



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ  
AĞIZ, DİŞ VE ÇENE RADYOLOJİSİ ANABİLİM DALI

**TÜRK POPULASYONUNDA BİFİD MANDİBULAR  
KANAL GÖRÜLMESİ SIKLIĞININ KONİK IŞINLI  
BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ YÖNTEMİYLE  
İNCELENMESİ**

**UZMANLIK TEZİ**

**Gözde SERİNDERE**

**Samsun  
Haziran-2015**





ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ  
AĞIZ, DİŞ VE ÇENE RADYOLOJİSİ ANABİLİM DALI

**TÜRK POPULASYONUNDA BİFİD MANDİBULAR  
KANAL GÖRÜLMESİ SIKLIĞININ KONİK IŞINLI  
BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ YÖNTEMİYLE  
İNCELENMESİ**

**UZMANLIK TEZİ**

**Gözde SERİNDERE**

**Danışman  
Doç.Dr. Kaan GÜNDÜZ**

**Samsun  
Haziran-2015**

T.C.  
**ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ**  
**DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

Gözde SERİNDERE tarafından Doç. Dr. Kaan GÜNDÜZ danışmanlığında hazırlanan 'Türk Populasyonunda Bifid Mandibular Kanal Görülmesi Sıklığının Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi Yöntemiyle İncelenmesi' başlıklı bu çalışma jürimiz tarafından 26/06/2015 tarihinde yapılan sınav ile Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalında UZMANLIK tezi olarak kabul edilmiştir.

Başkan: Prof.Dr. Peruze ÇELENK (Ondokuz Mayıs Üniversitesi)

Üye: Prof.Dr.Tuncer ÖZEN (Gülhane Askeri Tıp Akademisi)

Üye: Doç.Dr.Kaan GÜNDÜZ (Ondokuz Mayıs Üniversitesi)

Bu tez, Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı Akademik Kurulunca belirlenen ve yukarıda adları yazılı jüri üyeleri tarafından uygun görülmüştür.

13.07.2015

**Prof.Dr.Hikmet AYDEMİR**

**Ondokuz Mayıs Üniversitesi**

**Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı**

## TEŞEKKÜR

Eğitimim süresince birikim ve tecrübelerini benimle paylaşan Prof. Dr. Peruze ÇELENK'e, eğitimimde ve tezi hazırlamam sırasında büyük çaba harcayan, hiçbir zaman bilimsel katkı, destek ve ilgisini esirgemeyen Doç. Dr. Kaan GÜNDÜZ'e, radyoloji pratiğini geliőtirmem de katkıları olan değerli öğretim üyelerim Prof. Dr. Aydan AÇIKGÖZ, Prof. Dr. A. Pınar SÜMER ve Yrd. Doç. Dr. A. Zeynep ZENGİN'e teşekkürlerimi ve saygılarımı sunarım.

İyi ve kötü günlerimizi paylaőtığımız, birlikte çalışmaktan her zaman mutluluk duyduğum asistan arkadaşlarıma, OMÜ Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı'nda özveriyle çalışan diğer tüm personele teşekkür ederim.

Bugünlere gelmemi sağlayan, hayatım boyunca desteklerini her zaman hissettiğim aileme, sabrını ve desteğini hiçbir zaman benden esirgemeyen eşim Dr. Mehmet SERİNDERE'ye minnet ve teşekkürlerimi sunarım.

# TÜRK POPULASYONUNDA BİFİD MANDİBULAR KANAL GÖRÜLMESİ SIKLIĞININ KONİK IŞINLI BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ YÖNTEMİYLE İNCELENMESİ

## ÖZET

**Amaç:** Mandibular kanalın (MK) anatomik lokalizasyonu ve varyasyonlarını tespit etmek, mandibulada implant operasyonları, gömülü 3. molar diş çekimi, sagittal split ramus osteotomisi gibi cerrahi prosedürler için oldukça önemlidir. Çalışmamızın amacı Türk toplumunda bifid mandibular kanal (BMK) konfigürasyonu ve görülme sıklığının Konik Işınli Bilgisayarlı Tomografi (KIBT) kullanarak tanımlamaktır.

**Materyal ve Metod:** Çalışmamızda 2013-2015 yılları arasında Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Kliniğine çeşitli nedenlerle başvuran ve KIBT incelemesi yapılan tüm hastalar geriye dönük olarak incelendi. Çalışmaya dahil edilen görüntüler ' Sirona, Galileos' marka cihaz ( 98 kV, 25 mAs) kullanılarak elde edildi. Teşhis edilen BMK'lar tiplerine göre ayrıldı, görülme sıklığı tespit edildi. Ortalama uzunluğu, superior ve inferior açı ölçümleri yapıldı.

**Bulgular:** Çalışmayı kapsayan 2000 hastanın 1122'si kadın (%56.1), 878'i erkek (%43.9) idi. İncelenen 2000 hastanın KIBT kesitlerinin 61'inde (%3,05) BMK tespit edildi. Mandibular kanal bilateral olarak bulunduğundan 61 hastada 122 yarım alt çene incelendi. 122 yarım alt çenenin ise 65'inde (%53.3) BMK tespit edildi. Altmış beş yarım alt çene tarafının 39 tarafında (%60) erkeklerde, 26 tarafında (%40) kadınlarda BMK'a rastlanıldı.

**Sonuç:** KIBT MK'ı görüntülemeye ve kanal varyasyonlarının değerlendirilmesinde önemli bilgiler verir. Yapılan çalışmalarda BMK'ın görülme sıklığı konusunda %0.08'den % 66.5'a kadar değişen sonuçlar elde edilmiştir. MK varyasyon sıklığının değerlendirilmesi ve mandibulayı kapsayan cerrahi işlemlerde cerrahın bilgilendirilmesi başarılı operasyonlar için çok büyük avantaj sağlar.

**Anahtar Kelimeler:** Anatomi; Bifurkasyon; Konik ışınli bilgisayarlı tomografi; Mandibular kanal

**Gözde SERİNDERE, Uzmanlık Tezi**

**Ondokuz Mayıs Üniversitesi - Samsun, 2015**

# INVESTIGATION OF BIFID MANDIBULAR CANAL FREQUENCY WITH CONE BEAM COMPUTED TOMOGRAPHY IN A TURKISH POPULATION

## SUMMARY

**Purpose:** It is important to know anatomic location and variations of the mandibular canal for surgical treatment on mandible such as implant operations, impacted molar tooth extraction and sagittal split ramus osteotomy. The purpose of our study is to determine the configuration and incidence of bifid mandibular canals using cone beam computed tomography.

**Material and Methods:** In our study, all patients who referred to Ondokuz Mayıs University Dentomaxillofacial Radiology Department between the years of 2013 and 2015 with various reasons and was performed cone beam computed tomography images evaluation was retrospectively analysed. Age and gender of the patients who were included in this study were recorded . Images were acquired using 'Sirona, Galileos' ( 98 kV, 25 mAs). Bifid mandibular canals were subdivided, frequency was determined. Measurements of mean lengths, superior and inferior angles were performed.

**Findings:** 1122 of 2000 patients(%56.1) were female and 878 of 2000 patients (%43.9) were male. Bifid mandibular canals were observed in 61 of 2000 patients (%3,05). Because location of mandibular canal is bilateral, 122 sides in 61 patients were studied. Bifid mandibular canal were observed in 65 of 122 sides (%53.3). In 39 of 65 sides (%60), bifid mandibular canals were observed in males, in 26 of 65 (%40) sides, bifid mandibular canals were observed in females.

**Conclusion:** Cone beam computed tomography provides important informations about mandibular canal imaging and evaluation of variations. Frequency of bifid mandibular canal was reported range from %0.08 to %66.5. Evaluation of mandibular canal variations frequency and informing to surgeon in surgical procedures on mandible provides advantages for successful operations.

**Key Words:** Anatomy; Bifurcation; Cone beam computed tomography; Mandibular canal

**Gözde SERİNDERE, Expertise Thesis**

**Ondokuz Mayıs University - Samsun, 2015**

## **SİMGE VE KISALTMALAR**

BMK: Bifid mandibular kanal

BT: Bilgisayarlı tomografi

ÇKBT: Çoklu kesit bilgisayarlı tomografi

HU: Hounsfield Ünitesi

KIBT: Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi

kV: Kilovolt

mAs: Miliamper saniye

MK: Mandibular kanal

MRG: Manyetik rezonans görüntüleme

TME: Temporomandibular eklem

## **İÇİNDEKİLER**

<b>TEŞEKKÜR</b> .....	iii
<b>ÖZET (Türkçe)</b> .....	iv
<b>ABSTRACT (İngilizce)</b> .....	v
<b>SİMGELER VE KISALTMALAR</b> .....	vi
<b>İÇİNDEKİLER</b> .....	vii
<b>1.GİRİŞ</b> .....	1
<b>2.GENEL BİLGİLER</b> .....	5
2.1 Mandibular Kanal Formasyonu.....	5
2.2 Mandibular Kanalın Yapısı.....	6
2.3 Mandibular Kanalın Lokalizasyonu.....	6
2.4 Mandibular Kanalın Nörovasküler Yapıları.....	7
2.5 Mandibular Kanalın Radyografik Görünümü.....	9
2.6 Mandibular Kanalın Sınıflandırılması.....	10
2.6.1 Alt 3. Molar Dişe En Yakın Alanda Mandibular Kanalın Şekline Göre Sınıflandırılması.....	10
2.6.2 Mandibular Kanalın Kemik İliği Boşluğu İçindeki Pozisyonunun Sınıflandırılması.....	10
2.7 Mandibular Kanal Varyasyonları.....	11
2.7.1 Bifid Mandibular Kanal Sınıflandırılması.....	11
2.7.2 Bifid Mandibular Kanal Çapı ve Uzunluğu.....	13
2.8 Mandibular Kanalı Görüntüleme Yöntemleri.....	14
2.8.1 Panoramik Radyografi.....	14

2.8.2 Bilgisayarlı Tomografi.....	15
2.8.3 Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi.....	17
2.8.3.1 Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi Çalışma Prensipleri.....	18
2.8.3.2 Görüntü Oluşumunun Basamakları.....	19
2.8.3.2.1 X Işını Üretimi.....	20
2.8.3.2.1.1 Hastanın Stabilizasyonu.....	20
2.8.3.2.1.2 X Işını Kaynağı.....	21
2.8.3.2.1.3 Tarama Hacmi (Görüntü Alanı).....	21
2.8.3.2.1.4 Tarama Faktörleri.....	24
2.8.3.2.2 X-Işını Algılanması.....	25
2.8.3.2.3 İmaj Rekonstrüksiyonu.....	28
2.8.3.3 Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografinin Avantajları.....	29
2.8.3.4 Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografinin Limitasyonları.....	31
2.8.3.5 Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografinin Diş Hekimliğinde Kullanım Alanları.....	32
2.8.3.5.1 İmplant Uygulamaları.....	32
2.8.3.5.2 Endodontik Uygulamalar.....	34
2.8.3.5.3 Ortodontik Uygulamalar.....	35
2.8.3.5.4 Periodontal Uygulamalar.....	36
2.8.3.5.5 Gömülü Dişler.....	36
2.8.3.5.6 Anatomik Yapıların Lokalizasyonu.....	38
2.8.3.5.7 Temporomandibular Eklem.....	38
2.8.3.5.8 Maksillofasial Patolojiler.....	39

2.8.3.5.9 Havayolu Analizi.....	40
2.8.3.6 Görüntü Artefaktları.....	41
2.8.3.6.1 Ekstinksiyon Artefaktı.....	41
2.8.3.6.2 Işın Sertleşmesi (Beam Hardening) Artefaktı.....	41
2.8.3.6.3 Parsiyel Volüm Etkisi.....	42
2.8.3.6.4 Basamaklanma Artefaktı.....	42
2.8.3.6.5 Ring Artefaktı.....	43
2.8.3.6.6 Hareket Artefaktı.....	43
2.8.3.6.7 Gürültü (Noise).....	43
2.8.3.6.8 Skater (Saçılma).....	44
<b>3. MATERYAL VE METOD.....</b>	<b>46</b>
3.1 Çalışma Planı.....	46
3.2 İmaj Değerlendirme.....	46
3.3 İstatistiksel Analiz.....	48
<b>4. BULGULAR.....</b>	<b>49</b>
<b>5. TARTIŞMA.....</b>	<b>56</b>
<b>6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....</b>	<b>63</b>
<b>KAYNAKLAR.....</b>	<b>64</b>
<b>ÖZGEÇMİŞ.....</b>	<b>72</b>

## 1. GİRİŞ

Mandibular kanal (MK) ya da inferior alveolar kanal, inferior alveolar sinir ve ilişkili damarların iletimini sağlar. Kanal tipik olarak mandibular forameninden mental foramene uzanır. Kanal içerisinde dişleri ve komşu yapıları besleyen terminal dental ve insiziv dallar ayrılır. Bir terminal dal mental foramende mental siniri oluşturmak üzere kanaldan ayrılır.(Sanchis ve ark., 2003)

Histolojik çalışmalar inferior alveolar sinirin tipik olarak mandibula boyunca dişlerin apikallerine uzanan dallar içeren majör bir yol izlediğini göstermiştir. Bununla birlikte ana kanala yaklaşık olarak paralel inferior alveolar sinirin multipl daha küçük dallar mevcuttur. Nadiren, bu dallar sekonder mandibular kanal oluşturacak yeterlilikte büyüklüğe sahiptir. Bu tür bifid kanallar en yaygın panoramik ve KIBT imajlarında görülür.(White ve Pharoah, 2009)

MK'nın varyasyonları ya da mandibular sinirin topografik ilişkileri rutin oral ve dental prosedürler için gerekli lokal anestezinin uygulanmasında ve operasyonlar sırasında sinir dallarının beklenmeyen hasarı ile oluşan hataların nedenini açıklar. İlâveten, mandibular sinirin izlediği yoldaki varyasyonlar, mandibular osteotomiler ve diğer rekonstrüktif operasyonların sayısındaki artışın sonucu olarak oluşan hasarlı inferior alveolar sinirin mikrocerrahi anastomozları için önemli olabilir.(Jablonski ve ark., 1985)

'Bifid' terimi iki kısım ya da dal halinde ayrık anlamına gelen Latince kelimedenden köken alır. Bifid mandibular kanal (BMK), MK'nın iki dala ayrılması anlamına gelen anatomik bir varyasyon olup mandibular forameninden başlar. Her kanal içerisinde nörovasküler bir demet içerebilir.(Langlais ve ark., 1985)

Panoramik radyografi, bilgisayarlı tomografi (BT) ve konik ışınli bilgisayarlı tomografi (KIBT) BMK'ların prevalansını tanımlamak için kullanılan tekniklerdir.(Orhan ve ark., 2010) Volumetrik görüntüleme farklı olarak konvansiyonel ve panoramik radyograflar sadece bir fikir önerebilir fakat bunu her zaman doğrulamaz. Panoramik radyografi kullanılarak yapılan bifid kanal teşhisini karşı taraftaki semi-mandibula, faringeal havayolu, yumuşak damak ve uvulanın yarattığı hayalet imajlar zorlaştırmaktadır.(White ve Pharoah, 2009) Rouas ve ark. (2007) panoramik imajlar kullanılarak yapılan bütün çalışmaların bu duplikasyonların varlığını abartılı olarak

gösterdiğini bildirmişler, anomalinin görünümündeki varyasyonlardan yola çıkarak, geçmişteki çalışmalarda anomali sıklığının bazen neden çok yüksek olduğunu bu duruma bağlamışlardır. Rouas ve ark. (2007) 3D görüntülemenin anatomik yapıları açığa çıkarmak için gerekli olduğunu bildirmişlerdir ve panoramik grafiye göre çok az yüksek, BT görüntümeden daha düşük efektif radyasyona sahip düşük maliyetli bir metod olarak KIBT'yi önermişlerdir. Orhan ve ark. (2010) KIBT kullandıkları çalışmalarında, panoramik radyografi kullanarak yapılan çalışmalara göre, BMK'ı yüksek oranda bulmuşlardır, bu durumun, diğer 3 boyutlu sistemlere oranla daha az iyonize radyasyon kullanan KIBT'nin sekonder kanalların tespiti için fazlasıyla yararlı bir araç olduğuna dikkat çekmişlerdir.

Bütün BT tarayıcıları dönen bir gantri üzerinde dedektör ve bir X-ışını kaynağından oluşur. Gantrinin rotasyonu esnasında dedektör hasta tarafından atenüasyona uğrayan X ışınlarını algılar. Bu kayıtlar lineer atenüasyon faktörüne karşılık gelen resim element (piksel) değerlerini içeren kesitsel imajları oluşturmak için bir bilgisayar algoritması tarafından rekonstrükte edilen 'ham data' yı meydana getirir. Konik ışın tarayıcıları BT'deki lineer dedektör yerine 2 boyutlu dijital sıralı alan dedektörü kullanır. Konik ışın tarayıcıları sirküler kolimasyonlu 3 boyutlu X-ışını ile kombine edilir böylece sonuçta oluşan ışın kon şeklindedir, bu yüzden 'konik ışın' ismi kullanılmıştır. Çünkü ekspozür bütün ilgili bölgeyi kapsar, imaj rekonstrüksiyonu için yeterli datayı elde etmede sadece gantrinin bir rotasyonel kesiti gereklidir. Konik ışın geometrisi volumetrik data kazanımında hızlıdır ve bu nedenle BT ile karşılaştırıldığında maliyet olarak belirgin kazanç sağlar. KIBT voksellerin alındığı bütün volumetrik veri grubunu oluşturur. Voksel boyutları dedektör üzerindeki piksel boyutuna bağlıdır.(White ve Pharoah, 2009) Geri filtreli projeksiyonları içeren ileri algoritmali yazılım programları bu imajları 3 ortogonal düzlemde (aksiyal, sagittal ve koronal) primer rekonstrüksiyon imajlarını sağlamak için kullanılabilen 3D volumetrik data sete dönüştürür.(Scarfe ve Farman, 2006)

Yayınlanan raporlar KIBT ekipmanının tipi, modeli ve kullanılan görüntüleme protokolüne göre etkin dozun 52-1025  $\mu\text{Sv}$  arasında değiştiğini belirtmektedir. Bu değerler yaklaşık olarak 4-77 adet dijital panoramik radyografa ( yaklaşık 13,3  $\mu\text{Sv}$ ) ya da kişi başına düşen 5-103 günlük doğal radyasyon dozuna (Amerika Birleşik

Devletleri'nde bu doz yaklaşık 3600  $\mu\text{Sv}$ ) eşittir. KIBT tekniği, dozu 1400 ile 2100  $\mu\text{Sv}$  arasında değişen konvansiyonel baş BT tekniği ile karşılaştırıldığında %51 ile %96 arasında doz azalması sağlar.(White ve Pharoah, 2009)

Boyut olarak daha büyük ve pahalı olan BT tarayıcılarından farklı olarak, KIBT maliyet ve dozun önemli olduğu dental uygulamalarda kullanımı uygundur. KIBT tekniği yaklaşık 20 yıldır kullanımda olmasında rağmen, son dönemlerde pahalı olmayan X-ışını tüpleri, yüksek kaliteli dedektör sistemleri ve güçlü bilgisayarların gelişimi ile diş hekimliğinde klinik uygulamaları artmıştır.(Scarfe ve Farman, 2006)

Konik ışınlı görüntüleme sistemleri maksillofasiyal bölgedeki sert dokuları görüntülemek için son dönemlerde tanıtılmışlardır. KIBT, medikal BT'ler ile karşılaştırıldığında daha kısa tarama zamanı, daha düşük doz ve daha az maliyetle submilimetrik rezolüsyon imajları sağlamada başarılıdır. Bu teknolojinin kullanımının artması hekime maksillofasiyal bölgede operatif ve cerrahi prosedürlerin diağnozunda 3D görüntü elde etme imkanını sağlar.(White ve Pharoah, 2009)

Çeşitli radyografi teknikleri kullanılarak BMK insidansını belirleme amaçlı yapılan çalışmalar mevcuttur. Bu çalışmalardan bazıları Tablo 1'de gösterilmiştir. Diğer bir anatomik varyasyon olan trifid mandibular kanalla ilgili daha az sayıda çalışma olduğu dikkat çekmektedir. Bogdán ve ark. (2006) yaptıkları çalışmada 46 kuru mandibula üzerinde bir tanesinde trifid mandibular kanal tespit etmişlerdir. Auluck ve ark. (2007) ise altı vaka sunumunun bir tanesinde trifid mandibular kanal rapor etmişlerdir.

Sonuç olarak, 3. molar diş cerrahisi, implant uygulamaları, mandibular osteotomiler ve mandibulada görülen kırıkların tedavisi gibi ağız içi uygulamalarda mandibular sinir demetinin hasar görme riskini en aza indirmek için MK anatomisi ve varyasyonlarını bilmek oldukça önemlidir. Günümüzde implant uygulamalarının artmış olması bunu daha da önemli kılmaktadır. Çalışmamızda, bu nedenlerden yola çıkarak KIBT kesitleri üzerinde BMK'ın Türk popülasyonunda görülme sıklığını ve lokalizasyonunu belirlemeyi amaçladık.

**Tablo 1.** BMK ile ilgili çalışmalar

Yazar	Çalışmanın Tipi	Kullanılan Radyografi Tekniği	Bifid Mandibular Kanal İnsidansı
Auluck,2007	Vaka sunumu	Panoramik Radyografi+BT	6 vaka
Bogdan ve ark.,2006	Kadavra çalışması	_	8 vaka (%17.4)
	Araştırma, 1000 hasta	Panoramik radyografi	2 vaka (%0.2)
Claeys ve ark. 2005	Literatür derlemesi ve vaka sunumu	Panoramik Radyografi+BT	1 vaka
Durst ve ark.,1980	Araştırma, 1024 hasta	Panoramik Radyografi	85 vaka (8.3)
Grover ve ark.,1983	Araştırma, 5000 hasta	Panoramik Radyografi	4 vaka (%0.08)
Karamifar ve ark.,2009	Vaka sunumu	Panoramik Radyografi	1 vaka
Kaufman ve ark.,2000	Vaka sunumu	BT	2 vaka
Kuribayashi ve ark.,2010	Araştırma, 252 hasta	KIBT	47 vaka (%15.6)
Langlais ve ark.,1985	Araştırma, 6000 hasta	Panoramik Radyografi	57 vaka (%0.95)
Miloğlu ve ark.,2009	Vaka sunumu	BT	1 vaka
Naitoh ve ark.,2009	Araştırma, 122 hasta	KIBT	79 vaka (%64.8)
Nortje ve ark.,1977	Araştırma, 3612 hasta	Panoramik radyografi	33 vaka (%0.9)
Orhan ve ark., 2010	Araştırma, 242 hasta	KIBT	161 vaka (%66.5)
Sanchis ve ark.,2003	Araştırma, 2012 hasta	Panoramik radyograf	7 vaka (%0.35)
Wadhvani ve ark.,2008	Vaka sunumu	Panoramik Radyografi	1 vaka

## 2.GENEL BİLGİLER

### 2.1. Mandibular Kanal Formasyonu

Postnatal yaşamda MK dişleri innerve eden inferior alveolar sinir demetini çevreler. MK'nın morfolojik özelliklerine ilişkin genel değerlendirmede, MK mandibular inferior sinir demetini çevreleyen tek bir kemik kanalı olarak tanımlanır.

