vitro study. *Imaging Sci Dent* 42: 19-24.
94. Liedke GS, da Silveira HE, da Silveira HL, Dutra V, de Figueiredo JA (2009). Influence of voxel size in the diagnostic ability of cone beam tomography to evaluate simulated external root resorption. *J Endod* 35: 233-5.
95. Librizzi ZT, Tadinada AS, Valiyaparambil JV, Lurie AG, Mallya SM (2011). 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. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 140: 25-30.
96. Hassan BA, Payam J, Juyanda B, van der Stelt P, Wesselink PR (2012). Influence of scan setting selections on root canal visibility with cone beam CT. *Dentomaxillofac Radiol* 41: 645-8.
97. Bechara B, McMahan CA, Moore WS, Noujeim M, Geha H (2012). Contrast-to-noise ratio with different large volumes in a cone-beam computerized tomography machine: an in vitro study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol* 114: 658-65.
98. Baba R, Ueda K, Okabe M (2004). Using a flat-panel detector in high resolution cone beam CT for dental imaging. *Dentomaxillofac Radiol* 33: 285-90.

## ÖZGEÇMİŞ

### KİŞİSEL BİLGİLER

**T.C. Kimlik/Pasaport No** :  
**Soyadı, Adı** : Bayrak, Seval  
**Uyruğu** :T.C.  
**Doğum tarihi ve yeri** :20/12/1985-Tonya  
**Medeni hali** :Bekar  
**Telefon** :04623774720  
**E-Posta** :dtseval@hotmail.com  
**Yazışma adresi** :KTÜ Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş Çene Radyolojisi A.D.  
Trabzon

### EĞİTİM BİLGİLERİ

Derece	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mezuniyet Yılı
Yüksek Lisans/Lisan	Atatürk Üniversitesi Diş Hek. Fak.	2008
Lise	Vakıfkebir Anadolu Lisesi	2003

### AKADEMİK/MESLEKİ DENEYİMİ

Görevi	Kurum	Süre (Yıl -Yıl)
1. Araştırma Görevlisi	KTÜ Diş Hekimliği Fakültesi	2010-

### YABANCI DİL

İngilizce

### UZMANLIK ALANI

Ağız Diş Çene Radyolojisi

### BİLDİRİLER

1. Bayrak S, Sezgin ÖS, Kayıpmaz S, Türk A, Ceyhanlı KT, İkbâl M (2013) Okülofasiyokardiyodental sendrom olgusu. Oral Diagnoz ve Maksillofasial Radyoloji Derneği V. Bilimsel sempozyumu
2. Bayrak S, Kayıpmaz S, Sezgin ÖS (2013) Florid semento osseoz displazi: olgu sunumu . Oral Diagnoz ve Maksillofasial Radyoloji Derneği V. Bilimsel sempozyumu
3. Kayıpmaz S, Sezgin ÖS, Bayrak S (2013) Anterior mandibulada stafne kemik kavitesi: olgu sunumu Oral Diagnoz ve Maksillofasial Radyoloji Derneği V. Bilimsel sempozyumu
4. Dönmez ST, Kayıpmaz S, Sezgin ÖS, Bayrak S (2013) Multiple kompaund Odontoma: olgu sunumu. Oral Diagnoz ve Maksillofasial Radyoloji Derneği V. Bilimsel sempozyumu