SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ
GÜLHANE DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
AĞIZ, DİŞ VE ÇENE RADYOLOJİSİ ANABİLİM DALI

TÜRK TOPLUMUNDA MANDİBULAR KANAL VARYASYONLARININ KONİK IŞINLI BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ VE ORTOPANTOMOGRAFİ YÖNTEMLERİ İLE KARŞILAŞTIRMALI OLARAK İNCELENMESİ

UZMANLIK TEZİ

Savaş ÖZARSLANTÜRK

Danışman
Doç. Dr. İsmail Hakan AVSEVER

Ankara
Mayıs-2017

TÜRK TOPLUMUNDA MANDİBULAR KANAL VARYASYONLARININ KONİK IŞINLI BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ VE ORTOPANTOMOGRAFİ YÖNTEMLERİ İLE KARŞILAŞTIRMALI OLARAK İNCELENMESİ

ÖZET

Mandibular kanal ve içerdiği nörovasküler yapılar diş hekimliğinde çok önemli oluşumlardır. Komplikasyonsuz ve başarılı cerrahi sonuçlara ulaşmak için mandibular kanalın konumu ve varyasyonlarının kesin olarak belirlenmesi son derece önemlidir. Mandibulaya yapılan cerrahi girişimler sırasında inferior alveolar sinir, inferior alveolar arter ve inferior alveolar ven zarar görebilir, kalıcı parestezi gibi hasarlar oluşabilir. Bu durum hastaların sağlıklarını ve sosyal hayatlarını olumsuz etkilemektedir.

Bu çalışmanın amacı, Türk toplumundan alınmış bir hasta grubunda, mandibular kanala ait varyasyonların görülme sıklığını ve bunların özelliklerini, konik ışınlı bilgisayarlı tomografi (KIBT) ve ortopantomografi (OPG) teknikleri ile karşılaştırmalı olarak araştırmaktır.

Bu retrospektif çalışma, 2011-2016 yılları arasında kliniğimize başvuran, 20 yaş ve üzeri olan, mandibular kanal bölgesi net bir şekilde izlenen 700 hastanın KIBT ve OPG görüntüleri kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Mandibulayı etkileyen doğumsal ya da kazanılmış bir deformitesi olan hastalar çalışmadan çıkarıldı. Karşılaştırma yapabilmek için her iki görüntüleme tipinde de çeşitli ölçümler yapılmıştır.

Çalışmamız sonucunda OPG görüntüleri üzerinde %2,43 ve KIBT görüntüleri üzerinde %8,57 olarak saptadığımız mandibular kanal varyasyonlarının Türk toplumu için nadir görülen durumlar olmadığı söylenebilir. Riskli girişimler öncesinde ve OPG görüntüleme yönteminin yetersizliği nedeniyle tanıda şüpheye düşüldüğünde; kanama, parestezi, travmatik nöroma gibi komplikasyonları engellemek için KIBT görüntüleme yöntemine başvurulmalıdır.

Anahtar Kelimeler: *Mandibular kanal, KIBT, OPG.*

THE INVESTIGATION OF MANDIBULAR CANAL VARIATIONS IN THE TURKISH SOCIETY COMPARATIVE WITH CONE BEAM COMPUTERIZED TOMOGRAPHY AND ORTHOPANTOMOGRAPHY METHODS

ABSTRACT

Mandibular canal and its neurovascular contents are highly important structures for dental clinicals. Accurate localisation of the mandibular canal and determination of its variations are crucial aspects to achieve successful surgical results without complications. Inferior alveolar nerve, artery and vein could be damaged during surgical interventions and serious complications may occur in post-operative period, such as permenant paraesthesia. Thus, the patients' health and social life may be seriously affected.

The aim of this study was to investigate the prevalence and features of mandibular canal variations in a group Turkish population using cone beam computed tomography and orthopantomography techniques.

This retrospective study was performed on CBCT and OPG images of 700 patients whose mandibular canal area was clearly observed and aged over 20 years old which were referred to our clinic between 2011-2016. Patients with congenital or acquired deformity affecting the mandible were excluded from the study. In order to make comparisons, various measurements were made on both types of imaging.

As a result of our study, it could be said that the mandibular canal variations were identified as 2,43% on OPG images and 8,57% on CBCT images are not rare cases for the Turkish population. Before risky surgical procedurs and when there is a suspicious diagnosis due to inadequacy of OPG imaging method; the KIBT imaging method should be referred in order to prevent from hemorrhage, paresthesia, and traumatic neuroma.

Key words: *Mandibular canal, CBCT, OPG.*

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖZET ii

İNGİLİZCE ÖZET.....iii

İÇİNDEKİLER iv

SİMGELER ve KISALTMALAR.....vii

ŞEKİLLER.....viii

TABLOLAR ve GRAFİKLER.…..... ix

1.GİRİŞ 1

2.GENEL BİLGİLER.....4

2.1.MANDİBULAR KANAL 4

2.1.1. Anatomisi ve Lokalizasyonu.....4

2.1.2. Mandibular Kanal Formasyonu..... 5

2.1.3. Radyografik Görünümü.....8

2.1.4. Mandibular Kanal Varyasyonları.....9

2.1.5. BMK Sınıflandırması.....9

2.2. PANORAMİK RADYOGRAFİ.....12

2.2.1. Panoramik Cihazların Çalışma Prensipleri.....15

2.2.1.1. Tek Rotasyon Merkezli Cihazlar (Rotograph).....15

2.2.1.2. İki Rotasyon Merkezli Cihazlar (Panorex).....15

2.2.1.3. Üç Rotasyon Merkezli Cihazlar (Orthopantomograph).....16

2.2.1.4. Devamlı Rotasyon Merkezliler (GE-Panelipse).....16

2.2.2. Diş Hekimliğinde Panoramik Radyografi Endikasyonları.....17

2.2.3. Panoramik Radyografide Hasta Pozisyonu ve Pozisyon Hataları.....18

2.2.4. Panoramik Radyografinin Avantajları.....21

2.2.5. Panoramik Radyografinin Dezavantajları.....22
2.3. KONİK IŞINLI BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ (KIBT).....23
2.3.1. Temel KIBT Terimleri.....25
2.3.1.1. Aksiyel (Transversal) Düzlem ve Kesit.....25
2.3.1.2. Sagital (Longitudinal) Düzlem ve Kesit.....25
2.3.1.3. Koronal (Frontal) Düzlem ve Kesit.....25
2.3.1.4. Radyal / Cross Section Kesitler.....26
2.3.1.5. MPR (Multi Plan Reformat).....26
2.3.1.6. Volume Rendering.....26
2.3.1.7. Rekonstrüksiyon.....26
2.3.1.8. Scout İmaj.....27
2.3.1.9. Atenuasyon.....27
2.3.1.10. Hounsfield Skalası.....27
2.3.1.11. Voksel.....27
2.3.1.12. Rezolüsyon.....28
2.3.1.13. Dedektörler.....29
2.3.1.13.1. FPD (Flat Panel Detector).....30
2.3.1.13.2. CCD (Charged Coupled Device).....31
2.3.1.14. FOV (Field of View).....31
2.3.2. KIBT Sisteminin Çalışma Prensipleri.....32
2.3.2.1. KIBT Sisteminde Görüntü Oluşumu.....33
2.3.3. KIBT Sisteminin Avantajları 36
2.3.4. KIBT Sisteminin Dezavantajları 40
2.3.5. KIBT Sisteminde Görüntü Artefaktları.....42
2.3.5.1. X-Işınları ile İlgili Artefaktlar.....42
2.3.5.2. Hasta ile İlgili Artefaktlar.....43
2.3.5.3. Tarayıcı ile İlgili Artefaktlar.....43

2.3.5.4. Konik Işın Geometrisiyle İlgili Artefaktlar.....44
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....46
3.1. HASTA SEÇİMİ.....46
3.1.1. Çalışma Kapsamına Alınma Kriterleri.....46
3.1.2. Çalışma Kapsamına Alınmama Kriterleri 47
3.2. KIBT VE OPG GÖRÜNTÜLERİ.....47
3.2.1. Görüntülerin Elde Edilmesi.....47
3.2.2. Görüntülerin İncelenmesi.....50
3.3. İSTATİSTİKSEL METOT 56
4. BULGULAR.....57
5. TARTIŞMA.....76
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....88
7. KAYNAKLAR 90

SİMGE VE KISALTMALAR

KIBT : Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi

OPG : Ortopantomografi

MK : Mandibular kanal

MF : Mandibular foramen

İAS : İnferior alveolar sinir

PR : Panoramik radyografi

BT : Bilgisayarlı tomografi

BMK : Bifid mandibular kanal

AMK : Aksesuar mandibular kanal

TME : Temporo-mandibular eklem

MPR : Multi plan reformat (Çoklu plan yeniden biçimlendirme)

HU : Hounsfield skalası

CCD : Charge coupled device (Şarj bağlantılı cihaz)

IIT : Image intensifier tube (Görüntü yoğunlaştırıcı tüp)

FPD : Flat panel detector (Düz panel dedektör)

CMOS : Complemantary metal-oxide semiconductor (Tamamlayıcı metal oksit yarı iletken)

TFT : Thin film transistor (İnce film transistörü)

FOV : Field of view (Görüntüleme alanı)

µSv : Mikro sievert

kVp : Kilovolts peak

mA : Miliamper

DICOM : Digital imaging and communications in medicine (Tıpta dijital görüntüleme ve iletişim)

ICRP : International Commission on Radiation Protection (Uluslararası Radyasyondan Korunma Komisyonu)

ŞEKİLLER

Sayfa

Şekil 1. Mandibular kanalın seyri.....4

Şekil 2. Mandibular kanal ve lingual sinir…….....5

Şekil 3. Tip 1 İnferior alveoler sinir.....6

Şekil 4. Tip 2 İnferior alveoler sinir.....7

Şekil 5. Tip 3 İnferior alveoler sinir.....7

Şekil 6. Mandibular kanalın cross-sectional kesitlerde yuvarlak-oval-piriform görüntüsü……..…8

Şekil 7. Mandibular kanalın panoramik görüntüsü.....8

Şekil 8. Nortje ve ark. tarafından yapılan BMK sınıflandırması….....9

Şekil 9. Langlais ve ark. tarafından yapılan BMK sınıflandırması.....10

Şekil 10. Naitoh ve ark. tarafından yapılan BMK sınıflandırması.....11

Şekil 11. İmaj Tabakası.....14

Şekil 12. Kliniğimizde kullanılan Kodak 8000C marka OPG cihazı.....48

Şekil 13. Kliniğimizde kullanılan 3D Accuitomo 170 marka KIBT cihazı.....49

Şekil 14. AMK çapının sagital kesitte ölçümü.....50

Şekil 15. AMK uzunluğunun sagital kesitte ölçümü.....51

Şekil 16. AMK uzunluğunun sagital kesitte ölçümü.....51

Şekil 17. MK'nın sagital kesitte çap ölçümü.....52

Şekil 18. MK ve superior duvarından ayrılmış olan bir AMK'nın koronal kesitte çap ölçümü…….....52

Şekil 19. OPG görüntüsü üzerinde AMK çap ölçümü.....53

Şekil 20. OPG görüntüsü üzerinde AMK uzunluğunun ölçümü.....54

Şekil 21. OPG görüntüsü üzerinde MK çap ölçümü……..……54

TABLO VE GRAFİKLER

Sayfa

Tablo 1. Çalışma kapsamında incelenen hastaların yaş ve cinsiyet dağılımı.....57

Tablo 2. KIBT görüntülerinde AMK saptanan hastaların cinsiyetler arası dağılımı ve yaş ortalamaları…… ……..57

Tablo 3. Görüntü tipi ve cinsiyete göre AMK saptanan hastaların sayısal dağılımı.....59

Tablo 4. Görüntü tipleri arasındaki farklılığa ilişkin Mann Whitney U Testi sonuçları……..……...59

Tablo 5. KIBT görüntülerinde ölçüm değerleri bakımından korelasyon testi sonuçları…….....61

Tablo 6. OPG görüntülerinde ölçüm değerleri bakımından korelasyon testi sonuçları.....62

Tablo 7. Görüntü tiplerine göre AMK' nın varlığı ve lokalizasyonu, MK' ye göre pozisyonu, sayısı, tip ve alt tiplerine ilişkin Ki Kare Testi sonuçları.....64

Tablo 8. KIBT görüntülerinde MK ve AMK çapı, AMK uzunluğu bakımından sağ ve sol taraf arasındaki farklılığa ilişkin Mann Whitney U Testi sonuçları.....67

Tablo 9. OPG görüntülerinde MK ve AMK çapı, AMK uzunluğu bakımından sağ ve sol taraf arasındaki farklılığa ilişkin Mann Whitney U Testi sonuçları.....69

Tablo 10. Görüntü tiplerinde sağ taraf MK çapı değerleri bakımından ölçüm zamanları arasındaki farklılığa ilişkin Friedman's Two Way ANOVA Testi sonuçları.....70

Tablo 11. Görüntü tiplerinde sol taraf MK çapı sol değerleri bakımından ölçüm zamanları arasındaki farklılığa ilişkin Friedman's Two Way ANOVA Testi sonuçları.....71

Tablo 12. Görüntü tiplerinde sağ taraf AMK çapı değerleri bakımından ölçüm zamanları arasındaki farklılığa ilişkin Friedman's Two Way ANOVA Testi sonuçları.....72

Tablo 13. Görüntü tiplerinde sol taraf AMK çapı bakımından ölçüm zamanları arasındaki farklılığa ilişkin Friedman's Two Way ANOVA Testi sonuçları……73

Tablo 14. Görüntü tiplerinde sağ taraf AMK uzunluğu değerleri bakımından ölçüm zamanları arasındaki farklılığa ilişkin Friedman's Two Way ANOVA Testi sonuçları.....74

Tablo 15. Görüntü tiplerinde sol taraf AMK uzunluğu değerleri bakımından ölçüm zamanları arasındaki farklılığa ilişkin Friedman's Two Way ANOVA Testi sonuçları.....75

Grafik 1. KIBT görüntülerinde AMK saptanan hastaların cinsiyete göre yüzde olarak dağılımı……58

Grafik 2. KIBT ve OPG görüntülerinde AMK tespit edilen hastaların karşılaştırılması……..58

Grafik 3. Sol taraf MK çapı değerlerinin görüntü tiplerine göre dağılımı…….....60

Grafik 4. Sağ taraf AMK uzunluğu değerlerinin görüntü tiplerine göre dağılımı.....63

Grafik 5. KIBT görüntülerinde tipinde sağ ve sol taraf MK çapı değerleri.....68

1.GİRİŞ

Mandibular kanal (MK), ramus mandibulanın medial yüzeyindeki mandibular foramenden (MF) başlar. Mandibula içinde öne ve aşağı yönde ilerledikten sonra korpus mandibulada premolar bölgenin vestibül yüzeyinde bulunan mental foramende sonlanır. Mandibulanın her iki tarafında da yer alan radyografik kesitlerde yuvarlak, oval veya piriform olarak gözlenen bu kanal; inferior alveoler sinir (İAS) ve bu sinirle ilişkili inferior alveoler arter ile inferior alveoler ven gibi vasküler yapıları içermektedir. İnferior alveoler sinir, mandibular sinirin en büyük dalıdır. Mandibular sinir ise beşinci kranial sinir olan trigeminal sinirin üç ana dalından (oftalmik, maksiller, mandibular sinirler) biri ve en kalın olanıdır (1-4).