Prenatal mandibular gelişim üzerine yapılan çalışmalar, bu kemik yapısının prenatal yaşamın ilk yarısı esnasında gelişmediğinden dolayı, MK'nın prenatal formasyonu üzerine bilgi kapsamaz. Yapılan önceki çalışmalar dişler, sinirler ve çevreleyen kemik arasında yakın gelişimsel ilişki üzerine odaklanmıştır. Sinir yolunun etrafında kemik kanalları geliştiğinden dolayı, erken prenatal gelişimsel safhada kanal paterninin dentisyon paternini yansıtabildiği varsayılmıştır.(Chavez-Lomeli ve ark.,1996)

Chavez-Lomeli ve ark. (1996) yaptıkları çalışmada embriyonik gelişim sırasında mandibular dişlerin 3 grubunu inerve eden üç inferior dental sinir olabileceğini belirtmişlerdir. İlk olarak kesici dişlere doğru giden kanal görünür, süt molar ve sonradan daimi molarlara doğru giden kanal bunu takip eder. Bu kanallar farklı diş gruplarına doğru mandibular ramusun lingual yüzeyinden yönlenmiştir. Ramus bölgesinde hızlı prenatal büyüme ve remodeling esnasında intrauterin 7 hafta civarında inferior alveolar sinirin mental ve insiziv dallara ayrıldığı yerde intramembranöz ossifikasyon başlar. Posterior Meckel kıkırdağının lateral sınırı boyunca ossifikasyon uzanımı sonuç olarak MK'ı şekillendiren inferior alveolar sinir etrafında bir oluk üretir. Bu teori bazı hastalarda bu üç sinirin inkomplet füzyonuna sekonder olarak bifid/trifid MK'nın oluşumunu da açıklar.

Sonuç olarak, mandibular kanal en az 3 ayrı kanaldan oluşur. İnférieur mandibular sinir dalının bu üç farklı parçası mandibular dentisyonda ilki kanin ve mandibular kesici dişler, ikincisi premolar dişler ve üçüncüsü molar dişler olmak üzere üç farklı gelişimsel alanların varlığını gösterir. Bu alanlar farklı orjinli farklı sinir dalları tarafından innerve olur.(Chavez-Lomeli ve ark., 1996).

## ***2.2 Mandibular Kanalın Yapısı***

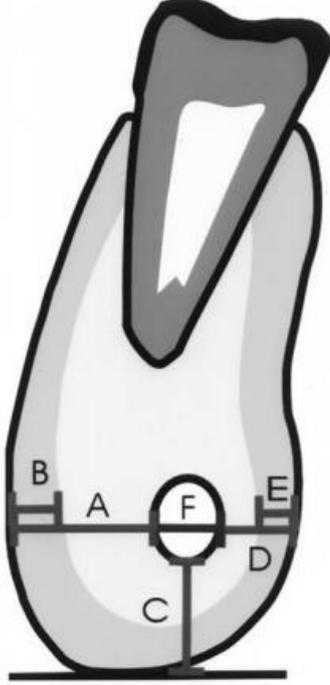
MK, poröz doğasına istinaden kribriform tünel olarak tanımlanmıştır. Aynı zamanda molar dişler bölgesi ya da etrafında MK'nın tübüler yapısının kaybolduğu da öne sürülmüştür.(Cryer, 1901) Yapılan bir çalışmada nörovasküler demetin mandibular forameninden mental foramene bütün halde devam ettiğini rapor edilmiştir. Mandibular foramen alanında inferior alveolar nörovasküler demet kortikal sınırlar arasında hemen hemen tüm kansellöz boşluğa yerleşmiştir ve her zaman lingual kortikal plak ile ilişkilidir. Mental foramene yaklaşırken, mental foramene doğru bukkal olarak lingual plaktan keskince yön değiştirir. Mental foramenin anteriorunda nörovasküler demet küçülür ve labial kortikal plağa yakınlaşır.(Gowgiel, 1992)

## ***2.3 Mandibular Kanalın Lokalizasyonu***

MK mandibular forameninden mental foramene uzanır. (Kuribayashi ve ark., 2010) Kanal genellikle mental foramene ilerler, sıklıkla mental foramenin birkaç milimetre anteriorunda kıvrım yapar; bu 'anterior kıvrım' olarak adlandırılır. Mandibular kanal bölgesine dental implant planlandığında, bu kıvrımın lokalizasyonu ve uzunluğu göz önünde bulundurulur. Kanalın sadece tek bir sınırı görüldüğünde, bu sınır tipik olarak inferior sınırdır. (White ve Pharoah, 2009) MK'nın üst sınırı 1. ve 2. molar diş köklerinin 3.5 ile 5.4 mm arasında lokalizedir. Vakaların çoğunda MK 2. molar dişin apikallerinin bukkalinde ve vakaların yaklaşık yarısında 1. molar dişin apikallerinin lingualinde konumlanır.(Littner ve ark., 1986). Yapılan bir çalışmada, MK'nın kesintisiz 1. molar dişin distal yarısında en düşük noktasında olduğu belirtilmiştir. Bukkal kortikal plak ile MK arasında en fazla uzaklık 1. ve 2. molar bölgelerdedir; 2. premolar diş bölgesinde, MK mental foramene bukkal yönde bağlantısına yakın hareket etmeye başlar. (Rajchel ve ark., 1986) Başka bir çalışmada, 40 hastanın KIBT kesitleri incelenmiş olup, vakaların %49'unda MK 3. molar dişin lingualinde, %17'sinde bukkalinde, %19'unda inferiorunda ve %15'inde ise 3. molar dişin kökleri arasında pozisyonlandığı bildirilmiştir.(Ghaeminia ve ark., 2009)

MK'nın çapı 2 mm ile 2.4 mm arasında rapor edilmiştir.(Rajchel ve ark., 1986) Yapılan başka bir çalışmada ise ortalama 2.1 mm olmak üzere 1.2 ile 3 mm aralığında rapor

edilmiştir.(Ylikontiola ve ark., 2002) Mandibular kanal yüksek oranda bilateral simetrik olarak konumlanır. (Carter ve Keen,1971; Rajchel ve ark., 1986, Littner ve ark., 1986)

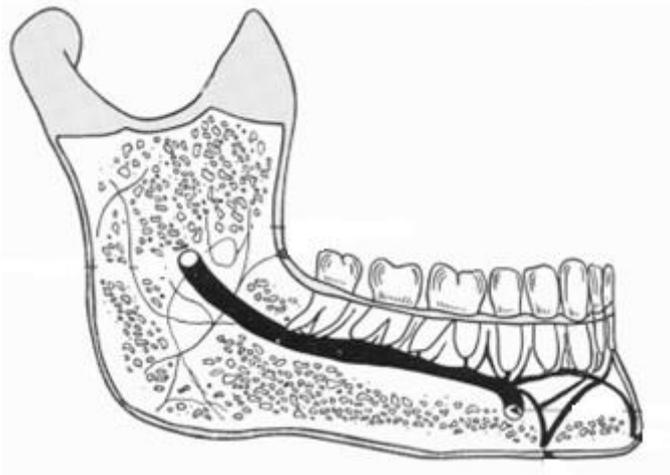


**Şekil 1.** 3.molar bölgesinin koronal kesiti. A. Kanaldan mandibulanın bukkal sınırına olan uzaklık B. Bukkal korteksin kalınlığı C. Kanaldan mandibulanın alt sınırına olan uzaklık D. Kanaldan mandibulanın lingual sınırına olan uzaklık E. Lingual korteksin kalınlığı F. Kanalın çapı. (Ylikontiola ve ark., 2002)

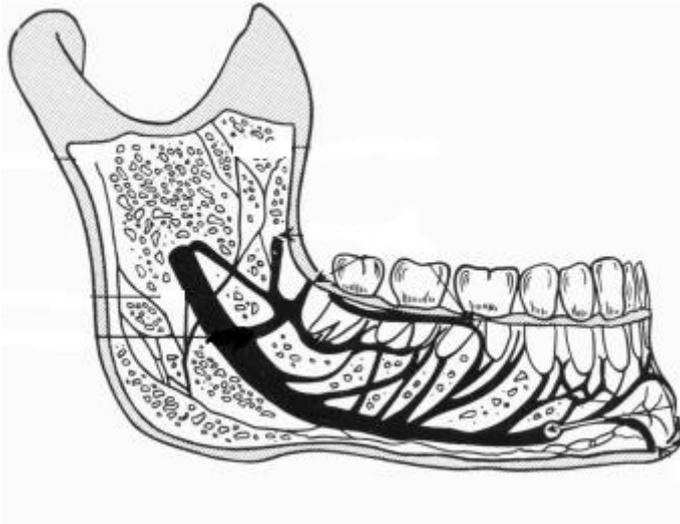
#### **2.4 Mandibular Kanalın Nörovasküler Yapıları**

İnferior alveolar sinir, mandibular sinirin en büyük dalıdır. İnfierior alveolar sinir mandibular ramusun medial yüzeyi üzerinde mandibular foramenin içinden mandibulaya girmeden önce mylohyoid sinir ayrılır. Mylohyoid sinir mylohyoid ve digastrik kasın anterior karnının inervasyonunu sağlar. Sonra, mandibular foramenden girer ve inferior alveolar nörovasküler demeti oluşturan, MK içinde inferior alveolar arter ile devam eder. Kanal içinde sinir iki dal verir, bunlar mental sinir ve insiziv sinirdir. Mental sinir, mental foramenden çıkan daha büyük bir daldır, çene ve alt dudak derisinin inervasyonunu sağlar. İnsiziv sinir daha küçük bir daldır ve premolar, kanin, kesici dişler ve buldukları bölgedeki gingivanın duyuşal inervasyonunu sağlar.(Rodella ve ark., 2011)

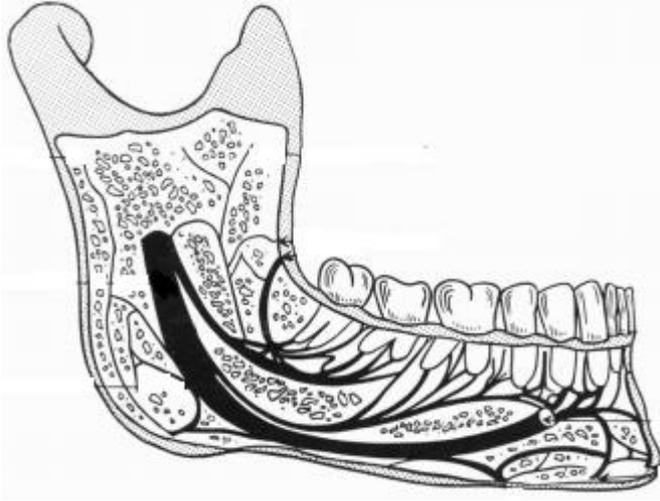
Inferior alveoler sinirin morfolojik 3 ana tipi tanımlanmıştır. Tip I'de, inferior alveoler sinir molar kök apikallerine yakın tek bir büyük yapı olarak mental foramene doğru yol izler. Tip II'de inferior alveoler sinir mandibulada daha altta konumlanır ve dental dallar oblik olarak izlenir. Tip III'de inferior dal kesici-kanin bölgesi inervasyonu için medial olarak uzanırken, inferior alveoler sinir posterior olarak molar ve premolar bölgenin inervasyonunu sağlayan iki büyük dala ayrılır.(Carter ve Keen,1971)



**Şekil 2.** Tip I Inferior alveoler sinir



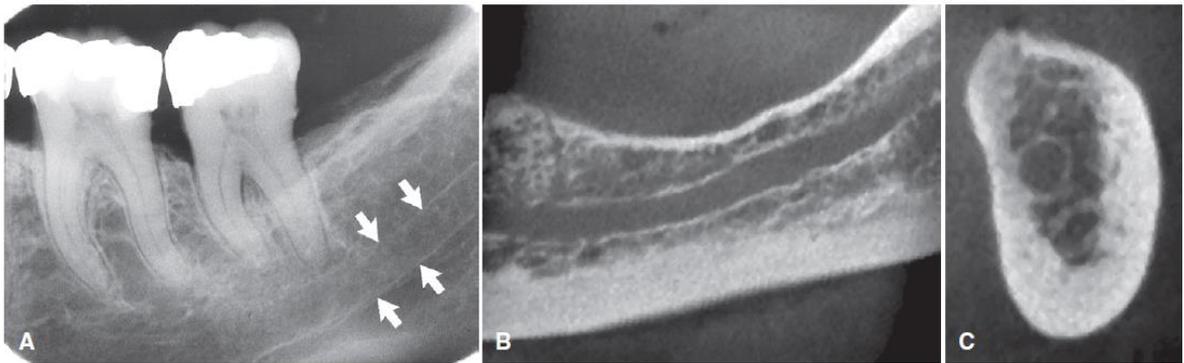
**Şekil 3.** Tip II Inferior alveoler sinir



**Şekil 4.** Tip III İnferior alveoler sinir (Carter ve Keen,1971)

### **2.5 Mandibular Kanalin Radyografik Görünümü**

MK'ın radyograflarda ince radyopak superior ve inferior sınırlar ile koyu bir lineer gölge olarak görülür. Bazen sınırları sadece parsiyel olarak görülür ya da hiç gözükmez.Kanal genişliği hastalar arasında değişkenlik gösterir. Kanalın izlediği yol mandibular foramen ve mental foramen arasında izlenebilir. Nadiren, radyograf üzerinde MK'ın orta hatta doğru anterior devamlılığı görülebilir.(White ve Pharoah, 2009)

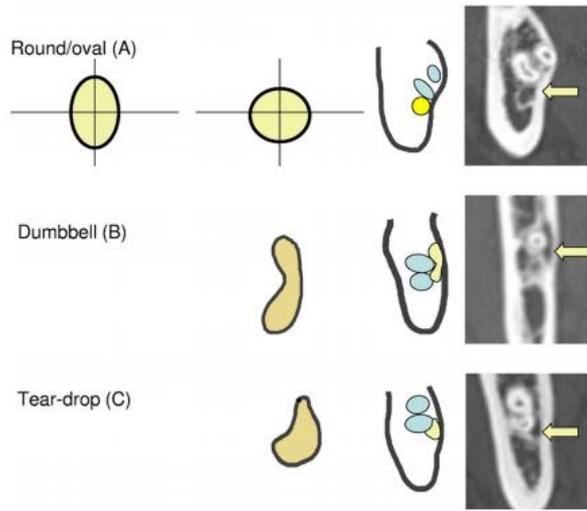


**Şekil 5.** MK'ın radyografik ve tomografik görünümü. A. Periapikal radyografda MK'ın görünümü. Superior ve inferior kortikal sınırlar izleniyor. B. KIBT kesitinde izlenen MK. C. KIBT kesitsel görüntüde lingual plağa komşu sirküler MK ve kortikal sınırları izleniyor (White ve Pharoah, 2009)

## 2.6 Mandibular Kanalin Sınıflandırılması

### 2.6.1 Alt 3. Molar Dişe En Yakın Alanda Mandibular Kanalin Şekline Göre Sınıflandırılması

Yapılan bir çalışmada alt 3.molar dişe en yakın bölgede MK'nın kesitsel şekli 3 tipe ayrılmıştır. Bunlar, yuvarlak/oval, dambıl ya da gözyaşı şekilleridir. MK simetrikse ve simetrisinin 2 çizgisine sahipse, şekli yuvarlak/oval olarak belirlenir. Eğer kanal ağzının kısa aksının çapı merkezine göre daha uzunsa, kanal dambıl şekilli olarak sınıflandırılır. Son olarak, MK simetri gösteriyor fakat simetrisinin ya da asimetrik şeklinin tek bir çizgisi varsa, gözyaşı şekilli olarak sınıflandırılır.(Ueda ve ark., 2012)



**Şekil 6.** MK'nın şekli. A. MK'nın yuvarlak/oval şekli B. MK'nın dambıl şekli C. MK'nın gözyaşı şekli (Ueda ve ark., 2012)

### 2.6.2 Mandibular Kanalin Kemik İliği Boşluğu İçindeki Pozisyonunun Sınıflandırılması

Tsuji ve arkadaşları yaptıkları çalışmada MK'nın kemik içindeki 3 tipe ayırmışlardır:

- Ayrı tip, görülebilir kemik iliği boşluğu
- Kontakt tip, kanalın dış yüzeyi ve bukkal kortikal kemiğin iç yüzeyi temas halinde
- Füzyon tip, kanalın dış kortikal plağı belirgin değil (Tsuji ve ark., 2005)

## ***2.7 Mandibular Kanal Varyasyonları***

Kanal genellikle tek bir yapı olarak bilinmesine rağmen, 1973 yılından beri bifid kanallar gibi varyasyonlar rapor edilmiştir.(Nortje ve ark., 1977; Langlais ve ark., 1985)

### ***2.7.1 Bifid Mandibular Kanal Sınıflandırılması***

BMK'nın anatomik lokasyonu ve konfigürasyonu ( Langlais ve ark., 1985), duplikasyon paterni (Nortje ve ark., 1977) temel alınarak sınıflandırılması yapılmıştır.

Nortje ve ark. bifid mandibular kanalın bifurkasyon paternini 4 tipe ayırmıştır:

Tip I: Bir foramenden köken alan iki kanal

Tip II: 2. molar ya da 3. molar dişlere uzanan suplemental kısa bir üst kanal

Tip III: Mandibula ramusta ayrı foraminadan doğan molar bölgede tek kanal oluşturmak üzere birleşen eşit boyuta sahip görünümlü 2 MK

Tip IV: Retromolar papil bölgesinden doğan ve retromolar alanda ana kanal ile birleşen suplemental bir kanal (Nortje ve ark., 1977)

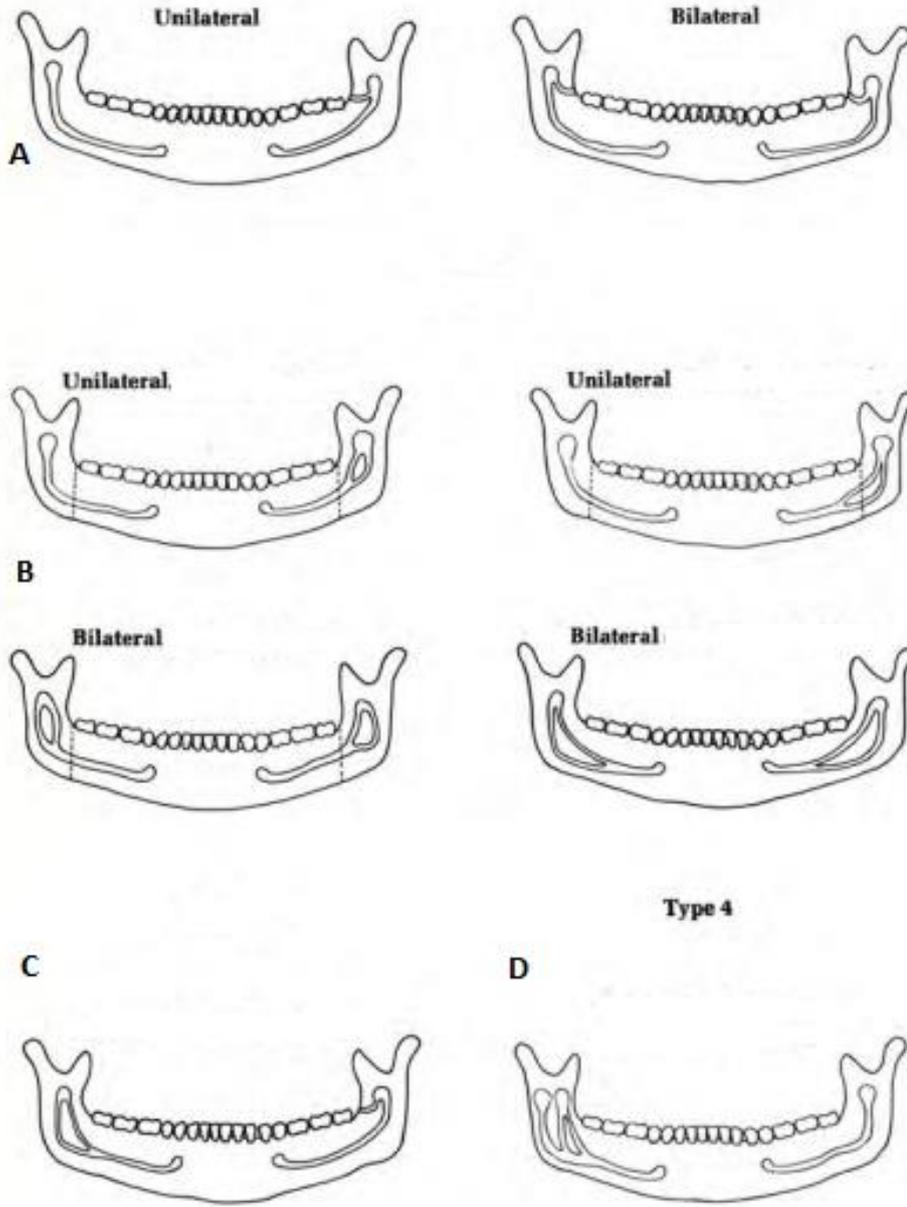
Langlais ve ark. (1985) bifid mandibular kanal anatomik lokalizasyonuna ve konfigürasyonuna göre 4 tipe ayırmıştır:

Tip I: 3. molar ya da yakınındaki alanda uzanan unilaterale ya da bilateral BMK

Tip II: Ana kanal boyunca uzanan ve mandibula ramusunda tekrar birleşen unilaterale ya da bilateral BMK

Tip III: Bu ilk iki kategorinin kombinasyonu

Tip IV: Ayrı mandibular foramenden köken alan ve sonra daha büyük bir kanal oluşturmak üzere birleşen iki kanal



**Şekil 7.** BMK'nın Langlais ve ark. (1985) tarafından yapılan sınıflandırması A. Tip I BMK B. Tip II BMK C. İlk iki tipin kombinasyonu olan tip III BMK D. Tip IV BMK

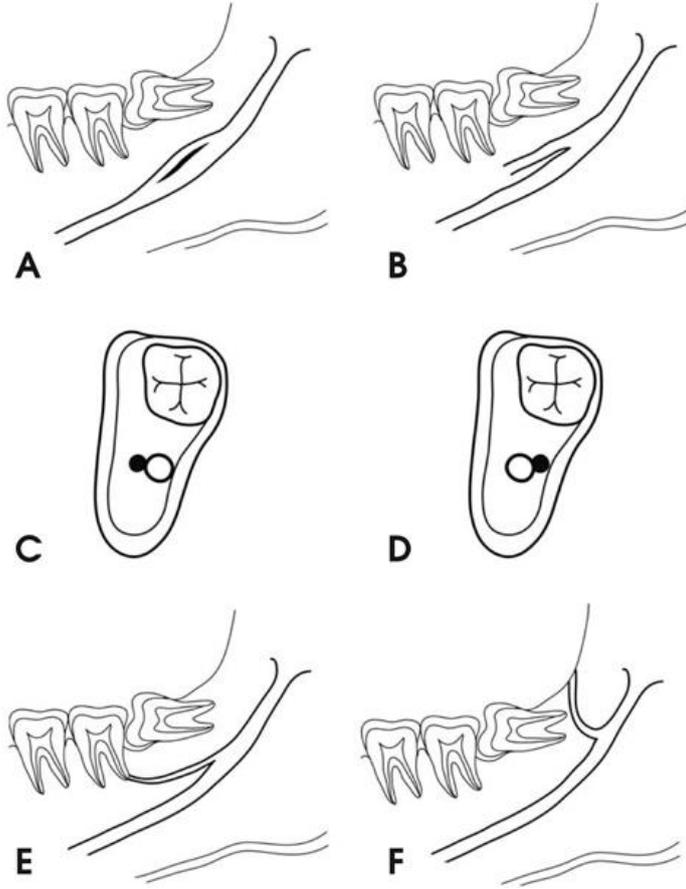
Bu iki araştırmacı da BMK sınıflandırmalarını panoramik radyograf üzerinde yapmışlardır. Naitoh ve ark. (2009) ve Orhan ve ark. (2010) ise BMK sınıflandırmasını lokalizasyona göre KIBT kesitleri üzerinde yapmışlardır. Bu yüzden çalışmamızda bu sınıflandırmayı kriter olarak kullanmayı seçtik. Bu sınıflandırma:

İleri Kanal: Bu kanallar ana kanalın superior duvarından kaynaklanan dallardır.

