



TÜRKİYE CUMHURİYETİ  
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

AĞIZ DIŞ ÇENE RADYOLOJİSİ ANABİLİM DALI

**KONİK IŞINLI BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ  
KULLANILARAK YAPILAN HACİMSEL  
HESAPLAMALARDA FARKLI PLANİMETRİK  
YÖNTEMLERİN KARŞILAŞTIRILMASI**

Alaettin KOÇ

UZMANLIK TEZİ

Doç. Dr. Ömer Said SEZGİN

TRABZON-2017





TÜRKİYE CUMHURİYETİ  
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

AĞIZ DIŞ ÇENE RADYOLOJİSİ ANABİLİM DALI

**KONİK IŞINLI BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ  
KULLANILARAK YAPILAN HACİMSEL  
HESAPLAMALARDA FARKLI PLANİMETRİK  
YÖNTEMLERİN KARŞILAŞTIRILMASI**

Alaettin KOÇ

UZMANLIK TEZİ

Doç. Dr. Ömer Said SEZGİN

TRABZON-2017

## KABUL VE ONAY

Bu tez Doktora Tezi Standartlarına Uygun Bulunmuştur

Doç. Dr. Saadettin KAYIPMAZ

Ağız Diş Çene Radyolojisi Anabilim Dalı Başkanı

.....

Karadeniz Teknik Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Ağız Diş Çene Radyolojisi Anabilim Dalı Doktora öğrencisi Alaettin KOÇ' un hazırladığı "Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi Kullanılarak Yapılan Hacimsel Hesaplamalarda Fraklı Planimetrik Yöntemlerin Karşılaştırılması" başlıklı tez KTÜ Lisansüstü Eğitim - Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca kapsam ve bilimsel kalite yönünden değerlendirilerek Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Danışman .....

Doktora Sınavı Jüri Üyeleri

.....  
.....  
.....  
.....  
.....

Tarih: ...../...../201.

Bu tez KTÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu' nun ...../...../..... tarih ve ..... sayılı kararıyla onaylanmıştır.

.....

Prof. Dr. Ali Osman KILIÇ

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

## BEYAN

Bu tez çalışmasının KTÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü tez yazım kılavuzu standartlarına uygun olarak yazıldığını, tezin akademik ve etik kurallara bağılı olarak gerçekleştirilmiş özgün bir bilimsel araştırma eserim olduğunu, tezde yer alan ve bu tez çalışmasıyla 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 davranışımın olmadığını beyan ederim.

14/02/2016

Alaettin KOÇ

## **İthaf**

*Bu uzmanlık tezimi sevgili eşime ithaf ediyorum.*



## TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimimde kılavuzum olan ve bu tez çalışmamda emeğini ve ilgisini esirgemeyen, verdiği bilgiler ve öğütlerle olgunlaşmamda büyük payı olan danışman hocam Sayın Doç. Dr. Ömer Said SEZGİN' e,

Asistanlık hayatı boyunca bilgisini ve desteğini benimle paylaşan Anabilim Dalı başkanım Sayın Doç. Dr. Saadettin KAYIPMAZ' a,

Yüksek Lisans eğitimi boyunca bilgilerini ve tecrübelerini benimle paylaşan hocalarım Kırıkkale Üniversitesi Ağız Diş Çene Radyolojisi Anabilim Dalı başkanı Sayın Yrd. Doç. Dr. Melda MISIRLIOĞLU' na ve Prof. Dr. Rana NALÇACI' ya,

Uzmanlık öğrenimim boyunca gösterdikleri samimiyet için Ağız Diş Çene Radyolojisi Anabilim Dalı çalışanlarına, asistan arkadaşlarım Dr. Senem Tuğra DÖNMEZ' e, Yrd. Doç. Dr Seval BAYRAK' a, Arş. Gör. Dt. Saliha AKÇAY' a, Arş. Gör. Dt. Pınar Gökçen YÜCESAN' a, Arş. Gör. Dt. Dilara Nil TOMRUKÇU' ya, Arş. Gör. Dt. Aysun ATASOY' a,

Her zaman yanımda olan aileme,

Teşekkürü bir borç bilirim.

Arş. Gör. Dt. Alaettin KOÇ

## İÇİNDEKİLER

	Sayfa
İç kapak sayfası	
<b>KABUL VE ONAY</b>	
<b>BEYAN</b>	
<b>İthaf</b>	
<b>TEŞEKKÜR</b>	
<b>TABLolar DİZİNİ</b>	ix
<b>RESİMLER DİZİNİ</b>	x
<b>KISALTMA, SİMGE VE FORMÜLLER DİZİNİ</b>	xi
<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	5
4.2.1.2. X-Işını Oluşumu	5
4.2.1.3. Tarama Hacmi- Görüntüleme Alanı-FOV	6
4.2.1.4. Tarama Faktörleri	7
4.2.2. Görüntünün Elde Edilmesi	8
4.2.2.1. Voksel Boyutu	8
4.2.2.2. Gri Skala	9
4.2.3. Görüntünün Rekonstrüksiyonu	9
4.2.4. Görüntünün Ekranı Getirilmesi	10
4.3. Diş Hekimliğinde KIBT Uygulamaları	10
4.3.1. KIBT İle Temporomandibular Eklemin (TME) Değerlendirilmesi	10
4.3.2. KIBT' nin İmplantoloji Alanındaki Uygulamaları	11
4.3.3. KIBT' nin Ortodontik Uygulamaları	13
4.3.3.1 Asimetri Değerlendirilmesi	13
4.3.3.2. Gömülü ve Transpozisyonlu Dişler ve Kök Rezorpsiyonunun	



Değerlendirilmesi	13
4.3.3.3. Geçici Ankraj Apareyleri (TAD)	14
4.3.3.4. TME' nin Dejeneratif Değişiklikleri	14
4.3.3.5. Ortognatik Cerrahi	15
4.3.3.6. Yarık Dudak Damak	15
4.3.4. KIBT İle Maksillofasiyal Patolojilerin Değerlendirilmesi	16
4.3.5. KIBT İle Hava Yolunun Değerlendirilmesi	16
4.3.6. KIBT İle Çürük Teşhisi	17
4.3.7. KIBT' nin Endodontideki Uygulama Alanları	17
4.3.7.1. Kök Rezorpsiyonu	18
4.3.7.2. Kök Kırığı	18
4.4. KIBT Dezavantajları	19
4.4.1. X-ışını Kazanımı İle İlgili Artefaktlar	19
4.4.2. Hasta İle İlişkili Artefaktlar	19
4.4.3. Tarayıcı İle İlişkili Artefaktlar	20
4.4.4. Konik Işına Bağlı Artefaktlar	20
4.4.4.1. Parsiyel Hacim Etkisi	20
4.4.4.2. Düşük Örneklem Hızı	20
4.4.4.3. Konik Işın Etkisi	20
4.4.5. Gürültü	21
4.5. KIBT Avantajları	21
4.6. Stereolojik Yöntemlerle Hacim Hesaplanması	23
<b>5. GEREÇ ve YÖNTEM</b>	<b>25</b>
5.1. Defektlerin Hazırlanması	25
5.2. KIBT İle Görüntülerin Elde Edilmesi	25
5.3. KIBT Görüntüleri Üzerinde Hacim Hesaplanması	26
5.4. Gerçek Hacimlerin Hesaplanması	29
5.5. İstatiksel Analiz	30
<b>6. BULGULAR</b>	<b>32</b>
<b>7. TARTIŞMA</b>	<b>35</b>
<b>8. SONUÇLAR</b>	<b>51</b>
<b>9. KAYNAKLAR</b>	<b>52</b>

10. ÖZGEÇMİŞ



**TABLolar DİZİNİ**

<b>Tablo</b>		<b>Sayfa</b>
<b>Tablo 1.</b>	Arşimet prensibi, nokta sayım, manuel segmentasyon ve semi otomatik segmentasyon ile elde edilen hacim hesaplamaları (mm <sup>3</sup> )	32
<b>Tablo 2.</b>	Nokta sayım, manuel segmentasyon ve semi otomatik segmentasyon metotlarıyla yapılan hacim ölçümleri esnasında harcanan ortalama süreler ve standart sapmalar	34
<b>Tablo 3.</b>	Nokta sayım, manuel segmentasyon ve semi otomatik segmentasyon teknikleri hacim sonuçlarının bağımlı örneklem T testi kullanılarak karşılaştırılması	34

**RESİMLER DİZİNİ**

<b>Resim</b>		<b>Sayfa</b>
<b>Resim 1.</b>	Çalışmamızda hazırlanan kapak ve defektlerin bir kısmı	25
<b>Resim 2.</b>	KODAK 9300 KIBT cihazı	26
<b>Resim 3.</b>	KIBT kesitsel görüntülerinde uygulanan nokta sayım metodu	27
<b>Resim 4.</b>	KIBT kesitsel görüntülerinde uygulanan manuel segmentasyon işlemi	28
<b>Resim 5.</b>	KIBT kesitsel görüntülerinde uygulanan semi otomatik segmentasyon işlemi ve üç boyutlu model görüntüsü	28
<b>Resim 6.</b>	Ölçü maddesinin kavitedeki ve çıkarıldıktan sonraki hali	30
<b>Resim 7.</b>	Piknometre	30
<b>Resim 8.</b>	Hassas terazi	30

**KISALTMA, SİMGE VE FORMÜLLER DİZİNİ****Kısaltmalar**

ALARA	Hastaya Mümkün Olan En Düşük Doz
BT	Bilgisayarlı Tomografi
CCD	Yük Bağlısımlı Aygıt
CNR	Kontrast/ Gürültü Oranı
FOV	Görüntüleme Alanı
HU	Hounsfield Skalası
IIT	Görüntü Yoğunlaştırıcı Tüp
KIBT	Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi
MRG	Manyetik Rezonans Görüntüleme
TME	Temporomandibular Eklem
USG	Ultrasonografi

**Simgeler**

cm	Santimetre
gr	Gram
Gy	Gray
kVp	Kilovolt doruğu
mA	Miliamper
ml	Mililitre
mm	Milimetre
mm <sup>3</sup>	Milimetreküp
Rad	Emilen Radyasyon Dozu
sn	Saniye
Sv	Sievert

## 1. ÖZET

### **Konik ışınli bilgisayarlı tomografi kullanılarak yapılan hacimsel hesaplamalarda farklı planimetrik yöntemlerin karşılaştırılması**

Bu çalışmada amaç konik ışınli bilgisayarlı tomografi (KIBT) ile yapılan hacimsel ölçümlerde farklı planimetrik yöntemlerin doğruluğunun karşılaştırılmasıdır.

Sığır femur kondillerinde hazırlanan kemik içi kaviteler KIBT ile tarandı. 0.3 mm kalınlıktaki kesitlerde nokta sayım, manuel segmentasyon ve semi otomatik segmentasyon metotları ile hacimler ölçüldü. Hesaplanan bu hacimler Arşimet yöntemine göre hesaplanmış sonuçlarla kıyaslandı. Manuel segmentasyon ve semi otomatik segmentasyon metotları ile elde edilen sonuçların Arşimet metodu ile elde edilen sonuçlarla uyumlu olduğu görüldü ( $p>0.05$ ).

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

## 2. SUMMARY

### **Comparing different planimetric methods on the volumetric estimations with cone beam computed tomography**

The purpose of this study is comparing the accuracy of the planimetric methods on volume estimations by using cone beam computed tomography.

The prepared intraosseous bone defects in bovine femur condyles were scanned with cone beam computed tomography. The defect volumes were estimated with point counting, manual segmentation and semi automatic segmentation at 0.3 mm section thickness. The estimated volumes compared with the results of Archimedes method. The estimated volumes of manual segmentation and semi automatic segmentation were compatible with the volumes of Archimedes method ( $p>0.05$ ).

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

### 3. GİRİŞ ve AMAÇ

Diagnostik oral radyolojide klinik muhakeme eşsizdir çünkü klinisyenin öncelikle üç boyutlu anatomik yapıları yansıtan iki boyutlu görüntülerde normal ve anormal yapıları kompleks bir algısal faz boyutunda bağdaştırarak ele alması gerekir (1).

İntraoral, panoramik ve sefalometrik radyografiler dentomaksillofasiyal radyolojide oral sert dokuların iki boyutlu görüntülerinin elde edilebilmesini sağlayan temel görüntüleme teknikleridir (2, 3). İki boyutlu radyografik görüntüler diş hekimliğinde onlarca sene kullanıldı. Fakat geleneksel dental yöntemler oldukça kompleks üç boyutlu anatomik yapıya sahip maksillofasiyal bölgede süperpoze olan komşu yapıların en uygun görüntülerini sağlamada yetersiz kalabilir (4).

Diş hekimliği uygulamalarında bilgisayarlı tomografi (BT), özellikle KIBT üç boyutlu görüntüleme avantajları ile yaygın hale gelmiştir. Genel olarak, X ışını kaynağının azalan maliyeti (intraoral ve panoramik tüp başlarıyla kıyaslanabilir), daha düşük radyasyon dozuyla birlikte iyi görüntü kalitesi (daha dar bir görüntüleme alanı kullanarak), daha kısa tarama zamanı, görüntü transferinde diğer radyografik formatlarla uyumlu oluşu (ör. panoramik ve sefalometrik radyograflar), derlitoplulu boyutu ve ucuz oluşu KIBT' nin BT' ye göre daha üstün olduğu bazı avantajlarındanır (5).

KIBT ilk olarak anjiyografi (6), daha sonra radyoterapi rehberliği (7) ve mamografi (8) gibi medikal uygulamalarda kullanıldı, daha hızlı görüntü elde edilmesi ve nispeten daha ucuz radyasyon dedektörüne sahip olmasından dolayı BT' ye alternatif olarak geliştirildi ve 1990' ların sonlarından beri diş hekimliğinde kullanılmaya başlandı (9).

BT ve Manyetik rezonans görüntüleme (MRG) görüntüleme tekniklerinde uygulanabilen Cavalieri prensibi sayesinde düzensiz şekilli objelerin hacmi; iki boyutlu birbirine paralel kesitlerden oluşmuş düzendeki hali ve kesitler arasındaki bilinen mesafe ile hesaplanabilir (10). Manuel segmentasyon ve nokta sayım Cavalieri metodunu esas alarak hacim hesaplamada kullanılan iki metoddur. Manuel segmentasyon, objenin kesitlerdeki görüntüsünün sınırlarının elle çizilerek hacmin



hesaplandığı en sık kullanılan tekniktir. Manuel segmentasyon ile ölçülen kesit alanlarının toplamı ve kesit kalınlığı çarpılarak cismin hacmi hesaplanır. Nokta sayım metodunda ise objeden sağlanan kesitlere rastgele denk getirilen nokta sayım cetveli ile ilgili cisimle çakışan noktalar sayılır ve hesaplanan toplam alan ile kesit kalınlığı çarpılarak cismin hacmi hesaplanabilir (11, 12).

Bu tez çalışmamızda, KIBT ile taranan kemik içi defektlerin kesitsel görüntüleri üzerinde nokta sayım, manuel segmentasyon, semi otomatik segmentasyon teknikleri ile hacim ölçümü yapıldı ve hacimler referans seçilen Arşimet prensibi sonuçlarıyla kıyaslandı. Ayrıca bahsedilen tekniklerle harcanan zamanlar da kıyaslandı.

Kemik içi defektlerin KIBT kesit görüntüleri üzerinde hacimlerinin ölçüldüğü çalışmamızda hipotezimiz farklı hacim ölçüm tekniklerinin gerçek hacimle uyumlu sonuçlar elde edeceği yönündedir.

Çalışmamızın elde edilen sonuçları ile hangi hacim ölçüm tekniğinin güvenilir sonuçlar ortaya koyabileceği ve ayrıca hangisinin daha pratik olduğu hakkında değerlendirme yapma olanağımız doğacaktır.

## **4. GENEL BİLGİLER**

### **4.1. KIBT Tekniğinin Esasları**

KIBT tekniğinde hastanın başı etrafında eş zamanlı olarak 180°' yi aşan rotasyonel tarama yapan x ışını kaynağı ve karşıt taraftaki dedektörün hareketi ile birlikte görüntü oluşur. Bu rotasyon esnasında, temel görüntüler diye bilinen tek projeksiyon görüntüleri belirli sıklıkta sağlanan birçok ışınlama ile elde edilir (13).

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

KIBT' de görüntü oluşabilmesi dört bileşen gereklidir; konfigürasyon kazanımı, görüntünün elde edilmesi, görüntünün rekonstrüksiyonu ve görüntünün ekrana getirilmesi (9, 13).

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

KIBT' nin geometrik konfigürasyon ve kazanım mekanikleri teorik olarak basittir. Hastanın başı etrafında sabit bir eksenle eş zamanlı olarak x ışını kaynağı ve karşıt taraftaki dedektör bir tek tam veya tam olmayan rotasyonel tarama yaparlar (9). KIBT ile sadece tek bir taramada bu veri paketi sağlansa da klinik olarak bazı önemli değişkenler dikkate alınmalıdır (13).

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

Güncel KIBT cihazlarında hastalar üç farklı pozisyonda taranabilir; otururken, ayakta ve sırt üstü uzanırken. Sırt üstü yatan hasta için gereken ekipman daha geniş yer kaplar ve fiziksel engelli hastalar için kullanışlı olmayabilir. Ayakta beklenen cihazlarda yüksekliği tekerlekli sandalyeye bağlı insanlara göre ayarlamak mümkün olmayabilir. Oturulan cihazlar en rahat olanlarıdır fakat sabit koltuklar fiziksel engelli ve tekerlekli sandalyeye bağımlı insanlar için tarama yapılmasına müsaade etmeyebilir (9).

##### **4.2.1.2. X-Işını Oluşumu**

X-ışınları iki zıt yüklü elektrodun (anot ve katot) bulunduğu elektrik devresine sahip ve bir vakumla tecrit edilmiş bir tüp içerisinde üretilir. Katot elektrik uygulandığında ısınan filamandan oluşur ve ardından termoiyonik emisyon diye bilinen bir etkiyle elektronların salınımını harekete geçirir. Katot ve anot arasındaki yüksek

voltajdan dolayı salınan elektronlar fokal spot diye bilinen hedefe doğru yüksek hızla çarpacak şekilde anoda doğru ivmelendirilirler. İdeal olarak fokal spot nokta boyutundadır, KIBT' ye özgü fokal spot 0.5 mm genişliğindedir (14).

Tarama rotasyonu esnasında, her bir projeksiyon görüntüsü emilen x-ışınlarının dedektör tarafından ardışık görüntüleri yakalaması şeklinde elde edilir. Teknik olarak en kolay yöntem rotasyon esnasında hastaya aralıksız rotasyon ışını verilmesi ve x-ışını dedektörünün emilen ışını kendi yörüngesinde kullanmasını sağlamaktır. Fakat aralıksız ışın verilmesi görüntünün oluşmasına fazladan katkı sağlamaz ve hastanın çok daha fazla radyasyon ışınına maruz kalmasına sebep olur. Ek olarak x-ışını demeti dedektör örneklemesine denk gelecek şekilde atımlı olarak kullanılır ve gerçek ışınlanma süresi tarama süresinden oldukça kısa hale getirilir. Bu teknik sayesinde hastanın maruz kaldığı radyasyon dozu önemli derecede azaltılır (9).

ALARA prensibine göre KIBT' nin kullanımı esnasında ışınlama faktörleri hastanın bedenine göre uyumlandırılmalıdır. Bu düzenleme tüp akımı (miliamper) ve tüp voltajı (kVp) seviyeleri uygun değere getirilerek sağlanır. Bazı KIBT cihazlarında akım ve voltaj geçen ışın demeti yoğunluğunu algılayan bir mekanizma ile otomatik olarak ayarlanır. Diğer cihazlarda ise ışınlama ayarları ilk keşif ışınlaması esnasında otomatik olarak ayarlanır (13).

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

FOV boyutları dedektör boyutu ve şekline, ışın demeti projeksiyon geometrisine ve ışın demetlerinin kolimasyona uğratılma derecesine bağlıdır. Tarama hacmi şekli silindirik veya küresel olabilir. Primer x-ışınlarının kolimasyonu sayesinde ilgili alana denk gelen radyasyon ışınması miktarı azaltılır (9). Ayrıca düşük FOV kullanılırsa yüksek çözünürlüklü görüntü çok az bir radyasyon ışınması miktarı ve daha az rekonstrüksiyon zamanı ile elde edilir (15).