İAS, mandibular ramusun medial yüzeyi üzerinde MF'nin içinden mandibulaya girmeden önce mylohyoid sinir ayrılır. Mylohyoid sinir mylohyoid ve digastrik kasın anterior karnının inervasyonunu sağlar. Sonra MF'den kemik içine girer. İAS'ın dental dalları, dişleri ve çevre dokuları inerve 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 bulundukları bölgedeki gingivanın duyusal inervasyonunu sağlar (5).

Diş hekimlerinin mandibular bölgede uygulayacakları teşhis ve tedavi prosedürleri öncesi-esnası ve sonrasında başarı açısından bu anatomik landmarkları tam ve doğru olarak tespit etmeleri çok önemlidir. Öncelikle sinirin ve vasküler yapıların mandibulada izleyebileceği yol ve içerisinde bulunduğu kanalın anatomik olarak çok iyi bilinmesi gereklidir. Sonrasında ise kanalın pozisyonu, uygun radyolojik tekniklerle tespit edilip operasyon öncesi objektif veriler ortaya konulmalıdır (6).

Klinik muayene adı altında gözle ve palpasyonla yapılacak muayene tedavi planlaması için genelde yeterli değildir. Bu nedenle radyografik muayene ile devam edilmelidir. Panoramik radyografi (PR) ile konik ışınlı bilgisayarlı tomografi (KIBT); mandibular kanal ve mental foramenin konumu, şekli, sayısı, normal anatomik seyri ve normalin dışına çıkan varyasyonlarının tespiti için kullanılan görüntüleme tekniklerindendir (7).

Orbitanın 1/3 alt kısmı, maksiller sinüsler, nasal fossa, temporomandibuler eklem, maksilla, mandibula ve bütün dişleri içeren geniş bir bölge panoramik radyografilerde görüntülenir. Bu nedenle, travmalarda fraktürlerin teşhisi, gömülü dişlerin incelenmesi, büyük veya çok sayıdaki patolojilerin görüntülenmesi, diş gelişiminin değerlendirilmesi ve karışık dişlenme analizi, dişsiz çenelerin incelenmesi, nazal kavite ve temporomandibuler eklemin incelenmesi, preprotetik ve ortognatik cerrahi operasyonlarının planlanması ve tedavinin değerlendirilmesi gibi çok çeşitli amaçlarla kullanılır (8-12). Panoramik radyografların yorumlanabilmesi için, bu teknikle görüntülenebilen bölgelerdeki anatomik oluşumlar, varyasyonlar ve patolojiler iyi bilinmeli ve sistematik bir yaklaşım uygulanmalıdır (8,13-16).

Ancak tüm bunlara rağmen panoramik radyografiler, iki boyutlu görüntüleme tekniği olmaları nedeniyle anatomik ve patolojik detaylar hakkında sınırlı bilgi sağlamakta; mandibular kanal, maksiller sinüs, kemik kalınlığı, kök anatomisi, lezyon boyut ve lokalizasyonu hakkında yetersiz bilgiler vermektedir (17). Ayrıca faringeal havayolu, yumuşak damak ve uvulanın yarattığı hayalet imajlar tanıyı zorlaştırmaktadır (18). Bu ve benzeri sebeplerle anatomik landmarklarla yakın ilişkide olduğundan şüphelenilen gömülü diş, lezyon, kist veya diğer patolojik oluşumlarda kesin tanı için zaman zaman konvansiyonel radyolojik tetkikler yetersiz kalmakta ve daha ileri görüntüleme yöntemlerine ihtiyaç duyulmaktadır. Bu tetkiklerden en önemlisi bilgisayarlı tomografidir (BT). Ancak maliyeti, uygulama zorluğu, hastanın maruz kaldığı radyasyon dozunun konvansiyonel tekniklerden daha fazla olması ve yetişmiş uzman personele ihtiyaç duyulması sebebiyle konvansiyonel tetkiklerin hekime yeterli bilgiyi sağlayamadığı durumlarda bilgisayarlı tomografiye başvurulur (19-22).

Anatomik yapıları ve patolojik oluşumları daha net bir şekilde ortaya koymak için gerekli olan üç boyutlu görüntülemede; panoramik radyografiye göre biraz yüksek, bilgisayarlı tomografiden daha düşük efektif radyasyon dozuna sahip ve daha düşük maliyetli bir yöntem olarak KIBT önerilmiştir. Konvansiyonel radyografiler teşhis için kullanılabilir, ancak KIBT kadar kesinlik veremez. Diğer üç boyutlu sistemlere oranla daha az iyonize radyasyon kullanan KIBT görüntüleme tekniğinin, aksesuar mandibular kanal ve sekonder kök kanallarının tespiti için fazlasıyla yararlı bir araç olduğu belirtilmiştir (7).

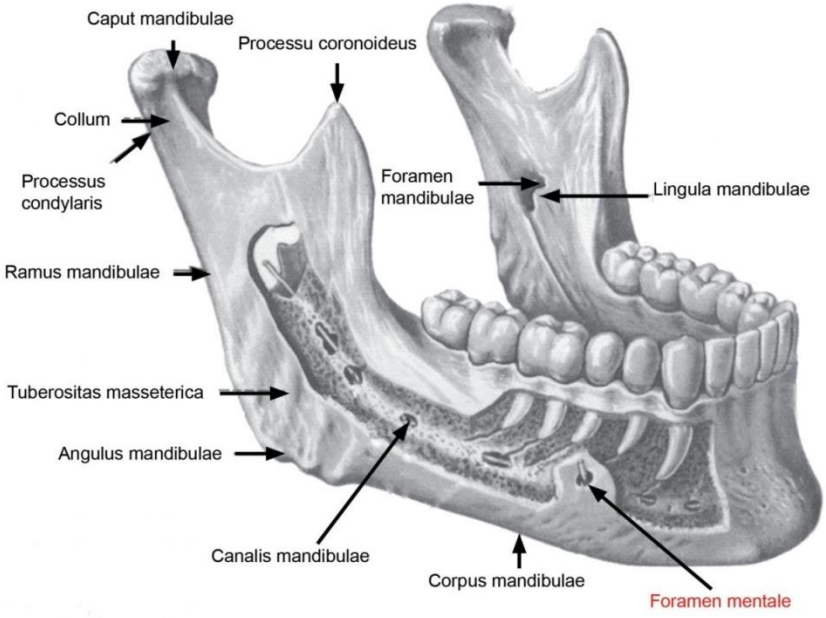
Bu tez çalışmamızda; Türk popülasyonundan alınmış geniş bir hasta grubunda mandibular kanala ait varyasyonların görülme sıklığını ve lokalizasyonunu, ortopantomografi ve konik ışınlı bilgisayarlı tomografi görüntüleme teknikleri ile karşılaştırmalı olarak belirlemeyi ve mandibulada yapılacak cerrahi işlemlerde mandibular sinir demetinin ve vasküler yapılarının hasar görme ihtimalini minimuma indirmeyi hedefledik.

2.GENEL BİLGİLER

2.1.MANDİBULAR KANAL

2.1.1. Anatomisi ve Lokalizasyonu

Mandibular kanal, posteriorda ramus mandibulanın iç yüzünde mandibular foramen ile başlar ve anteriorda korpus mandibulanın dış yüzünde mental foramen ile son bulur. Konkav bir yapıya sahip olan bu kanal içerisinde, beşinci kraniyal sinir olan trigeminal sinirin üç ana dalından biri ve en kalını olan mandibular sinirin inferior alveolar dalı ve bu sinirin vasküler yapıları olan inferior alveoler arter ile inferior alveolar ven birlikte seyreder (23). Sinirin dental dalları, dişleri ve komşu dokuları inerve etmek üzere kanal boyunca inferior alveoler siniri terk ederler (24) (Şekil 1).

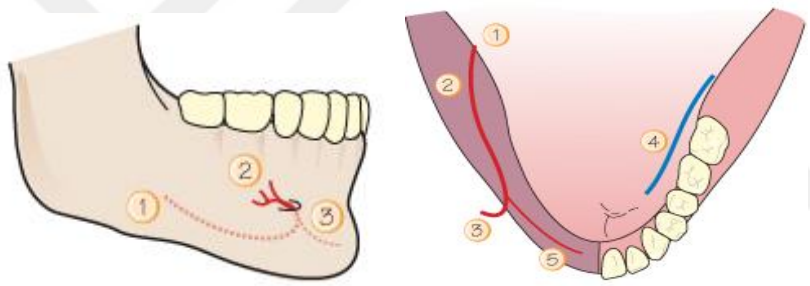


Şekil 1. Mandibular kanalın seyri (en.shram.kiev.ua/health/anatomy/page_203.shtml).

MK içerisinde inferior alveoler sinir alt 1. ve 2. premolara yaklaştığı sırada yukarı ve dışa doğru bir kavis yapar ve mandibulanın bukkalinden dışarı çıkar. MK'nin bu kıvrımı sıklıkla öne doğru olur ve "anterior loop" adını alır. Anterior loop (AL) tespit edilen hastalarda bu bölgeye yapılacak cerrahi girişimlerde dikkatli olunması gerekmektedir (18). İnferior alveoler sinir, burada mental ve insiziv sinir olarak ikiye ayrılır. İnsiziv sinir, mandibula içinde orta noktaya kadar yoluna devam eder ve alt premolar, kanin, kesici dişler ve bulundukları bölgedeki gingivanın duyusal inervasyonunu sağlar (5). Mental sinir ise alt dudak deri ve mukozasını, alt çene

derisini ve alt kesicilerin vestibüler dişetini inerve eder. Sinirin mandibuladan çıkarken oluşturduğu delik ise “mental foramen” adını alır. Yaklaşık olarak 3-4mm çapında, alt 1. ve 2. premolar dişler hizasında, köklerin 2-3 mm aşağısında, mandibula orta hattından yaklaşık 28 mm uzakta ve mandibula alt kenarından da 14-15 mm yukarıda konumlanır (25).

Çapı ortalama 2,1 mm olarak rapor edilen ve çoğunlukla bilateral simetrik olarak konumlanan MK'nin üst sınırı alt 1. ve 2. molar diş köklerinin 3,5 ile 5,4 mm arasında inferiorunda lokalizedir. Vakaların çoğunda MK alt 2. molar dişin apikallerinin bukkalinde ve vakaların yaklaşık yarısında alt 1. molar dişin apikallerinin lingualinde konumlanır. Alt 1. ve 2. molar bölgesi, MK ile bukkal kortikal plak arasındaki mesafenin en fazla olduğu bölgedir. MK daha anteriorda alt 2. premolar bölgesinde bukkale doğru hareket ederek mental foramene yakınlaşır ve mandibula dışına açılır (26,27).



Şekil 2. Mandibular kanal ve lingual sinir:1.Mandibular foramen 2.Mandibular kanal 3.Mental foramen 4.Lingual sinir 5.İncisive kanal (The Pocket Dentistry 3 The basics:Surgical anatomy of the mandible).

Kanalın arka 2/3'ü kemiğin iç yüzüne, ön 1/3'ü ise dış yüzüne daha yakın olarak konumlanmıştır. Diş alveollerinin hemen altında seyreden bu kanal, alveollere küçük kanalcıklar ile bağlanmaktadır (28) (Şekil 2).

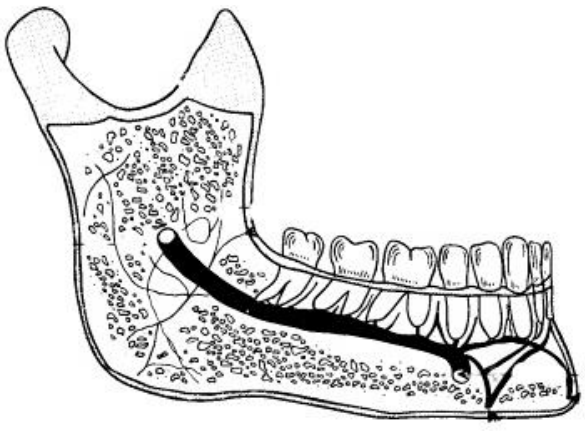
2.1.2. Mandibular Kanal Formasyonu

Standart anatomisi yukarıda anlatılan MK’nin farklı varyasyonlarını daha iyi anlamak için embriyolojik gelişimine de değinmek yerinde olacaktır. Uygulama zorluğu nedeniyle mandibulanın prenatal dönemine ait çalışmalar sınırlıdır. 1996 yılında Chavez-Lomeli ve arkadaşlarının (29) prenatal döneme ait 302 adet hemimandibulayı incelemek suretiyle yaptıkları çalışma sonucunda fetal

mandibulaların (biri hariç) medial yüzeylerinde birden fazla MF'ye ve bağımsız kanala rastlanmıştır. Bu kanallar ramus mandibulanın medial yüzeyinden, mandibulanın farklı diş gruplarına doğru yönlenmiştir. Prenatal dönemdeki bahsi geçen bu kanallara ait üç farklı inferior alveoler sinir dalından birincisinin mandibular kanin ve kesicileri, ikincisinin premolarları ve sonuncusunun ise molar dişleri inerve ettiği düşünülmüştür. 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 sonucunda sinir yolunun etrafında kemik kanalları gelişir. Postnatal dönemde tek bir kanal olarak izlediğimiz MK'nin prenatal dönemdeki en az üç farklı sinirin ve onu çevreleyen kanalların birleşimi sonucu oluştuğu düşüncesi bu teoriye dayanır. Bu teori MK varyasyonlarının oluşumunu da açıklar (29).

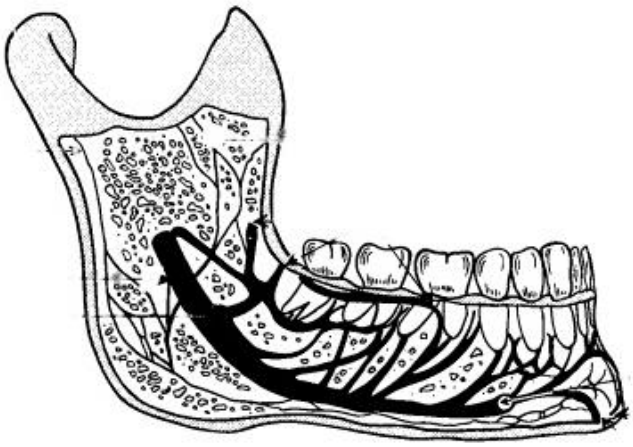
Sinir yolunun etrafında kemik kanallarının oluşumu ve gelişimi, MK varyasyonlarının, İAS'nin tipleriyle yakından ilişkili olduğunu ortaya koymaktadır (29). İAS'nin mandibula içindeki gidiş yolunu inceleyen Carter ve Keen 1971 yılında yaptıkları bir çalışmada, inferior alveolar siniri morfolojik olarak 3 farklı tipte sınıflandırmışlardır (30):

Tip 1: İncelenen 8 mandibuladan 6'sını içeren bu tipte; İAS, kanal içinde tek ve büyük bir yapı olarak mental foramene kadar seyreder. Molar dişlerin kökleri ya kanal içinde veya bu dişleri besleyen dallar çok kısadır. İAS mental foramene girmeden hemen önce, ana gövdeden ayrılan bir dal daha derinden devam ederek kanin ve kesicileri inerve eder (Şekil 3).