Bukkolingual Kanal: Ana kanalın bukkal ya da lingual duvarından köken alan dallardır.

Dental Kanal: Bu durumda, bifurkasyona uğrayan kanal bitimi molar dişlerin kök apekslerine ulaşır.

Retromolar kanal: Ana kanaldan çıkan dal retromolar foramene açılır.



**Şekil 8.** A. Kesişme noktası olan ileri kanal B. Kesişme noktası olmayan ileri kanal C. ve D. Bukkal ya da lingual duvara yakın bukkolingual kanal E. Kök apeksine uzanan dental kanal F. Retromolar foramene dallanmış retromolar kanal (Naitoh ve ark., 2009)

### ***2.7.2 Bifid Mandibular Kanal Çapı ve Uzunluğu***

Naitoh ve ark. (2009) ileri kanal vakalarında bifid kanalın ortalama uzunluğunu 9.6 mm (aralık: 1.4-25 mm) , bukkolingual kanal vakalarında, ortalama uzunluğu 1.6 mm (aralık: 1.5-1.7 mm), dental kanal vakalarında 8.9 mm (1.6-23 mm), retromolar kanal vakalarında 14.8 mm olarak rapor etmişlerdir. Yapılan bir çalışmada, BMK'nın ortalama çapı 1.68 mm (aralık: 0.88-3.4 mm) olarak bulunmuştur. (Kuribayashi ve ark., 2010)

### ***2.8 Mandibular Kanalı Görüntüleme Yöntemleri***

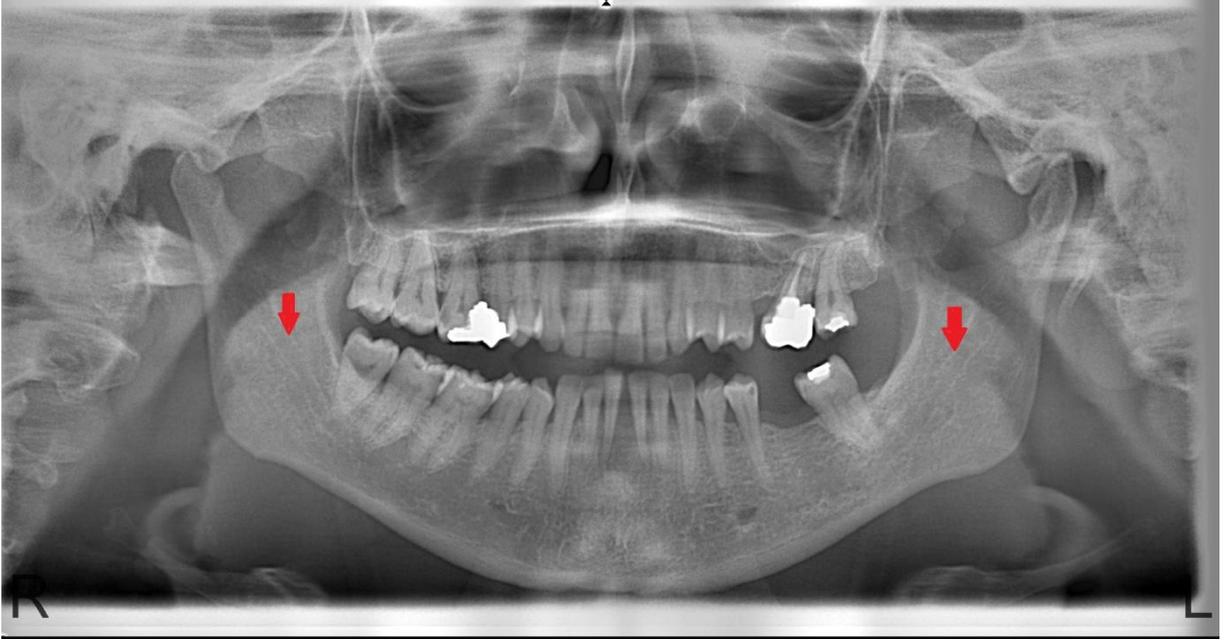
#### ***2.8.1 Panoramik Radyografi***

Panoramik görüntüleme hem maksiller hem de mandibular dental arkların ve destekleyen yapıların tek bir imaj üzerinde görüntülenmesini sağlayan tekniktir. İlk olarak, Paatero ve bağımsız olarak çalışan Numata panoramik radyografi prensiplerini tanımlamışlardır. X ışını rotasyon merkezi içinden geçerken iki komşu disk aynı hızda, zıt yönde rotasyon yaparlar.(White ve Pharoah, 2009)

Panoramik radyografi tekniğinin diş hekimliğinde çok geniş bir kullanım alanı mevcuttur. Çoğunlukla çeneleri ve dişleri genel olarak değerlendirmek için 'başlangıç tetkik grafisi' olarak alınır. Dişlerin gelişimi ve anomalilerini, gömülü dişlerin pozisyonu, çenelerde tümör, kist gibi patolojileri tespit etmek için, implant operasyonu ve protez yapımı öncesi değerlendirme, ortodontik değerlendirme için, maksiller sinüs, nazal septum, nazal konka, temporomandibular eklemi (TME) değerlendirmek için panoramik radyograf istenir.

Maksilla ve mandibulanın tek bir imaj üzerinde görülmesi, zaman tasarrufu sağlaması, full-mouth radyograflara oranla düşük radyasyon dozu, ağız açıklığında kısıtlılık olan olan hastalarda uygulanım kolaylığı panoramik radyografinin avantajlarıdır. Ancak, tomografik görüntü olması ve intensifying ekran kullanımından dolayı detay iyi değildir. Artan obje-film mesafesinin fazlalığından görüntüde magnifikasyon olur. Geometrik distorsiyonlar mevcuttur.(Harorlı ve ark., 2006) Mandibulanın karşı tarafı, faringeal hava yolu, yumuşak damak ve uvulanın hayalet gölgeleri panoramik radyograflar kullanılarak MK lokalizasyonunu güçleştirebilir.(White ve Pharoah, 2009) Panoramik radyograflar üzerinde MK genellikle sadece ramus bölgesinde ve molar bölgelerde

gözlenir. Bu alanlarda, nörovasküler demet lingual korteksle temas halindedir ve genellikle mandibulanın lingual korteksinde hafif bir depresyon yapar. Bu durumun, ramus bölgesi ve molar bölgede MK'ın görülmesinin nedeni olabileceği varsayılmıştır.(Gowgiel, 1992)



Şekil 9. Panoramik radyografte MK görülüyor

### 2.8.2 Bilgisayarlı Tomografi

1972 yılında, bir mühendis olan Hounsfield, başın kesitsel imajlarını elde etmek için 1950 ve 60'lı yıllarda Mc Cormack tarafından geliştirilen imaj rekonstrüksiyon matemetiği kullanan devrim niteliğindeki BT görüntüleme tekniğini keşfetti. Hounsfield ve Mc Cormack 1979 yılında çalışmalarından dolayı Nobel ödülünü paylaştılar.(White ve Pharoah, 2009)

BT tekniğinde imajlar dairesel bir cihaz üzerindeki X-ışını kaynağı ile karşısındaki algılayıcının hastanın çevresinde dönmesiyle oluşturulan verilerin bilgisayar yardımıyla işlenmesiyle oluşurlar. Bu teknikte kesit alındığından dolayı süperpozisyonlar oluşmaz. X-ışını kolimasyonu ışın hastaya gelmeden önce ve hastayı geçtikten sonra iki ayrı alanda yapılır. X-ışını kolime edildiğinden ışınların saçılması en az düzeydedir. Dolayısıyla geometrik rezolüsyon artar.

BT cihazında 30 derece eğilebilen 'Gantri' denilen kısım vardır ve X-ışını tüpü ile dedektörler gantride yerleşirler. Gantrinin ortasındaki boşluğa 'Gantri açıklığı' denir. Hastanın supin ya da pron pozisyonda yatırıldığı hareketli bir taşıyıcı masa vardır.

BT tekniğinde sintilasyon dedektörleri ve gazlı dedektörler olmak üzere iki çeşit dedektör kullanılır. Sintilasyon dedektörleri, üzerine X-ışını düşünce ışık salınımına yol açan sodyum iyodür ve kalsiyum florür gibi maddeler içerir. Gazlı dedektörlerde ise sıkıştırılmış Xenon gazı mevcuttur. Gazlı dedektöre ulaşan X-ışınları Xenon gazında iyonizasyon yapar.

BT tekniğinde görüntü oluşumu piksel denilen resim elemanlarından meydana gelir. Pikseller dikdörtgenler prizması şeklindeki vokselleri oluşturur. Her piksel, organizmada karşılık gelen bölgenin X-ışını atenüasyon değerini gösterir. Görüntüde piksel sayısı arttıkça, rezolüsyon artar. (Harorlı ve ark., 2006)

İmajın görüntülenmesi için, her piksel doku dansitesine karşılık gelen bir BT sayısı atanır. Bu sayı vokselin X-ışını atenüasyonu derecesi ile orantılıdır. Hounsfield ünite (HU, ismini keşifçisi Sir Godfrey Hounsfield'den alır) olarak da bilinen BT sayıları ışın atenüasyonunun farklı derecelerine karşılık gelir, -1000 ile +1000 arasındadır. Bazı yeni BT cihazlarında bu değer 4000 HU'ya kadar aralığa sahiptir.(White ve Pharoah, 2009)

BT, enfeksiyon, osteomyelit, kistler, tümörler ve travma gibi durumların tespitinde faydalıdır. BT tekniği iyi bir kemik detayı verir, bu yüzden kemiği içeren lezyonlar için ideal bir görüntüleme tekniğidir. İlgilenilen alanın dışındaki yapıların süperpozisyonunu elimine eder. BT'nin yüksek kontrast rezolüsyonu dolayısıyla, %1'den daha az dansite farklılığı olan dokular arasındaki farklılıklar ayırt edilebilir; konvansiyonel radyografi dokular arası farklılığı tespit etmek için dansitede en az %10 farklılığı gerektirir.(White ve Pharoah, 2009) Röntgende aynı yumuşak doku yoğunluğunda görülen ödem, hematoma gibi durumlar, BT ile birbirinden ayrılabilir ve yoğunlukları da ölçülebilir. İntravasküler kontrast maddenin bolus olarak verilmesi ve hızlı görüntüleme sayesinde doku perfüzyonu da değerlendirilebilir. (Tuncel, 2002) Fakat bu tekniğin birçok kullanım sınırlamaları da mevcuttur. Konvansiyonel radyografik cihazlara göre tarama ve görüntünün işlenmesi arasında daha fazla süre ve maliyet gerektirirler.(Kau ve ark., 2005)

### 2.8.3 Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi

Tanıda kullanılan görüntüleme teknikleri günümüze kadar oldukça gelişme göstermiştir. Görüntüleme yöntemlerindeki gelişmelere ilaveten bilgisayar destekli diağnoz, görüntü işlenmesi ve saklanması, haberleşme sistemlerini içeren görüntü iletimi (PACS) gibi durumlarda da gelişmeler yaşanmıştır. Radyoloji bilimi önce BT daha sonra da manyetik rezonans görüntüleme (MRG) sistemleri ile çağ atlamıştır. BT tekniğı 1972 yılında keşfedilmiştir ve geçtiğimiz 10 yılda da maksillofasiyal bölgenin görüntülenmesinde sıkça kullanılmaktadır. Ancak maliyet fazlalığı ve geniş yer kaplamaları nedeniyle küçük kliniklerde kullanılması kısıtlı hale gelmektedir. BT incelemelerinde hastaya verilen radyasyon dozunun yüksek olması da problem teşkil etmektedir.(Orhan, 2012) Bu nedenle, diş hekimliğinde kullanılmak üzere daha düşük doz vererek görüntü oluşumunu sağlayan ve daha az yer kaplayan KIBT cihazları geliştirilmiştir.(Mozzo ve ark., 1998; Arai ve ark., 1999) İlk KIBT Mozzo ve arkadaşları tarafından üretilmiş olup, 3 boyutlu görüntülemeye başarılı performansı ve düşük maliyet nedeniyle tercih edilmektedir.(Mozzo ve ark., 1998)

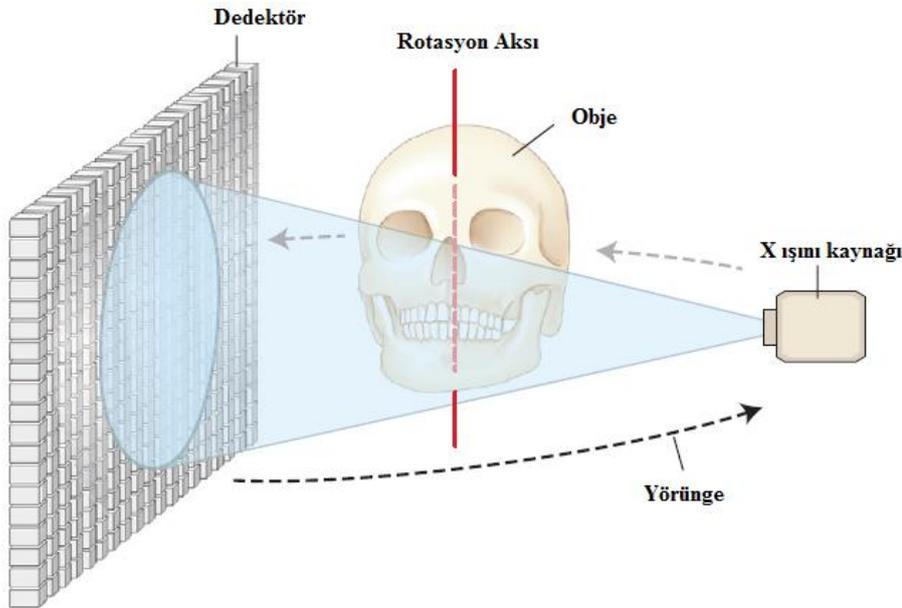


Şekil 10. KIBT cihazı

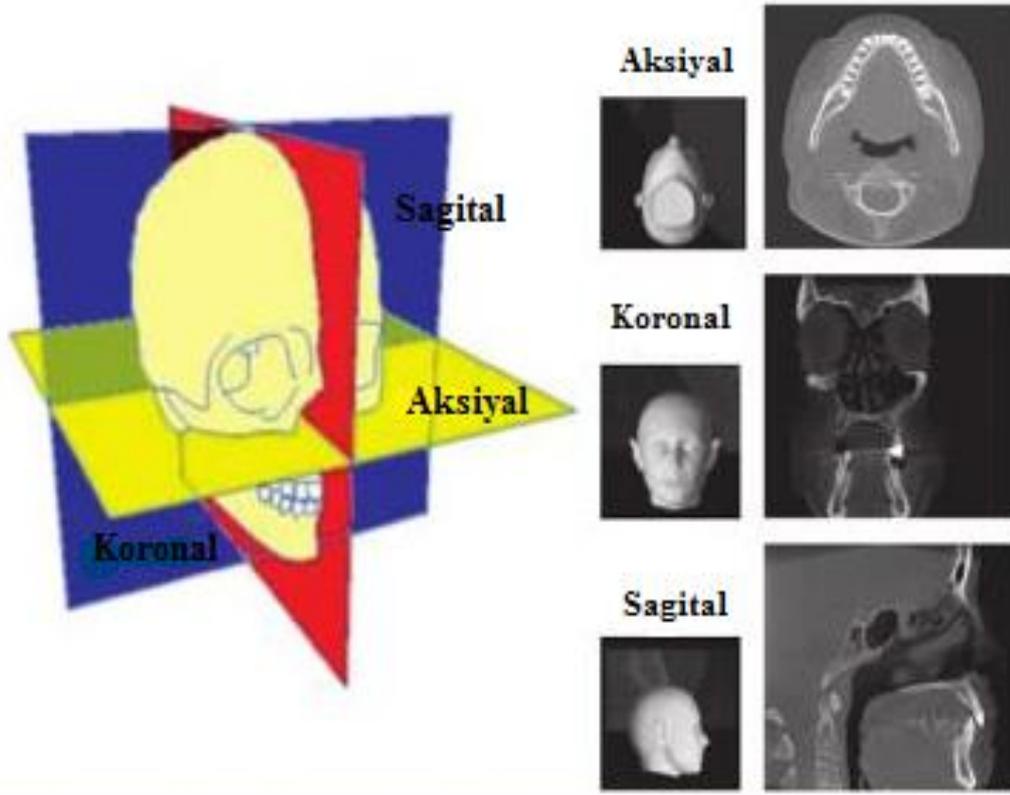
### 2.8.3.1 Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi Çalışma Prensipleri

Tüm BT tarayıcıları bir x-ışını kaynağı ve rotasyon yapan bir gantriye yerleştirilmiş dedektör içerir. Gantrinin rotasyonu boyunca x-ışını kaynağı radyasyon üretirken dedektör, hastanın dokularından geçtikten sonra kalan x-ışını kaydeder. Bu kayıtlar bir bilgisayar algoritması tarafından kesitsel görüntülere dönüştürülecek olan "ham bilgiyi" içerir. Bu gri skala görüntülerinin temel bileşeni resim elemanı değerleridir (piksel). Gri skala değeri ya da her pikselin yoğunluğu dedektöre düşen fotonların yoğunluğu ile ilişkilidir. Benzer görüntüler sağlanmasına rağmen KIBT görüntüleme, multidetektör BT görüntüleme donanımı ile çalıştırılan BT görüntülemenin ayrı gelişen bir koludur.(White ve Pharoah, 2009)

Konik ışın tekniği X-ışını kaynağı ve karşıt dedektörün senkronize olarak bir baş tutucu ile sabitlenen hastanın başının etrafında hareket etmesiyle oluşan 360 derecelik tek bir taramayı içerir ve 'temel' imajlar olarak da bilinen tek projeksiyon imajı elde edilir. Bu imajlar, lateral sefalometrik radyografik imajlara benzerdir. Temel projeksiyon imajları projeksiyon datası olarak adlandırılır. Yazılım programları bu imaj datalarını 3 ortogonal düzlemde (aksiyal, sagittal, koronal) primer rekonstrüksiyon imajlarının elde edilmesini sağlayan 3D volumetrik data grubuna dönüştürür.(Scarfe ve ark., 2006)



**Şekil 11.** KIBT görüntüleme geometrisi (White ve Pharoah, 2009'dan uyarlanmıştır)



**Şekil 12.** KIBT tekniğinde aksiyal, koronal ve sagittal planların şematik görüntüsü  
(Ongole ve Praveen, 2013'den uyarlanmıştır)

### **2.8.3.2 Görüntü Oluşumunun Basamakları**

KIBT görüntüsünün oluşturulmasında üç temel basamak bulunmaktadır:

- X-ışını üretilmesi
- X-ışını algılanması
- İmaj rekonstrüksiyonu

Günümüzde geçerli olan KIBT sistemlerinin x-ışını üretim ve uygulanma özellikleri, kişiye özel varyasyonların oluşturulmasına imkan sağlar.(White ve Pharoah, 2009)

### 2.8.3.2.1 X Işını Üretilmesi

#### 2.8.3.2.1.1 Hastanın Stabilizasyonu

Ünite bağlı olarak KIBT uygulaması hasta otururken, ayakta ya da süpin pozisyonda uygulanır. Süpin ünitlerin kapladığı alan fazladır; fiziksel engeli olan hastalar için uygun olmayabilirler. Ayakta durulan alan tekerlekli sandalye kullanan hastalar için yeterince alçaltılamayabilir. Oturacak yeri olan üniteler en konforluları olmakla birlikte engelli bireyler ve tekerlekli sandalye kullanan hastalarda taramaya izin vermeyebilirler. Tüm sistemlerde hastanın başının sabitlenmesi hasta pozisyonlandırmanın en önemli kısmıdır; çünkü herhangi bir baş hareketi görüntüde bozulmaya neden olacaktır. Hastanın başının sabitlenmesi çenelik, ısırma çubuğu ya da başka sabitleyici mekanizmaların kombine kullanımıyla yapılır.(White ve Pharoah, 2009)



**Şekil 13.** KIBT tekniğinde hastanın konumlandırılması

### **2.8.3.2.1.2 X Işını Kaynağı**

Tarama esnasında, her projeksiyon imajı dedektör tarafından atenüe olan X-ışınlarını yakalayan ardışık tek bir imajdır. Teknik olarak, X-ışınına maruz kalan hasta için en kolay metod rotasyon sırasında sabit bir tüp kullanmaktır. Bununla birlikte, radyasyon emisyonunun aralıksız devam etmesi imaj formasyonuna herhangi bir katkıda bulunmaz ve bu durum sadece hastanın daha fazla radyasyona maruz kalması ile sonuçlanır. Alternatif olarak, X-ışını üretimi, dedektör ile uyumlu olması için kesintili olabilir, bu durum tarama zamanına göre önemli derecede daha az olan ekspozur zamanının nedenini açıklar. Bu teknik, hastanın aldığı radyasyon dozunu önemli derecede azaltır.(Scarfe ve Farman, 2008)

Doz optimizasyon prensibi olan ALARA ( *As Low As Reasonably Achievable* ), KIBT ekspozür faktörlerinin hasta boyutu temel alınarak belirlenmesini gerektirir. Bu ayarlamalar uygun tüp akımının (mA), tüp voltajının (kilovolt peak [kVp]) ya da her ikisinin birden ayarlanması ile sağlanabilir. Bazı vakalarda daha az temel görüntü kullanılarak daha hızlı taramalar ile görüntü oluşturulması yoluyla zaman da ayarlanabilir.(White ve Pharoah, 2009)

### **2.8.3.2.1.3 Tarama Hacmi (Görüntü Alanı)**

FOV (field of view) ya da tarama hacminin boyutlandırılması, temel olarak dedektör şekli ve boyutu, ışının projeksiyon geometrisi ve kolime edilebilmesi ile yapılır. Tarama hacminin şekli silindirik ya da küresel olabilir. Primer x-ışınının kolime edilmesi, ilgilenilen alanın ekspozürünü sınırlandırır. Bu alan hacmi mutlaka her hastaya göre bireysel olarak seçilmelidir. Böylelikle hastanın gereksiz ışınlanması azalır ve görüntü kalitesini bozan skater radyasyon en aza indirilerek, en iyi görüntüler elde edilir.(White ve Pharoah, 2009)

Görüntü alanının kontrolü X-ışını dozu limitasyonunda son derece önemlidir. KIBT tarayıcı seçiminde, kullanıma yönelik uygun FOV'a sahip ekipman seçmek önemlidir. Bazı eski tarayıcılar FOV'u değiştirme opsiyonuna sahip değildirler. Örneğin, endodontik tedavi ya da tek implant yerleştirilmesi planlandığında, tüm maksillofasiyal bölgenin taranması uygun değildir. Ayrıca, geniş FOV'un ekspozürü hekime daha fazla

sorumluluk yükler. Bu taramalar vertebra, maksillofasiyal iskelet ve kafatasını kapsayabilir ve hekim bu yapıları da değerlendirme ve raporlama görevi üstlenir.