KIBT cihazlarında dedektörün FOV alanından daha geniş bir tarama hacmi sağlamak için iki yaklaşım tanıtılmıştır. İlk metotta iki veya daha fazla taramadan veri elde edip bitişik görüntü hacimlerini kaynaştırmaktır ('stitching'). Bu sayede vertikal ve horizontal boyutlarda daha geniş hacimsel veriler elde edilir. İkinci metotta daha küçük

çaplı dedektör ile ilgili alanın her bir yarısı karşılığı ile denk gelecek şekilde çekilerek FOV' un yüksekliği veya genişliği artırılır (16).

KIBT sistemleri aşağıda gösterildiği gibi uygun FOV seçimleri ile sınıflandırılabilir;

Lokelize bölge: yaklaşık 5 cm veya altı (dentoalveoler kısım, temporomandibular eklem)

Tek ark: 5 cm ve 7 cm arası (maksilla veya mandibula)

Arklar arası: 7 cm ve 10 cm arası (mandibula ve üst sınırdaki inferior konkanın dahil olduğu kısım)

Maksillofasial: 10 ve 15 cm arası (mandibula ve nazıya uzanan kısım)

Kraniyofasiyal: 15 cm' den daha büyük (mandibula alt sınırından kafa tepe noktasına) (9).

#### **4.2.1.4. Tarama Faktörleri**

Tarama esnasında belli aralıklarla tekli ışınlamalar yapılarak “basis”, “frame” veya “raw” görüntüleri diye bilinen iki boyutlu projeksiyon görüntüleri oluşur ve bu görüntüler lateral ve postero-anterior sefalometrik radyografik görüntülerine benzerdir. Görüntülerin bütün dizisi projeksiyon verisi olarak isimlendirilir. Tarama boyunca oluşturulan projeksiyon verisindeki görüntü sayısı; frame hızı (saniyede elde edilen görüntü sayısı), ark yörüngesinin bütünlüğü ve rotasyon hızı tarafından belirlenir (9). Yüksek frame hızı ile görüntüyü rekonstrükte etmek için daha fazla veri mevcuttur, bundan dolayı primer rekonstrüksiyon zamanı artar. Yüksek frame hızının diğer avantajları metalik artefaktları azaltması, daha az gürültülü görüntü oluşmasıdır. Buna karşın yüksek frame hızı uzun tarama zamanı ve daha fazla doz maruziyetini beraberinde getirir (13) Projeksiyon görüntüsünün sayısının artması ile aslında görüntü kalitesi de artmış olur (17).

KIBT tarama zamanının mümkün olduğunca kısa olması hareket artefaktını azalttığı için aranan bir özelliktir. Azalan tarama zamanı voksel çözünürlüğü açısından kısıtlayıcı olabilir. Dedektör frame hızının artırılması, projeksiyon sayısının azaltılması

ve tarama arkının azaltılması ile tarama zamanı düşürülebilir. Bahsedilen son iki yöntem gürültüyü artırdığı için ilki daha kullanışlıdır (13).

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

Şu anki kullanılan KIBT cihazları dedektör tipine göre görüntü netleştirici tüp ve yük bağlaşımlı aygıt (IIT/CCD) kombinasyonu veya flat panel dedektörler olarak ikiye ayrılır (9). IIT/CCD halen üretilmektedir ve genellikle dikdörtgen esaslı görüntü alanından (silindirik hacim) çok dairesel esaslı görüntü alanları (küresel hacim) meydana getiren geniş ve çok yer kaplayan aygıtlardır. KIBT cihazları çoğunlukla hidrojenize amorf silikon ince film transistöre sahip geniş alanlı piksel düzeni içeren flat panel dedektör (FPD) kullanır ancak son zamanlarda bazıları geniş tamamlayıcı metal oksit yarı iletken teknoloji (CMOS) düzenine sahiptir (16).

Bahsedilen iki sistem talyum katkılı sezyum iyodid veya terbiyum ile etkinleştirilmiş gadolinyum oksisülfürden oluşan sintilatör materyali ile x-ışınlarını öncelikle ışık fotonlarına dönüştürür. Ardından ışık fotodiyotlarda algılanır ve son olarak projeksiyon dijital görüntüsü yansıtılır. Flat panel dedektörleri daha yüksek üç boyutlu çözünürlük ve daha dinamik aralığa sahiptir (16-18).

IIT/CCD aygıtları geometrik distorsiyon oluştururken FPD' de böyle bir problem görülmez. IIT/CCD' nin bu dezavantajı KIBT cihazlarında ölçüm hassasiyetini azaltmış olur (19). KIBT sistemindeki FPD' lerin de limitasyonları vardır. En bariz olanı daha düşük ve yüksek ışınlama seviyelerinde görüntü kalitesinin bozulmasıdır. Bu problemin üstesinden gelmek için düzensizliğe yol açan ışınlamalar saptanır ve kalibre edilir. FPD' lerde oluşabilen uyumsuz pikseller de incelenir ve sıklıkla komşu piksellerin ortalaması ile yer değiştirilir (9).

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

Hacimsel veri paketini oluşturan küçük küp şeklindeki yapılara voksel denilir ve voksellerin boyutları görüntünün çözünürlüğünü belirler. Konvansiyonel BT' de, vokseller en uzun bölümü aksiyal kesitinde olacak şekilde dikdörtgenel küp şeklindedir yani anizotropiktir (20). KIBT görüntülemeye voksel boyutları öncelikle dedektördeki piksel boyutuna bağlıdır, konvansiyonel BT' de ise farklı olarak kesit kalınlığına bağlıdır. KIBT cihazında küçük pikseller daha az x-ışını fotonu yakalar ve görüntüde

daha fazla gürültüye yol açar ayrıca daha fazla doz maruziyetine sebep olur (9). Günümüzde kullanılan KIBT cihazlarında voksel boyutları 0.075 mm ve 0.6 mm arasındadır (16).

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

KIBT sistemlerinde atenüasyon farklılıklarını görüntülemek dedektörün farkedilmesi zor kontrast farklılıklarını algılama kapasitesine bağlıdır. Bahsedilen sistemin parametresi bit olarak adlandırılır ve atenüasyonu görüntülemek için gerekli gri gölge sayısını belirler. Eğer 12 bitlik bir dedektör kullanılırsa 4 096 ( $2^{12}$ ) adet gölge kontrastı görüntüleme kabiliyetindedir (13). Güncel KIBT cihazları 8, 12, 14 ve 16 bit kullanırlar. Büyük çoğunluğu 14 bitlik dedektöre sahiptir (17).

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

İki boyutlu projeksiyon çerçevelerinin (temel görüntüler) işlenerek voksellerden oluşan hacimsel veri paketi hazırlanması işlemine primer rekonstrüksiyon denir (13, 16). Rotasyon esnasında elde edilen projeksiyon sayısı 180 ve 1024 arasında değişir. KIBT cihazlarının çoğu 360 adet projeksiyon sağlar (17).

Rekonstrüksiyonun bilgisayarla düzenlenmesi karmaşıktır. Bu veri idaresini kolaylaştırmak için genellikle veriler bir bilgisayarla elde edilir ardından başka bir bilgisayara aktarılan bu veriler işleme tabi tutulur. Rekonstrüksiyon zamanı edinim parametrelerine (voksel boyutu, görüntü alanı boyutu ve projeksiyonların sayısı), donanıma (işlem hızı, iki bilgisayar arası veri hacmi) ve yazılıma bağlıdır. Rekonstrüksiyon makul bir sürede (üç dakikadan az) tamamlanmalıdır. Rekonstrüksiyon işlemi iki aşamadan oluşur; İlk olarak edinim aşamasında çoklu düzlemsel projeksiyon görüntüleri elde edilirken piksel kusurları ve düzensiz ışınlamalar düzeltilmelidir. Bir sonraki rekonstrüksiyon aşamasında düzeltilen görüntüler birbiriyle bağlantılı ve toparlanmış olmalıdır. Bu görüntüler sinogram denilen bir tasarıma dönüştürülür ve bu birleşik görüntüler her bir projeksiyon görüntüsünden bir dizi pikselin seçilip çıkarılmasıyla oluşturulur. Ardından sinogram rekonstrüksiyon filtre algoritması işleminden geçirilir (9, 13). KIBT için en sık kullanılan geri filtrelenmiş projeksiyon algoritması Feldkamp, Davis ve Kress (FDK) algoritmasıdır (21).

#### **4.2.4. Görüntünün Ekranaya Getirilmesi**

KIBT cihazında hacimsel veri tüm voksellerin düzenlemesiyle oluşur ve üç ortogonal düzlemde (aksiyal, sagittal ve koronal) sekonder rekonstrükte görüntüler şeklinde ekrana yansıtılır. Ortogonal rekonstrükte görüntülerin en uygun görüntülemesi için pencere seviyesi ve genişliği ayarlanır ayrıca özel filtreleme başvurur (9, 13).

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

KIBT maksillofasiyal görüntülemeye büyük bir etki bıraktığından beri diş hekimliğinde teşhis açısından her alanda kullanıldı ve üstelik tedavi uygulamalarında da kullanılmaya başlandı. KIBT panoramik ve geleneksel projeksiyon radyografileri için alternatif olarak görülmek yerine bütünleyici olarak görülmelidir (13). Günümüzde KIBT kemik ve dental kaynaklı patolojik durumlar, maksillofasiyal deformite ve kırık teşhisi, gömülü dişlerin operasyon öncesi değerlendirilmesi, TME görüntüleme ve implant yerleştirilmesi için uygun kemik analizi gibi değerlendirmelerde kullanılır. Ortodontide 3D sefalometri amaçlı kullanılmaktadır (9).

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

TME şikayeti bulunan hastalarda uygun tedavi koşullarını sağlamak için KIBT kondil ve çevre kemik yapıların multiplanar ve 3D görüntülerini hazırlayarak kemik morfolojisi özellikleri, eklem aralığı ve dinamik fonksiyonu hakkında analiz yapmayı kolaylaştırır. Hazırlanan görüntüler ile dejeneratif eklem hastalığı özellikleri, kondilin gelişimsel anomalileri, ankiloz ve romatoid artrit gibi durumların değerlendirmesini yapmak mümkün hale gelir. Uygun görüntüleme protokolleri içinde yeniden tasarlanmış panoramik ve aksiyal referans görüntüler, parasagittal ve parakoronal kesitler veya asimetri ve cerrahi müdahale ihtimalinde 3D rekonstrüksiyonlar göz önüne alınmalıdır (13).

TME' yi görüntülemek için invaziv olmayan geleneksel radyografiler, ultrason, BT ve MRG kullanılırken invaziv yöntem olarak artrografi kullanılabilir. Geleneksel radyografiler TME' yi kısıtlı derecede görüntüleyebilir ve sadece kemik yapıları gösterir. Ayrıca komşu dokuların süperpoze olması dezavantajdır. Submentoverteks, transmaksillar ve transkranyal radyografi yöntemleri süperpozisyonu azaltmak için

kullanılmıştır (22). Panoramik görüntüler de sağ ve sol eklemi karşılaştırmada kullanılabilir (13).

Ultrason TME' yi görüntüleme ucuz ve kolay uygulanabilen bir yöntemdir ve eklem effüzyonlarını incelemede kullanılabilir. Hem diagnostik hem tedavi amaçlı olarak görüntüleme rehberliğindeki enjeksiyonlarda kullanılabilir. Sekiz MHz ve daha yüksek frekanslarda görüntüleme idealdir. BT ise TME' nin kemik dokularını gösterdiği gibi komşu yumuşak dokuları da değerlendirmede kullanışlıdır. Kırıklar, dejeneratif değişiklikler, erozyonlar, enfeksiyonlar, tümör invazyonları ve konjenital anomalileri değerlendirmede BT idealdir (23). TME' de internal yapı anormallığı söz konusu olunca MRG mutlaka kullanılmalıdır. Çünkü MRG yüksek doku çözünürlüğü ve mükemmel doku kontrastı sağlar. Böylece detaylı anatomi ve ağız açık ve kapalı pozisyonda eklem biomekanik işleyişini gösterebilir (24).

KIBT medikal BT ile kıyaslanınca hastaya daha az doz vermesinden dolayı avantaj sağlar (13). KIBT kondilin fossa içindeki yerini doğru olarak gösterir böylece diskin dislokasyon ihtimalini ve kondilin fossa içindeki translasyon derecesini ortaya çıkarır. Ölçülerdeki kesinliğinden dolayı glenoid fossa çatısı civarındaki ölçümleri kolaylıkla yapar. Bu avantajlarından dolayı travma, ağrı ve disfonksiyonda, fibro osseöz ankilozda, kondil kortikal erozyonunda ve kondil kistlerinde görüntü almak için KIBT değerli bir cihazdır (25). Ayrıca gelişmiş 3D görüntüleme özellikleri sayesinde disk adezyonu tedavisinde kullanılan görüntüleme rehberliğinde ponksiyon tekniği güvenle uygulanabilir (26).

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

Panoramik ve periapikal radyografiler genellikle kullanışlı ve uygun maliyetlidir fakat kesitsel görüntüleme sağlamaz ve komplike görüntüleme teknikleriyle sağlanabilen etkileşimli görüntü analizi yapılamaz. Dental implant uygulamalarında ideal görüntüleme teknikleri implant bölgesini mesiodistal, fasiyolingual ve superoinferior boyutlarda görüntüleme kapasitesi, güvenilir ve kesin ölçümler yapabilme, trabeküler kemik yoğunluğunu ve kortikal kalınlığı değerlendirme kapasitesi, görüntülenen bölge ve klinik bölgeyi bağdaştırma kapasitesi, hasta için makul erişim ve maliyet seçeneği ve minimum radyasyon riski gibi çeşitli temel özelliklere sahip olmalıdır. Kullanılmaya elverişli radyografi teknikleri; intraoral



radlyografy, sefalometrik radyografy, panoramik radyografy, geleneksel tomografy, KIBT ve medikal BT olarak karşımıza çıkar (13).

İmplant tedavisinde görüntü sağlama üç faz içinde değerlendirilebilir. İlk olarak preprotetik implant görüntülemede kemiğin miktarı, kalitesi ve açısal şekli, muhtemel implant bölgesinin hassas dokularla ilişkisi ve ilgili bölgedeki hastalık varlığı ve yokluğu değerlendirilir. İkinci olarak cerrahi ve girişimsel implant görüntülemede cerrahi sırasında ve hemen ardından ameliyat bölgesini değerlendirme, en iyi pozisyonu sağlamak ve dental implantların uyumlandırılması, implant ameliyatının iyileşme ve integrasyon fazını değerlendirme ve abutment pozisyonunu netleştirmek gibi durumları değerlendirir. nc olarak post protetik implant görüntülemede uzun dönem implant rijid fiksasyonu ve fonksiyonu, her bir implant etrafındaki krestal kemik seviyesi ve implant bloğu değerlendirilir (27).

İntraoral radyografy paralel teknik ile kullanılınca çene kemiğinde detaylı görüntü verebilir fakat sınırlı alan görüntülenir ve mandibular kanala erişilemez. Görüntüleme meziodistal ve apikokoronal yönlerde değerlendirmeye müsade eder (28). Panoramik radyografy kemik anatomisini ana hatları ile belirlemede ve implant bölgesiyle sinüs, kanal, fossa ve foraminalar gibi anatomik yapıların ilişkisini göstermek için kullanılabilir. Fakat düzensiz bir magnifikasyona sahip olduğu için alveoler krestal kemik ve inferior alveoler kanal, nazal fossa ve maksiller sinüs gibi dokular arasındaki kemik miktarı hakkında yanlış yönlendirebilir (29). Sefalometrik radyografide sağ ve sol tarafın süperpoze olması sebebiyle en önemli ayrıntılar sınırlı seviyede görüntülenebilir. Bu teknik implant yerleştirilirken alt ve st çenenin ilişkilerinin belirlenmesinin gerekli olduğu durumlarda kullanılabilir (28).

KIBT' den sağlanan kesitsel görüntüler ile BT ile sağlanan görüntülerde ölçüm hassasiyeti eşdeğerdir. Bu kesitsel görüntüler sinüs lift gibi ogmentasyon planlamasında iç yapı yoğunluğu hakkında bilgi sağlar (13). KIBT alveol kemiğin hacimsel ve topografik değişimlerini değerlendirmede en iyi tekniktir (30). Ameliyat ncesi görüntülemede planlanan implant bölgesinin kesin anatomik yeri akrilik rezine monte edilen radyoopak işaretleyiciler (metal, kompozit rezin veya gta perka) ile belirlenebilir. Genelde metal olmayan işaretleyiciler görüntü artefaktını engellemek için

kullanılır. KIBT' de oluşan saçılma artefaktı BT' ye nazaran daha azdır. Kök şekilli implantlar belirgin bir saçılma artefaktı oluşturmaz (13).

#### **4.3.3. KIBT' nin Ortodontik Uygulamaları**

Radyografi ortodontik tedaviye başlamadan önce genel ağız sağlığını değerlendirmede, altta yatan bir hastalık olup olmadığını incelemeye, dişlerin sayısını ve pozisyonunu göstermek için gereklidir (31). Panoramik radyografi ve gerekirse intraoral radyografi ve oklüzal radyografi ortodonti planlamalarında kullanılabilir (32). Sefalometrik radyografi ortodontide yaygın olarak kullanılan bir tekniktir (33).

Ortodontik uygulamalarda kullanılan lateral sefalometrik ve panoramik gibi magnifikasyon ve distorsiyona uğrayabilen iki boyutlu radyografilere nazaran KIBT ile sağlanan üç boyutlu görüntüler kesin ve güvenilirdir. Ortodontik uygulamalarda bu şekilde iki boyuttan üç boyuta geçiş sayesinde kraniyofasiyal teşhis için lateral sefalometrik maruziyeti zorunluluğu kalmamıştır (34, 35). KIBT' nin ortodontide kullanım alanları şu şekilde sıralanabilir:

##### **4.3.3.1 Asimetri Değerlendirilmesi**

KIBT asimetrinin değerlendirilmesinde benzersiz şekilde uygundur. Bu görüntülerde projeksiyon geometrisine bağlı distorsiyonları düzelterek rekonstrüksiyon algoritmaları kullanılır (36). Ayrıca KIBT ile kafatası anatomisi üç boyutlu sunum şeklinde veya kafatası boyunca iki boyutlu kesitler halinde değerlendirilebilir. Eski metotlarla asimetri değerlendirmesi iki boyutlu filmler üzerinde yapılırdı ve bu metotların özünde var olan problemler KIBT tekniğinde görülmez (37). Örneğin iki boyutlu radyografilerde filme yakın olan bölge x-ışını kaynağına yakın olan bölgeye nazaran daha az magnifikasyona uğramaktadır (38).

##### **4.3.3.2. Gömülü ve Transpozisyonlu Dişler ve Kök Rezorpsiyonunun Değerlendirilmesi**

Gömülü dişlerin erken faredilmesi komşu dişlerin rezorpsiyonunu önlemek açısından önemlidir. KIBT ile görüntü alınırsa iki boyutlu radyografilerle sağlanamayacak şekilde teşhis kolaylığı ve verimli tedavi planlaması oluşturulabilir. Bu tekniğin süperpozisyonu ortadan kaldırması tedavi sürecini olumlu etkileyecektir. KIBT gömülü dişleri ve kök rezorpsiyonunu tespit aşamasında güvenilir bir tekniktir (39).

Transpozisyonun uzun süreçli tedavisinin riskleri içinde; tedavi edilen dişin kök rezorpsiyonu, destek kemikte oluşabilecek dehissens ve fenestrasyon bulunmaktadır. KIBT uygun tedavi yöntemine karar vermede avantajlıdır (40). Panoramik radyografide ise palatinalde gömülü kalmış kaninlerde olduğu gibi x-ışınına yakın olan daha çok magnifikasyona uğramış şekilde görülür (41). Halbuki gömülü kaninlerin kesin üç boyutlu lokalizasyonu cerraha veya ortodontiste kanini komşu dişlere zarar vermeden etkin şekilde kuvvet vektörü uygulayarak hareket ettirme fırsatı verir (42).