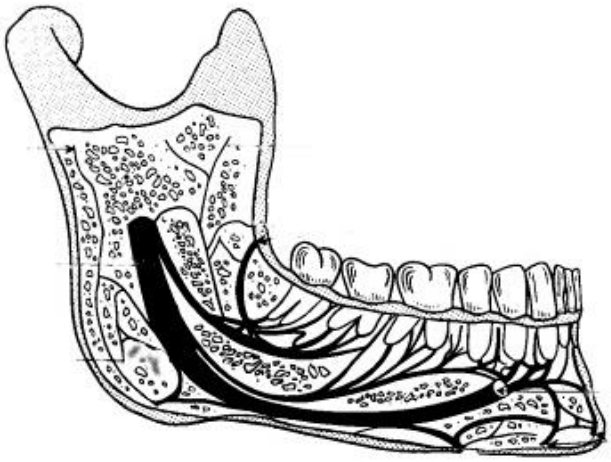
Şekil 3. Tip 1 İnferior alveoler sinir (30).

Tip 2: Sekiz mandibuladan 1'ini içeren bu tipte; İAS, molar dişlerin köklerinden biraz daha uzakta ve mandibula içinde daha aşağıda konumlanmıştır. Tip 1'e göre dental dallar daha uzun ve daha obliktir (Şekil 4).



Şekil 4. Tip 2 İnferior alveoler sinir (30).

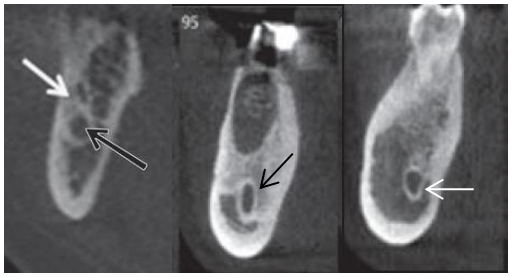
Tip 3: Bu tipte İAS'dan, posteriorda molar ve premolarları beslemek için 2 dal ayrılırken, sinirin ana gövdesi mental foramene doğru daha aşağıdan devam ederek kanin ve kesicileri inerve eder (Şekil 5).



Şekil 5. Tip 3 İnferior alveoler sinir (30).

2.1.3. Radyografik Görünümü

Üç boyutlu görüntülemede cross-sectional kesitlerde kanalın şeklinin yuvarlak, oval veya piriform (armutsu) şekilde görüntü verdiği gözlenmiştir (Şekil 6).



Şekil 6. Mandibular kanalın cross-sectional kesitlerde yuvarlak-oval-piriform görüntüsü.

İki boyutlu görüntülemede ise üst ve alt sınırları iki radyopak çizgi arasında bulunan radyolusent bir aralık şeklinde görüntü verir. Mandibular ve mental foramen arasında bir yol izleyen kanalın genişliği kişiler arasında değişkenlik gösterir (18) (Şekil 7).



Şekil 7. Mandibular kanalın panoramik görüntüsü.

2.1.4. Mandibular Kanal Varyasyonları

Genelde tek bir yapı olarak bilinen MK'nin, her zaman bu şekilde olmadığı, ikili (bifid) veya üçlü (trifid), ana kanala yakın çapta ya da daha küçük dallanmalar yaptığı farklı yayınlarda rapor edilmiştir (2,4,31-33). Hatta ikinci bir foramenden köken alan aksesuar kanallar nadir de olsa tespit edilmiştir (31,34).

MK'nin en sık rastlanan varyasyonu olan bifid mandibular kanal (BMK) ilk defa 1973 yılında rapor edilmiştir (35,36). BMK'ler mandibular foramen hizasında çıkarlar ve nörovasküler demet içerebilirler. Anatomik yerleşimine göre ve konfigürasyonuna göre çeşitli tipte BMK sınıflaması yapılmıştır (33).

2.1.5. BMK Sınıflandırması

BMK'nin sınıflandırılmasını panoramik radyograf üzerinde yapan Nortje ve ark. (37) ile Langlais ve ark.nın (38) sınıflandırmaları en çok kabul görenleridir.

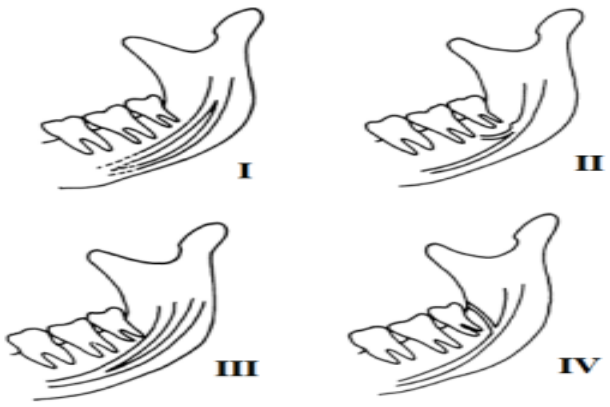
Nortje ve ark.(37) BMK'yi 4 tipe ayırarak incelemişlerdir (Şekil 8):

Tip I : Tek bir MF'den köken alan iki kanal,

Tip II : 2. ya da 3. molar dişlere uzanan daha kısa bir aksesuar kanal,

Tip III : Ayrı MF'lerden başlayıp daha sonra birleşen eşit iki kanal,

Tip IV: Retromolar pad bölgesinden başlayan ve retromolar alanda ana kanala birleşen aksesuar kanal.



Şekil 8. Nortje ve ark. tarafından yapılan BMK sınıflandırması (37).

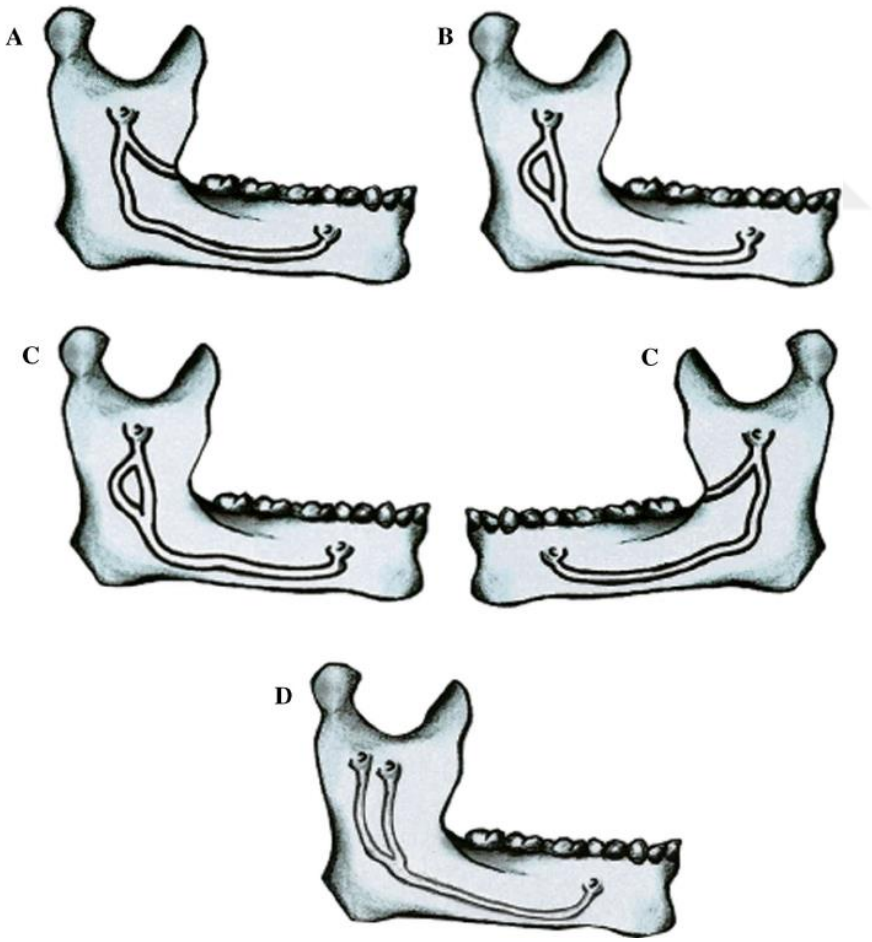
Langlais ve ark. (38) ise BMK'yi anatomik yerleşimine ve konfigürasyonuna göre 4 tipe ayırmışlardır (Şekil 9):

Tip A : Ana kanaldan ayrılarak, 3. molar veya hemen yakınında sonlanan tek ya da çift taraflı BMK,

Tip B : Ana kanaldan ayrıldıktan sonra ramus bölgesinde tekrar ana kanalla birleşen tek ya da çift taraflı BMK,

Tip C : A ve B'nin kombinasyonu. Mandibulanın bir tarafında Tip A diğer tarafında Tip B izlenir.

Tip D : İki ayrı MF'den köken alan kanallar birleşerek, tek ve daha büyük bir kanal oluşturur.



Şekil 9. Langlais ve ark. tarafından yapılan BMK sınıflandırması (38).

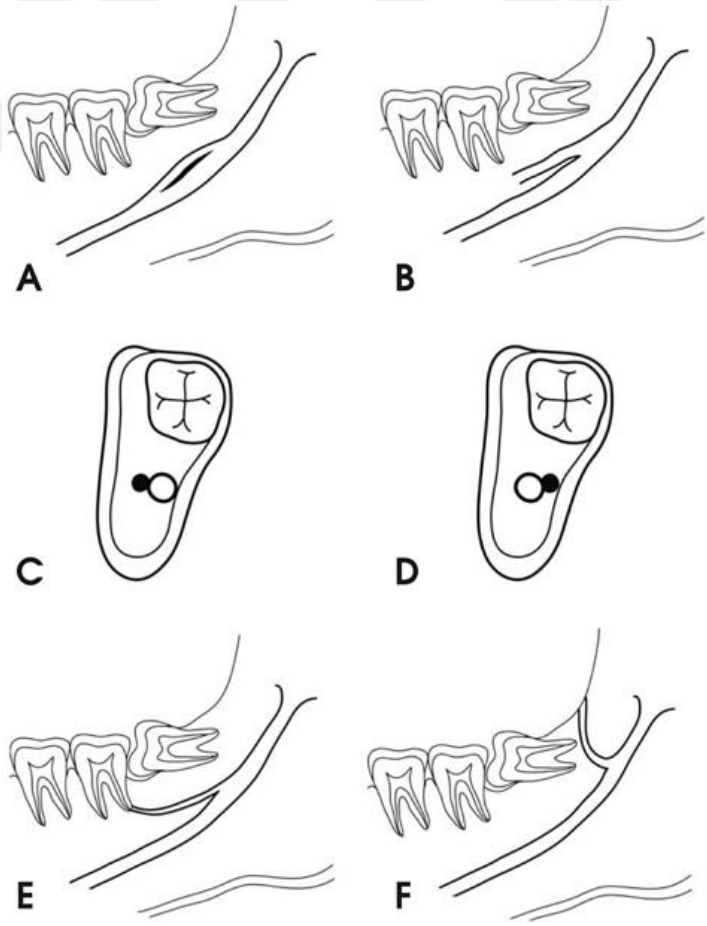
BMK sınıflandırmasının panoramik radyograf üzerinde yapıldığı bu iki sınıflandırmadan farklı olarak Naitoh ve ark. (39) BMK sınıflandırmasını KIBT kesitleri üzerinde yapmışlardır. AMK'nin lokalizasyonuna göre yapılan bu sınıflandırma (Şekil 10);

İleri kanal: Ana kanalın üst duvarından kaynaklanan dallardır. Aksesuar kanal tekrar ana kanalla birleşebilir (Tip A) veya birleşme olmaz (Tip B).

Bukkolingual kanal: Ana kanaldan ayrılan aksesuar kanal ana kanalın bukkalinde (Tip C) veya lingualindedir (Tip D).

Dental kanal: Ana kanaldan ayrılan aksesuar kanal, molar dişlerin kök apekslerine ulaşır (Tip E).

Retromolar kanal: Ana kanaldan ayrılan aksesuar kanal retromolar foramene açılır (Tip F).



Şekil 10. Naitoh ve ark. tarafından yapılan BMK sınıflandırması (39).

Farklı araştırmacılar tarafından farklı sınıflandırmaları yapılan MK'nin lokalizasyonunun, seyrinin ve konfigürasyonunun doğru şekilde belirlenmesi çok önemlidir (33). Özellikle cerrahi müdahaleler esnasında olası komplikasyonlardan kaçınmak için radyolojik muayene şarttır. Tüm avantaj ve dezavantajları ile bir değerlendirme yaparak, "minimum dozla maksimum görüntü ve maksimum radyolojik bulgu" ilkesinden yola çıkıldığında, her şeyden önce çok iyi bir klinik muayenenin gerekliliği ön şart olarak karşımıza çıkmaktadır. Tedavi planlaması yaparken, klinik muayene öncülüğünde şüpheli bölgeler tespit edildikten sonra, neyin ve hangi bölgenin görülmek istendiği, hangi tekniğin bu bölgeleri görüntülemede üstün veya eksik özellikleri olduğu tam olarak değerlendirilmeli ve ona göre bir teknik uygulanmalıdır. Özellikle dental cerrahi müdahaleler öncesinde panoramik radyografi tekniği sıklıkla kullanılmaktadır. Bu tekniğin yetersiz kalabileceği düşünüldüğü zaman başvurabilecek en önemli teknik ise konik ışınlı bilgisayarlı tomografi tekniğidir.

2.2. PANORAMİK RADYOGRAFİ

Panoramik radyografi; göz çukurunun 1/3 üst kısmına kadar maksiller bölge, mandibula ve tüm dentoalveoler ark ile temporo-mandibular eklemin (TME) aynı film üzerinde izlenebildiği bir görüntüleme yöntemidir.

Dental arkların tümünü tek bir film üzerinde gösterme fikri ilk defa 1904 yılında Bouchacourt tarafından ortaya atılmıştır. Bouchacourt x-ışınını ağız içerisinden vererek, arkların görüntüsünün ağız dışında bulunan bir filme kaydedilebileceğini bildirmiştir. Panoramik radyografiyle ilgili ilk deneysel çalışma 1933'te Japonya'da yapılmıştır. Panoramik radyografi tekniklerinin pratik anlamda gelişmesi ise Finlandiya'lı Yryö Paatero'nun çalışmaları sayesinde 1947-49 yıllarında olmuştur (40,41).

Araştırıcıya göre, kavisli bir yapının çok küçük parçalar halinde çok sayıda görüntüsü bir film üzerinde yan yana getirilebilirse tüm yapıyı bir arada görmek mümkün olur. Tomografi prensibine dayanan bu görüşe göre; çok dar bir ışın demeti, kavisli diş dizisi boyunca yavaş olarak hareket ettirilirse, sonsuz sayıda görüntülerle bu diş dizisi film üzerine aktarılabilir. Bu esastan hareket eden Paatero önce, ışın kaynağını diş dizisi etrafında döndürmeyi düşünmüş, fakat o tarihlerde röntgen apareylerinin teknik düzeni bunu uygulamaya yeterli olmamıştır. Bunun üzerine hastayı oturduğu koltukla birlikte ışın demeti önünde döndürmek zorunda kalmıştır.