Daha küçük FOV kullanmak daha az vokselin kaydedilmesiyle, üretilen data miktarını da azaltır. Verileri saklama kapasitesi, verilerin işleme hızı ve ekran üzerinde verilerin manipülasyonu açısından bu durum önemlidir.(Dawood ve ark., 2009)

KIBT sistemleri uygun FOV'a göre ya da seçilen tarama hacminin yüksekliğine göre kategorize edilebilir:

**Lokale bölge:** Yaklaşık 5 cm ya da daha azı (örneğin; dentoalveoler bölge, TME görüntüsü)

**Tek ark:** 5 cm-7 cm arası (örneğin; maksilla ya da mandibula görüntüsü)

**Arklar arası:** 7 cm-10 cm arası (örneğin; mandibula ve superior olarak inferior konkanın görüntüye dahil olması)

**Maksillofasiyal:** 10 cm-15 cm arası (örneğin; Nasion' a kadar uzanan mandibula görüntüsü)

**Kraniofasiyal:** 15 cm'den daha fazla (örneğin; mandibulanın alt sınırından başın verteksine kadar olan görüntü) (Scarfe ve Farman, 2008)

KIBT cihazları FOV boyutu baz alınarak küçük, orta ve büyük volüm üniteleri olarak da sınıflandırılır. FOV boyutu azaldıkça X ışını saçılması ya da gürültü de azalacağından, küçük FOV'a sahip cihazlar daha yüksek rezolüsyona sahip görüntüler elde edilmesini sağlarlar. Küçük FOV'a sahip cihazlar çenenin bir kuadrantı ya da tek bir çene taranacaksa, orta FOV' a sahip cihazlar her iki çene taranacaksa, büyük FOV'a sahip cihazlar başın tümü taranacaksa kullanılır. Daha büyük FOV, efektif radyasyon dozunu artırır ve kural olarak dental görüntüleme için daha küçük FOV'a sahip cihazların kullanımı tavsiye edilir. Ortodontik ve ortognatik cerrahi tedavi planlaması gibi daha geniş alanların görüntülenmesi gerekiyorsa, daha büyük FOV' a sahip cihazlar kullanılabilir.(Ongole ve Praveen, 2013)

Sonuç olarak;

Küçük FOV: Kısıtlı bir bölge ya da dentoalveoler bölge

Orta FOV: Maksillofasial bölge

Büyük FOV: Kafa tabanı ve kafa kubbesini içeren kraniofasial bölge görülmek isteniyorsa kullanılır. Örnek verilecek olursa;

- Gelişimsel dentisyon;

Sürmemiş dişlerin lokalizasyonu: Küçük FOV

Sürmemiş dişlerde eksternal rezorpsiyonun değerlendirilmesi: Küçük FOV

Gömülü dişlerin lokalizasyonunun değerlendirilmesi: Küçük FOV

Yarık damak değerlendirilmesi: Küçük ya da orta FOV

Maksillofasial iskeletsel anomalilerin ortodontik/cerrahi planlaması: Orta ya da büyük FOV

- Dentisyonun ileri dönemleri;

Periodontal kemik içi defektler ve furkasyon lezyonlarının değerlendirilmesi: Küçük FOV

Periapikal değerlendirme: Küçük FOV

Çok köklü dişlerde kök kanal anatomisinin değerlendirilmesi, endo perio lezyonlar, perforasyonlar ya da atipik pulpa anatomisi varlığındaki kompleks endodontik tedavi planlaması: Küçük FOV

Cerrahi endodontik prosedürlerin planlaması: Küçük FOV

Dental travma (kök fraktüründen şüphelenilmesi): Küçük FOV

- Cerrahi uygulamalar

Alt 3. molar dişin MK ile olan ilişkisinin değerlendirilmesi: Küçük FOV

İmplant uygulamasından önce kesitsel görüntüleme: Küçük ya da orta FOV

Kist, tümör, dev hücreli lezyonlar ve osseöz displaziler gibi çeneleri etkileyen patolojik lezyonların değerlendirilmesi: Küçük ya da orta FOV

Yumuşak doku detayının gerekli olmadığı fasial fraktürlerin değerlendirilmesi: Orta ya da büyük FOV

Ortodontik cerrahi planlamasında kraniofasial iskeletin 3 boyutlu değerlendirilmesi: Orta ya da büyük FOV

TME'in kemik yapılarının değerlendirilmesi: Küçük ya da orta FOV (Whaites ve Drage, 2013)

#### **2.8.3.2.1.4 Tarama Faktörleri**

Tarama yoluyla projeksiyon datasını oluşturan görüntülerin sayısı, saniyede elde edilen görüntü sayısı (frame rate), yörünge arkının tamamlanması (180 dereceden 360 dereceye) ve kaynak ile dedektörün rotasyon hızına göre belirlenir. Tek bir taramayı oluşturan temel görüntülerin sayısı sabit ya da değişken olarak ayarlanabilir. Daha yüksek frame rate'in hem istenen hem istenmeyen etkileri vardır. Daha yüksek frame rate, gürültü sinyallerini arttırarak görüntülerde daha az gürültü ve metal artefaktının oluşmasını sağlar. Öte yandan daha yüksek frame rate uzun tarama süresi ve yüksek hasta dozuna yol açar. Buna ek olarak, daha fazla data elde edilir, primer rekonstrüksiyon süresi uzar.(White ve Pharoah, 2009) ALARA prensibi gereğince, diagnostik açıdan kaliteli imaj elde etmek için temel imajların sayısı azaltılmalıdır.(Scarfe ve Farman, 2008)

Hasta hareket etmesinden kaynaklanan hareket artefaktını önlemek için KIBT tarama süresini mümkün olduğunca azaltmak istenir. Tarama süresini azaltmak; dedektör kare oranını arttırmak, projeksiyon sayısını azaltmak ya da tarama arkını azaltmak ile mümkün olabilir. İlk yöntem en yüksek kalitede görüntüler sağlar, diğer yöntemler ise görüntüde noise oluşumunu arttırır.(White ve Pharoah, 2009)

**Frame rate ve rotasyon hızı:** Daha yüksek frame rate daha az artefakta ve daha iyi imaj kalitesine sahip görüntülerin elde edilmesini sağlar. (Grangeat, 1991) Bununla birlikte daha fazla projeksiyon sayısı ile orantılı olarak hastaya ulaşan radyasyon dozu artar. Dedektör pikselleri yüksek gürültü sinyallerini kaydetmek, analog ve dijital dönüştürücüye sinyal iletimi için yeterli radyasyonu yakalama konusunda sensitiftirler.(Scarfe ve Farman, 2008)

**Ark yörünge bütünlüğü:** Çoğu KIBT görüntüleme sistemleri projeksiyon datası elde etmek için arkların 360 derece taramasını ya da tam bir sirküler yörünge kullanırlar. Bu fiziksel zorunluluk FDK (Feldkamp-Davis-Kress) algoritması kullanılarak yapılan 3D rekonstrüksiyon için yeterli projeksiyon datası üretimi için genellikle gereklidir. Bununla birlikte, tarama yörüngesi azaltmak ve buna rağmen volumetrik veri rekonstrüksiyonu gerçekleştirmek teorik olarak mümkündür. Bu yaklaşım tarama zamanını azaltır ve mekanik olarak performansta kolaylık sağlar. Bununla birlikte, bu metod kullanılarak üretilen imajlar daha fazla gürültüye sahip olabilir ve bu imajlarda rekonstrüksiyon interpolasyon artefaktları görülür.(Scarfe ve Farman, 2008)

#### **2.8.3.2.2 X-Işını Algılanması**

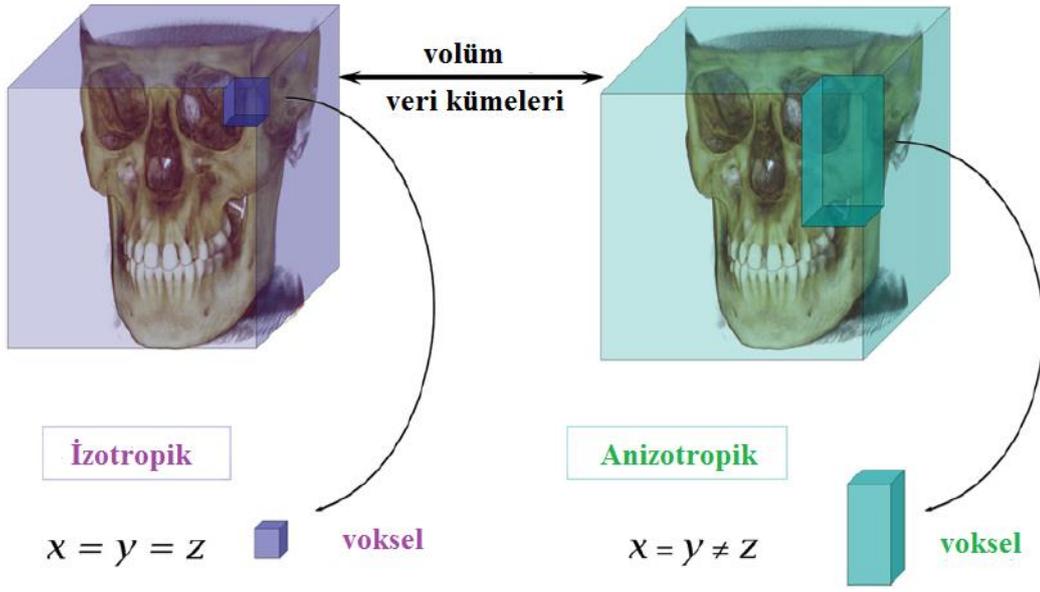
Günümüzde kullanılan KIBT elemanları dedektör tiplerine göre iki gruba ayrılabilir: (1) image intensifier tube/ charged-coupled device (II/CCD) kombinasyonu ve (2) flat panel dedektörler (FPD). II/CCD dedektörleri daha geniş ve büyük olup FPD'lerdeki gibi dikdörtgen alanlar (silindirik) oluşturmaktansa dairesel temel görüntü alanları (küresel hacim) oluştururlar. (White ve Pharoah, 2009) Flat-panel dedektör dizileri II/CCD teknolojisine göre daha fazla dinamik aralık ve performans sağlarlar. İmaj arttırıcılar veri işlenim yazılımında geometrik distorsiyonlara sebep olabilirler, oysa ki FPD'ler böyle bir soruna yol açmaz. Bu dezavantaj, bu konfigürasyonu kullanan KIBT cihazlarının doğruluğunu azaltabilir. II/CCD sistemlerinde başka artefaktlar da mevcuttur.(Scarfe ve Farman, 2008)

Tümü olmamakla birlikte modern KIBT cihazlarının büyük çoğunluğu FPD'leri kullanmaktadır. FPD'ler, x-ışını sintilatör tabakası ile eşleştirilmiş geniş alan solid-state sensör paneli ile çalışırlar. En yaygın flat panel konfigürasyonunu, amorf silikondan yapılan ince film transistör ile kullanılan sezyum iyodin sintilatörler

oluşturur. Yakın zamanda büyük, bütünleyici, metal oksit yarı iletken (CMOS) teknoloji dizileri de kullanılmıştır.(White ve Pharoah, 2009)

Flat-panel dedektör kullanan KIBT sistemlerinde radyasyon spektrumundaki lineerlik, dedektör alanı boyunca yanıtın benzerliği ve kötü piksellerle ilişkili olarak performanslarında bazı kısıtlılıklara sahiptirler. Bu kısıtlılıkların imaj kalitesi üzerindeki etkileri daha düşük ve daha yüksek ekspozurlarda dikkati çekmektedir. Bu problemi aşmak için, dedektörler parça parça linearize edilirler ve uniform olmayan ekspozurlar tanımlanır ve kalibre edilirler. İlavenen, pikselden piksele standart deviasyon değerlendirmesi uniformiteyi düzeltmede kullanılır. Kötü pikseller de tespit edilir ve sıklıkla komşu piksellerin ortalaması ile yer değiştirilir.(Scarfe ve Farman, 2008)

KIBT görüntülemenin rezolüsyon ve detayı volumetrik veri grubunun ürettiği hacim elemanları ya da vokseller ile belirlenir. KIBT görüntülemesinde voksel boyutları primer olarak dedektör üzerindeki piksel boyutuna bağlıdır, konvansiyonel BT'de ise kesit kalınlığına bağlıdır. Dedektör rezolüsyonu voksel boyutunu belirleyen submilimetrelerle ölçülür (0.09 mm-0.4 mm aralığında). Bu nedenle, KIBT üniteleri genel olarak izotropik (3 boyutta da eşit) voksel rezolüsyonlarının elde edilmesini sağlar.(Scarfe ve Farman, 2008)



**Şekil 14.** Volüm veri kümelerinin izotropik (sol) ve anizotropik (sağ) olarak karşılaştırılması. KIBT'de vokseller izotropiktir, 3 boyutta da eşittir (Scarfe ve Farman, 2008'den uyarlanmıştır)

Uzaysal rezolüsyon, -buna bağlı olarak KIBT görüntüsünün detayı- volumetrik datanın biçimlendirilmesinde oluşan her bir hacim elemanı (voksel) tarafından belirlenir. Bir KIBT görüntüsündeki voksel boyutunu temel olarak dedektörün matris ve piksel sayısı belirler.(White ve Pharoah, 2009) Voksel boyutu birçok yolla finalde elde edilen imajı etkileyebilir. İmajın ortogonal kesitlerinde gürültü oluşumunda etkili olabilir: daha küçük voksel boyutu, daha fazla gürültü ve tabii ki daha yüksek uzaysal çözünürlük sağlar. (Al-Rawi ve ark., 2010) Voksellerin izotropik olmasından ötürü, imajlar yüksek doğruluk oranı ile her düzlemde yapılandırılabilir. Teoride, KIBT herhangi bir düzlemde, yüksek kontrastlı yapıların uzaysal çözünürlüğünü geliştirebilir. Yakın mesafelerdeki objelerin farklı atenuasyonlarını ayırma yeteneği gibi bu üstün uzaysal çözünürlük KIBT'nin en göze çarpan özelliğidir ve bu özellik büyük ölçüde flat panel dedektör teknolojisinin ve izotropik veri kazanımının bir sonucudur.(Ongole ve Praveen, 2013)

Voksel boyutuna bağlı olarak radyopak yapılar görünmeyebilir. Bu durum, parsiyel volüm etkisinden kaynaklanabilir, BT'de görülen yaygın bir artefaktır ve farklı dansitelerdeki iki objenin sınırlarındaki vokselde kaynaklanır. Bu voksel daha sonra

her iki objenin doğru değerleri yerine bu objelerin ortalama dansitesini yansıtır. (Scarfe ve Farman, 2008)

Fokal spot genişliği ve X ışını kaynağının geometrik konfigürasyonu, uzaysal rezolüsyonu sınırlayan bir faktör olan geometrik bozulma derecesini belirlemek için önemlidir. X-ışını tütünün ve dolayısıyla KIBT ünitesinin fiyatı önemli ölçüde küçük fokal spot ile artmaktadır. Obje-dedektör mesafesinin azaltılması ve kaynak- obje mesafesinin arttırılması da geometrik bozulmayı en aza indirir. Maksillofasiyal KIBT görüntüleme dedektörün pozisyonu kısıtlıdır; çünkü serbestçe dönebilecek ve hastanın omzunu geçecek kadar hastanın başından uzakta konumlanmalıdır. Kısıtlamalar kaynak-obje mesafesinde de mevcuttur; çünkü bu mesafe KIBT ünitesinin boyutunu arttırır. Azalmış bir kaynak-obje mesafesi uzaysal rezolüsyonu artırarak dedektörde magnifiye bir görüntüye neden olacaktır. Görüntü rezolüsyonunu etkileyen ilave faktörler ekspozür sırasında hastanın baş hareketi, dedektörde kullanılan sintilatörün tipi ve uygulanan görüntü rekonstrüksiyon algoritmalarıdır. (White ve Pharoah, 2009)

KIBT görüntülemenin atenüasyondaki farklılıkları gösterme yeteneği dedektörün hafif kontrast değişikliklerini ortaya çıkarmasıyla ilgilidir. Bu parametre sistemin bit derinliği olarak adlandırılır ve atenüasyonu gösteren gri gölgelerin sayısını belirtir. Günümüzde kullanılan tüm KIBT ünitelerinde 12 bit ya da daha fazla gri skala kaydedebilen dedektörler mevcuttur. 12 bit dedektörler  $2^{12}$  ya da 4096 ton kontrast gösterebilir. 16 bit dedektör  $2^{16}$  ya da 65,536 ton grilik sağlar. KIBT görüntüleme yüksek bit derinliğindeki görüntüler mümkün olmakla birlikte sayısal işlem süresini ve büyük ölçüde dosya boyutunu arttırdığından maliyeti yükseltir. (White ve Pharoah, 2009)

#### **2.8.3.2.3 İmaj Rekonstrüksiyonu**

Temel projeksiyon kesitleri elde edildikten sonra bu bilgilerin volumetrik data'ya dönüştürülmesi gereklidir. Tek bir konik ışın rotasyonu 20 saniye sürmesine rağmen; her rotasyonda 12-16 bit data içeren 1 milyondan fazla pikselin bulunduğu 100 ila 600'den fazla projeksiyon çerçevesi oluşur. Bu data, rekonstrüksiyon olarak adlandırılan süreçte bir dizi yazılım algoritması tarafından kübik hacim elemanlarının (vokseller) meydana getirdiği volumetrik datayı oluşturmak üzere işlenir. Ardından,

sekonder rekonstrüksiyon ile volumetrik data görsel ortogonal (örn:dikey) görüntülere bölünür. Bu bilgilerin rekonstrüksiyonu sayısal olarak komplekstir. Data elde edilmesini kolaylaştırmak için, genellikle tek bir bilgisayar kullanılır ve internet bağlantısı ile uygulama bilgisayarına aktarılır. Konvansiyonel BT görüntülemenin tersine konik ışın data rekonstrüksiyonu uygulama bilgisayarından çok kişisel bilgisayar temellidir.(White ve Pharoah, 2009)

Rekonstrüksiyon zamanı imaj edinim parametrelerine (voksel boyutu, FOV, projeksiyon sayısı), donanıma (işlenme hızı, edinimden bilgisayara üretilen veri hacmi) ve yazılım programları (rekonstrüksiyon algoritmaları) kullanımına göre değişkenlik gösterir. Rekonstrüksiyon, hasta akışını devam ettirmek için kabul edilebilir bir zamanda (standart rezolüsyon taramaları için 3 dakikadan daha az) tamamlanmalıdır.

Rekonstrüksiyon süreci 2 safhayı içerir:

**Kazanım Safhası:** Fotodiyotların uzaysal olarak değişkenlik gösteren fiziksel özellikleri ve flat panelde anahtarlama elemanları ve sintilatör tabakasının X-ışını sensitivitesindeki varyasyonlar yüzünden KIBT dedektörlerinden alınan ham görüntüler koyu imajın uzaysal varyasyonları ve piksel kazanımı gösterir. Koyu imaj ofsetinde (örn. herhangi bir X-ışını ekspozuru olmadan dedektör çıkış sinyali) ve onun uzaysal varyasyonlarına temel olarak fotodiyotların değişken koyuluğu neden olur. Kazanım varyasyonlarına fotodiyotların değişen sensitivite ve örneğin kalınlık ve dansite varyasyonlarından kaynaklanan sintilatör materyalin lokal dönüşüm verimliliğinde varyasyonlar neden olur. Ofset ve kazanım varyasyonlarına ilaveten, yüksek kalitedeki dedektörler bile kendilerinde var olan piksel kusurlarına ve belirli miktarda defektli piksellere sahiptirler. Bu heterojeniteyi kompanse etmek için, ham imajlarda sistematik ofset, kazanım kalibrasyonu ve defektli piksellerin düzeltilmesi gerekir. Gerekli kalibrasyon basamakları sekansları 'dedektör ön işlemi' olarak adlandırılır ve ilave imaj sekansları elde etmek için kalibrasyon gerekir.(Scarfe ve Farman, 2008)

**Rekonstrüksiyon Safhası:** Kalan data işleme basamakları rekonstrüksiyon bilgisayarında yapılır. Düzeltilen görüntüler sinogram adı verilen, çoklu projeksiyon görüntülerinden geliştirilen birleşik bir imaj olan özel bir sunuma çevrilir. Bir sinogramı yatay eksen dedektördeki her bir ışını, vertikal eksen ise projeksiyon açısını

temsil eder. Eğer 300 projeksiyon varsa sinogram 300 dizi olacaktır. Sinogramın oluşturulma s¼reci Radon transformasyonu olarak isimlendirilir. Her objenin dedekt¼rde değişen derecelerde oluşturduğu aırlar nedeniyle son g¼r¼nt¼ farklı amplit¼ttaki çoklu sin¼s dalgaları ile meydana gelir. KIBT g¼r¼nt¼leme için volumetrik data elde edilen geri filtreleme projeksiyon algoritması ile final imaj sinogramdan rekonstr¼kte edilir, en sık kullanılan algoritma Feldkamp algoritmasıdır. Bu s¼re ters Radon transformasyonu olarak adlandırılır. T¼m kesitler rekonstr¼kte edildiğinde g¼r¼nt¼leme için tek bir hacimde d¼zenlenirler.(White ve Pharoah, 2009)

### ***2.8.3.3 Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografinin Avantajları***

KIBT kraniofasiyal b¼lge için ¼zellikle kemik ve diş sert dokularını değerlendirmede uygun bir tekniktir. Konvansiyonel BT'den farklı olarak, konik işın tekniği bu b¼lgeler için uyarlanmıştır, yazılım programları ¼nceden ayarlı parametreler kullanarak en faydalı g¼r¼nt¼leri edinmeyi kolaylaştırmak için ¼retilmiřlerdir. Ayrıca, konvansiyonel BT ile karşılaştırıldığında, kayda değer sayıda avantajlara sahiptirler.(Macleod ve Heath, 2008)

**Doz Azaltılması:** Yapılan alışmalar ortalama 36.9-50.3  $\mu\text{Sv}$  (Schulze ve ark., 2004) aralığında olan radyasyonun efektif dozunun konvansiyonel BT sistemleri (mandibula için ortalama aralık 1.320-3.324  $\mu\text{Sv}$ ; maksilla için ortalama aralık 1.031-1.420  $\mu\text{Sv}$ ) ile karşılaştırıldığında %98 oranına kadar d¼řt¼ę¼n¼ ortaya koymuştur.(Cohnen ve ark., 2002; Schulze ve ark., 2004) Diğer radyografik tekniklerle karşılaştırıldığında ise panoramik radyografi tekniğinde hastanın maruz kaldığı doz 13  $\mu\text{Sv}$  iken, sefalometrik radyografi tekniğinde 1-3  $\mu\text{Sv}$ , periapikal radyografi tekniğinde ise 1-8  $\mu\text{Sv}$  olarak rapor edilmiştir. (Valentin, 2007)

**X-Işın Limitasyonu:** İlgilenilen alana primer X-işınının kolimasyonu ile radyasyona maruz kalmayan alanın boyutu azalması radyasyon dozunu en aza indirir. Çoğu KIBT ¼niteleri spesifik diagnostik g¼revler için k¼¼k b¼lgelerin taramak için ayarlanabilir. Gerekli olduğunda, t¼m kraniofasiyal kompleksi tarama yapabilir.(Macleod ve Heath, 2008)

**Hızlı Tarama Zamanı:** Bütün temel imajlar tek bir rotasyon ile elde edildiğinden, tarama zamanı 10 ile 40 saniye arasında değişen hızlı bir tarama zamanına sahiptir. Hızlı tarama zamanı hasta hareketi gibi artefaktların azalmasına da sebep olur. (Macleod ve Heath, 2008)

**İmaj Doğruluğu:** Volumetrik veri grubu voksel olarak bilinen 3 boyutlu daha küçük, küboid ünitelerin bloğundan oluşur, herbiri X-ışını absorpsiyonunun spesifik derecelerini yansıtır. Bu voksellerin boyutu imaj rezolüsyonunu belirler. Konvansiyonel BT'de vokseller anizotropiktir (örneğin; dikdörtgen küpler), vokselin en uzun boyutunun olduğu yer aksiyal kesit kalınlığıdır ve gantri hareketinin bir fonksiyonu olan kesit alanı tarafından belirlenir. BT voksel yüzeyleri 0.625 mm kareden küçük olabilmesine rağmen, derinlikleri genellikle 1-2 mm düzeyindedir. Bütün konik ışın üniteleri 3 boyutta da eşit izotropik olan voksel rezolüsyonlarını sağlar. Bu durum, 0.4 mm'den 0.125 mm kadar az aralıkta sub-milimetre rezolüsyonların (sıklıkla çok yüksek derece multikesit BT) elde edilmesini sağlar.(Scarfe ve ark., 2006)