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

Panoramik ve periapikal radyografiler ortodontik amaçlı kullanılan mini implantların görüntülemesinde kökler arası mesafe gibi ölçümlerde klinisyeni yanlış yönlendirebilir. Bu durumda periodontal ligament ve kök hasarı meydana gelebilir (43). Mini implantlarla sağlanan molar intrüzyonunda kök rezorpsiyonu yaygındır ve en uygun intrüzyon kuvveti KIBT kullanılarak kararlaştırılabilir bu sayede ciddi kök rezorpsiyonları engellenmiş olur (44). Kemik hacim ve kalitesinin ölçülmesi ve mini implantın yerleştirilmesinde uygun anatomik bölgenin seçiminde KIBT oldukça faydalıdır (45). Ayrıca genişleyen maksiller sinüs veya alveol kemik kaybı gibi karmaşık anatomik yapıya sahip hastalarda KIBT kullanımı mutlaka değerlendirilmelidir (46).

#### **4.3.3.4. TME' nin Dejeneratif Değişiklikleri**

Gençlerde görülen TME dejeneratif değişimler genelde travma, daimi parafonksiyon, diş kaybı ve ciddi maloklüzyonla beraber eklem uygulanan kuvvetin artması ile görülebilir. Yaşlı hastalardan farklı olarak genelde tek taraflı eklem etkilenirken ileri safhalarda çift taraflı etkilenme görülebilir. Radyografik ilk bulgular subkondral sklerozdur. Hastalığın ilerleyişi ile beraber kondilde düzleşme, erozyon ve osteofit oluşumu, subkondral kist ve eklem aralığının azalması gibi bulgular görülebilir (47).

Vertikal yüz paternine sahip hastalarda maksillomandibular ilerletme gibi işlemlerde kondilde tedavi sonrası rezorpsiyon değişimleri izlenmiştir (48). Ortodontik diş hareketi sırasında dağınık ve eşleşmeyen fossa ve tüberkül ilişkisinin devamlılığının TME' de dejeneratif değişimlere yol açtığı görülmüştür (49). Ayrıca TME dejenerasyonu olan hastalarda kranioservikal açının daha fazla olduğu, mandibulanın

posterior rotasyonunun daha fazla olduğu, posterior yüz yüksekliğinin daha kısa olduğu görülmüştür (50). Kondil bölgesinin ortodontik tedavi öncesi ve sonrası karşılaştırılmasında KIBT bize daha kesin sonuçlar sunar (51).

#### **4.3.3.5. Ortognatik Cerrahi**

KIBT ile sağlanan sanal füzyon modellerinde yüz iskeleti, diş modeli ve ortalama bir yüz yumuşak doku görüntüsü sağlamak mümkündür (52). Ortognatik cerrahi işlemlerinde KIBT ile sağlanan üç boyutlu modeller üzerinde ameliyat öncesi ve sonrası dokulardaki yer değişimi renk kodlu haritalar sayesinde belirlenebilir. Örneğin iç tarafa hareketlenen doku kırmızıyken, dış tarafa hareketlenen dokular mavi şekilde kodlanabilir. Ameliyat sonrası yer değiştiren dokunun eski yerine olan uzaklığı da ölçülebilir (53).

Cerrahi müdahale ile yer değiştiren doku miktarı hesaplandıktan sonra ve geçici oklüzyon sanal olarak tasarlandığı anda referans noktalar belirlenip uygun cerrahi splintler üretilebilir (54). KIBT ile sağlanan veriler ile bilgisayar destekli dizayn ile üretilen prototipler (biyomodel) üretilerek karmaşık maksillofasiyal cerrahi vakalarda, tümör rezeksiyonlarında, distraksiyon osteogenezisinde işlem öncesi değerlendirmede faydalı olabilir ve bu modeller diş hekimine işlem öncesi fazladan güven sağlar (13).

#### **4.3.3.6. Yarık Dudak Damak**

Yarık dudak damak hastalarında KIBT tedavi öncesi ve tedavi aşamalarında kullanışlı bir tekniktir. Çeşitli düzlemlerde ve parasagittal kesitlerde bu vakalarda kapsamlı şekilde değerlendirme olanağı sunar. Üç boyutlu rekonstrüksiyon görüntüleri sayesinde tedavi öncesi yarık damağın defekt hacmini ölçmede, kemik defektlerinin lokalizasyonunu belirlemede, süpernümerer diş varlığını araştırmada, daimi dişlerin durumunu değerlendirmede ve alveol kemiğın morfolojisini değerlendirmede kolaylık sağlar (55). Palatal defektlere kemik grefti uygulanmasında periapikal, oklüzal ve panoramik radyografilerle de çalışılmıştır. Ancak defektin hacmini ya da defektin greftleme sonrası ne kadar kapandığını hesaplayamaz sadece kemik yüksekliğini hesaplayabilir. Greft işlemi sonrası KIBT tekniği diş hareketlerini belirlemede ve gerekirse implant yerleştirilmesini planlamada kullanılabilir (56).

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

KIBT çene kemiğindeki lezyonun komşuluğundaki anatomik yapıyla olan ilişkisini değerlendirmede, lezyona bağlı kemik rezorpsiyon derecesini belirlemede, mandibular kanalın pozisyonu ve maksiller sinüsün lokalizasyonunu göstermede geleneksel radyografilere göre daha üstündür. Sınırlı alanın görüntüsünü alabilmesi sayesinde toplam radyasyon dozunu düşürerek kaliteli veri sağlar (57). Bunun yanında panoramik radyografler diş yapılarının genel değerlendirilmesinde, periodontitis, odontojenik ve non-odontojenik lezyonların belirlenmesinde ve TME' nin kemik yapılarının genel değerlendirmesinde yaygın kullanılan bir tekniktir. Ancak azımsanmayacak derecedeki geometrik distorsiyonu ve intraoral radyografilere göre daha düşük çözünürlükte görüntü sağladığı bilinmektedir. BT' ler de maksillofasiyal patolojilerin üç boyutlu incelemesinde kullanılmıştır. Yumuşak doku rekonstrüksiyon algoritmaları ile yumuşak dokuların incelenmesi fırsatı sunar. Ancak dental amalgam gibi malzemelerde artefakt gözlenir ve KIBT' ye nazaran radyasyon dozu yüksektir (2).

KIBT gömülü dişlerin yeri, inferior alveoler kanalın sınırları, kist ve tümörlerin belirlenmesi, kırık teşhisi, çene kemiği ve sinüslerin enflamatuvar durumları, TME görüntülemesi ve açıklanamayan ağrıların teşhisi gibi alanlarda kullanılabilir (58). Bunun yanında benign kalsifikasyonları (tonsil taşı, lenf nodu kalsifikasyonu ve tükrük taşı) belirler ve bu opasifikasyonları karotis arter ve ven kalsifikasyonlarından (flebolit) ayırt eder. KIBT yüksek yumuşak doku çözünürlüğü sağlamasa da paranasal opasifikasyonların (müköz retansiyon kisti) karakterini ve yayılımlarını ayırt edebilir (13).

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

Hava yolunun değerlendirilmesi ortodontik tedavide önemli bir konu haline gelmiştir. Hava yolu problemlerini teşhis etmek için ortodontik tedavi başlangıcındaki görüntüleme mükemmel bir fırsattır. Horlama, kesintili uyku paterni, gün içinde uyuklama olup olmadığı sorgulanmalıdır ve ek olarak teşhis için polisomnografi testi yapılabilir (59).

Ortodontik tedavinin başlangıcında nadir de olsa üst hava yolları değişimi sefalometrik görüntülerden sonra değerlendirilir. Nitekim üç boyutlu hava yolunu iki boyuta sığdıran sefalometri sınırlı diagnostik bilgiye ulaşır (60). Hava yolu hacmi

retrognatik ve ön yüz yüksekliği fazla olan hastalarda daha küçüktür. Diş hekimlerinin faringeal morfolojinin çocuğun kraniofasiyal gelişimini bozabileceğinin farkında olması gerekir. Faringeal hava yolunun ölçülmesinde KIBT etkili bir cihazdır (61).

#### **4.3.6. KIBT İle Çürük Teşhisi**

Önemli olan nokta şudur ki hasta radyografik muayenesinden yararlanırken iyonize radyasyon dozu maruziyeti de dengelenmelidir. ALARA (As Low As Reasonably Achievable) prensibine göre esas olarak diagnostik radyoloji ve KIBT işlemleri uygun vakalar seçilerek uygulanır. Çürük tespiti sırasında, geleneksel radyografiler çelişkili sonuçlar ortaya koyarsa KIBT ikincil görüntüleme seçeneği olarak kullanılabilir. Aynı zamanda KIBT implant planlaması gibi bir amaçla uygulanacaksa ek olarak çürük taraması da yapılabilir (62).

Yapılan bir çalışmada (63) intraoral radyografilerle elde edilen çürük derinliğinin histolojik ölçümlere göre daha düşük olduğu görülmüştür. Bu sonuçlara göre hekim rutin klinik uygulamalarda çürük derinliğini intraoral radyografilerle ölçerken dikkatli olmalıdır. Oklüzal çürük ölçümünde KIBT' nin intraoral radyografilere nazaran daha iyi olduğu görülmüştür. Ancak metalik restorasyonlara bağlı oluşan saçılma radyasyonu görüntü kalitesini olumsuz etkiler. Oklüzal çürük tespitinde mikro-BT ve histolojik ölçümlerin sonuçlarının oldukça yakın olduğu ve bu çalışmada oklüzal çürüğü en iyi tespit eden görüntüleme metodunun mikro-BT olduğu görülmüştür. Diğer bir çalışmada (64) KIBT sayesinde sabit protez altındaki dişlerde servikal bölgeye ek olarak oklüzal ve orta üçlüdeki çürükler de tespit edilebilmiştir.

#### **4.3.7. KIBT' nin Endodontideki Uygulama Alanları**

Endodontide teşhis ve tedavi aşamalarında radyografik muayene elzemdir. Görüntünün yorumlanması esnasında hem dişler hem de çevreleyen dokular ele alınır. KIBT kullanımı sayesinde endodontik orjinli olmayan lezyonların görüntüleri dişlerin görüntüleriyle çakışmadan gösterilebilir. Ayrıca izotropik yapısından dolayı lezyonların boyutlarını doğru olarak hesaplayabilir, halbuki geleneksel periapikal radyografilerin distorsiyonu bu doğru ölçümü engeller. KIBT endodontide; endodontik lezyonların teşhisi ve kanal morfolojisi, endodontik orjinli olmayan lezyonların değerlendirilmesi, kök kırıkları ve travmaları değerlendirme, eksternal, internal ve servikal rezorpsiyonu

analiz etme ve ameliyat öncesi planlamada kullanılır (65). KIBT' nin endodontide kullanıldığı bazı başlıklar şöyledir:

#### **4.3.7.1. Kök Rezorpsiyonu**

İnternal kök rezorpsiyonu pulpa kanalında meydana gelir ve etrafını saran dentini de rezorbe eder. Etyolojisi tam bilinmemekle birlikte pulpal dokuların enflamasyonu ile odontoklastların aktif hale gelmesiyle ilişkili olabilir. Eğer dentin ve mine de rezorpsiyona bağlı perfore olursa o bölge pembe nokta şeklinde görülebilir. İlgili dişin pulpa boşluğu diş yapısını zayıflatacak biçimde genişler. Eksternal kök rezorpsiyonunda ise odontoklastlar dişin dış yüzünü rezorbe eder. Rezorpsiyon sement ve dentini etkiler, ilerlemiş vakalarda pulpayı da etkiler. En sık kökün apikal ve servikal bölgelerinde meydana gelir. Eksternal ve internal rezorpsiyonun intraoral radyografiyle ayırımı yapmak için x-ışınlarının horizontal açılması değiştirilir, lezyonun konumu açılmaya bağlı değişiyorsa eksternal rezorpsiyondur çünkü internal rezorpsiyonun konumu açılmaya bağlı değişmez. Ayrıca eksternal rezorpsiyonda pulpa odası veya kanalı lezyon boyunca ayırt edilebilir (13). KIBT tekniği ise rezorpsiyonun hangi kök yüzeyinde olduğunu ve ne kadar yayıldığını belirlemede periapikal radyografilere göre daha üstündür (66).

#### **4.3.7.2. Kök Kırığı**

İntraoral radyografi ile kök kırığının görülebilmesi kırık hattına uygun açıyla x-ışını gönderilmesine ve kırık parçaların ne kadar uzaklaştığına bağlıdır. Displase olmayan kök kırıklarının görüntülenmesi bazen zordur bundan dolayı farklı açılardan görüntü almak gerekebilir. Vertikal kök kırıklarını erken safhada radyografi ile tespit etmek zordur. İleri safhalarda kırık hattında periodontal ligament genişlemesi ve kemik kaybı izlenmesi tanıda yardımcıdır (13). Yapılan bir çalışmada (67) KIBT tekniğinin horizontal kök kırıklarını saptamada intraoral radyografi ve BT' ye göre daha hassas olduğu görülmüştür.

Endodontik tedavi görmüş dişlerdeki vertikal kök kırıklarını saptarken kanal materyaline bağlı saçılma artefaktı oluşur ve bu artefaktı azaltmak için algoritmalar kullanıldığında mevcut kırığı teşhis etme hassasiyetinin azaldığı görülmüştür, ayrıca düşük FOV ile alınan kesitsel görüntülerde diaagnoz kesinliği artmıştır (68).

#### **4.4. KIBT Dezavantajları**

KIBT' nin kullanım alanları genişlerken, günümüzdeki KIBT teknolojisinde projeksiyon geometrisi, dedektör hassasiyeti ve kontrast çözünürlüğüne bağlı kısıtlamalar bulunmaktadır. KIBT cihazlarında artefakt, gürültü ve zayıf yumuşak doku kontrastı gibi faktörler görüntü netliğini bozabilir (9).

KIBT cihazlarında görülen artefaktlar; x-ışını kazanımına, hastaya, tarayıcıya ve konik ışına bağlı oluşabilir (13).

##### **4.4.1. X-ışını Kazanımı İle İlgili Artefaktlar**

KIBT verilerinin kazanımı sürecinde fiziksel kısıtlamalara bağlı artefaktlar meydana gelebilir. X-ışını demeti bir obje boyunca ilerlerken düşük enerjili fotonlar yüksek enerjili olanlara göre daha önce absorbe edilir. Bu fenomen x-ışını sertleşmesi (beam hardening) olarak adlandırılır ve iki tip artefakt şeklinde karşımıza çıkar; ilki metalik yapıların farklı absorpsiyon göstermesine bağlı oluşan çanak (cupping) artefaktı, ikincisi ise iki yoğun obje arasında beliren çizgisel ve koyu bant şeklinde görülen artefaktır (13).

Klinikte ışın sertleşmesi oluşumuna müsait bölgelerin (metalik restorasyon, dental implant) taranmasını önlemek için FOV' un küçültülmesi ve ayrıca kolimasyon, hasta pozisyonu modifikasyonu veya dental arkların ayrı tutulması gibi önlemler alınabilir. Son zamanlarda artefakt azaltıcı teknik algoritmaları ile gürültü, metal ve hasta pozisyonuna bağlı artefaktlar azaltılabilirken daha az projeksiyon görüntüsü yeterli olabilir, bunun sonucunda daha az kazanım dozu gerekir. Ancak bu işlem uzun rekonstrüksiyon zamanı gerektirir (9).

##### **4.4.2. Hasta İle İlişkili Artefaktlar**

Hastanın hareket etmesi ile veriler yanlış kaydedilir ve bunun sonucunda rekonstrükte görüntülerde yarı gölgelere belirir. Mümkün olan en kısa zamanlı tarama yapılması ve hasta başının sabitlenmesi ile yarı gölgeler azaltılabilir. Ayrıca mücevher gibi metal eşyalar ışın sertleşmesi artefaktlarına yol açacağından dolayı tarama öncesi çıkarılmalıdır (9, 13).



#### **4.4.3. Tarayıcı İle İlişkili Artefaktlar**

Tarayıcı algılamasındaki kusurlardan ve kötü kalibrasyondan dolayı dairesel veya halka ışınları şeklinde artefaktlar görülebilir (9, 13).

#### **4.4.4. Konik Işına Bağlı Artefaktlar**

KIBT' nin ışın demeti projeksiyon geometrisi ve görüntü rekonstrüksiyon metotlarından kaynaklanan üç tip konik ışına bağlı artefakt vardır; parsiyel hacim etkisi, düşük hızda örnekleme ve konik ışın etkisi (9, 13).

##### **4.4.4.1. Parsiyel Hacim Etkisi**

Hem BT' de hem de KIBT sisteminde görülebilir. Tarama esnasında seçilen vokselle boyutu, görüntüsü alınan objenin boyutundan daha büyük olduğunda ortaya çıkar. Örneğin görüntülenen piksel hem kemik hem de yumuşak dokuyu kapsayabilir fakat bahsedilen piksel ne kemiği ne de yumuşak dokuyu temsil eder, aslında farklı parlaklık değerlerinin ağırlıklı ortalamasını temsil eder. Parsiyel hacim etkisi daha çok yüzeylerin z yönünde ani değişim gösterdiği bölgelerde (ör. temporal kemik) görülür. En küçük voksellerin seçilmesi bu tip artefaktları azaltacaktır (13).

##### **4.4.4.2. Düşük Örnekleme Hızı**

Rekonstrüksiyon için çok az temel projeksiyon sağlandığı zaman ortaya çıkar. Azalan veri örnekleme gürültülü görüntülere, keskin kenarlara ve ince çizgilenmelere yol açar (9). Temel projeksiyon sayısının artması ile hastanın aldığı doz da orantılı olarak arttığından dolayı bu artefaktın önemi sağlanacak olan diagnostik bilgiye göre değerlendirilmelidir (13).

##### **4.4.4.3. Konik Işın Etkisi**

Konik ışın etkisi özellikle tarama hacminin periferal kısımlarında meydana gelir. Hasta etrafında horizontal düzlemde tarama işlemi devam ederken x-ışını demeti ayrışmasından dolayı, objenin en alt veya en üst kısmı yalnızca x-ışını kaynağı hastanın karşı tarafındayken ışınlanmaya maruz kalır. Bu sebepten görüntü distorsiyonu, saçılma artefaktı ve periferal gürültü meydana gelir. Bu etki çeşitli formlardaki konik ışın rekonstrüksiyonları ile en aza indirgenir. Klinik uygulamada görüntü alınacak alana göre x-ışınlarının horizontal düzlemi düşünülerek hastanın konumlanması sayesinde bu etki azaltılabilir (9, 13).

#### 4.4.5. Gürültü

Konik ışın projeksiyon kazanımı işleminde fotonların büyük bir bölümü Compton saçılması etkileşimlerine neden olur ve sonrasında skatter radyasyon oluşur. Skatter radyasyonun büyük bölümü tüm yönlü olarak üretilir ve konik ışın yüzey dedektöründe pikseller aracılığıyla kaydedilir. Ancak kaydedilen bu miktar x-ışınının izlediği yol boyunca objeye yaptığı gerçek atenüasyonu yansıtmaz. Kaydedilen bu ilave x-ışını atenüasyonuna gürültü (noise) denir ve görüntü kalitesini bozar. X-ışınlarının yüzey dedektörü üzerinde yoğun ayrışmasından dolayı sinyal- gürültü oranı artar, bu bozulma oranı katot tarafında anot tarafına göre daha fazladır. Bu etkiye de topuk etkisi denir (9, 13).

#### 4.5. KIBT Avantajları

KIBT düşük maliyeti, ufak boyutu ve düşük radyasyon dozu BT' ye karşı üstünlük sağladığı bazı avantajlarındanır. Ayrıca dentomaksillofasiyal muayenede BT' ye nazaran daha kullanışlıdır (3).

KIBT cihazlarında tarama zamanı 5.4 ve 40 saniye arasında değişir, rekonstrüksiyon zamanı KIBT cihazının tipine bağlı olarak çeşitlilik gösterir (17). KIBT sisteminde tüm projeksiyon görüntülerini elde etmek için tek rotasyon yeterli olduğundan, tarama zamanı panoramik radyografi ile kıyaslanabilir seviyededir, bu sayede obje hareketine bağlı artefakt azalır (9).