Aynı senelerde (1948) İsviçre'li bir dişhekimi olan W. Ott da panoramik radyografi yöntemi ile görüntü almak için çalışmıştır. Bu araştırıcı da, filmi ağız dışına uygulayıp röntgen tüpünü hastanın ağzının içine sokmakla, yepyeni bir tekniği geliştirmiştir. Tüpün hastanın ağzına girmesi için çok ince yapılması gerekiyordu. Anot bu ince uç kısmına yerleştirilerek, ışının ağız içinden verilmesi sağlanmış ve bu şekildeki tüplere de "Panoramik X-ışını tüpleri" adı verilmiştir (42).

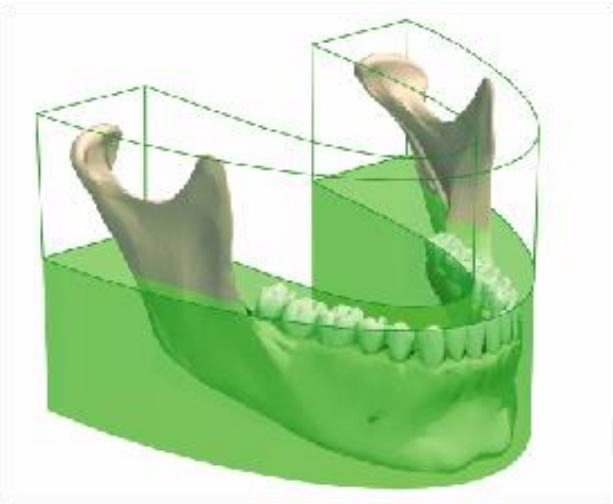
Dişhekimliğinde panoramik radyografi için iki esas teknik uygulanmaktadır. Birincisi, Paatero'nun geliştirdiği, tomografi esasına dayanan yöntemlerle alınan panoramik radyografi tekniğidir ki, buna Pantomografi tekniği adı verilir. Bu tekniklerle çalışan apareyler Rotograf, Panorex ve Orthopantomograf isimleriyle piyasada bulunmaktadır (42).

İkincisi, tomografi prensibi ile ilgisi olmayan, fakat panoramik radyografi elde etmeye yarayan tekniktir; buna Panagrafi tekniği denir. Bu teknikle çalışan apareyler Stad-Oralix Panograph, Panogramix ve Status-X apareyleridir (42).

Klasik röntgen işlemlerine benzeyen panagrafide; obje, ışın kaynağı ve film sabittir. Işın kaynağı ağız içinde üçüncü büyük azılar bölgesinde, maksilla için ışın yukarı, mandibula için aşağı doğru gelecek şekilde yerleştirilir. Film ağız dışındadır. Bu tekniğin en önemli avantajı, özellikle çenelerin ön bölgesi net olarak görülür. Dezavantajı ise; magnifikasyon, posterior dişlerin süperpozisyonu ve özellikle mandibula görüntülenmesinde gonadların daha fazla ışın almasıdır. Fazla radyasyon vermesi nedeniyle bu cihazlar artık kullanılmamaktadır (40).

Bu yüzden burada tomografi esasına dayalı panoramik görüntüleme üzerinde durulacaktır. Tomografi prensibinde incelenecek kısım önceden belirlenir. Genellikle obje (hasta) sabit, ışın kaynağı ve film kaseti eşit hızla, fakat ters yönde hareket eder. Bu sırada tüpten çıkan x- ışınları, film kaseti ile obje arasındaki kurşun plakta bulunan küçük açıklıktan (kollimatör) objeyi geçerek filme ulaşır ve tüm rotasyon boyunca objenin baştan başa görüntüsünü, kesitler halinde oluşturur. Dönüş ekseni çevresinde keskin odaklanmanın diğer bir deyişle net görüntülemenin sağlandığı tabakaya “focal trough’’ (imaj tabakası) denir (Şekil 11).

Panoramik radyografide bu tabakanın içinde bulunan objenin görüntüsü net olarak elde edilir, bu tabakanın önünde veya arkasında kalan kısımlarda magnifikasyon, distorsiyon ve bulanıklık oluşur (42,43).



Şekil 11. İmaj Tabakası (Focal trough).

Dental arkın şekline uyumlu olması amacıyla panoramik röntgen cihazları kavisli bir imaj tabakasına sahip olarak dizayn edilmişlerdir. Panoramik cihazın üzerindeki x ışını tüpü ile film taşıyıcı sistem birbirine bağlı olarak ekspoz süresi boyunca hastanın başı çevresinde dönme hareketi yapar. Ekspoz süresi genellikle 12-22 saniye arasındadır (44).

Film kasetinin hareket hızı, ışının, objenin filme daha yakın olan tarafındaki dental yapıları geçme hızı ile aynıdır. Bu durumda filme uzak, tüpe yakın olan kısımlarda ışın daha yavaş geçeceğinden, bu kısımlar imaj tabakasının dışında kalır ve distorsiyona uğrar, magnifiye olur, bulanıklaşır (43).

Basit bir anlatımla, hastayı geçen ışın demeti eğer dental arkın sağ tarafı filme yakınsa ve imaj tabakası içerisindeyse görüntü açık bir şekilde film üzerinde çıkacaktır. Böylece dental arkın sol tarafı ışın kaynağına yakın olacak ve dolayısıyla imaj tabakası dışında yer alacağı için görüntü bulanık olarak görülecektir. Film hastanın sol tarafına hareket etmeye başladığında arkın sol tarafı açık bir şekilde izlenmeye başlanırken, sağ taraf bulanıklaşır (44,45).

Işınlama sırasında cihaz otomatik olarak bir, iki, üç rotasyon ya da sürekli olarak hareket eden çok rotasyon merkezlerin ekseninde yer değiştirerek, çene arklarının kavisini her noktada eşit uzaklıkta geçerek kesit görüntüleri oluşturur.

2.2.1. Panoramik Cihazların Çalışma Prensipleri

Dişhekimliğinde çok önemli bir yere sahip olan panoramik teknikle alınan radyograflardan en iyi sonuçları elde etmek için operatörün cihazın çalışma prensiplerini ve görüntünün nasıl oluştuğunu bilmesi gereklidir (45). Panoramik cihazlar çalışma prensipleri açısından 4 başlık altında incelenebilir:

2.2.1.1. Tek Rotasyon Merkezli Cihazlar (Rotograph)

Bu cihazlarda ışın kaynağı sabittir ve çok ince bir ışın demeti verir. Hasta ve film, ışın demeti önünde aynı hızla fakat ters yönde dönerler. Böylece alt ve üst çenenin görüntüsü dar bir ışın demeti aracılığı ile yer değiştiren röntgen filmi üzerinde elde edilir. Kullanılan kaset, diş kavsi şeklindedir. Bu teknikte diş kavsi bir daire olarak kabul edilip, tek bir rotasyon merkezi oluşturulmuştur. Ancak gerçekte çene kavisleri böyle tam bir daire olarak temsil edilemeyeceklerinden, bu cihazlarla elde edilen görüntülerde, özellikle kanin ve küçük azı dişlerin bulunduğu bölgelerde distorsiyonlar oluşur (40,45,46).

2.2.1.2. İki Rotasyon Merkezli Cihazlar (Panorex)

Bu cihaz da kavisli yüzeylerin tomografisi esasına dayanır. Düz kaset kullanılan bu teknikte diş kavsinin sağ ve sol tarafları bir dairenin ayrı ayrı parçaları olarak kabul edilir ve buna göre 2 ayrı rotasyon merkezi oluşturulur. İlk rotasyon merkezi sağ büyük azılar bölgesinde, ikinci rotasyon merkezi de sol büyük azı dişleri bölgesindedir. Bu teknikte hasta sabit olup ışın kaynağı ve kaset hastanın başı etrafında dönmektedir. Başlangıçta ışın kaynağı ve kaset birinci rotasyon merkezi etrafında hareket ederek, sol kondilden orta hatta kadar olan bölgenin görüntülenmesi sağlanır. Işın, her iki rotasyon merkezi etrafında dönerken orta çizgiyi biraz geçtikten sonra kendiliğinden kesilir. X-ışınının kesilmesinin ardından hasta oturduğu koltukla beraber 7,5-10 cm sağ tarafa doğru kayar. Böylece ikinci rotasyon merkezine geçilmiş olur. Bu sırada ışın kaynağı vertebraların sol tarafına kayar. Tüp ve kaset tekrar hareket ederek sağ tarafın görüntüsü film üzerinde oluşturulur. Tüp

orta hattayken ışının bir süre kesilmesi, radyogramın orta kısmında boş bir alanın oluşmasına sebep olur (40,42,45,46).

2.2.1.3. Üç Rotasyon Merkezli Cihazlar (Orthopantomograph)

Çene arklarının çapları arka bölgede daha fazla, ön bölgede daha azdır. Pratik olarak posterior segmentlerin çapları eşit olarak kabul edilir. Kondil ile premolar bölge arası sağ-sol birer arka segment, kanin-kanin arası da ön segment olarak kabul edilir ve her segment için bir rotasyon merkezi olmak üzere toplam üç rotasyon merkezi bulunur. Paatero, diş kavislerinin parabol şeklinde bir eğri oluşturması sebebiyle üç farklı rotasyon merkezi ile daha net görüntü elde edilebileceğini düşünmüştür. Ekspoz süresi boyunca cihaz otomatik olarak rotasyon merkezlerini değiştirerek, kondilden kondile kesintisiz görüntü oluşumunu sağlar. Bu cihazlarda elde edilen görüntü diğer iki tip cihazdan daha nettir. Orthopantomograph'ın özel bir sefalostatı vardır ve hastanın başı buraya sabitlenir. Işın kaynağı ve kaset hastanın başı etrafında aynı hızla fakat ters yönde hareket eder. Kaset aynı zamanda kendi ekseni etrafında da dönme hareketi yapar. X-ışını kaynağı ve film tutucu üzerine yerleştirilen yarık şeklindeki kurşun kolimatör x-ışını demetini daraltarak, merkezi ışının vertikal bir demet halinde filme ulaşmasını sağlar. Cihaz çalışmaya başladığında tüp hastanın sağ tarafında, kaset sol tarafındadır. Görüntü kaydı hastanın sol tarafından başlar ve orta çizgiye kadar devam eder. Merkezi ışın sol kanine ulaştığında rotasyon merkezi değişerek, kanin-kanin arası bölgenin görüntüsü oluşturulur. Merkezi ışın sağ kanin bölgesine ulaştığında üçüncü rotasyon merkezine (sol üçüncü molar bölgesi) geçilerek, sağ kaninden sağ TME'nin üst tarafına kadar olan kısmın görüntüsü elde edilir. Ortopantomografın en önemli özelliği, alt ve üst diş kavislerinin her bölgesine dikey yönde çok dar bir X-ışını demetinin dik olarak ulaşabilmesidir. Diğer apareylerin hiçbirinde bu durum sağlanamaz (42,45,47).

2.2.1.4. Devamlı Rotasyon Merkezliler (GE-Panelipse)

Normalde dişlerin çene arklarında semi-eliptik bir tarzda dizilmiş olması, eliptik bir rotasyon hattı seçilmesine sebep olmuştur. Bu sisteme "ellipsopantomography" de denmektedir (46,48).

Son yıllarda dental arklardaki çeşitli farklılıklara ve ırksal özelliklere bağlı oluşacak magnifikasyon ve distorsiyonları en aza indirmek için, sürekli hareket eden

çok rotasyon merkezli cihazlar üretilmektedir (43). Komşu dişler arasındaki süperpozisyonların minimuma indirilmeye çalışıldığı bu kombine çalışmalarda amaç, daha net bir görüntü için etkin ışınlama kesitleri oluşturmaktır (49).

İyi bir panoramik değerlendirme için ;

Panoramik radyografi endikasyonu doğru konmalı,

Optimal diagnostik görüntüler oluşturulmalı,

Anatomik oluşumlar, süperpozisyonlar ve ghost görüntüler iyi bilinmeli,

Uygun görüntü değerlendirme koşullarında dikkatli bir inceleme yapılmalı,

Patolojik yapıların görüntüleri ve diğer özellikleri iyi bilinmelidir (43).

2.2.2. Diş Hekimliğinde Panoramik Radyografi Endikasyonları

Panoramik radyograflarla dişlerin ve çenelerin genel yapısal ilişkileri değerlendirilmesinde "başlangıç tetkik grafisi" olarak alınır. Ancak çok ince detaylar isteniyorsa gerekli görülen bölgelerden intraoral radyograflar alınabilir. Dişhekimliğinde panoramik radyograflar genellikle şu durumlarda istenir:

a. Çenelerin büyük ve geniş bir kısmının incelenmesini gerektiren patolojik durumların (kist, tümör vb.) değerlendirilmesi ve sınırlarının tespitinde,

b. Dişlerin ve çenelerin gelişiminin değerlendirilmesi, karışık dişlenme analizi ve anomalilerinin takibinde,

c. Çene ve yüz travmalarının değerlendirilmesinde,

ç. Gömülü dişlerin, özellikle yirmi yaş ve kanin dişlerinin varlığı ve pozisyonunun incelenmesinde,

d. Periodontal hastalıklarda alveol kemik yüksekliğini değerlendirmede,

e. İmplant öncesi çenelerin değerlendirilmesinde,

f. Protez planlaması öncesinde, özellikle dişsiz hastalarda rezidüel patolojilerin ve kalmış kök varlığının saptanmasında,

g. Ortodontik tedavi planlaması ve ortognatik cerrahi öncesindeki değerlendirmelerde,

h. TME'nin değerlendirilmesinde,

l. Maksiller sinüs, nazal kavite ve çene kırıklarının değerlendirilmesinde,

i. Hastaların ağızlarını açmakta zorlandığı durumlarda,

j. Trismus, şiddetli kusma refleksi gibi sebeplerle intraoral radyograf alınmasının mümkün olmadığı durumlarda ve çocuklarda

k. Mandibular kanal ve diş ilişkilerinin değerlendirilmesinde (40,43).

2.2.3. Panoramik Radyografide Hasta Pozisyonu ve Pozisyon Hataları

Panoramik radyografide kaliteli bir görüntü elde etmenin yolu; hastanın dişlerinin ve diş arklarının imaj tabakası içerisinde bulunmasına bağlıdır. İmaj tabakası dışında kalan kısımlar bulanık ve belirsiz bir görüntü oluşturur. Bu sebeple hastanın pozisyonlandırılması çok önemlidir. Hastanın pozisyonu, incelenecek bölge imaj tabakası içinde kalacak şekilde ayarlandığında ideal bir görüntü elde edilir. Panoramik radyografide hastaya pozisyon verilmesinde firmanın kataloğunda verilen bilgilere uyulabileceği gibi, genel olarak da şu kurallar uygulanır:

a. Radyografta artefakt oluşturabilecek metal destekli protez, kolye, toka, küpe ve benzeri bütün metalik objeler görüntüleme öncesinde çıkarılır (40,43).

b. Hastaya kurşun önlük giydirilir. Boyun etrafını saran kurşun yakalıklar artefakt oluşturacağı için giydirilmez (40).

c. Hastanın antero-posterior konumlandırılması sağlamak için çene desteği ve ısırma çubuğu kullanılır. Bu amaçla ısırma bloğu üzerinde bulunan çentik, maksiller ve mandibuler kesici dişlerin insizal kenarları arasına gelecek şekilde hastaya pozisyon verilir ve çentiği ısırması istenir. Bu şekilde alt ve üst kesici dişler başbaşa gelerek, imaj tabakası içine alınır.