**Boyut Ve Maliyet:** KIBT ekipmanı konvansiyonel BT ekipmanları ile kıyaslandığında boyut ve kapladığı alan olarak avantajlıdır ve maliyeti yaklaşık dörtte biri, beşte biri değerindedir. Her iki özellik de cihazı dental klinikler için uygun kılmaktadır. (White ve Pharoah, 2009)

#### ***2.8.3.4 Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografinin Limitasyonları***

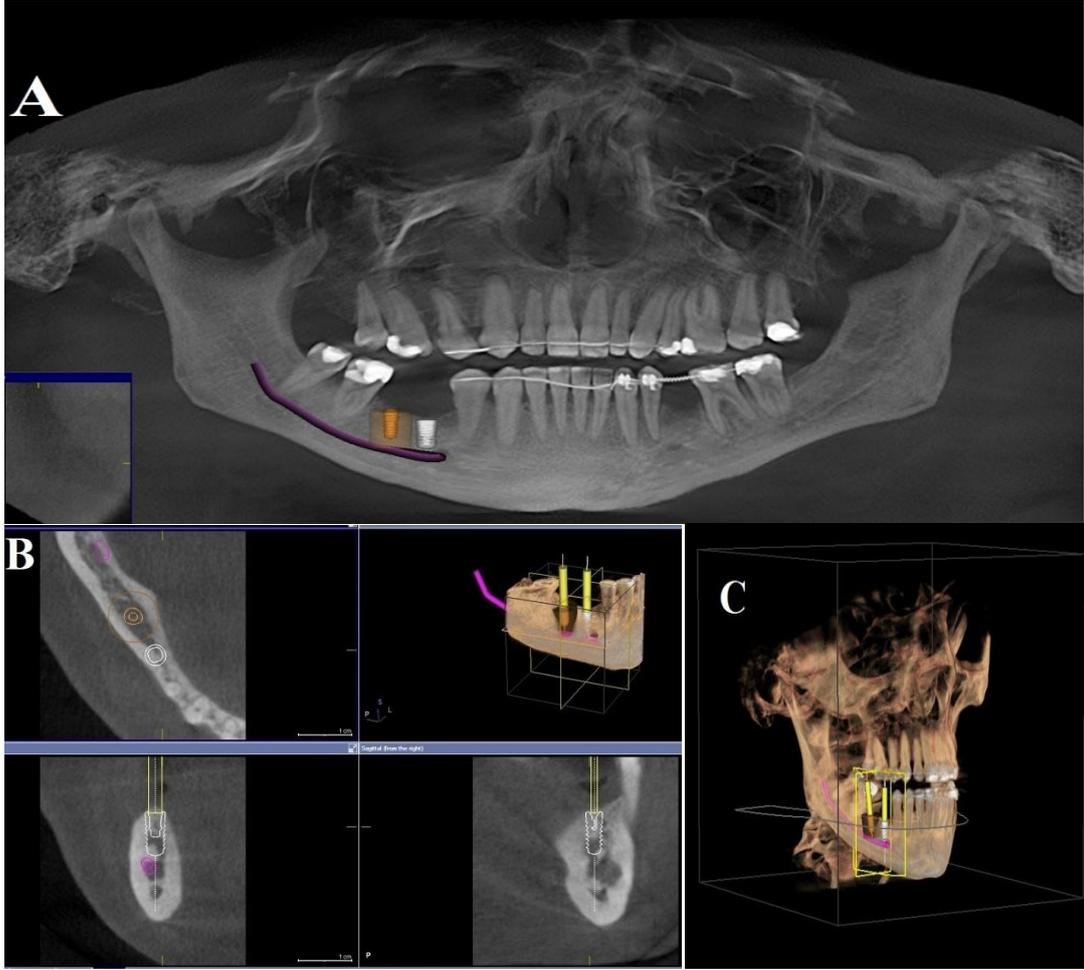
- Donanım ve yazılım programı teknolojisindeki hızlı değişiklikler Konik ışın görüntülemeyle ilgili yapılan çalışmalarda zorluk yaratmaktadır.
- Üreticilerin klinik gereksinimlerini yerine getirmek amacı ile KIBT ekipmanları sürekli değişikliğe uğrarlar, dolayısıyla bu değişimler üreticiler için önemlidir. Bununla birlikte, bazı kısıtlılıklar unutulmamalıdır. Amalgam ve diğer dens protetik restorasyonlar komşuluğundaki çürükler ve dişler beam hardening ve çizgi artefaktı dolayısıyla konik ışın teknolojisi ile iyi görüntülenememektedir. Bazı cihazlar diğerlerine göre bu dezavantajı daha iyi tolere ederler.(Macleod ve Heath, 2008)
- Radyasyon saçılımına bağlı görüntüde gürültü (görüntünün izlenmesine engel olan, dansitede istenmeyen değişiklikler) oluşabilir.(Scarfe ve ark., 2006)

- KIBT'nin dezavantajlarından birisi de zayıf yumuşak doku kontrastıdır. Kontrast rezolüsyonu, bir görüntüde hemen göze çarpmayan dansite farklarının ayırt edilebilmesidir. Görüntü yoğunluğundaki varyasyonlar, doku dansitesi, atom numarası ve kalınlığındaki farklılıklar nedeniyle x- ışını atenüasyonunun aynı olmamasından kaynaklanır. KIBT'de kontrast rezolüsyonu iki temel faktör kısıtlar. İlki, görüntüde görüntüyü arttırmasına rağmen skater radyasyonun konik ışın sistemlerinde kontrastı azaltmak için önemli bir faktör olmasıdır. Saçılan x- ışını fotonları, azalan görüntü kalitesi ile anatomiyi temsil etmeyen arka plandaki sinyalleri ekleyerek kontrastı azaltır. Multipl dedektör sistemli BT'lere göre KIBT ünitelerinde belirgin derecede daha az yumuşak doku kontrastı mevcuttur. İkincisi, radyasyonun doğrusallığını ya da X ışınına cevabı etkileyen flat panel dedektöre dayalı pek çok inherent artefakt mevcuttur. Satürasyon (belirli ekspozür üzerinde doğrusal olmayan piksel etkisi), karanlık akım (ekspozür ile ya da ekspozür olmaksızın zamanla biriken yük) ve kötü pikseller (ekspozura tepki vermeyen pikseller) doğrusallığın bozulmasında rol oynar. Bunlarla birlikte panelin farklı bölgelerindeki radyasyona duyarlılık (pikselden piksele kazanım çeşitliliği) aynı olmayabilir.(White ve Pharoah, 2009) Lezyonun yumuşak doku uzanımından şüphelenildiğinde, bu dezavantaj, baş-boyun malignensilerinin değerlendirilmesini engeller. Kanser evresi konvansiyonel BT ve/veya MRG ile birlikte yakın zamanda BT/Pozitron Emisyon Tomografi tarama gibi daha yeni ilave görüntüleme teknikleri ile incelenmeye devam edilecektir.(Macleod ve Heath, 2008)

### ***2.8.3.5 Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografinin Dış Hekimliğinde Kullanım Alanları***

#### **2.8.3.5.1 İmplant Uygulamaları**

KIBT'nin en büyük etkisi belki de dental implant planlaması üzerine olmuştur. KIBT alveolar kemiğin yüksekliği, genişliği ve angulasyonunu, maksillada sinüs, mandibulada inferior alveolar dental sinir kanalı gibi vital yapıların kesin yerlerinin tespitini kesitsel görüntüler ile sağlar. İmplant yönünden değerlendirme yapmak için en kullanışlı kesitler yeniden düzenlenmiş panoramik görüntüler, aksiyal görüntüler ve spesifik yerlerin kesitsel görüntüleridir. Pek çok durumda radyografik işaretleyiciler ile yapılan diagnostik bir belirteç tarama sırasında yerleştirilir. Bu belirteç incelenen implant ya da dişin konumunun kesin referansını sağlar. (White ve Pharoah, 2009)



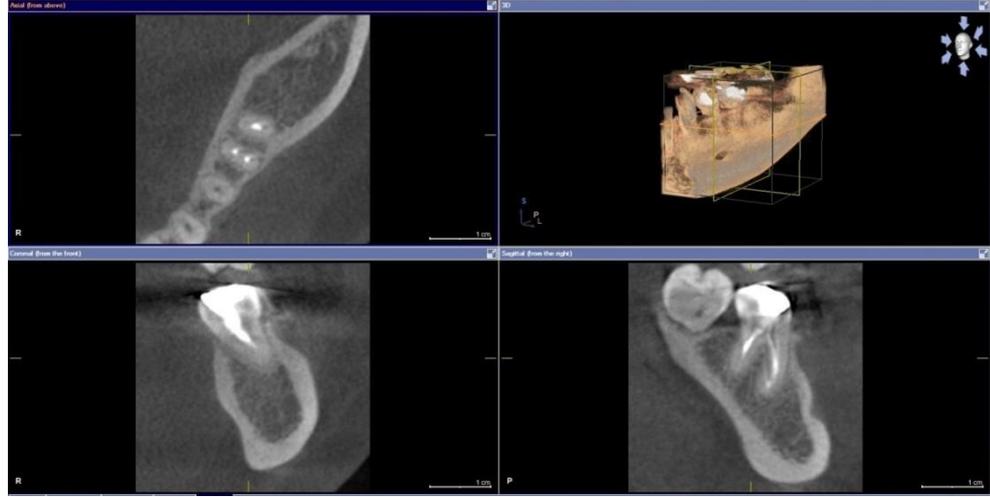
**Şekil 15.** KIBT panorama, kesitsel ve 3D görüntüleri A. KIBT panorama görüntüsünde MK'nın lokalizasyonunun belirlendiği ve planlanan bölgeye implantların yerleştirildiği görülmektedir B. İmplant planlanan alanın kesitsel görüntüleri C. İmplant planlanan alanın 3D görüntüsü

Dental implant planlaması (Engelman ve ark., 1988; Stella ve Tharanon, 1990; Scaf ve ark., 1997) ve implant çevresindeki sert dokuların postoperatif değerlendirilmesinde (Frederiksen ve ark., 1994; Reiskin, 1998) panoramik, lateral sefalometrik, periapikal, oklüzal radyografi ve konvansiyonel ve BT kullanılan radyografik tekniklerdir. Bu tekniklerin hiçbiri mükemmel değildir; her teknikte yanlış negatif, yanlış pozitif sonuçlar elde etmek mümkündür. (Sunden ve ark., 1995; Reiskin, 1998) Panoramik ve periapikal radyograflar anterior mandibulada implant planlaması için genellikle yeterli diagnostik bilgiyi sağlar. Bununla birlikte, maksillada ve posterior mandibulada implant uygulaması vital anatomik yapıların hasarının önüne geçmek için daha fazla diagnostik

bilgiyi gerektirir. 2 boyutlu radyograflar kemik kalınlığı ya da bukkolingual yöndeki vital yapıların lokalizasyonu hakkında bilgi vermez. MK ve insiziv kanalın bukkolingual yönü ve boyutu, maksiller sinüs, alveoler kret ve kortikal kemiğin dansitesi ve şekli hakkında bilgi veren görüntüleme yöntemlerini kullanmak gereklidir.(Todd ve ark., 1993)

#### **2.8.3.5.2 Endodontik Uygulamalar**

- Karmaşık morfolojiden şüphelenilen dişteki olası aksesuar kanalların tespiti
- Kök kanal sistemi anomalilerinin ve kök kurvatürünün belirlenmesi
- Tutarsız ya da spesifik olmayan bulgu veren klinik işaret ve semptomların veya konvansiyonel radyografik bulguların olduğu hastalarda dental periapikal patolojilerin teşhisi
- Endodontik kökenli olmayan patolojilerin teşhisi
- Endodontik tedavi öncesi ya da sonrası görülen komplikasyonlar
- Dentoalveolar travmaların teşhis ve takibi
- Eksternal ve internal kök rezorpsiyonları ya da invaziv servikal rezorpsiyonların ayırt edilmesi
- Cerrahi işlem öncesi kök apekslerinin kesin yeri ve komşu anatomik yapılara olan mesafesinin belirlenmesi KIBT tekniğinin endodontideki kullanım alanlarıdır.(White ve Pharoah, 2009)



**Şekil 16.** Sol alt 1. molar diştten alınan KIBT kesitleri. Aksiyal, koronal, sagittal ve 3D görüntülerde eksik kanal tedavisi görülüyor

### 2.8.3.5.3 Ortodontik Uygulamalar

KIBT görüntüleme maksillofasiyal ortodontik ve ortopedik anomalilerin teşhisinde, değerlendirilmesinde ve analizinde kullanılır. KIBT görüntülemenin diagnostik avantajları en çok, kök rezorpsiyonları, gömülü diş pozisyonları ve sünmere diş gibi dental yapı anomalileri ile komşu kökler ve anatomik yapıların ilişkisinin belirlenmesi olarak rapor edilmiştir. KIBT görüntüleme cerrahi girişim ve bir sonraki tedavi aşamasının planlanmasını kolaylaştırır. Üst damağın morfolojik özellikleri ve boyutları, diş eğimleri ve torqu, ortodontik mini implant yerleşimi için alveolar kemik karakteri ve bukkolingual diş hareketi için alveol kemik genişliğinin değerlendirilmesi diğer uygulamalardır.

KIBT görüntüleme ortodonti pratiğine iki özgün katkı sağlar. Bunlardan ilki ortodontik teşhis, sefalometrik analiz ve tedavi planı için tek bir KIBT tarama ile çok sayıda lineer imaj elde edilmesidir. Bu özellik klinik etkinliğin artmasını sağlar. Diğer ve daha önemli katkısı ise tek, önceden değerlendirme yapmanın yetersiz olduğu imajlar ile KIBT datasının rekonstrükte edilebilmesidir. Özel yazılımlar sayesinde havayolu ve fasiyal dış hatlar gibi yumuşak doku sınırları, maksillofasiyal iskeletin üç boyutlu görüntü analizi yapılabilmektedir. (White ve Pharoah, 2009)



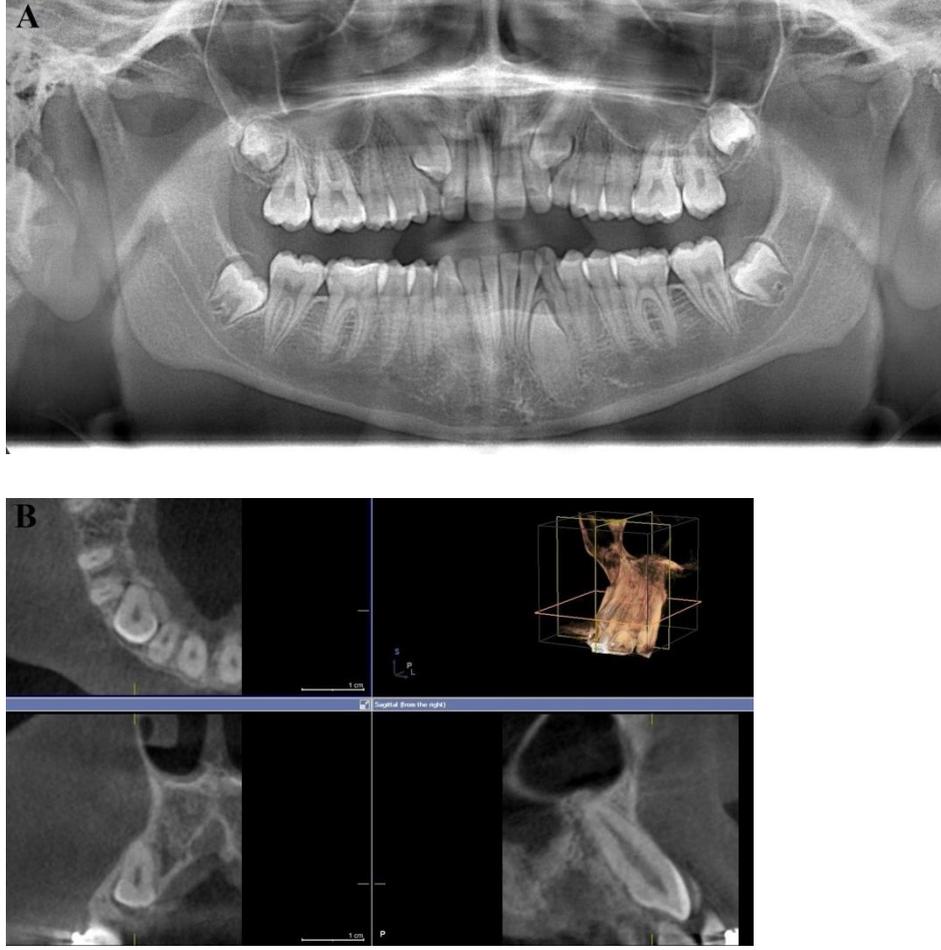
**Şekil 17.** Ortodontik tedavinin değerlendirilmesi amacıyla alınan KIBT panorama görüntüsü

#### **2.8.3.5.4 Periodontal Uygulamalar**

Periodontal uygulamalar için KIBT kullanımı gelişme göstermektedir. Periodontolojide, yumuşak dokunun diagnostik ölçüm miktarı ve 3 boyutta alveoler kemik seviyeleri, periodontal kemik içi defektlerin görüntülenmesi, dehissens ve fenestrasyon defektleri, furkasyon defekti ve implant alanının görüntülenmesinde KIBT yararlı olacaktır. Radyograf ile teşhis edilemeyen bukkal ve lingual defektlerde KIBT üstün bir tekniktir.(Panicker ve ark., 2011)

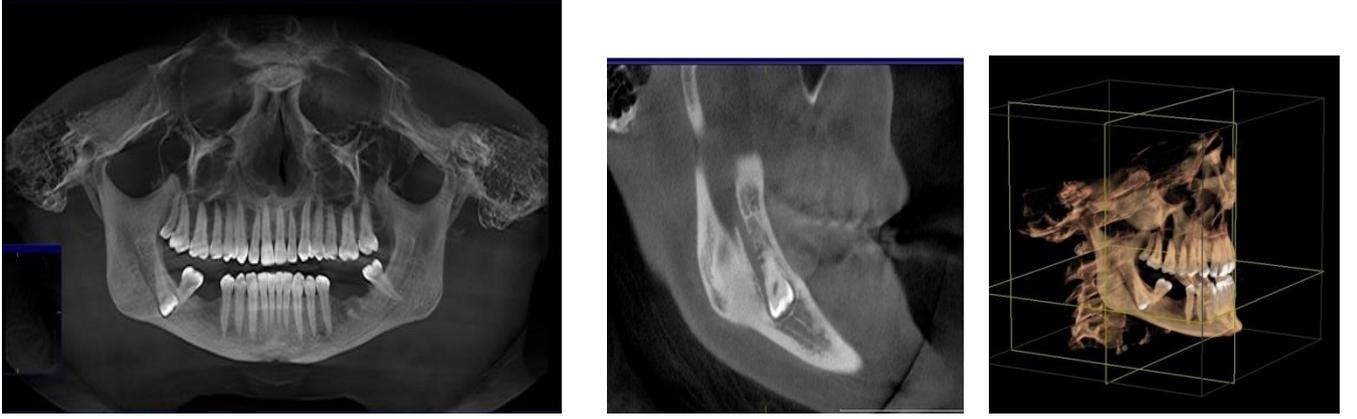
#### **2.8.3.5.5 Gömülü Dişler**

Gömülü maksiller kanin dişlerin %85 palatinal ve %15 bukkal konumda oldukları rapor edilmiştir. KIBT ektopik dişlerle ilişkili patolojilerin boyutunu analiz etmede daha fazla kesinlik sağlar. 3 boyutlu görüntüleme kullanan klinik raporlar gömülü dişlere komşu dişlerde kök rezorpsiyon insidansının önceki düşüncelere göre daha fazla olduğunu göstermiştir. KIBT ektopik kaninlerin kesin olarak lokalize etmede ve en az invazif cerrahi girişimle tedavi stratejilerini belirlemede kullanılabilir. Bu sayede daha az invazif cerrahi, daha küçük insizyon, daha konservatif flep dizaynı ve cerrahi operasyonla ilişkili morbiditenin azalmasını sağlar.(Mah ve ark., 2003; Walker ve ark., 2005)



**Şekil 18.** Gömülü diş değerlendirmesinde panoramik radyografi ve kesitsel görüntüler  
A. Üst çenede bilateral kanin dişlerin gömüklüğünü, alt çenede ise sol kanin dişin gömüklüğünü gösteren panoramik radyograf B. Sağ üst kanin dişin gömüklüğünü ve çevre yapılarla olan ilişkisini değerlendirmek için alınan kesitsel görüntüler

Üçüncü molar dişin çekimi esnasında sinir hasarını minimuma indirip dudağın tek tarafında kalıcı duyu kaybını önlemek için mandibular üçüncü molar diş kökü ile MK arasındaki ilişkinin bilinmesi önemlidir. MK ile gömülü üçüncü molar diş pozisyonunun tam olarak bilinmesi sinir yaralanması riskini azaltır. Geleneksel panoramik görüntüleme üçüncü molar ile kanal ilişkisi açık olduğunda yeterlidir; ancak süperpozisyon olduğunda üç boyutlu görüntüleme yaklaşımı önerilmektedir.(White ve Pharoah, 2009)



**Şekil 19.** Gömülü sağ alt 20 yaş dişinin MK ile olan ilişkisini değerlendirmek için alınan KIBT panorama, sagittal ve 3D görüntüler

#### **2.8.3.5.6 Anatomik Yapıların Lokalizasyonu**

KIBT kesitlerinde inferior alveoler sinir, maksiller sinüs, mental foramen ve komşu diş kökleri gibi anatomik yapılar kolaylıkla izlenebilir. KIBT imajlarında uzaklık, alan ve volüm ölçümleri de net olarak yapılır. Bu özellikleri kullanarak, klinisyenler sinüs lifting, ogmentasyon, diş çekimleri ve implant yerleştirme gibi uygulamalar için tedavi planlaması yaparken kendilerini daha güvenli hissedebilirler.(Panicker ve ark., 2011)

#### **2.8.3.5.7 Temporomandibular Eklem**

KIBT görüntüleme kondil ve etrafındaki yapıların analizini çoklu düzlemlerde ve üç boyutlu görüntüler ile kolaylaştırır, TME bulgusu ve semptomu olan hastalarda uygun tedavi seçeneğini belirlemede önemli olan kemiğin morfolojik özellikleri ve eklem boşluğu ile fonksiyonu hakkında bilgi verir. Görüntülemede, dejeneratif eklem hastalıklarının özelliklerini, kondildeki gelişimsel anomalileri, ankilozu ve romatoid artriti görülebilir. Asimetriden şüphelenildiğinde ya da cerrahi tasarlandığında kullanılacak uygun görüntüleme protokolü, parasagittal ve parakoronal kesitlerde düzeltilerek yeniden biçimlendirilmiş panoramik ve aksiyal referans imajlar kullanılarak hazırlanmalıdır. (White ve Pharoah, 2009)



**Şekil 20.** TME'in KIBT görüntüleri A. Sağ ve sol TME'in KIBT koronal kesitte görüntüsü B. Sağ TME'in KIBT sagittal kesitte görüntüsü

#### **2.8.3.5.8 Maksillofasiyal Patolojiler**

Gömülü kanin, sünnümerer diş, kırık ya da splinte edilmiş diş, periapikal lezyonlar ya da periodontal hastalıklar gibi dental durumların öne çıktığı çenelerde görülen pek çok durumda KIBT görüntüleme yardımıyla değerlendirme yapılmaktadır. Benign kalsifikasyonlar (örn: tonsilolit, lenf nodları, tükrük bezi taşları) yerleşimlerine göre tanımlanabilir ve karotid arter ateromu gibi önemli kalsifikasyonlardan ayırt edilebilirler. KIBT görüntüleme her ne kadar paranasal sinüs yumuşak doku atenüasyonlarının içeriğini ayırt etmek için uygun yumuşak doku kontrastını sağlamasa da morfolojik karakteristiği ile lezyonun sınırları iyi görünür (örn: müköz ekstrevasyon kisti). KIBT görüntüleme travma değerlendirme, odontojenik-nonodontojenik benign durumların tutulum derecesi ve boyutunun tespiti ile osteomyelit için oldukça yararlı bulunmuştur. (White ve Pharoah, 2009)