Çoğu KIBT cihazında x-ışınlarının kolimasyona uğratılabilmesi ve tarama alanlarının küçültülebilmesi sayesinde radyasyon dozu azaltılabilir. Ek olarak vokseller BT sisteminde anizotropikken, KIBT' de izotropiktir ve boyutları daha küçüktür, daha yüksek çözünürlük sağlar (20).

KIBT voksellerinin izotropik karakterinden dolayı aksiyal olmayan iki boyutlu görüntüler multiplanar reformasyon (MPR) şeklinde sağlanabilir. MPR olarak oblik, eğimli düzlemsel reformasyon ve seri transplanar reformasyonlar hazırlanabilir (13).

Hacimsel gösterimde üç boyutlu veri komşu voksellerin birleştirilmesi ile elde edilir ve iki özel teknikle gösterimi yapmak mümkündür:

İndirekt hacimsel gösterimde voksellerin gri skala seviyelerinin yoğunluğunun sınıflandırıldığı karmaşık bir işlem gerekir ('segmentasyon' olarak adlandırılır). Ancak bu teknik zahmetlidir, özel yazılımlar gerektirir, ancak hacimsel yüzey rekonstrüksiyonunun derinlemesine yapılmasına imkan sağlar (13).

Direk hacimsel gösterim ise çok daha basit bir işlemdir. En yaygın kullanılanı maksimum intensite projeksiyon (MIP) tekniğidir. Bu teknikte sanal projeksiyon ışını boyunca en yüksek değere sahip vöksel belirlenerek ekrana yansıtılır (9).

KIBT ile lateral sefalometrik gibi ışın toplamı (ray sum) projeksiyonları yapılabilir, geleneksel radyografilerin aksine üretilen projeksiyonlarda distorsiyon ve magnifikasyon bulunmaz (16).

BT ile sağlanan veriler üzerinde direk çalışmak mümkün değildir, bu verilerin özel programlarda dönüştürülmesi gerekir. Fakat bu zahmetli işin aksine KIBT' de görüntüler daha kolay ve kısa sürede yorumlanabilir. Elde edilen veriler herhangi bir dönüşüme gerek duymadan kişisel bilgisayarda ele alınabilir. Bunun yanında KIBT' de metal restorasyonlara bağlı artefaktlar çeşitli algoritma baskılayıcılar ile azaltılabilir (69).

KIBT cihazlarının radyasyon dozunu diğer sistemlerle kıyaslamak ve değerlendirmek için doz kavramlarını inceleyelim:

**Absorbe Doz:** 'Röntgen' kavramı bir organizmaya ulaşan enerji miktarını gösterirken absorbe edilen radyasyon miktarını göstermez. Absorbe edilen radyasyon miktarını belirlemede önceden Rad (Radiation Absorbed Dose) kullanılırdı. Işınlanan maddenin 1 kilogramının absorbe ettiği enerji  $10^{-2}$  joule ise absorpsiyon dozu 1 Rad' dir (Rad=100 erg/gr). Uluslararası birimler sisteminde (SI) Rad yerine Gray (Gy) kullanılır. Işınlanan cismin bir kg' nın absorbe ettiği enerji bir joule ise bu absorpsiyon dozu bir Gy' dir (69).

**Eşdeğer Doz:** Işınlara canlılar üzerinde bıraktığı hasar sadece ortalama doku dozuna bağlı değildir. İki kaynaktan soğurulan enerjiler aynı olsa bile, enerjiyi absorblayan canlı üzerinde bu ışınların etkileri farklı olabilir (69). Yani eşdeğer doz farklı karakterdeki radyasyonun doku ve organlardaki biyolojik etkilerini karşılaştırmak

için kullanılır. Eşdeğer doz radyasyon ağırlık faktörü ve absorbe dozun çarpımı ile bulunur. Eşdeğer dozun birimi sievert' tir (27). Diagnostik x-ışını muayenesinde bir Sv, bir Gy' ye eşittir. Geleneksel birim ise rem' dir ve bir Sv, 100 rem' e denktir (13).

Efektif doz: İnsanlardaki radyasyon riskini hesaplamak için kullanılır. Vücudun bir bölgesinin ekspozüre karşı oluşan riskini diğer bir vücut bölgesinde oluşan riskle karşılaştırmada kullanılır. Bu birim farklı radyasyon tiplerinin izafi biyolojik etkinliğini değerlendirmesinin yanında aynı zamanda farklı dokuların kanser oluşumuna ve kalıtsal etkilere karşı radyasyon duyarlılığını değerlendirir. Farklı dokuların radyasyon duyarlılığı doku ağırlık faktörü tarafından ölçülür. Efektif doz, eşdeğer doz ve doku ağırlık faktörünün çarpımı ile bulunur (13).

Efektif doz; dijital panoramik radyografide ortalama 13.3 mikrosievert, KIBT' de (ICRP 2007 verilerine göre) 19-368 mikrosievert ve başın BT' sinde 1 400-2 100 mikrosievert olarak belirtilmiştir. Dijital panoramik radyografi, KIBT ve BT arasındaki efektif doz karşılaştırılmasında değişik kaynaklarda farklı rakamlar verilmiştir. Bu farklı rakamlar; görüntüleme protokolüne, cihazın modeline, tipine ve FOV değerine bağlı olarak ortaya çıkar (69).

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

Bir objenin baştan sona kadar alınan kesitleri sayesinde hacim hesaplamada kullanılan Cavalieri prensibi sık kullanılan bir stereoloji yöntemidir ve 300 yıl önce italyan matematikçi Cavalieri tarafından keşfedilmiştir (70).

Bu yöntem sayesinde herhangi bir objenin hacmi, objenin baştan sona paralel, belirli mesafe uzaklıkta ve rastgele alınan iki boyutlu kesitleri sayesinde BT ve MRG teknikleri ile ölçülebilir. Bu yöntemin doğruluğunu sayısal esaslı daha modern teknikler kanıtlamıştır ve bu sonuçlar Arşimet prensibiyle yapılan ölçümlerle de uyuşmaktadır (71, 72).

Düzenli şekle sahip objelerin (ör. prizma, küp) hacmi  $V=t \times a$  formülüyle hesaplanabilir. Formüldeki (V) objenin hacmini, (t) objenin yüksekliğini ve (a) ise objenin taban alanı ölçümünü ifade eder (73).

Cavalieri metodunda ise hacim aşağıdaki formülle hesaplanır:

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

(V) kesitteki ilgili bölümün hacmini ifade ederken, (t) kesit kalınlığını, (a/p) ise dört nokta arasında kalan birim alanı ve  $\sum P$  ise kesitte ilgili alana denk gelen nokta sayısını ifade eder. Bu formülün ardından objenin toplam hacmi aşağıdaki formülle hesaplanır:

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

Eğer objenin farklı bölgelerinin hacim oranları bulunmak istenirse, ilgili bölgelere denk gelen noktaların toplamı arasındaki orana bakılır:

$$\text{Hacim oranı (bölge/ tüm obje)} = P_{\text{(bölge)}} / P_{\text{(tüm obje)}}$$

(P) ilgili alana veya tüm objeye denk gelen noktaların sayısını ifade eder (70).

Dijital görüntüler üzerinde manuel segmentasyon yöntemi uygulamasında elle kullanılan fare ile kesitteki ilgili alanın sınırları çizilir. Yazılımlar aracılığıyla çizilen alanın içinde kalan piksel sayısı hesaplanır ve bu işlem her kesitte tekrarlanır. Piksel boyutu ve kesit kalınlığı bilindiğinde objenin hacmi aşağıdaki gibi hesaplanabilir:

$$\text{Objenin hacmi} = \text{alanların toplamı} \times \text{kesit kalınlığı (74)}.$$

## 5. GEREÇ ve YÖNTEM

### 5.1. Defektlerin Hazırlanması

Bu tez çalışmamızda 13 adet büyükbaş femur kemiği kullanıldı. Femur kemiklerinin kondillerinden önce şapka şeklinde kapaklar taşıma makineleri ile elde edildi. Ardından kapağın altına denk gelen kondil kısımlarında asimetrik ve düzensiz sınırlı intraosseöz defektler oluşturuldu ( Resim 1).



**Resim 1-A, 1- B.** Çalışmamızda hazırlanan kapak ve defektlerin bir kısmı

### 5.2. KIBT İle Görüntülerin Elde Edilmesi

Kemik içi defektlerin görüntüleri alınırken Kodak 9300 tomografi cihazı (Kodak 9300 Cone Beam 3D System, Kodak Dental Systems, Carestream Health, Rochester, NY) kullanıldı (Resim 2). KIBT ile görüntü alınırken femur kemikleri pleksiglas içerisine yerleştirilerek sabitlendi.

Tarama işlemi tüm defektlerde 90 kVp, 4 mA, 0.3 mm voksel boyutu, 17 cm×13.5 cm tarama hacmi, 11.30 sn ışınlama süresi ve 360° rotasyon ile yapıldı.

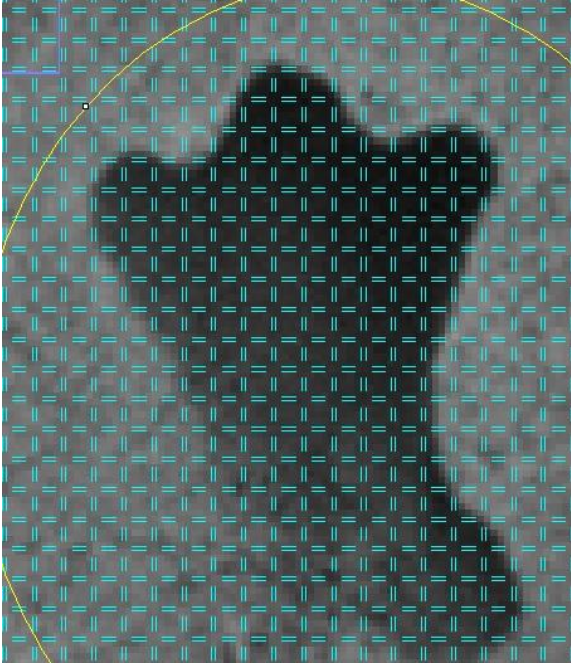


**Resim 2.** KODAK 9300 KIBT cihazı

### **5.3. KIBT Görüntüleri Üzerinde Hacim Hesaplanması**

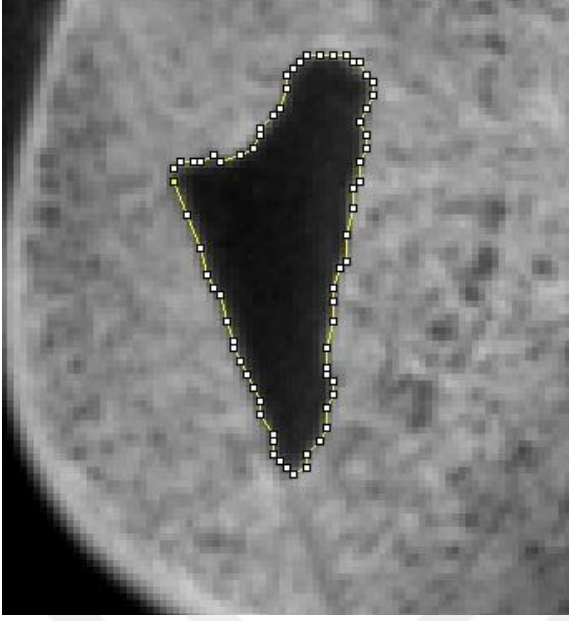
Femur kemiklerinde oluşturulan kemik içi defektlerde hacim hesaplamak için nokta sayım, manuel segmentasyon ve semi otomatik segmentasyon teknikleri kullanıldı. Nokta sayım ve manuel segmentasyon yöntemlerinde ImageJ yazılımı (National Institutes of Health, Bethesda, USA) kullanıldı. Semi otomatik segmentasyon tekniğinde ise 3D-DOCTOR (3D-DOCTOR Able Software Corp. , Lexington, USA) üç boyutlu görüntüleme yazılımı kullanıldı. Kemiklerin taranması işleminde kesit kalınlığı 0.3 mm olarak ayarlandı ve kesitler arasında aralık bırakılmadı. Kesitsel görüntüler

üzerinde yapılan nokta sayım işleminde her kesite denk gelen nokta sayısı belirlenip toplamı alındıktan sonra kesit kalınlığı ile çarpılarak hacim hesaplaması yapıldı (Resim 3). Bu işlem esnasında yazılımdaki nokta sayım cetvelinde noktaların gözle birbirinden ayırt edilebilmesine müsade eden, nokta başına düşen en küçük alan değeri  $1.57 \text{ mm}^2$  olarak belirlendi. Nokta sayım metodu ölçümlerinde her bir defektin hacim ölçümü sırasında, tüm defekte denk gelen 19-75 adet arası kesit görüntüsü kullanılırken, 189-4586 arası nokta adedi hesaplamalarda kullanılmıştır. Manuel segmentasyon yönteminde ise her kesitte ilgili defekt alanı manuel olarak çizildi ve yazılım sayesinde çizilen alan hesaplandıktan sonra toplam defekt alanı kesit kalınlığıyla çarpılarak hacim hesaplaması yapıldı (Resim 4). Semi otomatik segmentasyon işleminde ise her kesitteki defekt alanı densite skalasına göre renklendirilip sınırlar belirlenecek şekilde segmentasyon işlemi gerçekleştirildi (Resim 5). Segmentasyon işlemine göre oluşturulan üç boyutlu tasarım üzerinde hacim hesaplaması yazılım aracılığıyla yapıldı.

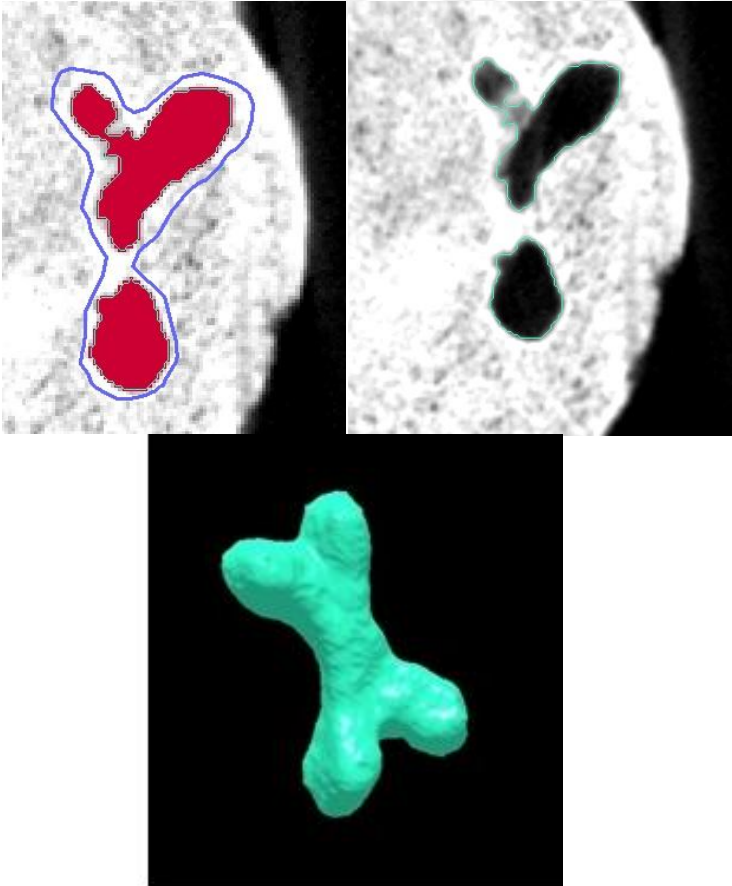


**Resim 3.** KIBT kesitsel görüntülerinde uygulanan nokta sayım metodu





**Resim 4.** KIBT kesitsel görüntülerinde uygulanan manuel segmentasyon işlemi



**Resim 5-A, 5-B, 5-C.** KIBT kesitsel görüntüleri üzerinde uygulanan semi otomatik segmentasyon işlemi ve üç boyutlu model görüntüsü

#### 5.4. Gerçek Hacimlerin Hesaplanması

KIBT görüntüleri sayesinde farklı metotlarla hacim ölçümleri yapıldıktan sonra ortaya çıkan sonuçlar altın standart olarak belirlediğimiz su taşıma yöntemiyle (Arşimet prensibi) karşılaştırıldı. Öncelikle defektlerin içini tümüyle dolduracak şekilde silikon esaslı ölçü maddesi (Coltene® Speedex heavy body, İsviçre) defektlere yerleştirildi. Sertleşmeden önce üzerine önceden hazırlanmış kapak boşluk kalmayacak şekilde ölçü maddesinin üzerine yerleştirildi. Ölçü maddesi sertleştikten sonra defektten çıkarıldı (Resim 6).

Sertleşen ölçü maddelerinin hacimlerini hesaplamada defekt hacmine göre piknometreler kullanıldı. 500 mm<sup>3</sup>' ün altındaki defektler için beş ml' lik piknometre, 500 ve 1 000 mm<sup>3</sup> arasındaki defektler için 10 ml' lik piknometre ve 1 000 mm<sup>3</sup> üzerindeki defektler için 50 ml' lik piknometre kullanıldı (Resim 7). Ağırlık hesaplamalarında ise 0.0001 gr ölçüm hassasiyetine sahip hassas terazi (KERN&Sohn GmbH, Balingen, Almanya) kullanıldı (Resim 8).

Arşimet prensibinde piknometrenin içi saf su ile dolu şekildeki ağırlığı (W<sub>pik+su</sub>), ölçü kalıbının ağırlığı (W<sub>cis</sub>) ve ölçü kalıbı piknometreye atılıp şu taşıktan sonraki piknometre ağırlığı (W<sub>cis+pik+su</sub>) belirlendikten sonra aşağıda verilen formüle göre taşınan suyun hacmi (V) hesaplandı.

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



**Resim 6.** Ölçü maddesinin kavitedeki ve çıkarıldıktan sonraki hali



**Resim 7.** Piknometre

**Resim 8.** Hassas terazi

### 5.5. İstatiksel Analiz

Çalışmamızda KIBT ile sağlanan görüntüler üzerinde hacim hesaplamada kullanılan farklı teknikleri test etmek için Arşimet prensibi altın standart olarak kabul edildi. Toplanan verilerin istatiksel analizi Statistical Package for the Social Sciences (SPSS; Chicago, IL) for Windows 23 programı kullanılarak yapıldı.

Gerçek hacim olarak kabul edilen Arşimet prensibi ve nokta sayım metodu, manuel segmentasyon metodu ve semi otomatik segmentasyon metodu ile elde edilen hacim ölçümleri bağımlı örneklem T testi ile kendi aralarında karşılaştırıldı.

Çalışmamız % 95' lik güvenlik aralığında gerçekleştirildi. İstatiksel analizlerde anlamlılık seviyesi  $p \leq 0.05$  olarak kabul edildi.

Nokta sayım, manuel segmentasyon ve semi otomatik segmentasyon teknikleriyle yapılan hacim ölçümlerinde harcanan zamanların standart sapmaları belirlendi ve karşılaştırıldı.



## 6. BULGULAR

Yapılan hacim ölçümlerinde altın standart olarak kabul edilen Arşimet prensibi ve nokta sayım, manuel segmentasyon ve semi otomatik segmentasyon ile elde edilen hacim sonuçları Tablo 1' de verilmiştir.