Hasta biraz daha öne gelerek, çentik daha posteriorda kalacak şekilde çubuğu ısırırsa ön bölgedeki dişler kısmen ışın kaynağından uzaklaşmış olur ve ışın bu

bölgeden hızlı geçer. Dolayısıyla kesici, kanin ve premolar dişler normalden daha dar ve bulanık görülür. Premolar dişlerde süperpozisyonlar da görülebilir.

Hasta aksine biraz daha geride kalarak, ısırma bloğunu ağzının içerisine almadıysa, yani ışın kaynağına yakınlaşıp film kasetinden uzaklaştıysa bu ön bölgede ışın kasete göre daha yavaş geçtiği için özellikle kesici ve kanin dişlerin görüntüsü genişler ve bulanık görünür (40).

ç. Hastanın sagital hattı ısırma çubuğunun tam ortasında ve yere dik olmalıdır.

Hastanın başının pozisyonu orta hattan sağa veya sola doğru asimetrik olarak yerleştirilirse horizontal distorsiyon oluşur. Mandibulada sağ ve sol tarafta birbirine eşit olmayan magnifikasyon izlenir. Filme yakın olan taraf daha küçük, uzak olan taraf daha büyük görüntü verir (40,43).

d. Sert damak ve hyoid kemiğin süperpozisyonlarını engellemek veya minimuma indirmek için hastanın Frankfurt düzlemi yere paralel olmalıdır.

Çene aşağı doğru konumlanacak şekilde hastanın başı normal pozisyondan öne doğru eğildiğinde, oklüzal çizgi aşağı doğru derin bir kavis (yarımay şeklinde) yapar. Frankfurt düzleminin yere paralelliğinin bozulması sebebiyle maksiller kesiciler imaj tabakası içinde, ancak mandibuler kesiciler imaj tabakası dışında kalır ve simfiz bölgesi genişler. Buna bağlı olarak mandibuladaki ön dişler bulanık görülür. Maksiller kesiciler imaj tabakası içerisinde kaldığı için görüntüleri fazla etkilenmez. Ancak maksiller posterior dişlerin proksimal yüzeyleri birbiri üzerine ve hyoid kemik de mandibula ön bölgesine süperpoze olur.

Çene yukarı doğru konumlanacak şekilde hastanın başı normal pozisyondan geriye doğru eğilirse oklüzal çizgi düzleşir. Maksiller kesiciler imaj tabakası dışına çıkar, normalden daha geniş ve bulanık gözlenir. Kondiller filmin kenarlarına doğru taşkınlık gösterir. Sert damak, maksiller dişlerin kökleri üzerine radyopak bir şerit halinde süperpoze olur ve apeks bölgesi değerlendirilemez (18,40,43,50).

e. Hastanın başı sefalostatta sabitlendikten sonra hastaya cihaz üzerindeki kollardan tutarak pozisyonunu bozmadan kendini 20 cm kadar ileri alması istenir ve hasta ski (kayak) adı verilen pozisyona getirilir.

Hasta eğer kayak pozisyonuna getirilmeyecek olursa, boyun iyice gerilmediği için servikal vertebralar mandibula ön bölgesine süperpoze olur. Dolayısıyla vertebraların hayalet görüntüsü (ghost image) radyografların ortasında radyoopak alan şeklinde görülür (18,40,43).

f. Hastanın ve cihazın bütün bu pozisyonları ayarlandıktan sonra hastaya yutkunması ve dilini damağına değdirecek şekilde durması söylenir. Bu sayede mevcut hava boşluğunun ortadan kalkmasına sebep olarak doku dansitesinin eşit duruma gelmesi sağlanır ve maksiller dişlerin apikal kısımlarının optimal düzeyde görülmesi sağlanır.

Hastanın dilini uygun pozisyona getirmemesi durumunda, maksiler dişlerin apekslerinden başlayarak angulus mandibula çevresine doğru inen radyolusent bir bant şeklinde görüntü izlenir (18,40,43).

Dudakların kapatılmaması da ön bölgede dişler üzerinde radyolusent bir alanın süperpoze olmasına sebep olur (43).

g. Uygulama sırasında cihazın hareketleri ve süre hakkında hastaya bilgi verilir. Hastadan hareket etmemesi istenir.

Işınlama sırasında hasta hareket ederse görüntüde düzensiz alanlar oluşur (18,40,50).

h. Panoramik radyograflarda çenelerden değil de cihazın kendisinden kaynaklanan görüntülere “inherent imaj” adı verilir. İnherent imajlar çene desteği ve perspeks koruyucusunun imajlardır. Çene desteği imajı özellikle dişsiz hastalardan alınan radyograflarda mandibulanın alt kısmında görülür. Perspeks koruyucu radyograflarda çenenin iki tarafında koyu bant şeklinde görülür. Bu durum özellikle küçük azı dişleri bölgesinde radyolüsentliğin artması şeklinde görüldüğünden yanlışlıkla kemik dansitesinin azalması olarak değerlendirilebilir. Ancak simetrik olması sebebiyle kolayca anlaşılır (40).

ı. X-ışını kaynağı yakınındaki yapılar sıklıkla magnifiye olur ve bulanıklaşır. Bu yapılar diffüz ve belli belirsizdir. Fokus alanı dışındaki cisimlerin ve anatomik yapıların neden olduğu, distorsiyona uğramış bu radyografik imajlar en sık ghost (hayalet) imaj veya sekonder imaj olarak adlandırılırlar. Ghost imajlar her zaman distorsiyona

uğramış olarak ve primer objeden daha yukarıda görülür. Bazen primer obje radyografta görülmese bile bu ghost imaj görülebilir (40).

i. Panoramik radyografide objenin uzun ekseni, tüpün hareket eksenine paralelse objenin görüntüsü bulanıklaşmaz. Sert damağın ekseninin tüpün hareket eksenine paralel olup, daha uzun görünmesi ve bulanıklaşmaması buna örnektir.

Ancak objenin uzun ekseni, tüpün hareket eksenine dikse objenin görüntüsü tamamen bulanıklaşır. Columna vertebralenin uzun ekseni, tüpün hareket eksenine dik olduğu için vertebraların görüntüsü bulanıklaşır ve ramusun iki tarafında çift görüntü oluşur (18,40,43,50).

2.2.4. Panoramik Radyografinin Avantajları

a. Panoramik radyografide maksilla ve mandibula bütün unsurlarıyla tek bir film üzerinde görüntülenerek geniş anatomik bölgeler incelenebilir.

b. Bu cihazlarda kullanılan film-screen kombinasyonu sayesinde hasta daha az radyasyon alır. Tüm-ağız periapikal radyografide hastanın almış olduğu radyasyon dozu panoramik filmden alınan radyasyon dozunun yaklaşık üç katıdır.

c. Panoramik radyografi, tüm-ağız periapikal film çekiminden daha kısa bir süre ve daha az zahmetle, iş gücü ve zaman tasarrufu sağlar. Bu teknikte hastanın konumlandırılması ve görüntünün alınması için gerekli zaman 3-5 dakika arasındadır. Minimum kooperasyonla ve hastayı rahatsız etmeden uygulanır.

ç. Ağzını açamayan ya da intraoral teknikleri tolere edemeyen hastalarda rahatlıkla uygulanabilir.

d. Panoramik radyograflar hasta motivasyonunda ve hastaya hastalığı hakkında bilgi verilmesinde daha anlaşılır olması açısından yararlıdır.

e. Panoramik radyografide elde edilen görüntüler, lateral oblik radyografiden daha az distorsiyon gösterir.

f. Bu teknik sadece diş hekimlerince değil, Kulak-Burun-Boğaz (KBB) uzmanları, plastik ve rekonstrüktif cerrahlar tarafından da çeşitli uygulamalarda kullanılmaktadır (18,40,50).

2.2.5. Panoramik Radyografinin Dezavantajları

a. Uygulamaya bağlı hatalar minimuma indirilse bile cihazın kendi çalışma prensiplerine ve teknik özelliklerine bağlı olarak ön bölgede imaj tabakası ince olur. Dolayısıyla ön grup dişlerde çürük ve apikal patolojiler yönünden değerlendirme yapmak her zaman mümkün olamayabilir. Çoğu zaman bu bölgelerden ilave periapikal film alınması gerekebilir (10,51-53).

b. Tomografik görüntü olması ve yoğunlaştırılmış screen kullanılması nedeniyle küçük çürüklerin, ara yüz çürüklerinin ve periodontal hastalıkların tespit edilmesinde intraoral radyografiler kadar ayrıntılı bilgi vermezler.

c. Panoramik radyograflarda magnifikasyon kaçınılmaz bir olaydır. Artan obje-film arası mesafeye bağlı olarak, her cihazda farklı olmakla birlikte görüntüde büyüme söz konusudur. Sağ-sol ve ön bölge arasındaki magnifikasyon farklılıkları özellikle ortodontik amaçlı ölçümlerde hatalara sebep olabilir.

ç. X-ışınlarının angulasyonundan dolayı objenin boyu uzar. Geometrik distorsiyon söz konusudur. Lingual ya da palatinal kısımlar bukkal tarafa göre nispeten daha yüksek görülür.

d. Servikal vertebraların ön bölgeye süperpoze olmasına bağlı olarak bu bölgelerdeki dişler net olarak görülemez.

e. İmaj tabakasının şekline uymayan ve fasiyal asimetrisi olan hastalardan alınan görüntülerde distorsiyonlar oluşur.

f. Özellikle küçük azı dişleri bölgesinde proksimal yüzeyler süperpoze olur ve bu bölgedeki ara yüz çürükleri sağlıklı bir şekilde teşhis edilemez.

g. Kullanılan cihaz marka ve modeline göre fiyat farklılıkları göstermekle beraber, yöntem diğer kullanılan intraoral tekniklere göre daha pahalıdır (18,40,50).

h. Maksiller-mandibuler prognati veya retrognatinin aşırı olduğu durumlarda, anterior segmentlerin sağlıklı bir şekilde değerlendirmesi yapılamaz (54).

ı. Panoramik radyografide x-ışınının yönü sabitken, periapikal grafilerde operatörün ışının yönünü seçme şansı vardır (55).

2.3. KONİK IŞINLI BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ (KIBT)

X-ışınlarının 1895'te bulunmasından bugüne kadar geçen zaman içerisinde film, görüntü alma, alınan görüntülerin saklanıp biriktirilmesi açısından radyoloji alanında büyük gelişmeler olmuştur. 1940'ların başında bilgisayarların geliştirilmesiyle, bilimin birçok alanında olduğu gibi teşhis cihazlarında da büyük gelişmeler olmuş ve dijital görüntülemenin ilk basamakları oluşmuştur (56).

Bunlar içerisinde radyolojideki en önemli gelişme hiç şüphesiz ki bilgisayarlı tomografi (BT)dir. BT, Yunanca kesit anlamına gelen "tomos" ve görüntü anlamına gelen "graphia" kelimelerinin birleşiminden oluşmuştur. Tomografiyi ilk tasarlayan isim Güney Afrikalı nükleer fizikçi Allan M. Cormack olmuştur. Allan M. Cormack'in 1955 yılında ortaya attığı "X ışınlarının homojen olmayan materyallerden geçerken, dokunun tuttuğu ışın miktarı hesaplanabilir" teorisinin ışığında BT'nin ilk prototipini İngiliz fizik mühendisi olan Dr. Godfrey Hounsfield geliştirmiştir. Böylece BT, iki fizikçi; Dr. Godfrey Hounsfield ve Prof. Allan M. Cormack tarafından 1972 yılında tanıtılmıştır. Klinikte kullanılan ilk BT tarayıcılar 1974-1976 arasında geliştirilmiş ve yalnızca baş bölgesinin görüntülenmesinde kullanılmışlardır. 1976 yılında ise tüm vücudun görüntülenmesi mümkün olmuştur. Bu yıllarda tek görüntü diliminin (kesit) üretilmesi için gerekli olan verilerin toplanması birkaç saat, bu ham verinin rekonstrüksiyonu ise günler sürüyordu. Zamanla hız, hasta konforu ve çözünürlük konusunda büyük gelişmeler yaşandı. Birbirinden bağımsız çalışarak BT'yi geliştiren Cormack ve Hounsfield 1979 yılında Nobel Tıp Ödülü'nü paylaşmışlardır (57-61).

İlk BT cihazları, ışın kaynağı ile birlikte hasta etrafında dönüyordu. 1989 yılında kullanıma sunulan Spiral BT'de hasta gantri boyunca ilerlerken, x-ışını eşzamanlı olarak hastanın etrafında döner. Bu kesintisiz hareket esnasında toplanan veriler birleştirilerek, çok kesitli görüntü elde edilir. Böylece ışınlama süresi ve hareket artefaktı azaltılmış olur.

1998 yılında BT'de tek sıra dedektörlerin yerini, insan vücudunun uzun ekseni boyunca 4-512 arasında dedektörün sıralandığı çoklu dedektör sisteminin almasıyla taranan hacim artmıştır. Bu, x-ışınının daha verimli kullanılabilmesi sonucunu doğurmuştur. BT teknolojisindeki pek çok gelişmeyle tarama süresinin de kısalmasına rağmen, verilen radyasyon dozları ve maliyet azalmamıştır (60-62).

Maliyet, hastaya ve ortama verilen radyasyon dozu, görüntülerin elde edilme süresi ile ilgili kaygılar, fan şeklindeki ışın demetinin yerini, konik ışın demetinin aldığı BT cihazlarının geliştirilmesini sağlamıştır. Genel olarak görüntü kaynağı ve detektör yapısı diğer tomografi sistemlerinden farklı olan bu metod; Konik Işınlı Volumetrik Tomografi (KIVT) veya Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi (KIBT) olarak da adlandırılmaktadır. Kemik yapıların süperpozisyonunu minimuma indirerek 2 ve 3 boyutlu mükemmel görüntüleme olanağına sahip olan ve hacimsel tomografi kavramına dayanan bu sistem, daha çok baş-boyun bölgesinin görüntülenmesi için kullanılmaktadır (63,64).

Bu yöntemin etkin kullanımı ilk defa 1982 yılında Mayo Klinik Biyodinamik Araştırmaları Laboratuvarı'nda anjiografi amacıyla gerçekleştirilmiştir (65). Daha sonradan farklı deneysel modellerde girişimsel anjiografi, dijital subtraksiyon anjiografisi ve radyoterapi yönlendirmesi amacıyla kullanıldığı görülür (66). İki boyutlu projeksiyon rekonstrüksiyonu için uygun konik ışın algoritması ilk kez Feldkamp ve arkadaşları (67) tarafından tanımlanmıştır. Bu araştırmacılar fan-beam rekonstrüksiyon formülü yerine, iki boyutlu projeksiyon setinden direk üç boyutlu görüntü rekonstrüksiyonu yapan geri projeksiyon formülünü kullanmışlardır. Bu formül ile pek çok pratik uygulamaya göre daha az hata yapılmaktadır. Modifiye Feldkamp algoritması, KIBT tekniğinde en çok kullanılan algoritmadır. Orijinal Feldkamp geri projeksiyon algoritması 1984 yılında yayımlanmasına rağmen KIBT cihazlarının dentomaksillofasiyal radyoloji için kullanılabilmesi, bundan ancak 15 yıl sonra gerçekleşmiştir. Arada bu kadar uzun süre olmasının nedeni, o dönemde henüz ekonomik x-ışını tüplerinin, yüksek kaliteli dedektör sistemlerinin ve yeterli kapasiteye sahip kişisel bilgisayarların bulunmamasıdır (60,61).