**Şekil 21.** A. Sol alt mandibula korpusta lezyon varlığı KIBT sagital kesitinde görülüyor  
B. Bilateral mandibula lezyonu ve yaptığı ekspansiyon KIBT aksiyal kesitinde görülüyor



**Şekil 22.** Alınan KIBT panorama ve sagital görüntülerde sol mandibula koronoid proçesten başlayıp mandibula alt kenarına kadar uzanan fraktür hattı izleniyor

#### **2.8.3.5.9 Havayolu Analizi**

KIBT tekniği ile havayolu analizi de yapılabilmektedir. Havayolu analizi için kullanılan lateral sefalogramlar 2 boyutlu görüntü sağlarlar. Bu yüzden her zaman kesin doğru sonuç vermemektedir. 3 boyutlu havayolu analizi obstrüktif uyku apnesi gibi daha kompleks durumları ve büyümüş adenoidleri tespit etmede faydalı olacaktır. Lateral sefalogramlar ve KIBT kullanılarak 11 hasta üzerinde yapılan bir çalışmada üst havayolu alan ve hacim ölçümleri arasında orta düzeyde farklılık bulunmuştur. (Aboudara ve ark., 2003)

### **2.8.3.6 Görüntü Artefaktları**

KIBT görüntü kalitesini bozan temel faktör görüntü artefaktlarıdır. Görüntüdeki herhangi bir bozulma ya da hata çalışılan objeden bağımsızdır. Daha düşük enerji spektrumu kullanıldığından, konik ışın geometrisinden ve konik ışın diverjanı, saçılma ve yüksek gürültü seviyesinden kaynaklanan basamak (ekran kenarında oluşan çentikli görüntü) artefaktları; doğal olarak KIBT görüntülerinde multi dedektörlü BT'lerden daha fazla artefakt bulunmasına yol açar.(White ve Pharoah, 2009)

KIBT görüntülerinde rapor edilen artefaktlar:

- Yok olma (ekstinksiyon) artefaktı
- Işın Sertleşmesi (Beam-hardening) etkisi,
- Parsiyel volüm etkisi
- Basamaklanma artefaktı
- Ring artefaktı
- Hareket artefaktı

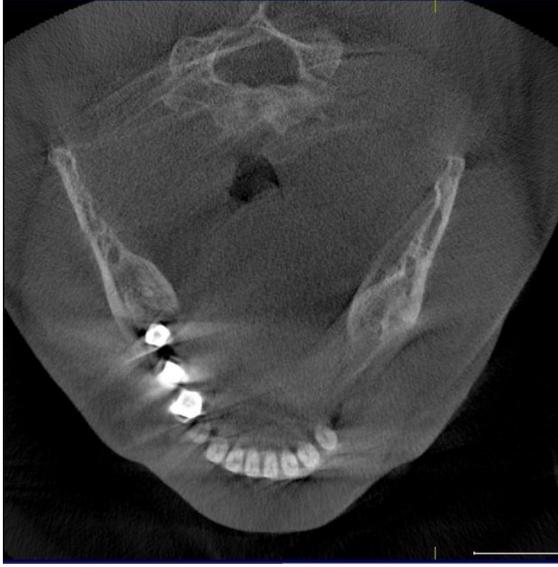
İlaveten, gürültü ve skater de KIBT görüntülerinde görülen artefaktlardır.(Schulze ve ark., 2011)

#### **2.8.3.6.1 Yok Olma (Ekstinksiyon) Artefaktı**

Sıklıkla 'kayıp değer artefaktı' olarak adlandırılır. Eğer obje protetik altın restorasyonlar gibi yüksek absorpsiyona sahip bir materyal içeriyorsa, materyalin arkasında dedektör piksellerinde kaydedilen sinyal sıfıra yakın ya da sıfır olabilir. (Schulze ve ark., 2011) Dolayısıyla iki yoğun obje arasında çizgiler ve siyah bantlar oluşur.(White ve Pharoah, 2009)

### 2.8.3.6.2 Işın Sertleşmesi (Beam Hardening) Artefaktı

Işın sertleşmesi artefaktı X-ışınının polikromatik yapısından kaynaklanır. Öncelikle düşük enerjili fotonlar absorbe edilir ve dolayısıyla ışının penetrasyon gücü artar. Zayıflama katsayısının olduğundan az hesaplanmasına neden olur. Bu artefaktın azaltılması için yazılım programları geliştirilmiştir. Belirgin yüksek kontrast farkı olan dens kemik ve beyin yüzeyi gibi bölgelerde görülür.(Tuncel, 2002)



**Şekil 23.** Dental implantlardan kaynaklanan tipik ışın sertleşmesi artefaktı KIBT aksiyal kesitinde görülüyor. Yüksek enerjili X ışınlarının dens bir materyal olan implantlara penetrasyonundan dolayı, implantların arasındaki daha koyu (hipodens) alanlar dikkat çekmektedir

### 2.8.3.6.3 Parsiyel Volüm Etkisi

Her pikselin BT numarası zayıflama değeri ile orantılıdır. Vokselde tek tip doku yerine kemik ve hava gibi farklı BT numarasına sahip dokular mevcutsa, sonuçtaki görüntü tüm yapıların zayıflama değerlerinin ortalaması alınarak oluşturulur, ne hava ne de kemik izlenir, ortalama bir değer gri ölçek değeri ortaya çıkar.(Tuncel, 2002) Elde edilen en küçük vokselin tercih edilmesi bu etkiyi azaltır.(White ve Pharoah, 2009)

#### **2.8.3.6.4 Basamaklanma Artefaktı**

Görüntü rekonstrüksiyonu için çok az temel görüntü elde edildiğinde ya da rotasyonel yörünge arkı tamamlanmadığında objenin örneklenmesi yetersiz kalır. Azalan veri, yanlış kayda, keskin kenarlara ve görüntü üzerindeki ince çizgiler şeklinde ortaya çıkan basamaklanma artefaktı nedeniyle daha gürültülü görüntülere sebep olur. Temel görüntülerin sayısındaki artış ya da rotasyonel yörünge arkının tamamlanması hasta dozu ile orantılı olduğundan bu artefaktın önemi tanısal bilgi ile ilgili olarak değerlendirilmelidir.(White ve Pharoah, 2009)

#### **2.8.3.6.5 Ring Artefaktı**

Bir ya da daha fazla dedektörün fonksiyon dışı kalması sonucu görüntüde izlenen daire şeklindeki çizgilenmelerdir.(Tuncel, 2002) Dedektörün her açısız pozisyonda tekrarlayan okumalar nedeniyle meydana gelir.(White ve Pharoah, 2009)

Günümüzde dedektör kalibrasyonlarının çok iyi olmasından dolayı izlenmez. (Tuncel, 2002)

#### **2.8.3.6.6 Hareket Artefaktı**

Hastanın hareketi, rekonstrükte edilmiş görüntüde çift konturlar olarak görülür, datanın yanlış kaydına neden olur.(White ve Pharoah, 2009) Az hareket kenar bulanıklığına sebep olurken, belirgin hareket veri toplama sırasında verilerin bir vokselden diğerine kaymasına sebep olur ve rekonstrüksiyon yanlışlıkları oluşur. Rastlantısal veya hastanın hapşırması gibi beklenmeyen hareketler sonucunda hareketin olduğu yönde çizgi şeklinde artefakt görülür.(Tuncel, 2002) Bu problemi en aza indirmek için baş hareketleri kısıtlanmalı, mümkün olduğunca kısa tarama zamanı kullanılmalıdır.(White ve Pharoah, 2009)

#### **2.8.3.6.7 Gürültü (Noise)**

Skater radyasyonun çoğu her yönde dağılır ve konik ışın alan dedektörü üzerinde pikseller ile kaydedilir. Her pikselde tespit edilen fotonların sayısı, X ışınının spesifik yolu üzerindeki bir objenin gerçek atenüasyonunu yansıtmaz. Bu ilave kaydedilmiş olan X ışını gürültü olarak adlandırılır ve görüntünün bozulmasında rol oynar. Skater

radyasyonun miktarı genellikle primer X ışınına maruz kalan total doku kütlesi ile orantılıdır; obje kalınlığı ve alan boyutunun artması ile artar. KIBT görüntüsünün üretiminde bu skater radyasyonun katılımı primer ışıktan büyük olabilir. Klinik uygulamalarda skater-primer oranları; tek bir ışın için BT görüntülemelerde 0,001, fan-beam ve spiral BT görüntülemelerde 0,05- 0,15 ve KIBT 'lerde 0,4-2' dir. Bu nedenle KIBT görüntüsü elde edilirken mümkün olan en küçük FOV'un kullanılması istenilir.

KIBT'de görüntüde gürültüye neden olan ilave kaynaklar; X ışınının homojenliğindeki istatistiksel varyasyonlar (kuantum benek) ve dedektör sistemindeki ilave gürültüdür (elektronik). X- ışını fotonlarının homojen olmaması; primer ve absorbe edilen skater ışının sayısına, dedektör üzerindeki x-ışını spektrumuna ve temel görüntü projeksiyonlarının sayısına bağlıdır. Elektronik gürültü, dedektördeki enerjinin x- ışını absorpsiyon verimine bağlı olarak dedektör sistemindeki inherent bozunmalar ile ortaya çıkar. (White ve Pharoah, 2009)



**Şekil 24.** KIBT aksiyal kesitte gürültü artefaktı izleniyor (White ve Pharoah, 2009)

#### **2.8.3.6.8 Skater (Saçılma)**

Skater KIBT tekniğinde artefakta neden olan çok önemli bir etkidir. (Altunbas ve ark., 2007) Maddeyle etkileştikten sonra orjinal yolundan sapan X-ışınları nedeniyle oluşur. Multi dedektör BT'ler ile kıyaslandığında KIBT'de alan dedektörü kullanılması, saçılan fotonların tutulup tüm görüntüde bozulma ya da kuantum gürültü oluşturmasında pay

sahibidir. Saçılma, ışın sertleşmesi artefaktına benzeyen çizgi artefaktına da neden olur. (White ve Pharoah, 2009)

Alan dedektörlerin geometrisi göz önüne alınacak olursa, dedektör büyüklüğü arttıkça, saçılan fotonların artması ihtimali daha yüksektir. Bu yüzden, skater radyasyonun imaj küçültücü etkisi klasik yüksek kolimasyonlu fan beam BT'lere göre KIBT cihazlarını daha fazla etkileyecektir.(Kalender ve Kyriakou, 2007; Zhang ve ark., 2007) Skater, yumuşak doku kontrastını azaltır (Tofts ve Gore, 1980) ve diğer bütün dokuların dansite değerlerini de etkiler.(Schulze ve ark., 2011)



**Şekil 25.** KIBT aksiyal kesitte saçılmanın sebep olduğu çizgi artefaktı görülüyor

### **3. MATERYAL VE METOD**

#### ***3.1 Çalışma Planı***

Ondokuz Mayıs Üniversitesi Tıbbi Araştırmalar Yerel Etik Kurulu'nun izni alındıktan sonra (Karar sayı: B.30.2.ODM.0.20.08/1088) Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Kliniği'ne 2013-2015 yılları arasında çeşitli sebeplerle (diş eksikliği, çürük, ortodontik tedavi vb.) başvurmuş olan ve KIBT'leri çekilmiş olan 18-75 yaş aralığındaki hastalar retrospektif olarak incelendi. KIBT görüntüleri belli bir sırayla arşivden gelişigüzel seçildi. Çalışmaya dahil etme ve dışlama kriterleri belirlendi (Tablo 2).

Çalışmaya dahil edilen görüntüler Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalında Sirona, Galileos (Sirona Dental Systems, Bensheim, Germany) marka KIBT cihazı (98 kV, 25 mAs) kullanılarak elde edildi. İmaj analizleri Sidexis (Sirona, Bensheim, Germany) programı ile yapıldı.

Cihaz 98 kV, 3-6 mA, minimum filtrasyonu 2.8 mm Al, minimum yarım değer tabakası 3.9 mm Al, konik ışın açısı yaklaşık 24 derecedir. Cihazın dedektör tipi Image Intensifier (I.I.), Siemens olup, 4096 gri skala, standart volüm programında 616x616x616 voksel sayısı ile data grubu oluşturulur. Vokseller izotropiktir ve 0.25x0.25x0.25 mm<sup>3</sup> boyutlarındadır. Cihazın rekonstrüksiyon süresi ise yaklaşık 2.5 dk'dır. Bizim yazılımımızda ise bu süre yaklaşık olarak 5 dk'yı bulmaktadır. Cihazın verdiği radyasyon doz aralığı 28-154 µSv'dır. Galileos markalı cihaz ICRP 2007'ye göre en düşük efektif doza sahip cihazların arasında gösterilmiştir.

Seçilen görüntülerde aksiyal, kesitsel ve sagittal düzlemde alınan tüm kesitler incelendi, bütün incelemeler ve ölçümler 27 inç ekran boyutu ve 2560x1440 yüksek rezolüsyona sahip renkli 10 bit destekli medikal monitör üzerinde yapıldı. Rastlanılan tüm BMK'ların ölçümleri yapıldı.

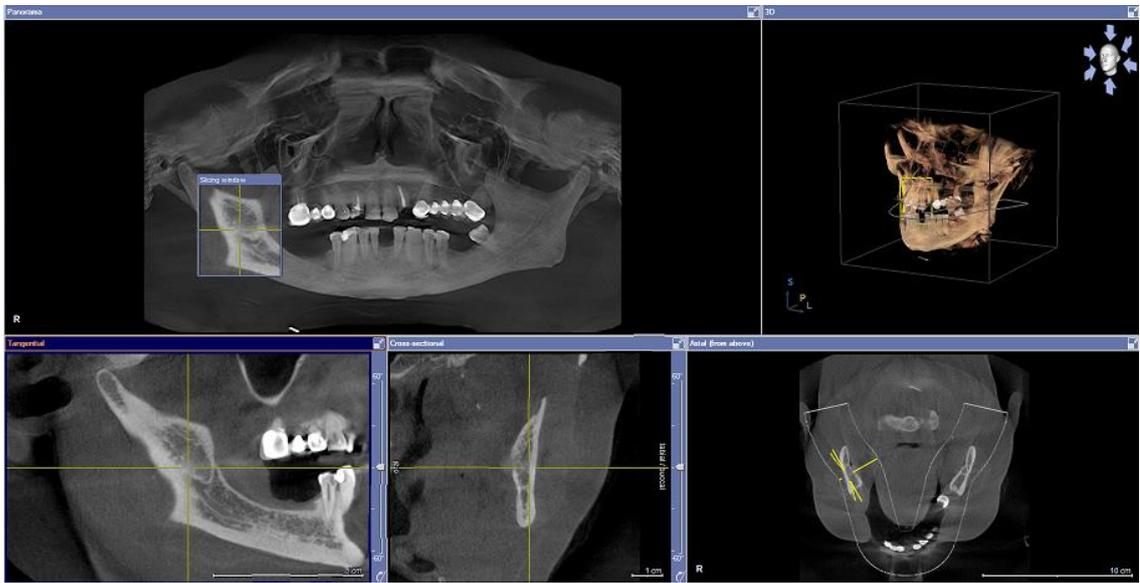
#### ***3.2 İmaj Değerlendirme***

Seçilen 2000 adet KIBT tetkikine ait panorama, aksiyal, sagittal ve tanjansiyel kesitleri tezi yazan araştırmacı tarafından incelendi. Saptanan BMK'lar biri 10 yılı aşkın tecrübeye sahip olmak üzere 2 gözlemci tarafından değerlendirildi. BMK'ların uzunluk ve açı ölçümleri rekonstrükte edilen tanjansiyel ve panorama kesitleri üzerinde KIBT

cihazının kendi yazılımını kullanılarak yapıldı. BMK'nın uzunluk ölçümünde ana kanaldan ayrıldığı nokta ile uç noktası arasındaki mesafe ölçüldü. Açı ölçümünde ise superior ve inferior açıların ölçümleri yapıldı. Superior açı ölçümünde ana kanal ile bifid kanalın süperior duvarı arasındaki açı ölçüldü. İnférieur açının ölçümünde ise ana kanal ile BMK'nın inferior duvarı arasındaki açı ölçüldü.

BMK lokalizasyon göz önüne alınarak ileri, retromolar, bukkolingual ve dental kanal olmak üzere 4 ana grup altında Naitoh ve ark. (2009) 'nın sınıflaması esas alınarak sınıflandırıldı. İleri kanallar kesişme olan ve olmayan olmak üzere iki alt gruba ayrıldı. Dental kanallar ayrıldıkları bölgeye göre 1.molar, 2.molar ve 3. molar kanallara ayrıldı. Bukkolingual kanallar da ayrıldıkları bölgeye göre bukkal ve lingual kanallar olmak üzere iki alt gruba ayrılarak değerlendirildi.

Bütün ölçümler aynı gözlemci tarafından gözlemci içi uyumu saptamak için birer haftalık aralıklarla 3 defa tekrarlandı ve ölçümlerin ortalama değerleri analiz için not edildi.



**Şekil 26.** Rekonstrükte edilen panorama, aksiyal, tanjansiyal, kesitsel ve 3D görüntüler



**Şekil 27.** Bifid mandibular kanalın superior ve inferior açı ölçümlerini gösteren sagittal kesit

### **3.3 İstatistiksel Analiz**

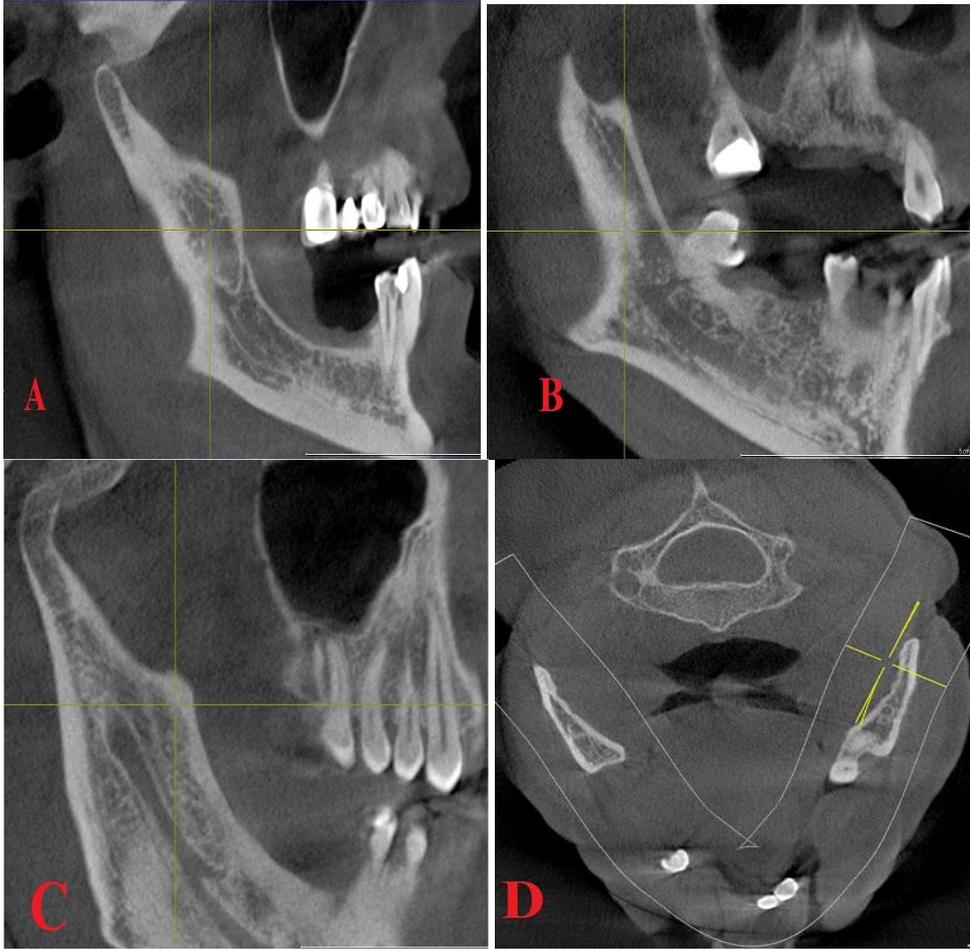
Verilerin analizinde SPSS 21 (Statistical Package for Social Science 21) paket programından yararlanılmıştır. Çalışma verimizde nitel ve nicel gözlemler olduğundan nitel gözlemlere ait ilişkilerin araştırılmasında Ki-Kare testinden, nicel gözlemlere ait ilişkilerin araştırılmasında ise parametrik testlerden bağımsız örneklem T testi ve tek yönlü varyans analizinden yararlanılmıştır. İstatistik olarak anlamlılık  $p < 0.05$  olarak kabul edilmiştir.

**Tablo 2.** Çalışmaya dahil etme ve dışlama kriterleri

<b>Dahil Etme Kriterleri</b>
1. 18-75 yaş arasındaki hastalar
2. Diagnostik açıdan iyi kaliteli KIBT kesitlerine sahip hastalar
<b>Dışlama Kriterleri</b>
1. 18 yaş altı, 75 yaş üstü hastalar
2. KIBT kesitlerine ulaşamayan hastalar
3. Artefakt gibi istenmeyen alanlara sahip KIBT kesitlerine sahip hastalar
4. Mandibula posterior bölgede MK'nın net olarak izlenmesini engelleyen kist, tümör vb patolojik lezyonların varlığı

#### 4. BULGULAR

Yaptığımız bu çalışmanın sonucunda 2013 yılı eylül ayından 2015 yılı mart ayına kadar KIBT'leri çekilen tüm hastaların tarandığı tespit edildi. İncelenen 2000 hastanın 1122'si kadın (%56.1), 878'i erkek (%43.9) idi. İncelenen 2000 hastanın KIBT kesitlerinde 61'inde (%3,05) BMK bulundu. 122 yarım alt çenenin ise 65'inde (%53.3) bifid mandibular kanal tespit edildi. 65 yarım alt çene tarafının 39 tarafı (%60) erkeklerde, 26 tarafı (%40) kadınlarda BMK'a rastlanıldı.



**Şekil 28.** A. Retromolar bifid kanalın sagittal görüntüsü B. Dental kanalın 3. molar diş apeksine uzanan alt tipinin sagittal görüntüsü C. Kesişim olmayan ileri kanalın sagittal görüntüsü D. Bukkolingual kanalın aksiyal görüntüsü

Chi-square testi kullanılarak, cinsiyet ile kanal tipi arasında ilişki olmadığı saptandı ( $p=0,345>0,05$ )(Tablo3a,b)

**Tablo 3a.** Cinsiyet ile kanal tipi arasındaki ilişki

Cinsiyet	Kanal Tipi				Total
	Retromolar Kanal	İleri Kanal	Dental Kanal	Bukkolingual Kanal	
Erkek	25	4	8	2	39
Kadın	14	6	6	0	26
Total	39	10	14	2	65

**Tablo 3b.** Cinsiyet ile kanal tipi arasında farklılık olup olmadığının Ki-kare testi ile değerlendirilmesi

	Test Değeri	sd	p değeri
Pearson Chi-Square	3,321 <sup>a</sup>	3	,345
Likelihood Ratio	3,989	3	,263
Linear-by-Linear Association	,012	1	,912
N of Valid Cases	65		

Ki-kare testi kullanılarak,  $P=0,362 > 0,05$  olduğundan  $H_0$  hipotezi kabul edildi ve kanal lokalizasyonu ile cinsiyet arasında anlamlı bir fark olmadığı gözlemlendi (Tablo 4).