**Tablo 1.** Arşimet prensibi, nokta sayım, manuel segmentasyon ve semi otomatik segmentasyon ile elde edilen hacim hesaplamaları sonuçları (mm<sup>3</sup>)

arşimet	semi otomatik segmentasyon	manuel segmentasyon	nokta sayım
470.70	454.60	458.35	364.55
267.10	237.34	269.00	195.47
1253.50	1162.64	1201.04	941.53
746.60	716.16	760.32	565.20
2554.90	2561.29	2554.85	2160.01
803.90	743.00	763.86	604.76
1004.80	978.90	884.71	769.61
444.10	412.84	429.33	324.05
1380.50	1449.72	1323.19	1039.97
900.00	927.50	796.53	771.03
924.70	1012.92	878.80	774.80
658.90	663.84	662.50	533.64
1213.80	1122.71	1214.35	949.07
1523.10	1398.57	1575.59	1226.01
1260.20	1191.92	1278.50	1030.08
930.70	913.31	969.06	724.87

**Tablo 1 (Devam).**

arşimet	semi otomatik segmentasyon	manuel segmentasyon	nokta sayım
378.90	356.55	373.09	257.17
645.30	644.29	691.74	538.82
579.50	582.66	595.43	433.32
361.20	350.21	363.20	226.55
731.40	701.85	755.95	541.18
310.40	306.13	307.67	223.25
790.20	804.58	783.24	631.61
126.20	128.09	126.25	89.02
758.60	772.13	775.90	684.36
156.30	152.91	146.26	119.16
1040.90	1035.58	995.03	836.50
737.60	743.37	791.96	611.36
918.00	932.93	914.95	740.88
371.30	355.54	362.61	260.93
236.40	203.71	230.85	166.73

Hacim ölçüm işlemleri esnasında nokta sayım, manuel segmentasyon ve semi otomatik segmentasyon metotlarıyla harcanan süreler Tablo 2' de verilmiştir.

**Tablo 2.** Nokta sayım, manuel segmentasyon ve semi otomatik segmentasyon metotlarıyla yapılan hacim ölçümleri esnasında harcanan ortalama süreler ve standart sapmaların sonuçları (dakika)

	Ortalama	Standart Sapma
Nokta sayım	17.42	8.80
Semi otomatik segmentasyon	8.51	4.20
Manuel segmentasyon	20.04	8.64

Nokta sayım, manuel segmentasyon ve semi otomatik segmentasyon teknikleriyle elde edilen hacim sonuçları kendi aralarında bağımlı örneklem T testi ile karşılaştırıldı. Altın standart kabul edilen Arşimet prensibi-semi otomatik segmentasyon, Arşimet prensibi-manuel segmentasyon ve semi otomatik segmentasyon-manuel segmentasyon metotları ile elde edilen hacim sonuçları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmezken, Arşimet prensibi-nokta sayım, semi otomatik segmentasyon-nokta sayım ve manuel segmentasyon-nokta sayım metotlarıyla elde edilen hacim sonuçları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu görüldü (Tablo 3).

**Tablo 3.** Nokta sayım, manuel segmentasyon ve semi otomatik segmentasyon teknikleri hacim sonuçlarının bağımlı örneklem T testi kullanılarak karşılaştırılması ( $p \geq 0.05$ )

		Paired Differences				t	df	Sig. (2-tailed)	
		Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
					Lower				Upper
Pair 1	arşimet-semiotomatiksegmentasyon	14,90032	42,62070	7,65490	-,73307	30,53372	1,947	30	,061
Pair 2	arşimet-manuelsegmentasyon	7,92226	39,47466	7,08986	-6,55716	22,40168	1,117	30	,273
Pair 3	arşimet-noktasayım	165,94226	87,88440	15,78450	133,70600	198,17852	10,513	30	,000
Pair 4	semiotomatiksegmentasyon - manuelsegmentasyon	-6,97806	64,66874	11,61485	-30,69875	16,74262	-,601	30	,552
Pair 5	semiotomatiksegmentasyon - noktasayım	151,04194	87,48849	15,71340	118,95090	183,13297	9,612	30	,000
Pair 6	manuelsegmentasyon - noktasayım	158,02000	90,24217	16,20797	124,91890	191,12110	9,750	30	,000

## 7. TARTIŞMA

KIBT ile apikal lezyonlara bağlı kemik yıkımı yüksek hassasiyetle teŖhis edilebilir. Lezyonun üç boyutlu görüntüleme ile tespit edilmesinden sonra, tedavi sonrası iyileşme düzeyini konvansiyonel radyografilerle ölçmek açıkçası doğru değerlendirme imkanı vermez (4). KIBT intraoral radyografilere göre kemik defektlerinin yüzeylerini değerlendirmede ve daha karmaşık yapıya sahip lezyonların uzandığı sınırları belirlemede daha güvenilirdir. Bu sayede uygulanacak cerrahi işlem öncesi planlamada hekime avantaj sağlar (75). Ayrıca agresif kist veya tümörlerin cerrahi öncesi değerlendirilmesinden ziyade, cerrahi işlem sonrası yüksek rekürrens oranına sahip lezyonların marjınlarını takip etmede KIBT yardımcıdır (58). Alveoler yarık defektlerinin greftleme sonrası değerlendirmede periapikal, oklüzal ve panoramik radyografiler gibi iki boyutlu görüntüleme teknikleri kullanılmıştır. Ancak bahsedilen iki boyutlu görüntüleme teknikleri defekt hacmini veya defektin kemikle kapanma yüzdesini ölçmeye izin vermez, yalnızca kemik yüksekliğini ölçebilir. Ancak cerrahi işlem öncesi üç boyutlu görüntü alınması ve işlem sonrası greftlemenin akıbetini değerlendirmede KIBT büyük avantaj sağlar (56).

Biyolojik çalışmaların çoğunda, bir nicelik hesaplamak istendiğinde çeşitli metotlar kullanılmaktadır. Eğer örneklem oluşturma ve ölçüm metotları taraflı, varsayıma bağlı veya hatalıysa elde edilen sonuçlar kusurlu çıkar, eğer tarafsız, tahmine dayanmayan altın standart çalışmalar kullanılmazsa bu hataların farkına varmak mümkün olmaz. Stereoloji çeşitli düzlemlerdeki iki boyutlu medikal görüntülerle objelerin ölçümlerini yapmayı sağlayan tarafsız bir tekniktir. Modern stereoloji geometrik niceliklerin kesin ve tarafsız hesaplamalarını diğer ölçüm metotlarına nazaran orta dereceli bir çabayla tamamlayabilir (76).

Stereoloji yöntemi olan Cavalieri prensibi günlük klinik pratikte hacim ölçümünde kullanılabilir basit, etkili bir tekniktir. Nokta sayım işlemi şeffaf bir şablon sayesinde rahatlıkla ve doğrulukla tamamlanabilir (10). Stereolojik hesaplamalar uygun ticari yazılımlar ile beraber uygulanabilir. Ucuz ve güvenilir bir alternatif olarak üzerinde noktalı alan ölçüm cetveli bulunan şeffaf bir şablon ile de aynı işlem yazılıma gerek kalmadan gerçekleştirilebilir (74).



Konvansiyonel radyografi, BT, USG, sintigrafi, tek foton emisyon bilgisayarlı tomografi ve MRG gibi çeşitli noninvaziv görüntüleme teknikleri insan organlarının hacim hesaplamasında kapsamlı olarak kullanılmışlardır. Her tekniğin kendine göre bir dezavantajı bulunur. Basit radyografilerle hacim hesaplama işlemi daima ölçülen obje düzenli geometrik şekle sahipmiş gibi farzedilerek hesaplanır. Ultrason hesaplamaları ise ciddi şekilde kullanılan akustik pencereye ve operatörün deneyimine bağlıdır. Nükleer tıp uygulamaları ise düşük uzaysal çözünürlükten muzdariptir ve bu sebepten organ sınırlarını görüntüleyebilmek daha zor bir işlemdir. Bununla birlikte Cavalieri prensibine göre hesaplanan organ baştan sona paralel ve eşit aralıklarla, rastgele bir yerden başlayarak kesilip paralel kesitler oluşturularak hacim hesaplaması yapılabilir. Hem BT hem de MRG teknikleri insan organlarını, sabit aralıklı ardışık kesit serileri halinde ve organların sınırlarını doğru yansıtabilecek şekilde görüntülemeye izin verir (76, 77).

Nokta sayım ve manuel segmentasyon metotlarını yeni geliştirilen otomatik bilgisayarlı segmentasyon teknikleriyle karşılaştırarak algoritma bağımlı prosedürlerin obje sınırlarını ölçme kabiliyetini değerlendirme şansı buluruz. Aslında obje sınırlarını belirleme manuel segmentasyon ve nokta sayım işlemlerinde de problemlidir çünkü sınırları belirleme objektif bir işlem değildir. Manuel segmentasyon ve nokta sayım ile ölçülen sonuçların gerçek hacme olan yakınlığını değerlendirebilmek için Arşimet prensibi gibi referans ölçümlere ihtiyaç vardır (74).

Manuel segmentasyonda hacmi ölçülecek yapının sınırları MRG' de gri skalaya göre, BT' de ise Hounsfield skalasına göre belirlenerek çizilir. Teknik açıdan bu metot basittir fakat yapıya ait her kesitte sınırların belirlenmesi fazla zaman alır ve ölçümlerin doğruluğu büyük ölçüde kullanıcıya bağlıdır. Semi otomatik segmentasyonda (eşikleme segmentasyonu) da yine gri skala ve Hounsfield skalası kullanılarak ölçümü yapılacak objenin etrafı sınırlandırılarak belli bir alan içinde segmentasyon işlemine devam edilir. Bu metodun en büyük dezavantajı gri skalaya göre objenin komşuluğunda aynı değerde yapılar mevcutsa, bu komşu yapılar da segmentasyonda objenin sınırlarına dahil olur ve bu fazladan segmente olan kısımların kullanıcı tarafından elle silinmesi gerekir, bu işlem zaman alıcıdır ve hata yapmaya açık bir işlemdir (78).

KIBT cihazlarında parsiyel hacim etkisi ile görüntülenen piksel ölçümü yapılan objenin sınırlarını yansıtmayabilir, komşuluğundaki dokuların parlaklık değerleriyle birlikte alınan ağırlıklı ortalamasını temsil edebilir. Voksel yoğunluklarının bu belirsiz homojenitesi uzaysal çözünürlüğü bozar ve farklı doku tipleri arasındaki sınırları bulanıklaştırır. Bu sebepten segmentasyon işlemini yapmak zorlaşır, bu sorunun üstesinden gelmek için alınacak radyasyon dozu göz önünde bulundurularak seçilmesi mümkün en küçük voksel boyutu ile görüntü alınmalıdır. Ayrıca konik ışın etkisine bağlı olarak tarama hacminin periferal kısımlarında görüntü distorsiyonu ve gürültü oluşur, bu etki de segmentasyon işleminde problemlere yol açabilir (9).

BT cihazlarında gri değerler Hounsfield skalasına (HU) göre ayarlanabilir. Bahsedilen HU değeri su ve hava ile ilişkili bölge x-ışını absorpsiyonu yaptığında, ilgili voksellerin gri değerlerinin belirlenmesi esasına dayanır. HU' da suyun değeri sıfır iken, havanın HU değeri -1 000' dir. Yani x-ışınını daha fazla absorbe edenin değeri daha yüksektir (14). KIBT sistemlerinin çoğunda HU yüksek miktardaki gürültü, farklı tiplerdeki artefaktlar, konik ışın geometrisi ve sınırlı görüntüleme alanından (FOV) dolayı tam anlamıyla kalibre edilemez (79). Bu sebepten KIBT ile yapılan otomatik segmentasyon işlemlerinde örneğin kemik doku belli bir HU değerine karşılık getirilip işleme devam edildiğinde farklı bölgelerdeki kemik yapıların farklı nicelikte HU' suna denk geldiği görülecektir, bundan dolayıdır ki KIBT ile yapılan segmentasyonların başarılı olmasında kullanıcının kabiliyetine ve deneyimine düşen pay artacaktır.

Cavalieri prensibi ile hacim hesaplamasında BT, MRG VE USG' nin kullanıldığı çeşitli çalışmalar mevcuttur (73, 77, 80-83). Şahin ve ark. 14 hamile kadında incelenen amniyotik sıvı hacmini ultrasonla aralarında iki cm aralık kalacak şekilde kesitsel görüntüler almış, ardından manuel segmentasyon metoduyla hacimler hesaplamıştır ve bu sonuçların başarılı olduğunu görmüşlerdir (80). Şahin ve ark. kadavradan alınan beş adet normal karaciğerin MRG görüntülerini almış ve 10 mm' lik ardışık kesit görüntüleri üzerinde üç farklı uygulayıcı tarafından Cavalieri metodu ile hacim ölçümleri yapılmıştır ve elde edilen sonuçlar gerçek hacimlerle kıyaslandığında aralarında anlamlı bir fark bulunamamıştır (73). Acer ve ark. insan topuk kemiklerinden alınan BT görüntüleri üzerinde Cavalieri metoduna göre hacim ölçümü yapmış ve sonuçların gerçek hacimlerle uyumlu olduğunu tespit etmişlerdir (81). Onuk ve ark.

yedi yetişkin kazın nazal kavite yapılarını BT ile tarayıp 2.5 mm kalınlığındaki kesitler üzerinde Cavalieri prensibi ile hacim ölçümü yapmışlardır. Ardından bu yapılar dilimlenerek fiziksel kesitlere ayrıldıktan sonra gerçek hacimleri ölçülmüştür. Sonuç olarak gerçek hacim ve BT ile sağlanan ölçümler arasında anlamlı bir fark görülmemiştir (82). Şahin ve ark. beş insan kafatasını BT ile tarayarak 2, 3, 5, 7 ve 10 mm' lik farklı kesit kalınlıklarında Cavalieri prensibini kullanıp hacim ölçümlerini yapmışlardır fakat bu ölçümlerle, gerçek hacim olarak belirlenen Arşimet prensibinin sonuçları arasında anlamlı derecede fark olduğunu görmüşlerdir (77). Nordez ve ark. sağlıklı 10 insanın bacaklarını MRG ile tarayıp üç ve 21 adet arası farklı kesit kalınlıklarında Cavalieri metodunu kullanarak hacim ölçümünü yapmışlar ve bu ölçümlerin referans standart ölçümlerle istatistiksel olarak uyumlu olmadığını görmüşlerdir (83).

Semi otomatik segmentasyon metodu ile yapılan hacimsel ölçümlerde BT ve MRG kullanılarak farklı objelerin hacimleri ölçülmüştür (78, 84-88). Warner ve ark. böbreklerin MRG görüntülerini alarak semi otomatik segmentasyon ile ölçülen hacim sonuçlarını, 2 farklı uzmanın manuel segmentasyon metodu ile sağladığı ölçümlerle karşılaştırmışlar ve sonuçlar arasında anlamlı bir fark bulamamışlardır (84). Rana ve ark. 38 hastanın keratokistik odontojenik tümörlerini BT ile taramasını yapıp manuel segmentasyon, semi otomatik segmentasyon ve otomatik segmentasyon teknikleri ile hacim ölçümlerini yapmışlar, manuel segmentasyonun altın standart kabul edildiği çalışmada semi otomatik segmentasyon ile hesaplanan hacimlerin, gerçek hacimlerle istatistiksel olarak uyumlu olduğunu tespit etmişlerdir (78). Orasanu ve ark. 17 yeni doğanın ölüm sonrası beyin ağırlığını hesaplamak için MRG görüntüleri üzerinde semi otomatik segmentasyon işlemi uygulamışlar, otopsi ile ölçülen gerçek hacim sonuçları ve semi otomatik segmentasyon metodu ile alınan sonuçlar arasında anlamlı bir fark bulamamışlardır (85). Dohertya ve ark. 10 adet yetişkin insan beynini ölüm sonrası MRG ile görüntülerini almışlardır. Bu görüntüler üzerinde üç uygulayıcı stereoloji ve semi otomatik segmentasyon yöntemleriyle hacim ölçümleri yapmış, sonrasında altın standart olarak kabul edilmiş Arşimet prensibi ile ölçülen hacimlerle de karşılaştırmışlardır. Stereoloji hacim ölçümleri gerçek hacimlerle uyumluyken, semi otomatik segmentasyon metodu ile hesaplanan sonuçlarla gerçek hacimlerin istatistiksel olarak uyumlu olmadığı anlaşılmıştır (86). Mazonakis ve ark. koroner kalp hastalığı

olan ve koroner hastalık şüphesi bulunan 17 hastadan BT ve MRG görüntüleri almışlardır. BT görüntülerinde semi otomatik segmentasyon ile ve farklı yoğunluktaki nokta sayım cetvelleri ile hacim ölçümü yapmış, MRG ile nokta sayım ölçümü yapmışlardır. BT üzerinde yapılan semi otomatik segmentasyon ile MRG ile yapılan ölçüm sonuçları karşılaştırıldığında atım hacmi ve ejeksiyon fraksiyonu hacmi dışındaki hacimlerin ölçümleri arasında anlamlı derecede fark olduğu görülmüştür. BT stereoloji metodu ve semi otomatik segmentasyon metodu ile kalbin farklı fonksiyonlardaki hacim ölçüm sonuçları arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır (87). Jensen ve ark. sekiz adet domuzun alveoler kemiklerinden elde edilen kemik greftlerinin hacimlerini önce gerçek hacim olarak kabul ettikleri Arşimet prensibi ile ölçmüşler ve greftlerin alveoler kemiğe fiksasyonunun ardından iki gözlemci greft hacimlerini semi otomatik segmentasyon tekniğiyle ölçmüşlerdir. Ölçüm sonuçlarına göre semi otomatik segmentasyon tekniği ile elde edilen değerlerin istatistiksel olarak anlamlı olmasa da gerçek hacim değerlerinden yüksek olma eğilimi olduğu gözlenmiştir (88).

Cavalieri prensibi ile hacim hesaplanmasında KIBT sisteminin kullanıldığı az sayıda çalışma vardır (89-92). Bayram ve ark. beş kafatası mandibulasına ait dokuz kondili KIBT ile tarayıp 0.3 mm' lik kesitlerde manuel segmentasyon metodu ile hacim ölçmüşler ve elde ettikleri sonuçlar ve gerçek hacimlerin istatistiksel olarak uyumlu olduğunu bulmuşlardır (89). Sezgin ve ark. iki adet koyun mandibula kemiğinde altı adet kemik içi defekt açıp KIBT sisteminin farklı kesit kalınlıklarında manuel segmentasyon metodunu kullanarak hacim ölçümü yapmışlardır. Kesit kalınlığı bir mm' ye kadar olan ölçümlerde manuel segmentasyon metodu ile ölçülen hacimlerle gerçek hacim arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır (90). Kayıpmaz ve ark. dört koyun mandibulasında 24 adet kemik defekti hazırlamış ve KIBT ile taradıktan sonra manuel segmentasyon metodu ile hacim ölçümü yapmışlardır, elde edilen hacimler ve gerçek hacimler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulamamışlardır (91). Uzunoğlu ve ark. iki farklı kanal dolgu tekniğiyle 12 çift kök kanalını doldurmuş, bu iki tekniğin kalitesini karşılaştırmak için nokta sayım yöntemi ile hacim ölçmüş, kanal dolgusunun kalitesini iki boyutlu radyografiyle skorlamış, kesitsel mikroskopik incelemeyle dolgunun kesit alanını ölçüp değerlendirmiştir (92). Dönmez ve ark. sekiz kafatası örneği üzerinde 39 adet diş socketini üç farklı KIBT cihazı ile taramış ve kesitsel görüntüler üzerinde manuel segmentasyon metoduyla ölçülen hacim

sonuçları ile gerçek hacimler arasında anlamlı bir fark olmadığını görmüşlerdir (93). Bayrak ve ark. 13 adet sığır femur kondilinde 30 adet kemik içi defekt oluşturmuş, ardından defektleri KIBT ile taradıktan sonra kesitsel görüntüler üzerinde manuel segmentasyon metodunu kullanarak hacim ölçümü yapmışlardır. Ölçülen hacimler ve gerçek hacimler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulamamışlardır (94).