Diş hekimliğinde KIBT kullanımının 2000'li yıllarda yaygınlaşması dentomaksillofasiyal radyoloji alanında yeni bir çağın başladığının göstergesi olmuştur. Teknolojik gelişmelerin ışığında günümüzde farklı büyüklüklerde görüntüleme alanı ve voksel seçenekleri ile hastanın değişik konumlarda (yatarak, oturarak, ayakta) pozisyonlandırılmasına olanak tanıyan birçok cihaz tasarımları yer almaktadır. Ayrıca KIBT görüntüleri ile beraber panoramik ve sefalometrik radyografların da alınabildiği hibrit cihazlar da bulunmaktadır.

2.3.1. Temel KIBT Terimleri

Tomografi prensiplerini daha iyi anlamak için bazı teknik terimlerin bilinmesinde fayda vardır. Bunlar:

2.3.1.1. Aksiyel (Transversal) Düzlem ve Kesit

Vücudu yer düzlemine paralel olarak, yatay şekilde kesen düzlemlerdir. Baş bölgesine yakın olan oluşumlar superior veya sefalik, alt bölgeye yakın olanlar inferior veya kaudal olarak isimlendirilirler (68). Bu düzlemde ve bu düzleme paralel olarak alınan aksiyel kesitlerde dental arkın derinliği ve şekli gözlemlenebilir. Fan ışın geometrisinde, verilerden oluşan primer rekonstrüksiyonlar aksiyel kesitleri oluşturur. Projeksiyon sayısının artmasıyla görüntü kalitesinde de artış olur (69).

2.3.1.2. Sagital (Longitudinal) Düzlem ve Kesit

Vücudu, yer düzlemine dik olarak önden arkaya doğru kesen, sağ ve sol olmak üzere iki parçaya ayıran düzlemlerdir. Tam ortadan geçerek, vücudu sağ ve sol iki eş parçaya ayıranına “Median Düzlem” denir. Sagital düzlem üzerinde olan oluşumlardan orta hatta yakın olanına medial, uzak olanına lateral denir (68). Bu düzlemde ve bu düzleme paralel olarak alınan sagital kesitler, dokuların iki boyutlu grafilerinde cepheden görünümde belirlenemeyen derinliğini gösterir. Konik ışın geometrisinde sagital, aksiyel ve koronal kesitlerin sekonder olarak şekillendiği temel projeksiyonların birleşmesiyle projeksiyon verisi oluşur (69).

2.3.1.3. Koronal (Frontal) Düzlem ve Kesit

Vücudu, yer düzlemine ve sagital düzleme dik olarak kesen, ön ve arka olmak üzere iki parçaya bölen düzlemlerdir. Koronal düzlem üzerinde koronal düzleme paralel olarak alınan kesitlere “Koronal” veya “Frontal kesit” denir. Bu düzlem üzerinde olan oluşumlardan ön tarafa yakın olanlarına anterior veya ventral oluşumlar, arka tarafa yakın olanlarına posterior veya dorsal oluşumlar denir (68).

2.3.1.4. Radyal / Cross Section Kesitler

Bu tür kesitler özel bir açı verilerek oluşturulur. Diş kavsine uygun bir açı ile her dişe dik bir şekilde alınan bu kesitlere “çapraz kesitler” de denir. KIBT ile aksiyel, sagital ve koronal planlardan alınan kesitler, ileri düzey yazılımlar yolu ile yeniden dilimlenip yapılandırılarak, hedeflenen bölgenin istenilen açıdan ve her yönden görüntülenebilmesi sağlanır. Yüksek teşhis detayı ve ölçüm doğruluğu veren bu kesitler her türlü tedavide bir yol gösterici olmaktadır (69).

2.3.1.5. MPR (Multi Plan Reformat)

Tomografi görüntülerinde dental kavise paralel bir eğri çizerek yeniden kesit oluşturma işleminin genel adıdır. “Curved MPR” adı da verilen türünde dental ark boyunca oluşturulan kesitler ortogonal yani arka dik açılı bir formdadır. Bu fonksiyon koronal kesitleri panoramik olarak rekonsrükte eder, sagittal kesitleri de eşzamanlı olarak ekrana ayrı ayrı yansıtır. Farklı açılarda da MPR çizilerek istenilen koronal, sagital ya da aksiyal planların çoklu kesit görüntüleri elde edilebilir (69).

2.3.1.6. Volume Rendering

Kafatasının 3 boyutlu olarak simule edilmesi ve ekrana getirilmesidir. Yumuşak ve sert dokunun yüksek çözünürlüklü 3 boyutlu detayları ortaya çıkar. Bu hacimsel görüntüde doku yoğunluğunu değiştirerek; dişleri, kemik yapısını hatta kısmen yumuşak dokuları görüntülemek mümkündür (69).

2.3.1.7. Rekonstrüksiyon

Sadece aksiyal düzlemde tarama yapılmış bir hastadan elde edilen verilerle koronal, sagital ya da oblik düzlemlerde kesitler alınabilir. Voksellerden oluşan kesitler birbirine eklenerek sanal ortamda üç boyutlu görüntüler oluşturulabilir. Bu işleme “Multiplanar Reformetted Imaging” (çok düzlemli şekillendirilmiş görüntüleme) veya kısaca “Reformasyon” ya da “Rekontrüksiyon” denir. Bu yöntemle üç boyutlu kemik ya da vasküler yapıların görüntüleri oluşturulabilmekte ve özel görsel efektlerle görüntünün yorumu kolaylaştırılmaktadır (40).

2.3.1.8. Scout İmaj

Kılavuz görüntü olarak da adlandırabileceğimiz scout imaj, dental tomografi cihazlarında kullanılan bir konumlama yardımcısıdır. Genellikle profilden (lateral) ve cepheden (postero-anterior) tek pozlamalı röntgen görüntüsü ile oluşturulur. Bu rehber imajın bilgisayardaki ekran görüntüsü üzerinde incelenecek yer tespit edilerek, cihaz asıl çekeceği tomografi konumuna yönlendirilir (69).

2.3.1.9. Atenuasyon

Bir ortamda ilerleyen x-ışını dalgalarının saçılma ve absorbsiyon sonucu uğradıkları güç kaybını ifade eder (70).

2.3.1.10. Hounsfield Skalası

Organizmayı geçen x ışınlarının atenuasyon değerleri sayısal olarak saptanır. Her pikselin bir sayısal karşılığı vardır. Bu sayılar, suyun atenuasyon değerini “0” olarak kabul eden bir skalaya göre düzenlenir. -1000’den +1000’e kadar uzanan bu skalaya “Hounsfield Skalası” denir. Bu skaladaki sayılara da “Hounsfield Ünitesi” ya da kısaca “HU” adı verilir.

Bu skalada; hava (-1000), su (0), yoğun kemik (+1000) değerlerine denk gelir. Yağ dokusu ve hava skalanın negatif; yumuşak dokular, kan ve kemik pozitif aralığında yer alır (40).

2.3.1.11. Voksel

Dijital hacimsel datanın ayırt edilebilen en küçük, kutu şeklinde üç boyutlu parçasıdır (71). Konvansiyonel BT’lerdeki vokseller anizotropiktir. Voksel yüzeyleri 0.625 mm^2’lik kareler şeklinde olmasına rağmen derinlikleri 1-2 mm arasında değişir (60,61). KIBT sisteminde ise vokseller izotropiktir. X, Y ve Z düzlemlerindeki boyutları eşittir ve boyutları 0.4 mm^3 ile 0.075 mm^3 aralığında değişkenlik gösterir. Vokseller izotropik olduğu için KIBT görüntüleri herhangi bir düzlemde yüksek doğrulukla rekonstrükte edilebilir. Teorik olarak, KIBT yüksek kontrastlı yapıların geometrik çözünürlüğünü istenilen herhangi bir düzlemde geliştirebilir. Bu üstün geometrik

çözünürlük, yani aralarında çok az mesafe olan, farklı atenüasyon değerlerine sahip objeleri ayırt etme yeteneği, KIBT görüntülemenin en dikkat çekici özelliklerinden birisidir ve bu büyük ölçüde izotropik veri elde edebilme yeteneğinin sonucudur. KIBT ayrıca kısmi hacim ortalamasının olumsuz etkilerini azaltır. Kısmi hacim ortalaması; tarayıcının voksel çözünürlüğü, görüntülenen objenin uzaysal çözünürlüğünden daha fazla ise oluşur ve bu durum fan ışınlı BT ve KIBT görüntülemenin ortak özelliklerinden biridir. Bu tür durumlarda piksel doku ya da sınırın değerini değil, değişik dokuların atenüasyon değerlerinin ortalamasını gösterir (60,61).

2.3.1.12. Rezolüsyon

Herhangi bir görüntüleme sisteminin birbirine yakın objeleri ayırt edebilme kapasitesi, diğer adıyla çözünürlüktür. Çözünürlük, mm'deki çizgi çifti sayısı (lines per mm - lp/mm) olarak ölçülür ve ifade edilir. Işınlama sonrasında gözlenebilen çizgi ve birlikte olduğu boşluk, çizgi çifti olarak adlandırılır. Bir çizgi çiftini çözmek için en az 2 piksele gereksinim vardır. Bir piksel çizgi ve bir piksel de boşluk için gereklidir. Tanı esas olarak kontrast (grilik derecesi) farklılıklarına dayalıdır (40,72). Rezolüsyon ikiye ayrılır:

a. <u>Kontrast rezolüsyonu (grilik derecesi):</u>

Anatomik ve patolojik yapılardaki değişiklikler, farklı x ışını absorbsiyonu nedeniyle farklı tonlarda ve dansitelerde oluşur. Görüntüde farklı dansiteleri ayırt edebilme yeteneğine "Kontrast Çözünürlüğü" denir. Dokunun özellikleri, görüntü reseptör kapasitesi, bilgisayarın özellikleri ve gözlemci performansı kontrast rezolüsyonunu etkileyen faktörler olarak belirtilebilir.

Dokudan geçen x ışını fotonlarının sayısal farklılıkları reseptör tarafından okunabilmelidir. Mevcut reseptörlerin kayıt dataları (bit derinliği) 2'nin katları şeklindedir. Bu da teorik olarak, dedektörün 28-216 (256-65.536) farklı dansiteyi yakalayabilmesi demektir. Ancak monitörlerin gri skala gösterme kapasitesi ortalama 8 bit'tir ve insan gözünün 60 gri seviyeyi seçebilme sınırlılıkları vardır. Dental ortamdaki tipik gözlem şartları düşünüldüğünde ayırt edilebilen gerçek gri seviye sayısı 30'un altına düşer. Bilgisayar, sensörden gelen elektrik sinyali, ekranda görülebilen gri gölgelere dönüştürür. Genellikle 256 gri tonu kullanır. Sistemin görüntü derinliği 8 bit ise 28=256 gri ton olduğunu gösterir. En koyu gri (siyah) sıfıra, en açık

gri (beyaz) 255'e eşdeğerdir. 8 bite kadar olan görüntü derinlikleri CCD (charge coupled device=yükten bağlaşık aygıt)'ler ile elde edilmektedir (40,72).

Diş hekimliğinde kullanılan birçok ticari dijital sistemin kontrast rezolüsyonu 8 bit'tir. Daha yüksek bit'lerde gri ton sayısı daha fazla olur, ancak görüntülerin saklanması için daha yüksek hafıza kapasitesi olan bilgisayarların kullanılması gerekir. Günümüzde artık 14 bit görüntü derinliği de vardır (72).

b. Uzaysal rezolüsyon:

Birbirine yakın ya da yanyana olan objelerin ayırt edilebilmesi, ince detayları ayırt edebilme kapasitesidir. Bir görüntünün birim alanda birbirinden ayırt edilebilir yapı sayısı ne kadar fazla ise uzaysal çözünürlüğü o kadar yüksektir. Diğer bir deyişle; bir görüntüleme sistemi, ne kadar ince çizgi çiftini ayırabiliyorsa, o sistemin uzaysal çözünürlüğü o kadar yüksektir. Çok iyi bir detay için, sistemin uzaysal rezolüsyonunun, en küçük objenin boyutlarının en az yarısı kadar olması gerekir. Örneğin; ayırt edilebilen en küçük objenin çapı 2 mm ise, bu objeyi çözümleyebilmek için gerekli olan sistem rezolüsyonu en az 1 mm olmalıdır.

Günümüzde görüntülerin uzaysal çözünürlüklerinin teorik olarak 27 lp/mm'ye kadar çıktığı üretici firmalar tarafından bildirilmektedir. Ancak insan gözünün 12 lp/mm'den daha yüksek olan çözünürlük değerlerini ayırt edemeyeceği düşünülürse bu değer bugün için bir anlam ifade etmez (40,72).

2.3.1.13. Dedektörler

KIBT sistemlerinde, görüntüleri oluşturmak ve kaydetmek için alan dedektörü kullanılır. Başlangıçta IIT (Image Intensifier Tube=Görüntü Netleştirici Tüp) ve CCD (charge coupled device=yükten bağlaşık aygıt) kombinasyonu kullanılmıştır. İri ve hantal yapılı olan bu dedektör kombinasyonu temel görüntü alanları (silindirik hacim) yerine sirküler şekilli alanlar (küresel hacim) oluşturuyorlardı. Bu sistemlerle alınan görüntülerde, FPD (Flat Panel Detector = Düz Panel Dedektör) detektörlerle alınan görüntülere oranla daha fazla görüntü kirliliği oluşmuş ve yine bu sistem, volumetrik veri setinde özellikle periferal yapılarda yanlış ölçümlere sebep olmuştur. Günümüzde, pek çok KIBT cihazında geniş alanlı piksel dizisi içeren, hidrojenize

amorf silikonlu ince film transistörü ve CMOS (Complemantary Metal-Oxide Semiconductor= tamamlayıcı metal oksit yarı iletken) diziler içeren FPD dedektörler kullanılmaktadır (60,61).

Fotoiletkenler, üzerlerine gelen x-ışınlarını doğrudan elektronlara çevirir. Burada elektrik sinyali x-ışınını temsil eder. Uygulanan voltaj sonucunda oluşan yük değişimi ve sinyaller, selenyum yüzeyiyle birebir eşleşmiş TFT (Thin Film Transistor=İnce Film Geçirgeci) diziliminde dijitalize edilir. Dolaylı dönüşüm sistemlerinde, x-ışını önce görünür ışığa dönüştürülür. Görünür ışık; fotodiyot tarafından elektriksel yüke çevrilerek, TFT ile sinyale dönüştürülerek, lens veya fiber optik kablolarla küçültülüp, üzerine odaklandığı CCD reseptörler tarafından ışık elektrona çevrilir ve oluşan elektronik şarj dijitalize edilir.