**Tablo 4.** Cinsiyetler arası kanal lokalizasyonunun değerlendirilmesi

Değer	sd	Asimp. p. (2-yönlü)	Exact p (2-yönlü)	Exact p (tek yönlü)
Pearson Chi-Square	,831 <sup>a</sup>	1	,362	
Continuity Correction <sup>b</sup>	,433	1	,510	
Likelihood Ratio	,833	1	,361	
Fisher's Exact Test			,450	,255
Linear-by-Linear Association	,818	1	,366	
N of Valid Cases	65			

Hastaların yaşları 18 ile 75 yaş arasında değişmekteydi ve yaş ortalaması 44.49 idi. 61 hastanın 37 tanesi erkek (%61) ve yaş ortalamaları 45.78 olarak bulunurken, 24 tanesi kadın (%39) ve yaş ortalamaları 42.50 olarak bulundu. Yaş gruplarına göre BMK görülme sıklığına bakıldığında en fazla 4.dekadda görüldüğü saptandı. Kanal tiplerine göre bakılacak olursa retromolar kanal en sık 5.dekadda, ileri kanal en sık 4. dekadda, dental kanal 3. ve 4. dekadda eşit olarak, tespit edilen 2 bukkolingual kanal ise 2. ve 5. dekadda görüldü. Elde edilen veriler Tablo 5a'da verilmiştir. Yaş ile kanal tipi arasındaki farklılık da Ki-kare testi kullanılarak değerlendirildi. Yaş ile kanal tipi arasında fark olmadığı saptandı ( $p>0,05$ ). Bulgular Tablo 5b'de verilmiştir.

**Tablo 5a.** Kanal tipinin yaş gruplarına göre dağılımı

	Kanal Tipi				Total
	RETROMOLAR	İLERİ	DENTAL	BUKKOLİNGUAL	
1.dekad	0	0	1	0	1
2.dekad	5	0	3	1	9
3.dekad	7	1	4	0	12
4.dekad	8	5	4	0	17
5.dekad	12	2	1	1	16
6.dekad	4	1	1	0	6
<b>Total</b>	<b>36</b>	<b>9</b>	<b>14</b>	<b>2</b>	<b>61</b>

**Tablo 5b.** Yaş ile kanal tipi arasındaki farklılığın Ki-kare testi kullanılarak değerlendirilmesi

	Değer	sd	p değeri
Pearson Chi-Square	15,341 <sup>a</sup>	15	,427
Likelihood Ratio	17,243	15	,305
Linear-by-Linear Association	3,020	1	,082
N of Valid Cases	65		

Tek yönlü ANOVA testi kullanılarak yaş ile bifid mandibular kanal uzunluğu arasında ilişki olmadığı belirlendi (H0 hipotezi kabul edildi) (Tablo 6).

**Tablo 6.** Yaş ile BMK uzunluğu arasındaki farklılığın ANOVA testi kullanılarak değerlendirilmesi

	Kareler toplamı	sd	Kareler Ortalaması	F	p
Gruplar Arası	139,911	5	27,982	1,336	,262
Gruplar İçi	1235,495	59	20,941		
Toplam	1375,406	64			

Ki-kare testi kullanılarak kanal tipi ile kanal lokalizasyonu arasındaki farklılık değerlendirildi ve  $p > 0,05$  olduğundan BMK tipi ile kanal lokalizasyonu arasında ilişki yoktur diyen sıfır hipotezi kabul edildi (Tablo 7).

**Tablo 7.** BMK tipi ile lokalizasyonu arasındaki farklılığın Ki-kare testi kullanılarak değerlendirilmesi

	Değer	sd	p değeri
Pearson Chi-Square	,501 <sup>a</sup>	3	,919
Likelihood Ratio	,502	3	,918
Linear-by-Linear Association	,397	1	,528
N of Valid Cases	65		

Çalışmamızda en sık görülen bifid kanal tipi retromolar kanal olarak bulundu ( n= 39, 18 sağ taraf, 21 sol taraf ). Diğer BMK tipleri ise sırasıyla dental kanal ( n=14, 8 sağ taraf, 6 sol taraf ), ileri kanal ( n=10, 5 sağ taraf, 5 sol taraf), bukkolingual kanal ( n=2, biri sağ, diğeri sol taraf ) olarak tespit edildi (Tablo 8).

**Tablo 8.** Cinsiyet ve lokalizasyona göre BMK tipinin değerlendirilmesi

Cinsiyet	Kanal lokalizasyonu	Kanal tipi				Total
		RETROMOLAR KANAL	İLERİ KANAL	DENTAL KANAL	BUKKOLİNGUAL KANAL	
erkek	Sol	11	3	3	1	18
	Sağ	14	1	5	1	21
	Total	25	4	8	2	39
kadın	Sol	10	2	3		15
	Sağ	4	4	3		11
	Total	14	6	6		26

10 yarım çenede saptanan ileri kanalların 9 tanesinde kesişim olmadığı, 1 tanesinde kesişim olduğu bulundu. 14 yarım çenedeki dental kanalların ise 1 tanesinin 1. molar dişin apeksine uzandığı, 1 tanesinin 2. molar dişin apeksine uzandığı, 12 tanesinin ise 3. molar dişin apeksine uzandığı tespit edildi. Teşhis edilen 2 yarım çenedeki bukkolingual kanalların biri sağda, biri solda olmak üzere ikisinin de bukkal tarafta konumlandığı bulundu. 4 hastada aynı anda hem sağ hem de solda BMK mevcuttur. Bu hastalardan ikisi erkek, ikisi ise kadındır. Kadınlardan biri ileri kanal tipinde, diğeri retromolar kanal tipine sahiptir. Erkekler ise retromolar kanal tipine sahiptir (Tablo 9).

**Tablo 9.** Kanal tipinin cinsiyet ve lokalizasyona göre detaylı olarak dağılımı. Parantez içi değerler oranları göstermektedir

Cinsiyet	Lokalizasyon	Retro molar kanal	İleri kanal		dental kanal			Bukko lingual kanal	Total
			kesişim Yok	Var	1.Molar	2.Molar	3.Molar		
Erkek	sol	11 (16,92)	3(4,62)	0	0	0	3(4,62)	1(1,54)	18(27,69)
	sağ	14(21,54)	0	1 (1,54)	1 (1,54)	1(1,54)	3(4,62)	1(1,54)	21(32,31)
	Total	25(38,46)	3(4,62)	1 (1,54)	1 (1,54)	1(1,54)	6(9,23)	2(3,08)	39(60)
Kadın	sol	10(15,38)	2(3,07)				3(4,62)		15(23,07)
	sağ	4(6,15)	4(6,15)				3(4,62)		11(16,92)
	Total	14(21,53)	6(9,23)				6(9,23)		26(40)

Bifid kanalların ortalama uzunluğu sağ tarafta 12,7738 mm iken sol tarafta 11,6155 mm olarak bulundu. Bifid kanalların tiplerine göre bakılacak olursa, bifid retromolar kanalların ortalama uzunluğu 11,57 mm ( sağ taraf 12,4189 mm, sol taraf 10,8443 mm), dental kanalların ortalama uzunluğu 12,8857 mm ( sağ taraf 14,2750 mm, sol taraf 11,0333 mm), ileri kanalların ortalama uzunluğu 15,2240 mm ( sağ taraf 15,08 mm, sol taraf 15,3680 mm), bukkolingual kanalların çapının ortalama uzunluğu 2,1850 mm (sağ taraf 2,05 mm, sol taraf 2,32 mm) olarak bulundu. Wilcoxon Signed Rank testi kullanılarak kanal lokalizasyonu ile sağ ve sol BMK uzunlukları arasında farklılık olup olmadığı değerlendirildi. Kanal lokalizasyonuna göre sağ ve sol uzunluklar arasında anlamlı bir fark olduğu bulundu.

BMK tipi ile uzunluğu arasındaki farklılık tek yönlü varyant analizi testi kullanılarak değerlendirildi. H<sub>0</sub> VE H<sub>1</sub> hipotezlerine bakıldı. P<0,05 olduğundan H<sub>0</sub> hipotezi red edildi. Kanal tipi ile uzunluk arasında ilişki olduğu gözlemlendi (Tablo 10).

**Tablo 10.** BMK tipi ile uzunluğu arasındaki farklılığın tek yönlü varyant analizi testi kullanılarak değerlendirilmesi

	Kareler Toplamı	sd	Kareler Ortalaması	F	p
Gruplar Arası	313,715	3	104,572	6,008	,001
Gruplar İçi	1061,691	61	17,405		
Toplam	1375,406	64			

Superior açı ortalaması sağ tarafta 133,3250, sol tarafta 151,0388 iken, inferior açı ortalaması sağ tarafta 44,9875, sol tarafta ise 44,5064 olarak bulundu. Tiplerine göre bakılacak olursa sağ taraf bifid retromolar, dental ve ileri kanalların superior açılarının ortalaması sırasıyla 127,4448, 141,1125 ve 136,50 olarak bulunurken, sağ taraf bifid retromolar, dental ve ileri kanalların inferior açılarının ortalaması 53,4056, 51,3375 ve 12,44 olarak bulundu. Sol taraf bifid retromolar, dental ve ileri kanalların superior açılarının ortalaması sırasıyla 149,4019 , 145,5167 ve 163,16 iken, sol taraf bifid retromolar, dental ve ileri kanalların inferior açılarının ortalaması 46,2290, 62,5167 ve 13,74 olarak hesaplandı. ANOVA testi kullanılarak kanal tiplerine göre incelendiğinde superior açı bakımından fark yoktur. Fakat kanal tiplerine göre inferior açı ortalamaları arasında anlamlı fark olduğu gözlemlendi. ( $p < 0,05$ ) (Tablo 11).

**Tablo 11.** Kanal tipi ile superior ve inferior açılar arasındaki farklılığın ANOVA testi kullanılarak incelenmesi

		Kareler Toplamı	sd	Kareler Ortalaması	F	p
<b>Superior açı</b>	<b>Gruplar arası</b>	1539,339	3	513,113	,526	,666
	<b>Gruplar içi</b>	59539,413	61	976,056		
	<b>Total</b>	61078,752	64			
<b>İnferior açı</b>	<b>Gruplar arası</b>	13214,719	3	4404,906	6,622	,001
	<b>Gruplar içi</b>	40576,797	61	665,193		
	<b>Total</b>	53791,517	64			

## 5. TARTIŞMA

Panoramik radyografi tekniği kullanılarak BMK'ın anatomik lokalizasyonu ve konfigürasyonunu değerlendiren çok sayıda çalışma mevcuttur. Bu alışmalar arasında Nortje ve ark. (1977) yaptıkları çalışmada 3612 hastanın panoramik radyografını incelemişler ve % 0.9 oranla 33 hastada bifid mandibular kanal tespit etmişlerdir. Langlais ve ark. (1985) 6000 hastada saptadıkları 57 bifid mandibular kanalla bu oranı % 0.95 olarak rapor etmişlerdir. Sanchis ve ark. (2003) ise 2012 hastanın panoramik radyografını incelemişler ve 7 hastada BMK tespit etmişlerdir ve BMK görülme oranını % 0.35 olarak rapor etmişlerdir. Yapılan başka bir çalışmada ise değerlendirilen 5000 hastanın 4'ünde BMK tespit edilmiş ve görülme oranı % 0.08 olarak rapor edilmiştir.(Grover ve Lorton, 1983) Sonuç olarak panoramik radyografi tekniği kullanılarak yapılan çalışmalarda BMK insidansı % 0.08'den %8.3 'e kadar değişen oranlarda rapor edilmiştir ve fikir birliğine varılamadığı açıkca görülebilmektedir.

KIBT tekniği kullanılarak yapılan çalışmalar panoramik radyograf kullanılarak yapılan çalışmalara oranla sayıca daha az olduğu dikkat çekmektedir. Naitoh ve ark. (2009) dental implant uygulaması için preoperatif görüntüleme için alınan 122 hastanın KIBT kesitlerini incelemişler ve BMK görülme sıklığını % 65 olarak bulmuşlardır. Orhan ve ark. (2010) ise yaptıkları çalışmada benzer bir sonuç elde etmişler ve değerlendirdikleri 242 hastanın 161'inde (88 kadın, 73 erkek) BMK tespit etmişlerdir. BMK görülme oranını %66.5 olarak rapor etmişlerdir. Bizim alışmamızda ise bu oran çok daha düşük çıkmıştır. KIBT kullanılarak yapılan çalışmalarda BMK görülme sıklığındaki artış dikkat çekmektedir. Biz bu durumun panoramik radyografi tekniğinin bütün bifid kanalları tespit etmede yeterli olmadığından kaynaklanabileceği sonucuna ulaştık. Kadavra üzerinde yapılan bir çalışmada panoramik radyografların %63.9'unda mandibular kanal teşhis edilebilmiştir.(Klinge ve ark., 1989) Başka bir kadavra çalışmasında ise panoramik radyografların yaklaşık %25'inin üzerinde MK net olarak görülebilmştir.(Lindh ve ark., 1992) Buna rağmen, BT'nin yüksek maliyet ve yüksek radyasyon dozundan dolayı her hastada istenemeyeceğini belirten bundan dolayı BMK'ı teşhis etmede panoramik radyografi tekniğini öneren çalışma da mevcuttur.(Auluck ve ark., 2005) Naitoh ve ark. (2010) alışmalarında çok kesitli BT ile saptanabilen 5 yarı mandibuladaki bifid kanalların panoramik radyograf üzerinde sadece iki tanesinin teşhis

edilebildiğini rapor etmişlerdir. Rouas ve ark.(2007) ise 3D görüntülemenin anatomik doğruyu bulmak için gerekli olduğunu bildirmişler ve efektif radyasyon dozunun panoramik radyografiden az oranda yüksek, BT görüntülemeden ise daha az olan, düşük maliyetli KIBT tekniğini önermişlerdir. MK varyasyonlarının özellikle cerrahi işlemler sırasındaki önemi düşünüldüğünde panoramik radyografi tekniğinin MK'ı görüntülemedeki limitasyonları göz önünde bulundurulmalıdır.

Çalışmamızda retrospektif olarak değerlendirilen 2000 hastanın KIBT kesitleri incelenmiş olup, 61 hastada BMK'a rastladık. Bazı yazarlar BMK görülme sıklığının kadınlarda nispeten daha yüksek olduğunu rapor etmişlerdir. (Nortje ve ark., 1977; Sanchis ve ark., 2003) Bizim çalışmamızda ise zıt olarak erkeklerde BMK'a daha sık rastladık.

Orhan ve ark. (2010) yaptıkları çalışmada BMK'ın en sık görülen tipini ileri kanal (%29.8), en az görülen tipini ise dental kanal (%8.3) olarak belirlemişlerdir. Bizim çalışmamızda ise en sık retromolar kanal tipi görülürken, ikinci sıklıkta dental kanal tipi, en az sıklıkta ise bukkolingual kanal tipi görülmektedir. Naitoh ve ark. (2009) yaptıkları çalışmada Orhan ve ark. (2010) ile benzer bir sonuç elde etmişler ve en sık ileri kanal tipi (%44.3) tespit etmişlerdir. Ancak bizim çalışmamızda olduğu gibi en az görülen tipi bukkolingual kanal (%1.6) olarak bulmuşlardır.

Naitoh ve ark. (2009) çalışmalarında bizim çalışmamıza benzer şekilde dental kanallardan en sık 3. molar diş uzanan kanal tipini (%7), ileri kanallardan ise kesişim olmayan tipi (%55.3) daha sık tespit etmişlerdir. Orhan ve ark.(2010) ise yaptıkları çalışmada 3. molar diş apeksine uzanan dental kanal (%3.80) ve kesişim olmayan ileri kanal (%18.40) tipini daha sık bulmuşlardır. Bu sonuçlar da bizim çalışmamızla benzerlik göstermektedir.

Orhan ve ark. (2010) çalışmalarında BMK'ın ortalama uzunluğunu sağ tarafta 13.6 mm, sol tarafta ise 14.1 mm olarak bulmuşlardır. Bizim çalışmamızda ise benzer bir sonuçla bifid kanalların ortalama uzunluğu sağ tarafta 12.7738 mm iken sol tarafta 11.6155 mm olarak bulunmuştur. Alt tiplerine göre bakılacak olursa, Orhan ve ark. (2010) çalışmalarında bifid retromolar kanalların ortalama uzunluğu 13.5 mm ( sağda 13.4 mm; solda 13.6 mm), dental kanalların ortalama uzunluğu 8.3 mm ( sağda 8.1 mm, solda 8.4

mm), ileri kanalların ortalama uzunluğu 20.1 mm ( sağda 19.3 mm, solda 21 mm), bukkolingual kanalların ortalama çapı 3.8 mm (sağda 3.4 mm, solda 4.1 mm) olarak ölçülmüştür. Bizim alışmamızda ise bifid retromolar ve ileri kanalların ortalama uzunluğu, bukkolingual kanalların ortalama çap uzunlukları daha az bulunurken, dental kanalların ortalama uzunluğu daha fazla ölçülmüştür. Orhan ve ark. (2010) BMK'ların superior ve inferior açılarını da ölçmüşler; ortalama superior açıyı sağ tarafta 139, sol tarafta 141 olarak belirlerken, ortalama inferior açıyı sağ tarafta 38, sol tarafta 32 olarak ölçmüşlerdir. Bizim alışmamızda ise sağ tarafta süperior aı ortalaması daha düşük, diğer değerler daha yüksek olarak bulunmuştur. Orhan ve ark. (2010) alışmalarında sağ ve sol taraflar ve cinsiyetler arasında uzunluk ya da aı bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadığını bildirmişlerdir. Farklı olarak bizim çalışmamızda kanal tiplerine göre inferior aı ortalamaları arasında anlamlı fark olduğu gözlemlendi.

Yapılan başka bir çalışmada 46 kuru mandibula ve 1000 hastanın panoramik radyograflarının değerlendirilmesi sonucunda 1000 panoramik radyografda 2 BMK (%0.2), 46 kuru mandibulanın ise 9 tanesinde (%19.6) multipl kanallar rapor edilmiştir. Dokuz vakanın altısında BMK unilaterale, iki vakada bilateral olarak bulunmuştur. Bir vakada ise mandibula ramus bölgesinde trifid mandibular kanal tespit edilmiştir.(Bogdán ve ark., 2006)

Sanchis ve ark. (2003) yaptıkları çalışmada 1276 kadın ve 736 erkek (ortalama yaş, 40.4) olmak üzere 2012 panoramik radyograf değerlendirmişler, 7 vakada (%0.35) bifid mandibular kanal saptamışlardır. 7 vakanın 4'ü bilateral, 3'ü ise unilaterale olarak ve BMK'ların tümü kadınlarda (ortalama yaş, 36.1) bulunmuştur. Bizim alışmamızda 61 hastanın 4'ünde BMK bilateral, geri kalanında ise unilaterale olarak bulunmuştur.

Kuribayashi ve ark. (2010) alışmalarında gömülü mandibular 3. molar diş çekimi için konsülte edilen 158 kadın, 94 erkek (ortalama yaş, 33) olmak üzere toplamda 252 hastanın (301 yarı mandibula) panoramik radyograf ve KIBT kesitlerini incelemişlerdir. 301 yarı mandibulada 47 tarafta (16 erkek, 31 kadın) BMK tespit etmişlerdir. BMK görölme oranını %15.6, ortalama uzunluğunu ise 1.68 mm olarak bildirmişlerdir. Bizim alışmamızda ise BMK'ın ortalama uzunluğu çok daha yüksek ve hastaların yaş ortalaması daha fazla bulundu.

BMK'lar özellikle iki mental foramina olan vakalarda inferior alveoler sinir bloğunda zorluğa neden olabilir. Enjeksiyon alanındaki yumuşak dokunun anestezisi olup ipsilateral dudak ve çenenin anestezisinin olmaması, lokal anestezi eksikliğinin belirtisi olabilirken, dudak ve çenenin anestezisinin olup dişlerin olmaması ise BMK varlığı ya da diğer anatomik varyasyonların belirtisi olabilir.(Wadhvani ve ark., 2008; Claeys ve Wackens, 2005)

Anestezinin başarıya ulaşmaması BMK'a sahip hastalarda en yaygın problemdir. Bu durum sıklıkla bifurkasyonun lokalizasyonu ile enjeksiyon noktası arasında uyumsuzluktan dolayı olur.(Auluck ve ark., 2007) Mandibular ramusta bifurkasyonun pozisyonu en yaygın olarak uygulanan enjeksiyon noktasının sıklıkla superiorunda olur.(Lee ve ark., 2009) Mandibula anestezilerinde başarıya ulaşmak için kullanılan geleneksel metod inferior alveoler sinirin mandibulaya girişinden önce mandibular foramen üzerinde pterygomandibular boşluğa anestezik solüsyonunun verilmesiyle inferior alveoler siniri bloke etmektir.(Lew ve Townsend, 2006; Auluck ve ark., 2007) Dolayısıyla BMK vakalarında, Gow-Gates tekniği ya da Akinosi tekniği gibi yüksek bir inferior alveoler sinir blokajı lokal anestezide kullanılabilen tekniklerdir.(Auluck ve ark., 2007)

Bifid kanalın içerisinde ikinci bir nörovasküler demet olduğundan, bu varyasyonu teşhis etmedeki eksiklikten dolayı travmatik nöroma, parestezi ve kanama gibi komplikasyonlar meydana gelebilir. İkinci bir nörovasküler demet varlığında mandibular osteotomi gibi diğer cerrahi prosedürler daha kompleks bir hal alır. Alveoler kemik mental foramen yakınlarında rezorbe olduğunda, alt çenede protez kullanan hastalarda nörovasküler demet üzerinde oluşan baskıdan dolayı rahatsızlık olabilir.(Claeys ve Wackens, 2005)

İnferior alveoler sinir hasarı kortikalizasyon durumu, inferior alveoler kanal pozisyonu, inferior alveoler kanal şekli ve diş kökünün şekline bağlıdır. 3.molar diş kökünde görülen radyolüseni kökteki girintiden kaynaklanabileceği gibi sıklıkla kortikal rezorpsiyondan dolayı da görülebilir. Bu bulgular tespit edildiğinde 3.molar diş ile inferior alveoler kanal arasında yüksek oranda ilişki olabileceği göz önünde bulundurulmalıdır.(Shiratori ve ark., 2013) İnfierior alveoler kanalın şekli kanal ile 3. molar diş arasındaki ilişkiyi belirleyen faktör olduğuna dair varsayımda

bulunulmuştur.(Ueda ve ark., 2012) İnfierior alveoler kanalın şekli kanalın 3. molar diş yakın olduğu yerde yuvarlak ya da oval, göz yaşı şekilli ve dambıl olmak üzere 3 sınıfa ayrılır. Yapılan çalışmalarda dambıl şekilli kanalların inferior alveoler sinir hasarı için yüksek risk faktörü olduğunu bildirilmiştir.(Ueda ve ark., 2012; Shiratori ve ark., 2013) Shiratori ve ark. (2013) çalışmalarında yuvarlak ya da oval şekilli kanallar yaygın olarak bukkalde konumlanırken, dambıl şekilli kanalların sıklıkla lingualde pozisyonlandıklarını görmüşlerdir. İnfierior alveoler kanal ile 3. molar diş arasındaki kortikalizasyon derecesi inferior alveoler sinir hasarı için önemli bir faktördür. Shiratori ve ark. yaptıkları çalışmada inferior alveoler sinir hasarı olan 13 vakada kortikalizasyonun olmadığını belirlemişlerdir. Kortikalizasyonun yokluğu inferior sinir hasarı için önemli bir bulgudur.(Shiratori ve ark., 2013) Shiratori ve ark. (2013) yaptıkları çalışmada mandibular foramende inceledikleri 169 inferior alveoler kanalın hepsinin lingualde pozisyonlandıklarını, 3. molar diş yakınlarında ise 169 kanalın 79 tanesinin bukkalde, 36 tanesinin lingualde, 1 tanesinin ise köklerin arasında konumlandıklarını tespit etmişlerdir. Kanalın şekli ve bukkolingual pozisyonu birbiriyle ilişkilidir. Kortikalizasyonun olmadığı vakalarda kanalın sıklıkla 3. molar diş köklerinin altında ya da lingualinde konumlandığı bildirilmiştir. Zıt olarak, kortikalizasyonun görüldüğü vakalarda, kanal sıklıkla bukkal tarafta gözlenmiştir.(Shiratori ve ark., 2013) İlaveten, MK ile ilişkili 3. molar dişin pozisyonu inferior alveoler sinir hasarı için önemli bir faktördür. MK lingualde ya da 3. molar dişin kökleri arasında pozisyonlandıysa bukkalde pozisyonlandığı durumlara oranla inferior alveoler sinir hasarı daha sık meydana gelir. Bu durum, molar dişin bukkal tarafında lingual olarak zararlı kuvvet uygulanması ile lingualde konumlanan inferior alveoler sinirin hasar görmesinden kaynaklanır.(Ghaemina ve ark., 2009)