Semi otomatik segmentasyon ile hacim hesaplamada KIBT' nin kullanıldığı farklı çalışmalar vardır (95-99). Albuquerque ve ark. dokuz kafatasında alveoler yarık benzeri defektler oluşturmuş, ardından bu defektleri BT ve KIBT ile tarayıp semi otomatik segmentasyon işlemi ile hacim ölçmüşlerdir. KIBT ile elde edilen semi otomatik segmentasyon hacim sonuçları ile gerçek hacimler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulamamışlardır (95). Forst ve ark. 10 adet birinci molar dişin KIBT ile görüntülerini aldıktan sonra manuel segmentasyon, semi otomatik segmentasyon ve otomatik segmentasyon yöntemleri ile üç kere hacim ölçmüşlerdir. Sonuçlara göre semi otomatik segmentasyonun hakemlerarası güvenilirlik ve tek hakem güvenilirliğinde en güvenilir metot olduğu görülmüş, otomatik segmentasyonun ise en güvensiz metot olduğu görülmüştür (96). Ahlowalia ve ark. 10 adet sığır kemiğinde açılan düzensiz şekilli defektleri KIBT ve mikro BT cihazları ile taramışlardır. KIBT ile elde edilen semi otomatik segmentasyon hacim ölçüm sonuçları ve altın standart olarak kabul edilen Arşimet prensibi sonuçları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulamamışlardır (97). Xi ve ark. 20 adet mandibular kondili KIBT ile taramış ve kesitsel görüntüler üzerinde semi otomatik segmentasyon işlemiyle iki uygulayıcı tarafından hacim ölçülmüştür. Xi ve ark.' nin önceki çalışmasında aynı kondiller kullanılmış, ordaki sonuçlar şimdiki çalışmada doğrulama grubu olarak seçilmiştir. Doğrulama grubu ve iki uygulayıcının elde ettiği sonuçlar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır (98). Agbaje ve ark. kafataslarında mandibula ve maksillada bulunan 40 adet alveol socketinin KIBT ile görüntüsünü alıp semi otomatik segmentasyon tekniğiyle hacimlerini ölçmüşlerdir. Altın standart kabul edilen Arşimet prensibi ile segmentasyon ölçüm sonuçları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulamamışlardır (99).

Ahlowalia ve ark. sığır kemiğinde açılan defektlerin hacmini semi otomatik segmentasyon yöntemiyle ölçtükleri çalışmada KIBT görüntülerini değerlendirmede 10

gözlemci, Şahin ve ark. karaciğer hacmini cavalieri prensibiyle ölçtükleri çalışmada, Dohertya ve ark. insan temporal lobunun hacmini Cavalieri prensibiyle ölçtükleri çalışmada, Bayram ve ark. mandibular kondilin hacmini Cavalieri prensibiyle ölçtükleri çalışmada üç gözlemci, Nordez ve ark. kuadriseps kasını Cavalieri metodu ile hacim ölçtükleri çalışmada, Albuquerque ve ark. yarı damak benzeri defektlerin hacmini semi otomatik segmentasyonla ölçtükleri çalışmada, Xi ve ark. 20 adet mandibular kondilin hacmini semi otomatik segmentasyon yöntemiyle ölçtükleri çalışmada iki gözlemci kullanmışlardır (73, 83, 86, 89, 95, 97, 98). Bahsedilen bu çalışmalarda gözlemci sonuçları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. Bu gibi çalışmalar Cavalieri prensibi (nokta sayım yöntemi, manuel segmentasyon yöntemi) ve semi otomatik segmentasyon metodu ile hacim ölçümlerinde tarafsız ölçümler yapılabileceğini gösterdiği için biz de çalışmamızda ölçümlerimizi tek gözlemci ile gerçekleştirdik.

Nordez ve ark. kuadriseps kasının hacmini Cavalieri metodu ile ölçtükleri çalışmada, Warner ve ark. böbreklerin hacmini semi otomatik segmentasyonla ölçtükleri çalışmada gözlemcilerden biri tarafından, Mazonakis ve ark. kalbin farklı fonksiyonlardaki hacmini Cavalieri metodu ve semi otomatik segmentasyon ile ölçtükleri çalışmada, Albuquerque ve ark. alveoler yarı damak defektlerinin hacmini semi otomatik segmentasyon yöntemiyle ölçtükleri çalışmada gözlemcilerden biri tarafından, Ahlowalia ve ark. KIBT görüntüleri üzerinde sığır kemiği defektlerini semi otomatik segmentasyon yöntemiyle ölçtükleri çalışmada gözlemciler tarafından iki kez ölçüm yapılmıştır. Forst ve ark. birinci molar dişin hacmini semi otomatik segmentasyon yöntemiyle ölçtüğü çalışmada gözlemciler üç kez ölçüm yapmışlardır (83, 84, 87, 95-97). Bu çalışmalarda tekrarlanan ölçümler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ve bu çalışmalar Cavalieri prensibi ve semi otomatik segmentasyonla hacim ölçümü işlemlerinin tekrarlanabilirlik seviyesinin yüksek olduğunu desteklediği için bizim çalışmamızda da ölçümler tek seferde gerçekleştirildi.

Sezgin ve ark. iki koyun mandibulasında oluşturulan altı adet kemik içi defektin hacmini KIBT görüntüleri üzerinde Cavalieri prensibini kullanarak ölçerken 0.2 mm, 0.6 mm ve 1 mm kesit kalınlığıyla hesaplanan ölçümler ve gerçek hacimler arasında anlamlı bir fark bulamazken, 1.4 mm ve 2.2 mm kesit kalınlığındaki ölçümlerde gerçek

hacime göre daha küçük hacim değerleri hesaplamışlardır (90). Bayrak ve ark. sığır femur kondilinde kemik içi defektlerin hacmini KIBT görüntüleri üzerinde manuel segmentasyon yöntemiyle hesaplarken 0.1 mm, 0.2 mm ve 0.3 mm kesit kalınlığıyla ölçülen hacimler ve gerçek hacimler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulamazken, daha kalın kesit kalınlıklarıyla elde edilen hacim ölçüm değerleri ve gerçek hacimler arasında anlamlı derecede fark tespit etmişlerdir (94). Bizim çalışmamızda hacim ölçümlerinde kesit kalınlığını 0.3 mm olarak belirledik. Semi otomatik segmentasyon, manuel segmentasyon metotları ile yapılan ölçümler gerçek hacimlerle uyumlu bulunurken, nokta sayım ile yapılan ölçümler ve gerçek hacimler arasında anlamlı derecede fark olduğu görüldü.

Şahin ve ark. beş adet kafatasının hacmini BT görüntüleri üzerinde manuel segmentasyon metodu ile ölçerken 2, 3, 5, 7 ve 10 mm farklı kesit kalınlıklarında hacim ölçüm işlemi yapmışlardır. İki mm kesit kalınlığında yapılan ölçümlerin gerçek hacim değerinden daha yüksek bulunduğu, 3, 5, 7 ve 10 mm kesit kalınlığında yapılan ölçümlerin gerçek hacimden daha düşük değerlere sahip olduğu görülmüştür. Bu çalışmada kafa içi hacim hesaplamasında gerçek hacime en yakın değeri sunacak kesit kalınlığının 2.5 mm olacağı sonucuna varılmıştır (77). Şahin ve ark. beş adet kadavranın karaciğerlerinin MRG görüntüleri üzerinde nokta sayım ve manuel segmentasyon metotları ile hacim ölçümü yapmışlardır. Ölçümde 10 mm, 7.5 mm, 5 mm ve 2.5 mm olmak üzere farklı kesit kalınlıkları kullanılmıştır. Bu kesit kalınlıklarından 10 mm, 7.5 mm ve 5 mm ile hesaplanan hacimlerin, gerçek hacim değerinden daha yüksek sonuçlara sahip olduğu, 2.5 mm kesit kalınlığı ile ölçülen hacimlerin ise gerçek hacimden daha düşük değerlere sahip olduğu görülmüştür. Bu çalışmada karaciğer hacmini ölçerken en uygun kesit kalınlığının 4-5 mm değerleri arasında elde edilebileceği sonucuna varılmıştır (11). Bahsedilen iki çalışmada Cavalieri metodu ile ölçülen hacimler bizim ölçtüğümüz hacimlere nazaran oldukça büyük olduğu için kendi sonuçlarımızla kıyaslayamadık, ancak ölçülecek hacim büyüdükçe kesit kalınlığının da ölçüm hassasiyetini etkilemeyecek derecede büyütülebileceği sonucuna vardık.

Bas ve ark. 30 kişinin tüm beyin hacmini, serebral ve serebellar hacimlerini MRG görüntüleri üzerinde hesaplamak için stereoloji yöntemini kullanarak sagittal ve aksiyal düzlem kesit görüntüleri üzerinde ölçüm yapmışlardır. Bahsedilen çalışmada

farklı düzlemlerde alınan kesit görüntülerinin hacim hesaplamaya etkisinin olmadığı görülmüştür (100). Şahin ve ark. kadavradan elde edilen beş adet normal karaciğerin sagittal ve aksiyal düzlemde MRG görüntülerini almış ve 10 mm kesit kalınlığındaki görüntüler üzerinde Cavalieri prensibini kullanarak hacim ölçümü yapmışlardır. Sagittal ve aksiyal düzlemlerdeki hacim ölçümlerinin gerçek hacimlerle uyumlu olduğu ve bahsedilen düzlemlerde elde edilmiş ölçüm değerleri arasında anlamlı bir fark olmadığı görülmüştür (73). Şahin ve ark. beş adet kuru kafatasının aksiyal ve koronal düzlemlerde BT kesit görüntülerini almışlardır. Aksiyal ve koronal kesitlerden sağlanan hacim ölçüm değerleri arasında anlamlı bir fark olmadığını görmüşlerdir (77). Bu gibi çalışmalar Cavalieri prensibiyle yapılan hacim ölçümünde düzlemlerin sonuca etkisi olmadığını gösterdiği için bizim çalışmamızda da düzlem gözetmeksizin görüntü alınmıştır.

Nordez ve ark. 10 insanın bacaklarını MRG ile taradıkları çalışmada Cavalieri metodu ile elde edilen değerlerin, referans ölçümlerden % 1' den daha az bir hata payı ile yakın değerler elde edebilmesi için en az dokuz kesit kullanılması gerektiği sonucuna varmışlardır (83). Şahin ve ark. karaciğer görüntülerini sagittal ve aksiyal düzlemde MRG görüntülerini almış ve Cavalieri prensibini kullanarak karaciğer hacimlerini ölçerken 14 ve 21 adet arasında değişen kesit sayısının, gerçek hacimlerle uyumlu sonuç verebilmesi için yeterli olduğunu tespit etmişlerdir (73). Bayrak ve ark. sığır femur kondilinde oluşturduğu kemik içi defektlerin hacmini manuel segmentasyon metodu ile ölçerken altı ve daha fazla kesit kullandığı ölçümler gerçek hacimlerle uyumluyken, daha az kesit kullandıkları ölçümler başarısız sonuçlar ortaya koymuştur (94). Okur ve ark. özofagus kanseri bulunan 10 kişinin BT görüntülerini aldıkları çalışmada, özofagus tümörünün hacmini nokta sayım metodu ile hesaplamışlardır ve ölçüm sonuçlarının tutarlı olabilmesi için 6-8 adet sıralı kesit görüntüsü üzerinde sayılan 100 adet noktanın yeterli olacağı sonucuna varmışlardır (101). Bizim çalışmamızda KIBT ile alınan kemik defektlerinin görüntüleri üzerinde hacim hesaplaması yaparken 19-75 arası kesit adedi ve 189-4 586 nokta adedi ile çalışılmıştır. Bu şartlarda manuel segmentasyon ve semi otomatik segmentasyon teknikleri gerçek hacimle uyumlu sonuçlar sağlarken, nokta sayım tekniği gerçek hacimle uyumlu sonuçlar ortaya koyamamıştır.



Hassan ve ark. 25 hastanın KIBT ile görüntülerini alarak semi otomatik segmentasyon yöntemiyle üç boyutlu modeller elde etmeyi amaçlamışlardır. Çalışmada 10 hasta 12 inch (geniş) FOV ile taranmış, 10 hasta dokuz inch (orta) FOV ile taranmış ve beş hasta da altı inch (küçük) FOV ile taranmıştır. Üç grup arasında görüntü kalitesi bakımından istatistiksel olarak anlamlı derecede fark bulunmuştur. Özellikle maksilladaki dişlerin eksternal yüzeyinin görüş netliği ve maksilla, mandibuladaki anterior dişlerin interproksimal aralığının görüş netliği küçük FOV' da geniş FOV' a nazaran daha iyiyken, orta FOV ile küçük FOV arasında anlamlı bir fark olmadığı görülmüştür. Bunun yanında görüntü gürültüsünün küçük FOV' da, orta ve geniş FOV' a göre daha az görüldüğü belirtilmiştir. Bu çalışmaya göre düşük FOV ile üç boyutlu farklı yapıların en net görüntüleri elde edilebilir. Bu sonuçlara göre küçük ve orta FOV' ların görüş netliği arasında belirgin bir fark bulunamamıştır. Fakat küçük FOV ile alınan görüntülerde konik ışın kesikliğine (cone truncation) bağlı olarak geniş FOV' lara nazaran daha fazla görüntü artefaktı gözlenebilir (102). Librizzi ve ark. 16 TME' deki eroziv değişimleri tespit etme işleminde seçilen FOV' un görüntü kalitesini ne derece etkilediğini araştırmışlardır. Altı inch, dokuz inch ve 12 inch olmak üzere üç görüntüleme protokolü uygulanmıştır. Ayrıca bahsedilen protokollerde efektif dozlar da hesaplanmıştır. Altı inch görüntüleme protokolündeki bilateral TME efektif doz miktarı 558 mikrosievert, dokuz inch görüntüleme protokolündeki efektif doz miktarı 548 mikrosievert, 12 inch ile görüntüleme efektif doz miktarı 916 mikrosievert olarak ölçülmüştür. Ek olarak geniş FOV ile açığa çıkan aşırı saçılmış (scattered) radyasyon ile birlikte kontrast/gürültü oranı (CNR) azalır ve bu sebepten görüntü kalitesi de kötü yönde etkilenir. Bu çalışmaya göre TME' deki eroziv değişimleri incelemede diagnostik etkinlik açısından en iyi seçenek altı inch FOV ile görüntüleme protokolüyken, en kötü seçenek 12 inch FOV ile görüntüleme protokolü olarak belirlenmiştir (103).

Pinheiro ve ark. sığıra ait 20 adet kaburga kemiğinde sekiz implant yerleştirmişlerdir. Küçük ve geniş kemik defektleri oluşturabilmek için % 70 perklorik asit kullanılmıştır. KIBT görüntüleri 4×4 cm FOV ve 14×5 cm FOV ile birlikte alınmıştır. Defektlerin küçük veya geniş olarak sınıflamasına periodontal sondlama ile birlikte ölçüm yapılarak karar verilmiştir. Küçük defektler 3-4 mm derinliğinde ve 1 mm genişliğindeyken, geniş defektlerin 5-6 mm derinliğinde ve 1-2 mm genişliğinde olduğu varsayılarak sınıflandırılmıştır. Küçük ve büyük defektlerin tespitinde 4×4 cm

FOV, 14×5 cm FOV ile alınan görüntülere nazaran daha başarılı sonuçlar ortaya koymuştur (104).

Maret ve ark. 70 adet dişi KIBT tekniğiyle 76, 200 ve 300 mikrometre voksel boyutlarında, mikro BT tekniğiyle ise 41 mikrometre voksel boyutunda taramışlardır. Semi otomatik segmentasyon işleminden sonra dişlerin hacim ölçümleri yapılmıştır. Bu ölçümlerin değerlendirilmesinde 76 mikrometre ile alınan KIBT görüntüleri ve mikro BT görüntüleri ile sağlanan ölçümler referans olarak alınmıştır. 200 mikrometre ile ölçülen hacim sonuçları her iki referans hacim sonuçlarına göre hafif derecede az ölçülmüştür fakat istatistiksel olarak anlamlı derecede bir fark bulunamamıştır. 300 mikrometre ile ölçülen hacim sonuçları ile referans ölçümler arasında ise istatistiksel olarak anlamlı derecede fark olduğu görülmüştür. Ayrıca 200 mikrometre ve 300 mikrometre gruplarında ölçümlerden bir hafta sonra ölçümlerin tekrarlanabilirliğini değerlendirmek için tekrar ölçüm yapılmıştır. 20 adet hacim ölçümü esas alınarak yapılan değerlendirmede, hakemler arası ve tek hakem güvenilirliği açısından ölçümlerin tekrarlanabilirliğinin gayet başarılı olduğu görülmüştür (105). Melo ve ark. endodontik olarak prepare edilen 108 adet dişi kuru kafatasına yerleştirip üç deneysel ve üç kontrol grubuna ayırmışlardır. Deneysel gruptaki dişler yapay şekilde kırılmışlardır. Deneysel gruplar doldurulmamış (nonfilled), gutta perka ile doldurulmuş ve altın döküm post ile doldurulmuş olarak üçe ayrılmıştır. Tüm dişler 0.3 mm ve 0.2 mm voksel boyutlarıyla taranarak, farklı voksel boyutunun vertikal kök kırığı tespitine ne derece etki ettiği araştırılmıştır. Gutta perka ve altın döküm postların vertikal kök kırıklarının tespitinde genel olarak iki voksel boyutunda da sensitivite ve spesifiteyi azalttığı gözlenmiştir, fakat bu azalmanın istatistiksel olarak anlamlı derecede olmadığı görülmüştür. Diğer taraftan 0.2 mm ile alınan görüntülerde sensitivite değerlerinin doldurulmamış (nonfilled), gutta perka ile doldurulmuş ve genelinde yüksek olduğu görülmüştür. Bu çalışmaya göre 0.3 mm voksel boyutunun vertikal kök kırıklarının tespitinde güven vermeyen bir çözünürlük olduğu sonucuna varılmıştır (106).

Hassan ve ark. semi otomatik segmentasyon tekniğiyle üç boyutlu modeller oluşturduğu çalışmada farklı voksel boyutlarının üç boyutlu model görüntü kalitesini ne derece etkilediğini karşılaştırmışlardır. Altı inch FOV ile görüntü alınan beş hasta arasında 0.3, 0.6, 0.9 ve 1.2 mm voksel boyutlarıyla oluşturulan toplam 8 farklı voksel

kombinasyonu aracılığıyla karşılaştırma yapılmıştır. 0.6 mm ve 0.9 mm voksel boyutuyla alınan görüntüler arasında kalite bakımından anlamlı bir fark görülmezken, 0.6 mm ve 1.2 mm voksel boyutları arasında anlamlı derecede fark olduğu görülmüştür. Özellikle dişlerin eksternal ve oklüzal yüzey görüntülerinde, maksilla ve mandibuladaki anterior bölge interproksimal aralıkların görüntülemesinde küçük piksellerin kullanımı sayesinde görüntü kalitesi önemli derecede artmıştır. Ayrıca üç boyutlu modellerde geniş boyutlu voksel kullanıldıkça görüntü gürültüsünün azaldığı farkedilmiştir (102). Librizzi ve ark. TME' deki eroziv değişimleri tespit etmede voksel boyutunun etkinliğini araştırmışlardır. Eklem görüntüleri KIBT ile alınırken 12 inch FOV ile 0.4 mm, dokuz inch FOV ile 0.3 mm ve altı inch FOV ile 0.2 mm voksel boyutu birlikte kullanılmıştır. Özellikle 0.2 mm voksel boyutu ile altı inch FOV' un kullanıldığı görüntülerin, 0.4 mm voksel boyutu ile 12 inch FOV' un kullanıldığı görüntülere nazaran daha kaliteli olduğu görülmüştür (103). Pinheiro ve ark. implantların çevresinde kimyasal etkiyle oluşturduğu kemik defektlerinin görüntüsü alınırken üç görüntüleme protokolü uygulamışlardır. Protokol bir' de 0.08 mm voksel boyutu ve 1 009 adet projeksiyon, protokol iki' de 0.08 mm voksel boyutu ve 512 adet projeksiyon ve protokol üç' te 0.25 mm voksel boyutu ve 1 009 projeksiyon bulunmaktadır. Ayrıca protokol bir' de uygulanan radyasyon doz miktarı 8.1 mGy, protokol iki' deki doz miktarı 4.6 mGy ve protokol üç' teki doz miktarı ise 17.6 mGy olarak ölçülmüştür. Bu çalışmanın sonuçlarına göre implant çevresi kemik defektlerinin tespitinde en küçük FOV, en fazla sayıda projeksiyon görüntüsü ve en küçük voksel çözünürlüğü gereklidir (104).