Burada bahsi geçen amorf selenyum (a-Se) dijital radyografide en sık kullanılan fotoiletkendir. Amorf selenyum; amorf silikon ve CCD'den farklı olarak üzerine gelen x-ışınını doğrudan dijitalize eder. Amorf silikon ve CCD sistemlerinde olduğu gibi x-ışınını görünür ışığa çeviren bir sintilatör yoktur. Selenyum iyi bir iletken olması yanısıra, x-ışını etkileşimi ve uzaysal çözünürlüğü yüksek bir madde olduğu için tercih edilir (40).

2.3.1.13.1. FPD (Flat Panel Detector)

Günümüzde kullanılan FPD'in genel yapıları ikiye bölünerek daha iyi açıklanabilir :

a. Sintilatör:

Alınan x-ışınını fotodiyot dizileri tarafından kaydedilen görünür ışığa çeviren kısımdır. İnce bir talyum aktivasyonlu sezyum iyodid (CsI:Tl) veya terbiyum ile aktive edilmiş gadolinyum oksisülfit tabakasıdır (60,61).

b. Amorf silikon tabakası:

Sintilatörden gelen görünür ışığa duyarlı kısımdır. Fotodiyot, dizileri, görünür ışığı algılayarak elektriksel yüke çevirir ve TFT ile sinyale dönüştürülen veri dijitalize edilir.

FPD dizileri CCD'lerden daha küçük piksel boyutuna sahip olup, daha fazla geometrik çözünürlük sunarlar (60,61). Dedektör her bir temel görüntü için x-ışını foton yüklerini kaydeder, şarj biriktirir ve bilgisayara sinyal gönderir. Hemen hemen tüm KIBT cihazlarında tam bir rotasyon genellikle 5-20 saniye sürmektedir. Onun için her bir temel görüntünün oluşturulup gönderilmesi milisaniyeler içerisinde olur ve tek bir rotasyon süresince yapılan ışınlama ile yüzlerce temel görüntü elde edilir. FPD'lerin performansını etkileyen bazı sınırlamalar vardır. Bunlar arasında radyasyon spektrumuna verilen yanıtın doğrusallığı, dedektör alanı boyunca verilen yanıtın çok istikrarlı olmaması ve bozuk pikseller sayılabilir. Bunların görüntü kalitesine etkileri, daha düşük ve daha yüksek dozlarla yapılan ışınlamalarda daha kolay fark edilir. FPD'nin bu yapısal kısıtlamalarının görüntü kalitesini etkilemediğinden emin olmak için dedektör kalibrasyonu periyodik olarak yapılmalıdır (71,73).

2.3.1.13.2. CCD (Charged Coupled Device)

Dental dijital görüntülemede ilk kullanılan görüntü reseptörüdür. Silikon bir çip üzerinde, ışığa ve x-ışınına duyarlı yarı geçirgen bir tabaka içerir. Objeyi geçen x-ışınları, FPD'lerdekine benzer sintilatörler yardımıyla görünür ışığa çevrilirler (72).

Görünür ışığın çarptığı CCD'yi oluşturan elektronlar, belirli bir düzende yer alan bloklara veya resim elementlerine bölünmek suretiyle, dijitalize edilir ve görüntü bu verilerden oluşur (40).

CCD'nin avantajı görüntü oluşum hızı; dezavantajı ise sensörlerde oluşan parlama ve ısıdır (40,72).

2.3.1.14. FOV (Field of View)

Dental tomografide görüntüleme hacmini ifade eden bir kavramdır. Genellikle silindir şeklinde olup, yüksekliği ve genişliği kullanılan cihaza göre değişiklik gösterebilmektedir. Günümüzde cihazların birden fazla FOV seçeneği sunmaktadırlar. Dental radyolojide genel kabul gören prensip, incelenmek istenen bölgeye uygun bir görüntülenme alanı seçilmesi yönündedir. Küçük inceleme alanlarında daha yüksek çözünürlükte ve daha az efektif dozla görüntüler elde edilir. KIBT'de FOV boyutu; sensör boyutu, şekil ve ışın demetinin geometrisine göre değişir (40).

KIBT cihazları görüntüleme alanı büyüklüklerine göre küçük, orta ve geniş hacimli cihazlar olarak sınıflandırılabilirler. X-ışını saçılımı (scatter) ya da gürültü (noise=görüntü kirliliği) miktarı görüntüleme alanının küçülmesi ile azalır. Küçük görüntüleme alanı; birkaç diş, kadran veya tek çene taramak için kullanılır (74). Orta görüntüleme alanı; her iki çenenin ve geniş görüntüleme alanlı cihazlar ise tüm başın taranmasında kullanılırlar (60). Genel bir kural olarak dental görüntülemeler için daha küçük görüntüleme alanı seçimi önerilir, çünkü geniş alan daha yüksek efektif radyasyon dozuna neden olur (75). Büyük görüntüleme alanı kullanımı, ortodontik ve ortognatik tedavi planlaması gibi daha geniş inceleme gerektiren vakalarla sınırlandırılmış, böylece fazla doz maruziyeti engellenmiştir (75,76).

2.3.2. KIBT Sisteminin Çalışma Prensipleri

KIBT sistemi, tek rotasyonel tarama ve oldukça düşük dozda radyasyon ile iki boyutlu bir alan dedektörü üzerine üç boyutlu konik ışın demetinin yönlendirilmesi esasına dayalı bir görüntüleme tekniğidir (77). Bu işlem esnasında BT'lerde olduğu gibi yelpaze (fan) şeklinde ışın demeti değil, konik ışın demeti kullanılır. Konik ışın algoritması, bu görüntü veri setini kullanarak herhangi bir yönde, değişen kalınlıklarda düzlemsel ve eğimli görüntü rekonstrüksiyonu yaparak, kemik ile yumuşak dokuların bilgisayar monitöründe izlenebilen üç boyutlu görüntüsünü oluşturur (40,71,73,78).

Konik ışınlı bu geometride, aksiyel, sagital ve koronal düzlemlerdeki görüntülerin ikincil rekonstrüksiyonu için çoklu temele dayanan baz projeksiyonlar kullanılır. Kullanılan cihazın markası ve özelliklerine bağlı olarak bir rotasyonda 150-600 adet düzlemsel görüntü elde edilir. Bu tek görüntüler lateral sefalometrik radyograflara benzer, ancak serideki her bir görüntü, bir sonrakinden uzaklaşarak devam eder. Görüntü hacmi genellikle iki boyutlu olan, bu birkaç yüz temel görüntü ile hesaplanır ve düzenlenir. Bu temel görüntüler, projeksiyon verisi veya ham veri adını alan görüntü serisidir (71,73,78).

X-ışını demeti farklı doku katmanlarından geçtiği zaman, dedektöre iletilen ışın yoğunluğu, ışın demetinin izlediği doğrusal yol üzerinde bulunan çeşitli voksellerin atenüasyon değerlerinin toplamına eşit olur. Bir kesitteki her bir voksel için ortalama atenüasyon katsayısı ilgilenilen bölgeyi çevreleyen farklı ışınlarla belirlenir. Her vokselin atenüasyon değerinin hesaplanmasıyla kesitteki farklı dokular arasında ayrım yapmak mümkün olur. Pek çok yazılım, üç ortogonal düzlemde (aksiyel,

koronal ve sagital) bitişik iki boyutlu görüntü serileriyle oluşturulan varsayımsal görünüm elde etme olanağı sunar (71,73,78).

2.3.2.1. KIBT Sisteminde Görüntü Oluşumu

KIBT görüntüsü aslında bir kesit görüntüsüdür. Dokulardan geçen x-ışınları dedektörler tarafından algılanır, güçlendirilir, bilgisayarda değerlendirilir ve monitörde görüntü haline getirilir.

KIBT sisteminde görüntü oluşmasının 4 aşaması vardır:

a. Data kazanımı.

b. Görüntünün elde edilmesi.

c. Görüntünün yeniden düzenlenmesi.

ç. Görüntünün ekrana aktarılması (71).

a. Data Kazanımı:

KIBT cihazlarında görüntü oluşturmanın ilk aşaması data kazanımı aşamasıdır. Üzerinde inceleme yapılacak hasta, cihazda pozisyonunu aldıktan sonra, hastanın başı sabitlenir. Sabit dayanak noktasındaki hastanın başı etrafında, x-ışını kaynağı ile dedektörün karşılıklı senkronize hareketiyle yarım veya tam rotasyonel tarama meydana gelir. X-ışınları incelenecek dokulara gönderilirken ölçülür. Bu ışınlar hedef dokuları geçtikten sonra bir daha ölçülür. Aradaki fark hesaplanarak, dedektörlerin karşısına gelen dokunun, x-ışınını ne oranda tuttuğu bulunur (40,71). Rotasyon esnasında atenüye olmuş x-ışınının dedektör tarafından yakalanmasıyla her görüntü ardışık olarak oluşur.

Burada incelenecek dokunun büyüklüğünü FOV belirler. FOV'un boyutları veya tarama hacmi; dedektör boyut ve şekline, geometrisine ve ışın demetinin geometrisine ve ışın demetini ayarlama yeteneğine bağlıdır. Tarama hacminin şekli silindirik veya küresel olabilir. Primer x-ışını demetinin kolimasyonu, x-ışınını ilgilenilen bölgeyle sınırlandırır (71,74). Görüntülenmek istenen alan, her hastaya

göre belirlenebilir. KIBT sistemlerinde mevcut FOV'a veya seçilen tarama alanlarına göre çeşitli sınıflandırmalar vardır. Genelde kabul gören sınıflandırma;

Dentoalveoler : FOV < 8 cm
Maksillo-mandibuler : FOV 8-15 cm
İskeletsel : FOV 15-21 cm
Baş-boyun : FOV > 21 cm (79).

Tarama esnasında tek ışınlama belli derece aralıklarıyla yapılarak "ham görüntü" (raw image) olarak bilinen, birbirinden farklı 2 boyutlu görüntüler elde edilir.

Görüntülerin tüm serisi "projeksiyon datası" olarak adlandırılır. Projeksiyon datasını oluşturan görüntülerin sayısı, frame oranı (saniyede oluşturulan görüntü sayısı) tarafından belirlenir. Daha fazla projeksiyon datası görüntünün rekontrüksiyonunda daha fazla bilgi sağlar. Bu da daha büyük uzaysal ve kontrast rezolüsyonu sağlayarak, sinyal/gürültü oranını artırır ve metalik artefaktları azaltır. Bununla birlikte, daha fazla projeksiyon verisi; daha uzun tarama zamanını, daha fazla radyasyon dozunu ve daha uzun yeniden düzenleme zamanını gerektirir (74). Ancak oluşacak yüksek çözünürlüklü görüntüler, özellikle kemiğin değerlendirilmesinde oldukça kullanışlı olacaktır (80).

b. Görüntünün Elde Edilmesi:

Kılavuz görüntünün oluşumundan sonra, incelenecek hedef bölgeye uygun FOV seçimi yapılır. Küçük inceleme alanlarında daha yüksek çözünürlükte ve daha az efektif dozla görüntüler elde edilir (40). Asıl görüntüleme için ikinci bir pozlama yapılır. Dokuları geçen x-ışınları dedektörlere ulaşır. Dedektörlerin ölçtüğü ve dijitalize ettiği rakamsal değerler kendisine karşılık gelen renk tonu ile renklendirilir ve siyah-beyaz arasında değişen resme dönüşür. Bu resme dönüştürme safhası, konik ışınlı bilgisayarlı tomografi sisteminde kullanılan dedektör tipine göre farklılık gösterir.

KIBT cihazlarında kulanılan dedektörler iki grupta incelenebilir:

I. Coupled Device kombinasyonu / Image Intensifier Tube/Charge- (CCD/IIT)

II.Flat Panel Dedector (FPD)

Daha önce de bahsettiğimiz bu iki alan dedektöründen IIT/CCD kombinasyonu fiber optiklerle CCD (yükten bağlaşık aygıt)'ye bağlı IIT (görüntü netleştirici tüp)'den oluşur. CCD silikon bir çip üzerinde, ışığa ve x-ışınına duyarlı yarı geçirgen bir tabaka içerir (81). CCD'ye çarpan x-ışınları, silikondan elektronları serbest hale geçirir ve bir elektronik şarj oluşturur. Her bir piksel dizilimi, kendisiyle reaksiyona giren elektron sayısıyla orantılı elektronik şarj içerir. X-ışınları elektronları aktive edip, elektronik şarj oluşturunca, elektronik latent bir görüntü meydana gelir. Çünkü her piksel, bağlı olduğu bilgisayar ekranında spesifik bir alana karşı gelir.

Daha sonra latent imaj bilgisayara aktarılır, depolanır, ekranda görünür imaj haline getirilebilir veya bir kağıda basılabilir. X-ışınının veya görünür ışığın uyarması ile CCD sensör görüntüyü otomatik olarak oluşturduğu için, görüntünün rezolüsyonu, CCD sensörü içinde toplanabilen kısıtlı sayıdaki piksel sayısı ile sınırlı kalmaktadır (69).

Günümüzde, iri ve hantal yapılı olan, silindirik hacim yerine sirküler şekilli alanlar oluşturan bu dedektör kombinasyonu yerine, KIBT cihazlarında FPD sistemi tercih edilmektedir. Flat panel görüntülemede, x-ışınının görünür ışığa çevrildiği sintilatör tabakasına bağlı geniş alan-katı hal sensör panel temelli indirekt dedektörler kullanılır. Flat panel dedektörler CCD/IIT'lerden daha iyi performans gösterirler. Daha önce de bahsedildiği gibi FPD dizileri CCD/IIT'lerden daha küçük piksel boyutuna sahip olup, daha fazla geometrik çözünürlük sunarlar (40,61). CCD/IIT konfigürasyonu geometrik distorsiyon oluşturabilir. Bu dezavantaj, bu konfigürasyonu kullanan KIBT cihazlarında yapılan ölçümlerin doğruluğunu azaltma riskini oluşturur. Flat panel dedektörler geometrik distorsiyon oluşturmazlar. Ayrıca CCD/IIT kombinasyonları ilave artefaktlar da oluşturabilirler (81). Flat panel dedektör her bir temel görüntü için, x-ışını foton yüklerini kaydeder, şarj biriktirir ve bilgisayara sinyal gönderir. Hemen hemen tüm KIBT cihazlarında, hastanın başı etrafındaki tam bir rotasyon genellikle 5-20 saniye sürmektedir. Her bir temel görüntünün oluşturulup gönderilmesi milisaniyeler içerisinde olur ve tek bir rotasyon süresince yapılan ışınlama ile yüzlerce temel görüntü elde edilir.

FPD'lerin performansını etkileyen bazı limitasyonlar vardır. Dedektör alanının cevabının üniform olması ve kötü piksellere bağlı etkiler, özellikle düşük ve yüksek ekspozlarda belirgindir. Bu problemden kurtulmak için dedektörler parçalı olarak

lineerleştirilir, üniform olmayan ekspozlar belirlenip, kalibre edilir. Ayrıca bu durumun düzeltilmesi için piksel piksel standart sapma değerlendirmesi kullanılır ve bozuk pikseller, komşu piksellerin ortalaması ile değiştirilir (71).