BMK'nın farklı tipleriyle ilgili olarak, retromolar kanal lokalizasyonunun 3. molar diş yakın olmasından dolayı özellikle 3. molar diş cerrahisinde risk oluşturabilir. Retromolar bölgenin donör alanı olarak yaygınca kullanılmasından beri, kemik bloğu alınacağı zaman retromolar kanallar risk oluşturabilirler. Bu nedenle, bu alandan kemik bloğunun güvenli bir şekilde alınabilmesi için preoperatif KIBT görüntüleme gerekebilir. Aynı zamanda, bifid dental kanal çekim uygulamalarının yanısıra kök kanal tedavisi uygulamalarında da zorluk yaratabilir.(Naitoh ve ark., 2009)

3 boyutlu radyograflar kanalın özellikle bukkolingual pozisyonunu değerlendirmek için daha kesin sonuç sağlarlar.(Mizbah ve ark., 2011) Konvansiyonel panoramik radyografi kullanıldığında bifid kanalın yanlış yorumlanmasına neden olur. Bu duruma mylohyoid sinirin inferior alveoler sinirden ayrıldığı, ağız tabanına ilerlediği yerde internal mandibula yüzeyi üzerine superpozisyonu sebep olabilir. Diğer bir açıklama ise dental kanala paralel bir dağılımla internal mandibula yüzeyine mylohyoid kasın insersiyosunun neden olduğu radyolojik osteokondensasyon imajdır.(Kiersch ve Jordan, 1973; Wilson ve Johns, 1984)

Yapılan bir çalışmada preoperatif dental implant uygulaması için MK lokalizasyonunu belirlemede panoramik radyografi, konvansiyonel (kesitsel) tomografi ve BT tekniklerinin etkinliği araştırılmıştır. Bu çalışmada MK'nın superior sınırından alveoler krete kadar olan yükseklik panoramik radyografların %19.4'ünde ölçülememiştir. Lineer tomografik imajların ise %13.9'unda MK lokalize edilememiştir. Yaptıkları çalışmanın sonucunda araştırmacılar %3.86 magnifikasyon oranıyla BT tekniği kullanılarak yapılan ölçümlerin panoramik radyografi ya da konvansiyonel radyografi teknikleri kullanılarak yapılan ölçümlere göre direkt ölçümle daha çok birbirini tuttuğunu bildirmişlerdir.(Peker ve ark., 2008) Başka bir çalışmada cerrahi öncesi dental implant değerlendirmesinde MK görülebilirliğini belirlemede dijital panoramik radyografi ve KIBT teknikleri karşılaştırılmıştır. MK, posterior, orta ve anterior üçlü olmak üzere bölgelere ayrılmıştır. Bütün araştırmacılar KIBT reformat imajlarda lokalizasyona bakılmaksızın mandibular kanalı yüksek oranda gözlemlemişlerdir. KIBT ile panoramik radyografi teknikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur. MK'nın görünümü aynı bireyde bile değişiklik gösterebilir. Bu çalışmada MK'nın posterior üçlüsü (mandibular ramus bölgesi) bütün araştırmacılar tarafından bütün modalitelerde en iyi görülen alan olarak bulunmuştur. Posterior üçlüyü görülebilirlik açısından sırasıyla orta üçlü (molar bölge) ve anterior üçlü (premolar bölge) takip etmiştir. (Angelopoulos ve ark., 2008)

Başka bir çalışmada ise MK ile ilişkili gömülü 3. molar dişinin anatomik lokalizasyonunu belirlemede panoramik radyografi ile KIBT tekniği karşılaştırılmıştır. Panoramik radyograf mandibular 3. molar dişin preoperatif ve MK ile ilişkisini değerlendirmede standart diagnostik modalitedir. Inferior alveoler sinir hasarını

düşündüren panoramik radyograf bulguları mandibular kanalın radyopak sınırı devamlılığında bozulma, kök çevresinde radyolüseni ve MK'da deviasyondur. Gömülü 3. molar dişin çekiminden sonra hasar gören inferior alveoler sinirin gözlenmesinde KIBT ile panoramik radyografi teknikleri arasında sensitivite ve spesifitede anlamlı bir farklılık bulunamamıştır.(Ghaemina ve ark., 2009) Zıt olarak, başka bir çalışmada 3. molar diş çekimi esnasında inferior alveoler sinir hasarının görüntülenmesinde KIBT tekniğinin %93 sensitivite ve %77 spesifite ile panoramik radyografi tekniğine oranla daha kesin sonuç verdiği rapor edilmiştir.(Tantanapornkul ve ark., 2007)

Mandibular nörovasküler kanal yapılarını incelemede çoklu kesit bilgisayarlı tomografi (ÇKBT) ve KIBT teknikleri karşılaştırılmış, KIBT imajlarda 38 tarafın 18'inde BMK görülebilmüş, ÇKBT imajlarda 14 tarafta 1 sekonder kanal ile birlikte 15 bifid kanal gözlemlenebilmiştir. 15 bifid kanalın 3'ü retromolar kanal, 12 tanesi ileri kanal olarak teşhis edilmiştir. KIBT ve ÇKBT imajların her ikisinde birden görülebilen 13 BMK'nın 3 tanesi retromolar kanal, geriye kalan 10 tanesi ileri kanal olarak belirlenmiştir. KIBT imajlarda gözlenen 4 ileri kanal ÇKBT imajlarında görülememiştir. Ayrıca, ÇKBT imajlarında görülen 2 ileri kanal KIBT imajlarda görülene göre daha uzun olarak gözlemlenmiştir. (Naitoh ve ark., 2010) Mandibular foramen, MK, mental foramen ve insiziv foramenin KIBT ve ÇKBT imajlarında görülebildiğini ve diagnostik kalitenin aynı olduğu rapor edilmiştir.(Dreiseidler ve ark., 2009; Mischkowski ve ark., 2008) Naitoh ve ark. (2010) yaptıkları çalışmada her iki modalitenin mandibular yapıları değerlendirmede eşit yeteneğe sahip olduğu sonucunu desteklemektedir. KIBT imaj kalitesi X-ışını dedektör tipi ve ekspozur alanının çapından etkilenebilir. Ayrıca, ÇKBT tekniğinde imaj kalitesi ise multidedektör, kesit kalınlığı ve piksel boyutundan etkilenebilir. (Naitoh ve ark., 2010)

Bu veriler ışığında bizim çalışmamızda bulduğumuz BMK insidansı panoramik radyografi tekniği kullanılarak yapılan çalışmalara göre daha yüksek ancak KIBT tekniği kullanılarak yapılan çalışmalara göre daha düşük çıkmıştır.

## SONUÇ VE ÖNERİLER

BMK'a %3 oranında rastlanılmaktadır. Özellikle alt 3. molar diş çekimi ve molar bölgede implant cerrahisi gibi sık uygulanan prosedürlerde bu varyasyonu teşhis etmek çok daha önem taşır. KIBT tekniği diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmasından sonra BMK'a daha sık rastlanılmaya başlanmıştır. Çünkü radyografi tekniklerindeki gelişmeler tanıya giden yolda ve tedavi planlamasında çok büyük kolaylık sağlamaktadır. Bilgisayar sistemlerinin de gelişmesiyle toplumda artan estetik ve fonksiyonel talepleri karşılamak amacıyla dental implantların uygulanma sıklığında artış meydana gelmiştir. Dolayısıyla hekimlerin ileri görüntüleme yöntemlerine başvurma sıklığının artmasıyla birlikte alt çenedeki en önemli anatomik oluşumlardan biri olan MK'a ilişkin varyasyonların teşhisinin yapılması daha da önem kazanmıştır. Böylelikle, operasyon esnasında ve sonrasında oluşabilecek komplikasyonların önüne geçilmiş olur. MK'ın varyasyonlarıyla ilgili ileride yapılacak olan çalışmalar ilgili bölgedeki operasyonlarda dikkat edilmesi gereken hususlara yenilikler getirecektir

## **KAYNAKLAR**

- Aboudara CA, Hatcher D, Nielsen IL, Miller A. A three-dimensional evaluation of the upper airway in adolescents. *Orthod. Craniofacial Res.* 2003; 6(s1): 173-175.
- Al-Rawi B, Hassan B, Vandenberghe B, Jacobs R. Accuracy assessment of three-dimensional surface reconstructions of teeth from Cone Beam Computed Tomography scans. *J Oral Rehabil.* 2010; 37(5): 352-358.
- Altunbas MC, Shaw CC, Chen L, Lai C, Liu X, Han T, Wang T. A post-reconstruction method to correct cupping artifacts in cone beam breast computed tomography. *Med Phys.* 2007; 34(7): 3109-3118.
- Angelopoulos C, Thomas S, Hechler S, Parissis N, Hlavacek M. Comparison between digital panoramic radiography and cone-beam computed tomography for the identification of the mandibular canal as part of presurgical dental implant assessment. *J Oral Maxillofac Surg.* 2008; 66(10): 2130-2135.
- Arai Y, Tammissalo E, Iwai K, Hashimoto K, Shinoda K. Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use. *Dentomaxillofac Radiol.* 1999; 28: 245-248.
- Auluck A, Pai KM, Mupparapu M. Multiple mandibular nerve canals: radiographic observations and clinical relevance. Report of 6 cases. *Quintessence Int.* 2007; 38(9): 781-787.
- Auluck A, Pai KM, Shetty C. Pseudo bifid mandibular canal. *Dentomaxillofac Radiol.* 2005; 34(6): 387-388.
- Bogdán S, Pataky L, Barabás J, Németh Z, Huszár T, Szabó G. Atypical courses of the mandibular canal: comparative examination of dry mandibles and x-rays. *J Craniofac Surg.* 2006; 17(3): 487-491.
- Carter RB, Keen EN. The intramandibular course of the inferior alveolar nerve. *J Anat.* 1971; 108; 3: 433-440.
- Chávez-Lomeli ME, Lory JM, Pompa JA, Kjaer I. The human mandibular canal arises from three separate canals innervating different tooth groups. *J Dent Res.* 1996; 75(8): 1540-1544.

- Claeys V, Wackens G. Bifid mandibular canal: literature review and case report. *Dentomaxillofac Radiol.* 2005; 34: 55-58.
- Cohnen M, Kemper J, Möbes O, Pawelzik J, Mödder U. (2002). Radiation dose in dental radiology. *Eur Radiol.* 2002; 12: 634-637.
- Cryer MH. *Studies of the Internal Anatomy of the Face.* SS White Dental Mfg. Company. 1901.
- Dawood A, Patel S, Brown J. Cone beam CT in dental practice. *Br Dent J.* 2009;207(1):23-28.
- Dreiseidler T, Mischkowski MD, Neugebauer J, Ritter L, Zöller JE. Comparison of cone-beam imaging with orthopantomography and computerized tomography for assessment in presurgical implant dentistry. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009;24(2): 216-225.
- Durst JH, Snow JE. Multiple mandibular canals: oddities or fairly common anomalies?. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1980;49(3):272-273.
- Engelman M J, Sorensen JA, Moy P. Optimum placement of osseointegrated implants. *J Prosthet Dent.* 1988;59(4):467-473.
- Frederiksen NL, Benson BW, Sokolowski TW. Effective dose and risk assessment from film tomography used for dental implant diagnostics. *Dentomaxillofac Radiol.* 1994;23: 123-127.
- Ghaeminia H, Meijer GJ, Soehardi A, Borstlap WA, Mulder J, Bergé SJ. Position of the impacted third molar in relation to the mandibular canal. Diagnostic accuracy of cone beam computed tomography compared with panoramic radiography. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2009;38:964-971.
- Gowgiel JM. The position and course of the mandibular canal. *J Oral Implantol.* 1992;18(4): 383-385.
- Grangeat P. Mathematical framework of cone beam 3D reconstruction via the first derivative of the Radon transform. *Mathematical methods in tomography.* Germany, Springer. 1991;66-97.

- Grover PS, Lorton L. Bifid mandibular nerve as a possible cause of inadequate anesthesia in the mandible. *J Oral Maxillofac Surg.* 1983; 41(3): 177-179.
- Harorlı A, Akgül HM, Dağistan S. *Dişhekimliği Radyolojisi. 1.Baskı, Erzurum, Atatürk Üniversitesi Yayınları.* 2006;283-320.
- Jablonski NG, Cheng CM, Cheng LC, Cheung HM. Unusual origins of the buccal and mylohyoid nerves. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1985;60(5):487-488.
- Kalender WA, Kyriakou Y. Flat-detector computed tomography (FD-CT). *Eur Radiol.* 2007;17(11):2767-2779.
- Karamifar K, Shahidi S, Tondari A. Bilateral bifid mandibular canal: report of two cases. *Indian J Dent Res.* 2009;20(2): 235-237.
- Kau CH, Richmond S, Palomo JM, Hans MG. Current Products and Practice: Three-dimensional cone beam computerized tomography in orthodontics. *J Orthod.* 2005;32:282-293.
- Kaufman E, Serman NJ, Wang PD. Bilateral mandibular accessory foramina and canals: a case report and review of the literature. *Dentomaxillofac Radiol.* 2000;29(3): 170-175.
- Kiersch TA, Jordan JE Duplication of the mandibular canal. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1973;35(1): 133-134.
- Klinge B, Petersson A, Maly P. Location of the mandibular canal: comparison of macroscopic findings, conventional radiography, and computed tomography. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1989;4(4): 327-331.
- Kuribayashi A, Watanabe H, Imaizumi A, Tantanapornkul W, Katakami K, Kurabayashi T. Bifid mandibular canals: cone beam computed tomography evaluation. *Dentomaxillofac Radiol.* 2010;39:235-239.
- Langlais RP, Broadus R, Glass BJ. Bifid mandibular canals in panoramic radiographs. *J Am Dent Assoc.* 1985;110(6): 923-926.
- Lee HW, Kim YG, Lee BS, Kwon YD, Choi BJ, Kim YR. Bifid mandibular canal: radiographic observation and clinical relevance-a case report. *J Korean Dent Soc Anesthesiol.* 2009;9:24-29.

- Lew K, Townsend G. Failure to obtain adequate anaesthesia associated with a bifid mandibular canal: a case report. *Aust Dent J* . 2006;51(1): 86-90.
- Lindh C, Petersson A, Klinge B. Visualisation of the mandibular canal by different radiographic techniques. *Clin Oral Implants Res*. 1992; 3(2): 90-97.
- Littner MM, Kaffe I, Tamse A, Dicapua P. (1986). Relationship between the apices of the lower molars and mandibular canal—a radiographic study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 1986;62(5): 595-602.
- Macleod I, Heath N. Cone-beam computed tomography (CBCT) in dental practice. *Dent Update*. 2008;35(9): 590-598.
- Mah J, Enciso R, Jorgensen M. Management of impacted cuspids using 3-D volumetric imaging. *J Calif Dent Assoc*. 2003;31(11):835-841.
- Miloglu O, Yilmaz AB, Caglayan F. Bilateral bifid mandibular canal: a case report. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2009;14(5): E244-E246.
- Mischkowski RA, Scherer P, Ritter L, Neugebauer J, Keeve E, Zöller JE. Diagnostic quality of multiplanar reformations obtained with a newly developed cone beam device for maxillofacial imaging. *Dentomaxillofac Radiol*. 2008;37:1-9.
- Mizbah K, Gerlach N, Maal TJ, Bergé SJ, Meijer GJ. The clinical relevance of bifid and trifid mandibular canals. *Oral Maxillofac Surg*. 2011;16(1): 147-151.
- Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, Martini PT, Andreis IAB. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. *Eur Radiol*. 1998;8(9):1558-1564.
- Naitoh M, Hiraiwa Y, Aimiya H, Ariji E. Observation of bifid mandibular canal using cone-beam computerized tomography. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009;24(1): 155-159.
- Naitoh M, Nakahara K, Suenaga Y, Gotoh K, Kondo S, Ariji E. Comparison between cone-beam and multislice computed tomography depicting mandibular neurovascular canal structures. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2010;109(1): e25-e31.

- Nortje C J, Farman AG, Grotepass FW. Variations in the normal anatomy of the inferior dental (mandibular) canal: a retrospective study of panoramic radiographs from 3612 routine dental patients. *Br J Oral Surg.* 1977;15(1): 55-63.
- Ongole R, Praveen BN. *Textbook of Oral Medicine, Oral Diagnosis and Oral Radiology.* Second Ed, Elsevier Health Sciences, 2013.
- Orhan K, Aksoy S, Bilecenoglu B, Sakul BU, Paksoy CS. Evaluation of bifid mandibular canals with cone-beam computed tomography in a Turkish adult population: a retrospective study. *Surg Radiol Anat.* 2010;33(6): 501-507.
- Orhan K. Diş Hekimliğinde Konik Işınlı Komputerize Tomografinin (KIKT) Yeri ve Önemi. *7tepe Klinik.* 2012; 3(3): 6-17.
- Panicker KG, Nair AP, Reddy BC. Versatility of the cone beam computed tomography in oral surgery: an overview. *Surgical Techniques Development* 2011;1(2): e31.
- Peker I, Alkurt Toraman M, Mihcioglu T. The use of 3 different imaging methods for the localization of the mandibular canal in dental implant planning. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2008;23(3): 463-470.
- Rajchel J, Ellis E 3rd, Fonseca RJ. The anatomical location of the mandibular canal: its relationship to the sagittal ramus osteotomy. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg.* 1986;1(1): 37-47.
- Reiskin A B. Implant imaging. Status, controversies, and new developments. *Dent Clin North Am.* 1998;42(1): 47-56.
- Rodella LF, Buffoli B, Labanca M, Rezzani R. (2012). A review of the mandibular and maxillary nerve supplies and their clinical relevance. *Arch Oral Biol.* 2011;57(4): 323-334.
- Rouas P, Nancy J, Bar D. Identification of double mandibular canals: literature review and three case reports with CT scans and cone beam CT. *Dentomaxillofac Radiol.* 2007;36:34-38.
- Sanchis JM, Peñarrocha M, Soler F. Bifid mandibular canal. *J Oral Maxillofac Surg.* 2003;61(4): 422-424.

- Scaf G, Lurie AG, Mosier KM, Kantor ML, Ramsby GR, Freedman ML. Dosimetry and cost of imaging osseointegrated implants with film-based and computed tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1997;83(1): 41-48.
- Scarfe WC, Farman AG. What is cone-beam CT and how does it work?. *Dent Clin North Am.* 2008;52(4): 707-730.
- Scarfe WC, Farman AG, Sukovic P. Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. *J Can Dent Assoc.* 2006;72(1): 75-80.
- Schulze D, Heiland M, Thurmann H, Adam G. Radiation exposure during midfacial imaging using 4-and 16-slice computed tomography, cone beam computed tomography systems and conventional radiography. *Dentomaxillofac Radiol.* 2004;33:83-86.
- Schulze R, Heil U, Groß D, Bruellmann DD, Dranischnikow E, Schwanecke U, Schoemer E. Artefacts in CBCT: a review. *Dentomaxillofac Radiol.* 2011;40:265-273.
- Shiratori K, Nakamori K, Ueda M, Sonoda T, Dehari H. Assessment of the shape of the inferior alveolar canal as a marker for increased risk of injury to the inferior alveolar nerve at third molar surgery: a prospective study. *J Oral Maxillofac Surg.* 2013;71(12): 2012-2019.
- Stella JP, Tharanon W. A precise radiographic method to determine the location of the inferior alveolar canal in the posterior edentulous mandible: implications for dental implants. Part 1: Technique. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1990;5(1): 15-22.
- Sunden S, Gröndahl K, Gröndahl HG. Accuracy and precision in the radiographic diagnosis of clinical instability in Brånemark dental implants. *Clin Oral Implants Res.* 1995;6(4): 220-226.
- Tantanapornkul W, Okouchi K, Fujiwara Y, Yamashiro M, Maruoka Y, Ohbayashi N, Kurabayashi T. A comparative study of cone-beam computed tomography and conventional panoramic radiography in assessing the topographic relationship between the mandibular canal and impacted third molars. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2007; 103(2): 253-259.

- Todd AD, Gher ME, Quintero G, Richardson AC. Interpretation of linear and computed tomograms in the assessment of implant recipient sites. *J Periodontol.* 1993;64(12): 1243-1249.
- Tofts PS, Gore JC. Some sources of artefact in computed tomography. *Phys Med Biol.* 1980;25(1): 117-127.
- Tsuji Y, Muto T, Kawakami J, Takeda S. Computed tomographic analysis of the position and course of the mandibular canal: relevance to the sagittal split ramus osteotomy. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2005;34(3): 243-246.
- Tuncel, E. Klinik radyoloji. 2. Baskı, Bursa, Nobel ve Güneş Tıp Kitabevleri. 2002.
- Ueda M, Nakamori K, Shiratori K, Igarashi T, Sasaki T, Anbo N, Kaneko T, Suzuki N, Dehari H, Sonoda T, Hiratsuka H. Clinical significance of computed tomographic assessment and anatomic features of the inferior alveolar canal as risk factors for injury of the inferior alveolar nerve at third molar surgery. *J Oral Maxillofac Surg.* 2012;70(3): 514-520.
- Valentin J. The 2007 recommendations of the international commission on radiological protection. *ICRP Publication 103*, Elsevier Oxford. 2007; 1-332.
- Wadhvani P, Mathur RM, Kohli M, Sahu R. Mandibular canal variant: a case report. *J Oral Pathol Med.* 2008;37(2): 122-124.
- Walker L, Enciso R, Mah J. Three-dimensional localization of maxillary canines with cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2005;128(4): 418-423.
- Whaites E, Drage N. *Essentials of Dental Radiography and Radiology.* 5th Ed, China, Elsevier. 2013; 193-194.
- White SC, Pharoah MJ. *Oral Radiology: Principles and Interpretation.* Mosby Elsevier, St. Louis, Missouri. 2009;175-244.
- Wilson S, Johns P. The inferior alveolar and mylohyoid nerves: an anatomic study and relationship to local anesthesia of the anterior mandibular teeth. *J Am Dent Assoc.* 1984;108(3): 350-352.

Ylikontiola L, Moberg K, Huuonen S, Soikkonen K, Oikarinen K. Comparison of three radiographic methods used to locate the mandibular canal in the buccolingual direction before bilateral sagittal split osteotomy. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2002;93(6): 736-742.

Zhang Y, Zhang L, Zhu XR, Lee AK, Chambers M, Dong L. Reducing metal artifacts in cone-beam CT images by preprocessing projection data. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2007;67(3):924-932.

## ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı: Gözde SERİNDERE

Doğum Yeri: Keçiören

Doğum Tarihi: 23.06.1988

Medeni Hali: Evli

Bildiği Yabancı Diller: İngilizce

Eğitim Durumu (Kurum ve Yıl): Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, 2006-2011

Çalıştığı Kurum/Kurumlar ve Yıl: Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi  
Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı, 2012-2015

E-posta: gozde.canitezzer@omu.edu.tr