Bechara ve ark. KIBT cihazlarında FOV, tarama zamanı ve kVp faktörlerinin CNR' yi nasıl etkilediğini araştırmışlardır. Artan kVp ile kontrastın azaldığı görülmüştür. Aynı zamanda tüm tarama hacmi ve zamanlarında kVp arttıkça CNR' nin de arttığı gözlenmiştir. Mevcut üç tarama hacminde 15-24 saniye arasında değişen tarama zamanının CNR' ye etkisinin istatistiksel olarak anlamlı derecede olmadığı görülmüştür. Bu çalışmanın bulgularına göre tarama zamanları arttıkça radyasyon dozu miktarı arttığı ve CNR' nin etkilenmediği düşünülürse 16×7 FOV' da 24 saniye yerine 15 saniye tarama zamanı kullanımı önerilmiştir. Ayrıca FOV alanı genişledikçe CNR' nin azaldığı gözlenmiştir (107). Bizim çalışmamızda mevcut olan en büyük FOV 17×13.5 cm olarak seçilmiş ve 0.3 mm voksel boyutu üzerinden çalışılmıştır. Her ne

kadar seçmiş olduğumuz geniş FOV görüntü kalitesini olumsuz etkilese de, çalışmamız metotları karşılaştırma üzerine olduğu için vasat seviyedeki görüntü kalitesinde bile başarılı metotları belirleme şansımız oldu.

Mazonakis ve ark. 20 hastada bulunan 58 malign karaciğer lezyonlarının MRG görüntülerini almışlardır. Bahsedilen lezyonların hacimleri nokta sayım ve manuel segmentasyon metotları ile iki gözlemci tarafından ölçülmüş ve sonuçlar karşılaştırılmıştır. Karaciğer lezyonlarının ortalama hacmi manuel segmentasyon metodunda  $19.3 \text{ cm}^3$  ( $1.2-169.3 \text{ cm}^3$  arası), nokta sayım yönteminde ise  $20.3 \text{ cm}^3$  ( $1.2-159.9 \text{ cm}^3$  arası) olarak ölçülmüştür. Nokta sayım ve manuel segmentasyon metotları ile ölçülen hacim sonuçları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Tümör hacimleri ölçümleri esnasında nokta sayım metodu ile harcanan ortalama süre 7.1 dakika (1.7-16.6 dakika arası) iken, manuel segmentasyon metodu ile harcanan süre 4.7 dakika (1.0-11.8 dakika arası) olarak ölçülmüştür (108). Ertekin ve ark. herhangi bir psikiyatrik hastalığı bulunmayan 30 kişinin (17 erkek, 13 kadın) subkortikal beyin dokularının MRG görüntülerini almışlardır. Nokta sayım ve semi otomatik segmentasyon metotlarıyla ölçülen hacim sonuçları karşılaştırılmıştır. Nokta sayım yönteminde kesit kalınlığı bir mm, nokta sayım cetvelindeki noktalar arası mesafe 0.4 cm olarak belirlenmiştir. Nokta sayım ve semi otomatik segmentasyon metotlarıyla ölçülen hacim sonuçları arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır. Nokta sayım ile yapılan ölçümde harcanan ortalama zaman  $35 \pm 3.6$  dakika (30-45 dakika arası), semi otomatik segmentasyon metodu ile harcanan zaman  $92 \pm 5.7$  dakika (85-97 dakika arası) olarak ölçülmüştür. Bu çalışmaya göre 17 veya 19 MRG kesitine denk gelen toplam 200-250 arası nokta sayısı, bir mm kesit kalınlığı ve noktalar arası mesafenin 0.4 cm olarak ayarlanması ile birlikte subkortikal dokuların hacimlerinin nokta sayım metoduyla başarılı şekilde ölçülebileceği ifade edilmiştir (109).

Acer ve ark. 62 kişinin (36 kadın, 26 erkek) epifiz bezinin MRG görüntülerini alarak, kesitsel görüntüler üzerinde nokta sayım, manuel segmentasyon ve ilgi bölgesi (region of interest) stereoloji teknikleriyle hacim ölçümü yapmışlardır. Epifiz bezlerinin taranması işleminde T1 ağırlıklı görüntüler kullanılırken, her üç teknikte de kesit kalınlığı bir mm olarak belirlenmiştir. İki gözlemci tarafından yapılan hacim ölçümünde ortalama hacimler nokta sayım metodunda  $99.55 \pm 51.34 \text{ mm}^3$ , manuel segmentasyon

metodunda  $102.69 \pm 40.39 \text{ mm}^3$  ve ilgi bölgesi işleminde  $104.33 \pm 40.45 \text{ mm}^3$  olarak ölçülmüştür. Her üç teknikte elde edilen hacim sonuçları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Ayrıca hacim ölçümünde istatistiksel olarak en yakın değerler ilgi bölgesi ve manuel segmentasyon metotları arasında görülürken, en farklı değer ilgi bölgesi ve nokta sayım metotları arasında görülmüştür. Hacim ölçümleri esnasında en az süre nokta sayım metodunda harcanırken, en fazla sürenin ilgi bölgesi tekniğinde harcandığı görülmüştür (110). Suzuki ve ark. 18 adet karaciğer vericisinin karaciğer BT görüntülerini almışlardır. Kesitsel görüntüler üzerinde manuel segmentasyon, semi otomatik segmentasyon ve otomatik segmentasyon teknikleriyle hacim ölçümü yapılmıştır. Ölçümlerde kullanılan kesit kalınlığı 11 vericide üç mm, dört vericide dört mm ve üç vericide beş mm olarak belirlenmiştir. Ayrıca kesit aralığı iki vericide 2.5 mm, 13 vericide üç mm ve üç vericide dört mm olarak belirlenmiştir. Ölçümlerin karşılaştırılmasında manuel segmentasyon metodu referans olarak alınmıştır. Ortalama karaciğer hacimleri otomatik segmentasyonda  $1520 \text{ cm}^3$ , manuel segmentasyon tekniğinde  $1486 \text{ cm}^3$  ve semi otomatik segmentasyonda  $1553 \text{ cm}^3$  olarak hesaplanmıştır. Her üç tekniğin hacim sonuçları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Hacim ölçümleri esnasında harcanan süreler otomatik segmentasyonda  $0.57 \pm 0.06$  dakika, semi otomatik segmentasyonda  $27.3 \pm 4.6$  dakika ve manuel segmentasyon metodunda  $39.4 \pm 5.5$  dakika olarak ölçülmüştür (111). Bizim çalışmamızda ise hacim ölçümlerinde en hızlı metodun semi otomatik segmentasyon ( $8.51 \pm 4.20$  dakika), ardından nokta sayım ( $17.42 \pm 8.80$  dakika) ve en süre harcanan metodun ise manuel segmentasyon ( $20.04 \pm 8.64$  dakika) olduğu görüldü.

Dohertya ve ark. 10 adet yetişkin insan beyninde temporal lobun MRG görüntüleri kullanılarak nokta sayım, semi otomatik segmentasyon ve altın standart kabul edilen Arşimet prensibi ile hacim ölçümleri yapmışlardır. MRG görüntüleri her üç düzlemde (aksiyal, sagittal, koronal) sergilenmiş ve kesit kalınlığı 1.5 mm olarak ayarlanmıştır. Nokta sayım metodunda noktalar arası uzaklık beş mm olarak alınmış ve her örnekte en az 300 adet nokta sayılmıştır. Ölçümler üç gözlemci tarafından üç kere tekrarlanırken, hacim ölçümlerindeki harcanan ortalama süre semi otomatik segmentasyonda 22 dakika iken, nokta sayım metodunda ise dokuz dakika olarak ölçülmüştür. Nokta sayım metodu ile elde edilen sonuçlar gerçek hacimle uyumluysen, semi otomatik segmentasyon tekniğiyle elde edilen sonuçlar ve gerçek hacim arasında

anlamalı bir fark olduğu gözlenmiştir (86). Ancak çalışmada temporal lobun sınırlarını belirlerken ilgili dokular arasındaki kontrast eksikliğinden dolayı, anatomik noktalara göre belirlenen hatlar sayesinde temporal lobun sınırlarının nerden başladığı belirlenmiştir. Semi otomatik segmentasyon hacim ölçüm işlemlerinin başarısız olmasında kontrast belirsizliğinin etkili olduğu düşünülebilir. Bizim çalışmamızda ise semi otomatik segmentasyon işlemi hacim ölçümünde gerçek hacimle uyumlu sonuçlar sağladı çünkü defekt sınırları kemik ve hava boşluğu arasındaki bariz densite farkına göre belirlendi.

Mazonakis ve ark. koroner arter hastalığından şüphelenilen 17 kişinin kalbinin MRG ve BT görüntülerini almışlardır. BT taraması yapılırken bir mm kesit kalınlığında aksiyal kesitler alınmıştır. Kalbin sol ventrikülündeki diastol sonu (EDV), sistol sonu (ESV), atım hacmi (SV) ve ejeksiyon fraksiyonu (EF) hacimleri iki gözlemci tarafından iki kere nokta sayım ve semi otomatik segmentasyon teknikleriyle ölçülmüştür. MRG görüntüleri alınırken kesit kalınlığı sekiz mm olarak belirlenmiştir. BT kesit görüntüleri üzerinde sol ventrikülün farklı fonksiyonlardaki (EDV, ESV, SV, EF) hacimlerinin nokta sayım ve semi otomatik segmentasyonla ölçülmesiyle ortaya çıkan sonuçlar arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır. BT ve MRG görüntüleri üzerinde yapılan semi otomatik segmentasyon ve nokta sayım hacim ölçümlerinde sadece EF ve SV hesaplamaları arasında anlamlı bir fark olmadığı görülürken, EDV ve ESV hesaplamaları arasında anlamlı bir fark olduğu görülmüştür (87). BT kesitleriyle yapılan nokta sayım ve segmentasyon ölçümleri arasında uyumluluk izlenirken, MRG ve BT görüntüleri ile yapılan hacimsel karşılaştırmada kalbin bazı fonksiyonlarında uyumsuzluk oluşması, MRG kesitlerinin BT kesitlerine göre sekiz kat daha kalın olmasına bağlanabilir.

Şahin ve ark. 20 adet kafatasını BT ile tarayıp antropometri, sefalometri, manuel segmentasyon ve nokta sayım metotları ile hacim ölçümü yapmışlardır. Bunun yanında altın standart olarak kabul edilmiş Arşimet prensibi ile hacimler ölçülmüştür. Arşimet prensibi ile hesaplanan hacimlerin ortalaması  $1\ 262.0 \pm 160.4\ \text{cm}^3$  olarak kaydedilmiştir. BT görüntüleri  $320 \times 320\ \text{mm}$  FOV ve koronal düzlemde 10 mm kesit kalınlığı olacak şekilde alınmıştır. Nokta sayım metodunda noktalar arası uzaklık 0.4 cm olarak belirlenmiştir. Nokta sayım tekniği ile hesaplanan hacim ölçümünde elde edilen

sonuçların gerçek hacimlerle uyumlu olmadığı görülmüştür. Gerçek hacimlerle kıyaslandığında %10 oranında düşük hacim hesaplama yapıldığı görülmüştür. Ardından nokta sayım hacim sonuçları 1.10 katsayısı ile çarpılarak kalibre edilmiş sonuçlar elde edilmiştir. Kalibre edilen nokta sayım sonuçları gerçek hacimlerle uyumlu olduğu görülmüştür. Manuel segmentasyon metoduyla hesaplanan hacim ölçümleri ve gerçek hacimlerin sonuçlarının uyumlu olmadığı görülmüştür. Gerçek hacimlerle kıyaslandığında % 8.6 oranında düşük hacim hesaplama yapıldığı anlaşılmıştır. Bunun ardından manuel segmentasyon sonuçları 1.086 katsayısı ile çarpılıp gerçek hacimlerle karşılaştırıldığında aralarında halen anlamlı bir fark olduğu izlenmiştir. Sonrasında manuel segmentasyon sonuçları 1.15 yeni katsayısı ile çarpılarak gerçek hacimlerle kıyaslandığında ise sonuçlar arasında anlamlı bir fark olmadığı görülmüştür (112). Bahsedilen çalışmada ölçülen objeler bizim çalışmamıza göre oldukça büyük ve düzgün şekilli olmasına rağmen katsayı çarpımı yapılmadan elde edilen ilk ölçüm sonuçlarında manuel segmentasyon ve nokta sayım metotlarının hacim sonuçları, gerçek hacim sonuçlarına göre anlamlı fark oluşturacak derecede düşük sonuçlar ortaya koymuştur ve nokta sayım tekniği ile elde edilen sonuçlar manuel segmentasyon metoduna göre daha düşük değerli sonuçlar ortaya koymuştur. Bizim çalışmamızda ise yalnızca nokta sayım sonuçları ve gerçek hacim sonuçları arasında uyumlu sonuçlar olmadığı görülürken, manuel segmentasyon metodu üç metot arasında ele alındığında gerçek hacimlerle en uyumlu sonuçlara ( $p= 0.273$ ) sahip olduğu saptandı. Bu sonuçlara göre BT ve KIBT kesit görüntüleri üzerinde manuel segmentasyon tekniği aynı koşullarda (ör. kesit kalınlığı, FOV, voksel boyutu) hacim ölçümünde daha doğru sonuçlar ortaya koyarken, nokta sayım metoduyla hesaplanan hacim ölçümlerinin gerçek hacimlere göre düşük sayısal sonuçlar ortaya koyabileceği göz önünde bulundurulmalıdır.

## 8. SONUÇLAR

1. KIBT ile görüntüleri alınan kemik içi defektlerin 0.3 mm kesit kalınlığında manuel segmentasyon ve semi otomatik segmentasyon ile ölçülen hacimleri Arşimet metodu ile ölçülen hacimlerle uyumlu bulundu.

2. KIBT ile görüntüleri alınan kemik içi defektlerin 0.3 mm kesit kalınlığında nokta sayım metodu ile ölçülen hacimlerinin Arşimet metodu ile ölçülen hacimlerle farklı olduğu görüldü.

3. Hacim ölçümü metotları arasında manuel segmentasyon sonuçlarının gerçek hacim sonuçlarına en yakın değerlere sahip olduğu görüldü ( $p=0.273$ ).

4. Karşılaştırılan planimetri metotları arasında en hızlı metodun semi otomatik segmentasyon, en yavaş metodun ise manuel segmentasyon olduğu anlaşıldı.



## 9. KAYNAKLAR

1. White SC, Pharoah MJ. Oral radiology: principles and interpretation: Elsevier Health Sciences; 2014.
2. Boeddinghaus R, Whyte A. Current concepts in maxillofacial imaging. *European journal of radiology*. 2008;66(3):396-418.
3. Suomalainen A, Esmaceli EP, Robinson S. Dentomaxillofacial imaging with panoramic views and cone beam CT. *Insights into imaging*. 2015;6(1):1-16.
4. Durack C, Patel S. Cone beam computed tomography in endodontics. *Brazilian dental journal*. 2012;23(3):179-91.
5. Adibi S, Zhang W, Servos T, O'Neill PN. Cone beam computed tomography in dentistry: what dental educators and learners should know. *Journal of dental education*. 2012;76(11):1437-42.
6. Robb RA. The dynamic spatial reconstructor: an x-ray video-fluoroscopic CT scanner for dynamic volume imaging of moving organs. *Medical Imaging, IEEE Transactions on*. 1982;1(1):22-33.
7. Cho PS, Johnson RH, Griffin TW. Cone-beam CT for radiotherapy applications. *Physics in medicine and biology*. 1995;40(11):1863.
8. Chen B, Ning R, editors. Cone-beam volume CT mammographic imaging: feasibility study. *Medical Imaging 2001; 2001: International Society for Optics and Photonics*.
9. Scarfe WC, Farman AG. What is cone-beam CT and how does it work? *Dental Clinics of North America*. 2008;52(4):707-30.
10. Clatterbuck RE, Sipos EP. The efficient calculation of neurosurgically relevant volumes from computed tomographic scans using Cavalieri's Direct Estimator. *Neurosurgery*. 1997;40(2):339-43.

11. Sahin B, Ergur H. Assessment of the optimum section thickness for the estimation of liver volume using magnetic resonance images: a stereological gold standard study. *European journal of radiology*. 2006;57(1):96-101.
12. Gong Q, Tan L, Romaniuk C, Jones B, Brunt J, Roberts N. Determination of tumour regression rates during radiotherapy for cervical carcinoma by serial MRI: comparison of two measurement techniques and examination of intraobserver and interobserver variability. *The British journal of radiology*. 1999;72(853):62-72.
13. Stuart C, Michael J. *Oral radiology principles and interpretation*. Mosby Elsevier. 2009:440-2.
14. Pauwels R, Araki K, Siewerdsen J, Thongvigitmanee S. Technical aspects of dental CBCT: state of the art. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2014;44(1):20140224.
15. Scarfe WC, Levin MD, Gane D, Farman AG. Use of cone beam computed tomography in endodontics. *International journal of dentistry*. 2010;2009.
16. Scarfe W, Li Z, Aboelmaaty W, Scott S, Farman A. Maxillofacial cone beam computed tomography: essence, elements and steps to interpretation. *Australian dental journal*. 2012;57(s1):46-60.
17. Nemtoi A, Czink C, Haba D, Gahleitner A. Cone beam CT: a current overview of devices. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2013;42(8):20120443.
18. Baba R, Ueda K, Okabe M. Using a flat-panel detector in high resolution cone beam CT for dental imaging. *Dentomaxillofacial radiology*. 2014.
19. Protection ICoR. *ICRP Publication 60: 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*: Elsevier Health Sciences; 1991.
20. Scarfe WC, Farman AG, Sukovic P. Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. *Journal-Canadian Dental Association*. 2006;72(1):75.

21. Feldkamp L, Davis L, Kress J. Practical cone-beam algorithm. *JOSA A*. 1984;1(6):612-9.
22. Bag AK, Gaddikeri S, Singhal A, Hardin S, Tran BD, Medina JA, et al. Imaging of the temporomandibular joint: An update. *World journal of radiology*. 2014;6(8):567.
23. Vilanova JC, Barceló J, Puig J, Remollo S, Nicolau C, Bru C, editors. Diagnostic imaging: magnetic resonance imaging, computed tomography, and ultrasound. *Seminars in Ultrasound, CT and MRI*; 2007: Elsevier.
24. Aiken A, Bouloux G, Hudgins P. MR imaging of the temporomandibular joint. *Magnetic resonance imaging clinics of North America*. 2012;20(3):397-412.
25. Howerton WB, Mora MA. Advancements in digital imaging: what is new and on the horizon? *The Journal of the American Dental Association*. 2008;139:S20-S4.
26. Kumar M, Shanavas M, Sidappa A, Kiran M. Cone beam computed tomography-know its secrets. *Journal of international oral health: JIOH*. 2015;7(2):64.
27. Jayadevappa BS, Kodhandarama G, Santosh S, Rashid WT. Imaging of dental implants. *Journal of Oral Health Research*. 2010;1(2).
28. BouSerhal C, Jacobs R, Quirynen M, Steenberghe D. Imaging technique selection for the preoperative planning of oral implants: a review of the literature. *Clinical implant dentistry and related research*. 2002;4(3):156-72.
29. Truhlar RS, Morris HF, Ochi S. A review of panoramic radiography and its potential use in implant dentistry. *Implant dentistry*. 1993;2(2):122-30.
30. Tyndall DA, Price JB, Tetradis S, Ganz SD, Hildebolt C, Scarfe WC. 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 surgery, oral medicine, oral pathology and oral radiology*. 2012;113(6):817-26.

31. Smith N. Orthodontic radiology: a review. *Int Dent J.* 1987;37:16-24.
32. Ferguson J, Evans R, Cheng L. Diagnostic accuracy and observer performance in the diagnosis of abnormalities in the anterior maxilla: a comparison of panoramic with intraoral radiography. *British dental journal.* 1992;173(8):265-71.
33. Gribel BF, Gribel MN, Frazão DC, McNamara Jr JA, Manzi FR. Accuracy and reliability of craniometric measurements on lateral cephalometry and 3D measurements on CBCT scans. *The Angle orthodontist.* 2011;81(1):26-35.
34. Kumar V, Ludlow J, Soares Cevidanes LH, Mol A. In vivo comparison of conventional and cone beam CT synthesized cephalograms. *The Angle orthodontist.* 2008;78(5):873-9.
35. Lamichane M, Anderson NK, Rigali PH, Seldin EB, Will LA. Accuracy of reconstructed images from cone-beam computed tomography scans. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* 2009;136(2):156. e1-. e6.
36. Carlsson CA. Imaging modalities in x-ray computerized tomography and in selected volume tomography. *Physics in medicine and biology.* 1999;44(3):R23.
37. Terajima M, Nakasima A, Aoki Y, Goto TK, Tokumori K, Mori N, et al. A 3-dimensional method for analyzing the morphology of patients with maxillofacial deformities. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* 2009;136(6):857-67.
38. Nakasima A, Terajima M, Mori N, Hoshino Y, Tokumori K, Aoki Y, et al. Three-dimensional computer-generated head model reconstructed from cephalograms, facial photographs, and dental cast models. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics.* 2005;127(3):282-92.
39. Alqerban A, Jacobs R, Fieuws S, Willems G. Comparison of two cone beam computed tomographic systems versus panoramic imaging for localization of impacted maxillary canines and detection of root resorption. *The European Journal of Orthodontics.* 2011;33(1):93-102.

40. Gracco A, Siviero L, Perri A, Favero L, Stellini E. Orthodontic treatment of a transposed maxillary canine and first premolar in a young patient with Class III malocclusion. *The Korean Journal of Orthodontics*. 2015;45(6):322-33.
41. Peck JL, Sameshima GT, Miller A, Worth P, Hatcher D. Mesiodistal root angulation using panoramic and cone beam CT. *The Angle orthodontist*. 2007;77(2):206-13.
42. Oberoi S, Knueppel S. Three-dimensional assessment of impacted canines and root resorption using cone beam computed tomography. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology and oral radiology*. 2012;113(2):260-7.
43. Pan F, Kau CH, Zhou H, Souccar N. The anatomical evaluation of the dental arches using cone beam computed tomography-an investigation of the availability of bone for placement of mini-screws. *Head & face medicine*. 2013;9(1):13.
44. Li W, Chen F, Zhang F, Ding W, Ye Q, Shi J, et al. Volumetric measurement of root resorption following molar mini-screw implant intrusion using cone beam computed tomography. *PloS one*. 2013;8(4):e60962.
45. Han S, Bayome M, Lee J, Lee Y-J, Song H-H, Kook Y-A. Evaluation of palatal bone density in adults and adolescents for application of skeletal anchorage devices. *The Angle orthodontist*. 2011;82(4):625-31.
46. Kalra S, Tripathi T, Rai P, Kanase A. Evaluation of orthodontic mini-implant placement: a CBCT study. *Prog Orthod*. 2014;15:61.
47. Laskin DM, editor *The clinical diagnosis of temporomandibular disorders in the orthodontic patient*. Seminars in orthodontics; 1995: Elsevier.
48. Goncalves JR, Wolford LM, Cassano DS, Da Porciuncula G, Paniagua B, Cevidanes LH. Temporomandibular joint condylar changes following maxillomandibular advancement and articular disc repositioning. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2013;71(10):1759. e1-. e15.

49. Wang M, Sun L, Yu S-B, Liu X, Jiao K, Wang G-W, et al. Degenerative changes in rat condylar cartilage induced by non-matching occlusion created by scattered orthodontic teeth-moving. *CRANIO®*. 2012;30(4):286-92.
50. Ioi H, Matsumoto R, Nishioka M, Goto T, Nakata S, Nakasima A, et al. Relationship of TMJ osteoarthritis/osteoarthritis to head posture and dentofacial morphology. *Orthodontics & craniofacial research*. 2008;11(1):8-16.
51. Ok S-M, Lee J, Kim Y-I, Lee J-Y, Kim KB, Jeong S-H. Anterior condylar remodeling observed in stabilization splint therapy for temporomandibular joint osteoarthritis. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology and oral radiology*. 2014;118(3):363-70.
52. Plooij JM, Maal TJ, Haers P, Borstlap WA, Kuijpers-Jagtman AM, Bergé SJ. Digital three-dimensional image fusion processes for planning and evaluating orthodontics and orthognathic surgery. A systematic review. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 2011;40(4):341-52.
53. Cevidanes L, Bailey L, Tucker Jr G, Styner M, Mol A, Phillips C, et al. Superimposition of 3D cone-beam CT models of orthognathic surgery patients. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2014.
54. Uribe F, Janakiraman N, Shafer D, Nanda R. Three-dimensional cone-beam computed tomography-based virtual treatment planning and fabrication of a surgical splint for asymmetric patients: surgery first approach. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2013;144(5):748-58.
55. Schneiderman ED, Xu H, Salyer KE. Characterization of the maxillary complex in unilateral cleft lip and palate using cone-beam computed tomography: a preliminary study. *Journal of Craniofacial Surgery*. 2009;20(8):1699-710.
56. Oberoi S, Chigurupati R, Gill P, Hoffman WY, Vargervik K. Volumetric assessment of secondary alveolar bone grafting using cone beam computed tomography. *The Cleft palate-craniofacial journal*. 2009;46(5):503-11.

57. Nakagawa Y, Kobayashi K, Ishii H, Mishima A, Asada K, Ishibashi K. Preoperative application of limited cone beam computerized tomography as an assessment tool before minor oral surgery. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 2002;31(3):322-7.
58. Ahmad M, Jenny J, Downie M. Application of cone beam computed tomography in oral and maxillofacial surgery. *Australian dental journal*. 2012;57(s1):82-94.
59. Patel D, Ash S, Evans J. The role of orthodontics and oral and maxillofacial surgery in the management of obstructive sleep apnoea—a single case report. *British dental journal*. 2004;196(5):264-7.
60. Vizzotto MB, Liedke GS, Delamare EL, Silveira HD, Dutra V, Silveira HE. A comparative study of lateral cephalograms and cone-beam computed tomographic images in upper airway assessment. *The European Journal of Orthodontics*. 2011:cjr012.
61. Kim Y-J, Hong J-S, Hwang Y-I, Park Y-H. Three-dimensional analysis of pharyngeal airway in preadolescent children with different anteroposterior skeletal patterns. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2010;137(3):306. e1-. e11.
62. Cheng J-G, Zhang Z-L, Wang X-Y, Zhang Z-Y, Ma X-C, Li G. Detection accuracy of proximal caries by phosphor plate and cone-beam computerized tomography images scanned with different resolutions. *Clinical oral investigations*. 2012;16(4):1015-21.
63. Kamburoğlu K, Kurt H, Kolsuz E, Öztaş B, Tatar I, Çelik HH. Occlusal caries depth measurements obtained by five different imaging modalities. *Journal of digital imaging*. 2011;24(5):804-13.
64. Bilgin MS, Aglarci OS, Erdem A. Posttreatment diagnosis of caries under fixed restorations: A pilot study. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2014;112(6):1364-9.

65. Cotton TP, Geisler TM, Holden DT, Schwartz SA, Schindler WG. Endodontic applications of cone-beam volumetric tomography. *Journal of endodontics*. 2007;33(9):1121-32.
66. Estrela C, Bueno MR, De Alencar AHG, Mattar R, Neto JV, Azevedo BC, et al. Method to evaluate inflammatory root resorption by using cone beam computed tomography. *Journal of endodontics*. 2009;35(11):1491-7.
67. Iikubo M, Kobayashi K, Mishima A, Shimoda S, Daimaruya T, Igarashi C, et al. Accuracy of intraoral radiography, multidetector helical CT, and limited cone-beam CT for the detection of horizontal tooth root fracture. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2009;108(5):e70-e4.
68. Bechara B, Alex McMahan C, Moore W, Noujeim M, Teixeira F, Geha H. Cone beam CT scans with and without artefact reduction in root fracture detection of endodontically treated teeth. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2013;42(5):20120245.
69. Harorlı A. *Ağız dış ve çene radyolojisi: Nobel Tıp Kitabevleri Tic. Ltd. Şti.*; 2014.
70. Gundersen H, BENDTSEN TF, KORBO L, MARCUSSEN N, Møller A, Nielsen K, et al. Some new, simple and efficient stereological methods and their use in pathological research and diagnosis. *Apmis*. 1988;96(1-6):379-94.
71. Gundersen HJG, Boysen M, Reith A. Comparison of semiautomatic digitizer-tablet and simple point counting performance in morphometry. *Virchows Archiv B*. 1981;37(1):317-25.
72. Regeur L, Pakkenberg B. Optimizing sampling designs for volume measurements of components of human brain using a stereological method. *Journal of microscopy*. 1989;155(1):113-21.



73. Sahin B, Emirzeoglu M, Uzun A, Incesu L, Bek Y, Bilgic S, et al. Unbiased estimation of the liver volume by the Cavalieri principle using magnetic resonance images. *European journal of radiology*. 2003;47(2):164-70.
74. Acer N, Sahin B, Usanmaz M, Tatoğlu H, Irmak Z. Comparison of point counting and planimetry methods for the assessment of cerebellar volume in human using magnetic resonance imaging: a stereological study. *Surgical and Radiologic Anatomy*. 2008;30(4):335-9.
75. de Faria Vasconcelos K, Evangelista K, Rodrigues C, Estrela C, De Sousa T, Silva M. Detection of periodontal bone loss using cone beam CT and intraoral radiography. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2014.
76. Gundersen H, Jensen E. The efficiency of systematic sampling in stereology and its prediction. *Journal of microscopy*. 1987;147(3):229-63.
77. Sahin B, Mazonakis M, Akan H, Kaplan S, Bek Y. Dependence of computed tomography volume measurements upon section thickness: an application to human dry skulls. *Clinical Anatomy*. 2008;21(6):479-85.
78. Rana M, Modrow D, Keuchel J, Chui C, Rana M, Wagner M, et al. Development and evaluation of an automatic tumor segmentation tool: a comparison between automatic, semi-automatic and manual segmentation of mandibular odontogenic cysts and tumors. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*. 2015;43(3):355-9.
79. Pauwels R, Nackaerts O, Bellaiche N, Stamatakis H, Tsiklakis K, Walker A, et al. Variability of dental cone beam CT grey values for density estimations. *The British journal of radiology*. 2013;86(1021):20120135-.
80. Sahin B, Alper T, Kökçü A, Malatyalioglu E, Kosif R. Estimation of the amniotic fluid volume using the Cavalieri method on ultrasound images. *International Journal of Gynecology & Obstetrics*. 2003;82(1):25-30.

81. Acer N, Bayar B, Basaloglu H, Öner E, Bayar K, Sankur S. Unbiased estimation of the calcaneus volume using the Cavalieri principle on computed tomography images. *Annals of Anatomy-Anatomischer Anzeiger*. 2008;190(5):452-60.
82. Onuk B, Kabak M, Sahin B, Ince N, Selcuk M. New method for estimating the volume and volume fractions of the nasal structures in the goose (*Anser anser domesticus*) using computed tomography images. *British poultry science*. 2013;54(4):441-6.
83. Nordez A, Jolivet E, Südhoff I, Bonneau D, de Guise JA, Skalli W. Comparison of methods to assess quadriceps muscle volume using magnetic resonance imaging. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*. 2009;30(5):1116-23.
84. Warner JD, Irazabal MV, Krishnamurthi G, King BF, Torres VE, Erickson BJ. Supervised segmentation of polycystic kidneys: a new application for stereology data. *Journal of digital imaging*. 2014;27(4):514-9.
85. Orasanu E, Melbourne A, Cardoso MJ, Modat M, Taylor AM, Thayyil S, et al. Brain volume estimation from post-mortem newborn and fetal MRI. *NeuroImage: Clinical*. 2014;6:438-44.
86. Dohertya CP, Fitzsimons M, Holohan T, Mohamed HB, Farrell M, Meredith GE, et al. Accuracy and validity of stereology as a quantitative method for assessment of human temporal lobe volumes acquired by magnetic resonance imaging. *Magnetic resonance imaging*. 2000;18(8):1017-25.
87. Mazonakis M, Pagonidis K, Schlosser T, Hunold P, Damilakis J, Barkhausen J, et al. Stereological estimation of left-ventricular volumetric and functional parameters from multidetector-row computed tomography data. *European radiology*. 2008;18(7):1338-49.
88. Jensen J, Kragsskov J, Wenzel A, Sindet-Pedersen S. Volumetry of bone grafts by three-dimensional computed tomographic reconstruction: an animal study in the minipig. *Dentomaxillofacial Radiology*. 1998;27(1):41-4.

89. Bayram M, Kayıpmaz S, Sezgin ÖS, Küçük M. Volumetric analysis of the mandibular condyle using cone beam computed tomography. *European journal of radiology*. 2012;81(8):1812-6.
90. Sezgin ÖS, Kayıpmaz S, Sahin B. The effect of slice thickness on the assessment of bone defect volumes by the Cavalieri principle using cone beam computed tomography. *Journal of digital imaging*. 2013;26(1):115-8.
91. Kayıpmaz S, Sezgin Ö, Sarıcaoğlu S, Baş O, Şahin B, Küçük M. The estimation of the volume of sheep mandibular defects using cone-beam computed tomography images and a stereological method. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2014.
92. Uzunoglu E, Ilgin C, Yuruker S, Görduysus M. Radiological, stereological, and microscopic evaluation of the quality of canal fillings in oval-shaped root canals prepared with self-adjusting file. *Scanning*. 2015.
93. Dönmez S. Çekim kavite hacimlerinin hesaplanmasında konik ışınli bilgisayarlı tomografi cihazlarının karşılaştırılması. Trabzon: Karadeniz Teknik Üniversitesi; 2012.
94. Bayrak S. Konik ışınli bilgisayarlı tomografi kullanılarak yapılan hacimsel hesaplamalarda kesit kalınlığının etkisi. Trabzon: Karadeniz Teknik Üniversitesi; 2014.
95. Albuquerque MA, Gaia BF, Cavalcanti MGP. Comparison between multislice and cone-beam computerized tomography in the volumetric assessment of cleft palate. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2011;112(2):249-57.
96. Forst D, Nijjar S, Flores-Mir C, Carey J, Secanell M, Lagravere M. Comparison of in vivo 3D cone-beam computed tomography tooth volume measurement protocols. *Progress in orthodontics*. 2014;15(1):1.

97. Ahlowalia M, Patel S, Anwar H, Cama G, Austin R, Wilson R, et al. Accuracy of CBCT for volumetric measurement of simulated periapical lesions. *International endodontic journal*. 2013;46(6):538-46.
98. Xi T, Schreurs R, Heerink WJ, Bergé SJ, Maal TJ. A novel region-growing based semi-automatic segmentation protocol for three-dimensional condylar reconstruction using cone beam computed tomography (CBCT). *PloS one*. 2014;9(11):e111126.
99. Agbaje JO, Jacobs R, Maes F, Michiels K, Van Steenberghe D. Volumetric analysis of extraction sockets using cone beam computed tomography: a pilot study on ex vivo jaw bone. *Journal of clinical periodontology*. 2007;34(11):985-90.
100. Bas O, Acer N, Mas N, Karabekir HS, Kusbeci OY, Sahin B. Stereological evaluation of the volume and volume fraction of intracranial structures in magnetic resonance images of patients with Alzheimer's disease. *Annals of Anatomy-Anatomischer Anzeiger*. 2009;191(2):186-95.
101. Okur A, Kantarci M, Akgun M, Alper F, Cayir K, Koc M, et al. Unbiased estimation of tumor regression rates during chemoradiotherapy for esophageal carcinoma using CT and stereology. *Diseases of the Esophagus*. 2005;18(2):114-9.
102. Hassan B, Souza PC, Jacobs R, de Azambuja Berti S, van der Stelt P. Influence of scanning and reconstruction parameters on quality of three-dimensional surface models of the dental arches from cone beam computed tomography. *Clinical oral investigations*. 2010;14(3):303-10.
103. Librizzi ZT, Tadinada AS, Valiyaparambil JV, Lurie AG, Mallya SM. Cone-beam computed tomography to detect erosions of the temporomandibular joint: effect of field of view and voxel size on diagnostic efficacy and effective dose. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2011;140(1):e25-e30.

104. Pinheiro LR, Scarfe WC, Augusto de Oliveira Sales M, Gaia BF, Cortes ARG, Cavalcanti MG. Effect of Cone-Beam Computed Tomography Field of View and Acquisition Frame on the Detection of Chemically Simulated Peri-Implant Bone Loss In Vitro. *Journal of periodontology*. 2015;86(10):1159-65.
105. Maret D, Telmon N, Peters O, Lepage B, Treil J, Ingèse J, et al. Effect of voxel size on the accuracy of 3D reconstructions with cone beam CT. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2014.
106. Melo SLS, Bortoluzzi EA, Abreu M, Corrêa LR, Corrêa M. Diagnostic ability of a cone-beam computed tomography scan to assess longitudinal root fractures in prosthetically treated teeth. *Journal of endodontics*. 2010;36(11):1879-82.
107. Bechara B, McMahan CA, Moore WS, Noujeim M, Geha H. Contrast-to-noise ratio with different large volumes in a cone-beam computerized tomography machine: An in vitro study. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology and oral radiology*. 2012;114(5):658-65.
108. Mazonakis M, Damilakis J, Mantatzis M, Prassopoulos P, Maris T, Varveris H, et al. Stereology versus planimetry to estimate the volume of malignant liver lesions on MR imaging. *Magnetic resonance imaging*. 2004;22(7):1011-6.
109. Ertekin T, Acer N, İçer S, Ilica AT. Comparison of two methods for the estimation of subcortical volume and asymmetry using magnetic resonance imaging: a methodological study. *Surgical and Radiologic Anatomy*. 2013;35(4):301-9.
110. Acer N, Ilica AT, Turgut AT, Özçelik Ö, Yıldırım B, Turgut M. Comparison of Three Methods for the estimation of pineal gland volume using magnetic resonance imaging. *The Scientific World Journal*. 2012;2012.
111. Suzuki K, Epstein ML, Kohlbrenner R, Garg S, Hori M, Oto A, et al. Quantitative radiology: automated CT liver volumetry compared with interactive volumetry and manual volumetry. *AJR American journal of roentgenology*. 2011;197(4):W706.

112. Sahin B, Acer N, Sonmez O, Emirzeoglu M, Basaloglu H, Uzun A, et al. Comparison of four methods for the estimation of intracranial volume: a gold standard study. *Clinical Anatomy*. 2007;20(7):766-73.



## ÖZGEÇMİŞ

### KİŞİSEL BİLGİLER

<b>T.C. Kimlik/Pasaport No</b>	:48001843356
<b>Soyadı, Adı</b>	:KOÇ, Alaettin
<b>Uyruğu</b>	:T.C.
<b>Doğum tarihi ve yeri</b>	:01/01/1989-Çayıralan
<b>Medeni hali</b>	:Evli
<b>Telefon</b>	:04623773996
<b>E-Posta</b>	:alttnkc@outlook.com
<b>Yazışma adresi</b>	:KTÜ Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş Çene Radyolojisi A.D. Trabzon

### EĞİTİM BİLGİLERİ

Derece	Mezun olduğu kurumun adı	Mezuniyet yılı
Yüksek lisans/Lisans	Kırıkkale Üniversitesi Diş Hek. Fak.	2013
Lise	İçel Anadolu Lisesi	2007

### AKADEMİK/MESLEKİ DENEYİMİ

Görevi	Kurum	Süre (Yıl-Yıl)
1. Araştırma Görevlisi	KTÜ Diş Hek. Fak.	2013-

### YABANCI DİL

İngilizce

### UZMANLIK ALANI

Ağız Diş Çene Radyolojisi

### BİLDİRİLER

1. Yücesan PG, Koç A, Sezgin ÖS, Kayıpmaz S (2015) Bilateral maxiller canine transposition: case report. Oral Diagnoz ve Maksillofasiyal Radyoloji Derneği VI. Bilimsel Sempozyumu
2. Akçay S, Sezgin ÖS, Kayıpmaz S, Çandırılı C, Koç A (2015) Bilateral supernumerary teeth gemination: case report. Oral Diagnoz ve Maksillofasiyal Radyoloji Derneği VI. Bilimsel Sempozyumu