KIBT görüntülerinde rezolüsyon ve detay, dijital hacimsel verinin en küçük ünitesi vokseller tarafından belirlenir. KIBT cihazlarının vokselleri izotropiktir. X, Y ve Z eksenlerinde boyutları eşittir. KIBT görüntülerinde izotropik voksel boyutları, detektörlerdeki piksel boyutuna bağlıdır. BT'lerde ise anizotropik voksel boyutları kesit kalınlığına bağlıdır. KIBT sistemlerinde her piksel, dokudaki karşılığı olan bölgenin x-ışınını absorbe edebilme değerini gösterir. Dolayısıyla görüntünün piksel sayısı ne kadar fazla olursa, çözünürlüğü de o kadar iyi olur (71,82).

c. Görüntünün Yeniden Düzenlenmesi:

Temel projeksiyon ile kazanılan veri, volumetrik data setinin oluşturulması için işlenir. Bu işlem, "rekonstrüksiyon" yani görüntünün yeniden düzenlenmesi olarak adlandırılır. KIBT dataları, BT'den farklı olarak kişisel bilgisayarlarda yeniden düzenlenebilir. Yeniden düzenlenme zamanı; görüntü elde etme parametrelerine (voksel boyutu, FOV), bilgisayara ve yazılıma göre değişir (74,82).

Uygun büyüklükte veri hacmi olan bir görüntüden her düzlemde gerçekçi görüntüler elde edilebilir. Koronal, sagital ya da oblik düzlemlerde kesitler alınabilir (40).

ç. Görüntünün Ekrana Aktarılması:

Volumetrik data seti, mevcut voksellerin derlemesidir ve çoğu KIBT cihazında ekranda çeşitli düzlemlerde (sagital, koronal ve aksiyel) yeniden düzenlenmiş olarak görülebilir. Yeniden düzenlenmiş görüntülerin optimum görüntülenmesi, pencere seviyesinin veya pencere genişliğinin ayarlanmasına ve spesifik filtrelerin uygulanmasına bağlıdır (71).

2.3.3. KIBT Sisteminin Avantajları

1. KIBT görüntüleme sistemi, 3 ortogonal düzlemde de görüntü oluşturabilmektedir (74,82). Volumetrik data setinin izotropik olması nedeniyle

ortogonal düzlemler dışında da (oblik) kesitler alınabilir. KIBT cihazlarında kullanılan çoğu yazılım 2 boyutlu kesitsel görüntüler oluşturulmasına imkan sunar. Bilgisayar ekranında bu üç düzlemdeki kesit birbiriyle uyumlu olarak izlenebilir. MPR modları, oblik ve eğimli düzlemlerde özel anatomik bölgelere ve diagnostik amaçlara göre diş hekimine farklı düzlemlerde bölgeyi inceleme şansı tanır.

2. Hacim oluşturma özelliği sayesinde elde edilen dataların 3 boyutlu görüntüler oluşturularak incelenmesi mümkündür. Büyütme, not ekleme gibi özellikler cihazın kullanımını kolaylaştırmaktadır (74,82,83).

3. KIBT'nın spiral bilgisayarlı tomografiye en büyük üstünlüğü rezolüsyonun daha yüksek olmasıdır. KIBT'nın rezolüsyonu yaklaşık 2 lp/mm'dir. Bu, KIBT görüntülerine, BT görüntülerine oranla 4 kat netlik sağlar. BT görüntüsü uzaysal çözünürlükte bir azalma ile daha büyük kontrasta sahiptir ve her paralel dilimin arasında, tıbbi tarayıcılarda yerleşik hataya katkıda bulunan küçük bir boşluk bulunur. Bu boşluklar 1-1,5 mm'lik hatalar ile sonuçlanabilen yazılımın algoritması içinde düzeltilir. KIBT için hatanın sınırları 0,1 mm'den daha azdır (84,85). Yüksek rezolüsyon periodontal ligament, kök kanalları gibi küçük yapıları göstermek için gereklidir (86).

4. Hacimsel veriler "voksel" adı verilen kübik yapıların toplamından oluşur. Bu hücrelerin boyutu ne kadar küçük ise görüntünün rezolüsyonu, yani kalitesi o kadar yüksek olur. Klasik bilgisayarlı tomografilerde vokseller dikdörtgenler prizması şeklindedir. Bu nedenle her 3 düzlemdeki boyutu aynı değildir. Halbuki KIBT'da vokseller tam bir küp şeklindedir. Klasik bilgisayarlı tomografilerde voksel boyutu yaklaşık olarak 0,3 mm^3, KIBT'larda ise 0,07-0,4 mm^3 arasında değişir (87). KIBT'larda gerek küçük voksel boyutu, gerekse vokselin her 3 boyutunun da aynı olması görüntü kalitesinin daha iyi olmasını sağlayan önemli bir faktördür.

5. Radyasyon dozu, klasik bilgisayarlı tomografilerle kıyaslandığı zaman oldukça düşüktür. Bilindiği gibi radyasyon dozu cihazın teknik özellikleri ve ışınlama süresi kadar inceleme sahasının boyutuna bağlı olarak da değişir. Primer x-ışınları kolime edilerek radyasyona maruz kalacak sahanın küçültülmesi, hastanın alacağı radyasyon dozunu ve saçılmış radyasyonu minimale indirecektir. Çoğu KIBT cihazında inceleme alanının boyutuna göre x-ışınlarının şiddetini ayarlayan böyle bir sistem (AEC; otomatik ekspojur kontrol) mevcuttur. Bu sistem sayesinde hem radyasyona maruz kalacak sahayı sınırlamak hem de ışın demetinin boyutunu kontrol etmek mümkündür. Düşük radyasyon dozu, özellikle 3 boyutlu inceleme gerektiren

damak yarığı ve ortodontik malformasyonlara sahip genç hastaların incelenmesi açısından faydalıdır (83,88). Yine otomatik ekspojur kontrolü sayesinde manuel ayarlamadan dolayı meydana gelebilecek hatalı aydınlatma parametresi kapatılır. Normal olarak metalik yapılardan ve yabancı maddelerden kaynaklanan distorsiyonlar minimuma indirilmiştir (83).

6. Efektif radyasyon dozu KIBT sistemlerinde oldukça düşüktür. Bu doz cihazların tipine bağlı olarak değişmekle beraber, başın bilgisayarlı tomografisinde yaklaşık 1400-2100 µSv, KIBT'larda ise 37-368 µSv civarındadır (87). KIBT sistemlerindeki bu efektif doz, "bir tüm serigrafi" nin (13-100 µSv) 1-4 ya da "panoramik bir radyografi" nin (2,9-11 µSv) 4-15 katı eş değerine karşılık gelmektedir (83).

Başka bir kaynakta ise; efektif doz; tek bir panoramik radyografi için 54µSv, tüm ağız periapikal radyografiler için 150µSv, geleneksel BT'lerde ise 2600 ile 6000 µSv arasındadır. KIBT cihazlarında efektif doz ise 45-650 µSv arasında değişmektedir (64).

Medikal BT cihazlarında çene yüz bölgesinden görüntü alımında yaklaşık 150 kVp-200 mA'lik radyasyon dozu uygulanır. KIBT cihazlarında ise görüntüler yaklaşık 80 kVp-10 mA kullanılarak elde edilir (83). Sonuç olarak, KIBT sistemlerinde efektif radyasyon dozunun klasik BT'lere göre yaklaşık %76-97 oranında daha az olduğunu söyleyebiliriz.

7. KIBT görüntülerinde magnifikasyon neredeyse hiç yoktur ve sapmalar çok azdır:

Panoramik grafi üzerinde yapılan ölçümlerde sapmalar: 3 mm-7,5 mm.
Periapikal grafi üzerinde yapılan ölçümlerde sapmalar : 1,5 mm-5,5 mm.
KIBT üzerinde yapılan ölçümlerde sapmalar : 0,2 mm-0,5 mm (69).

8. KIBT cihazlarında tarama süresi spiral bilgisayarlı tomografilerde olduğu gibi oldukça düşüktür (ortalama 10-70 sn). Bu da daha kontrollü çekim yapılmasını sağlayarak, hareket artefaktlarını azaltır. Aynı zamanda klostrofobisi olan hastaların cihazda kalış sürelerini azalttığı için hasta memnuniyeti artar (83,89).

9. Metal restorasyonlardan kaynaklanan artefaktlar KIBT sistemlerinde mevcuttur. Ancak klasik bilgisayarlı tomografilerden daha düşük seviyededir ve artefakt oluşumu üretici firmaların algoritma baskılayıcı kullanmasıyla azaltılır.

10. Klasik BT ile görüntüleme ve değerlendirme, KIBT ile değerlendirme için gerekenden daha fazla eğitim gerektirir (90).

11. Klasik BT'lerle toplanan veriler üzerinde doğrudan çalışmak mümkün değildir. İnceleme için bu verilerin özel hazırlanmış programlara taşınması ve dönüştürülmesi gereklidir (91). Bu işlem ise özel ekipmanlar ve daha fazla ekonomik yük getirir. Oysa KIBT sistemlerinde bu işlem daha basittir ve görüntülerin incelenmesi ve yorumlanması için üzerinde yazılım yüklü tek bir bilgisayar yeterlidir. Bu yazılımların kullanıcı ara birimleri oldukça kolaydır ve hekime hızlı bir şekilde değerlendirme yapma olanağı sunarlar (83).

12. Hem klasik BT hem de KIBT sistemlerinde 3 boyutlu görüntü oluşturulması ve görüntülerin DICOM formata dönüştürülmesi mümkündür. Böylece görüntülerin çıktısı alınabildiği gibi CD (compact disc)'lere kaydedilebilir. Ancak klasik BT cihazlarının maliyeti ve karmaşıklığı, hasta tarafından absorbe edilen yüksek radyasyon dozu, cihazın bu amaçla kullanımını oldukça sınırlamaktadır. Halbuki BT ile karşılaştırıldığında KIBT sistemlerinin maliyet avantajı, düşük radyasyon dozu ve diş hekimliğine özgü olması bu sistemi bir adım daha öne çıkarmaktadır (90).

13. BT'nin endikasyon sahaları, yüksek radyasyon dozu nedeniyle gün geçtikçe kısıtlanmaktadır. Bu açıdan bakıldığında KIBT daha az ışın gereksinimi ile yeni bir kullanım alanı meydana getirmiş ve daha az ışın kullanılarak 3 boyutlu tanı ve tedavi planlamasını mümkün hale getirmiştir. Bilgisayar destekli ameliyat tekniklerinin bir sonraki aşamasında KIBT sistemleri her geçen gün daha fazla önem kazanacaktır (90).

14. Panoramik filmler kemik yoğunluğu hakkında bize tam bir bilgi vermez. Periapikal filmler, ilgili bölgeyi panoramik filmlere göre biraz daha ayrıntılı gösterdiği için kesin olmamakla birlikte bize bir fikir verebilir. KIBT ise aynen BT'de olduğu gibi kemiksel yapıların net olarak ve metrik ölçülerde değerlendirilebilecek şekilde gösterilmesini mümkün kılar (90).

15. Hastanın mümkün olan en düşük seviyede ışın alması için otomatik bir pozometre bulunmaktadır. Bunun sayesinde manuel ayarlamadan dolayı meydana gelebilecek hatalı aydınlatma parametresi kapatılır. Normal olarak metalik yapılardan ve yabancı maddelerden kaynaklanan distorsiyonlar minimuma indirilmiştir (83).

16. KIBT cihazından elde edilen veri setleri kullanılarak bilgisayar ekranında detaylı ve hızlı bir şekilde üç boyutlu, renklendirilebilen görüntüler oluşturulabilir. Görüntüler bilgisayar ortamında her yöne rahatlıkla döndürülebildiğinden patolojilerin

izlenmesi kolaylaşır. Magnifikasyon neredeyse hiç olmadığı için, görüntüler üzerinde implant yönlendiriciler, yapay greft hacimlerinin hesaplanması, otojen kemik greftlerinin boyutlarının belirlenmesi gibi operasyon öncesi hazırlık yöntemleri uygulanabilir. Bu teknikler operasyonun başarısını artırır ve süresini kısaltırlar (89).

17. KIBT cihazları, BT cihazlarına göre fiziki olarak daha küçüktür. Dental kliniklerde kullanılabilir. Maliyeti daha düşüktür (63).

2.3.4. KIBT Sisteminin Dezavantajları

1. KIBT sistemleri, yumuşak doku tiplerinin tanımlanması ve belirlenmesinde yetersiz kalabilmektedir. Benzer doku tipleri (örneğin kaslar) benzer yoğunluk değerleri ile tanımlanmaktadır. Bu nedenle birbirine yakın kas gruplarının tam olarak birbirinden ayrılması oldukça güç olmaktadır. Masseter kası gibi yüzeyel kaslar izlenebilirken, daha derin kasların izlenmesi oldukça güç olmaktadır. Bu tip eksiklikler alternatif görüntüleme düzlemlerinin kullanılması ya da daha ince kesitlerin kullanılması ile minimuma indirgenebilmektedir. Örneğin; uygun pencereleme ayarları ile görüntülenmesi istenmeyen yağ ve deri yapıları filtrelenerek mandibular kasların topografisi çizilebilir. Ancak, yumuşak dokuların internal içeriğini inceleyebilme özelliği sağlayan kontrast rezolüsyonunun, KIBT teknolojilerinde yetersiz olması yüzünden, diagnostik açıdan görüntülemede sınırlama oluşmaktadır. Yumuşak dokularda ve TME disfonksiyonlu hastalarda enflamatuvar aktivitelerin değerlendirilmesinde, manyetik rezonans görüntülemenin bilgisayarlı tomografiye göre üstünlüğü kabul edilmiş olmasına karşın, birbirine yakın yüz kaslarının tanımlanması ve belirlenmesinde her iki görüntüleme tekniğini karşılaştıran sınırlı sayıda araştırma bulunmaktadır (92).

2. Konvansiyonel görüntüleme yöntemlerinde olduğu gibi, KIBT incelemelerinde de başlıca risk iyonize ışın kullanılmasıdır. Dişhekimliğinde tanı amaçlı tüm görüntüleme yöntemlerinde ALARA prensibine uygun davranmak gerekmektedir. Bu kurala göre, olabilecek en az radyasyon miktarıyla, tanıya yönelik olarak olabilecek en fazla görüntü kalitesini elde edebilmek amaçlanır. Ancak burada "minimum" radyasyon miktarından değil, "optimum" miktardan bahsedilir. Çok az miktarda radyasyon kullanmak daha sağlıklı bir uygulamadır ama bu miktarda tanı değeri olmayan görüntüler elde edildiği için hastayı defalarca x-ışınına maruz bırakmak söz konusu olmaktadır (92).

KIBT cihazının radyasyon dozu, medikal BT'ye göre daha düşük olsa da, hala konvansiyonel iki boyutlu dental radyografiye göre daha yüksek olarak kabul edilmektedir. KIBT cihazlarındaki farklılıklar, görüntüleme alanı, ışınlama parametreleri (kVp, mA) ve diğer faktörler radyasyon dozunun değişiklik göstermesinde rol oynar. Doz, endikasyonlara göre çeşitlilik gösteren görüntüleme alanı ile sıkı ilişkilidir.

Uluslararası Radyasyondan Korunma Komisyonu (ICRP) 2007 değerlerine göre, KIBT sisteminde efektif dozlar 19-368 µSv arasında bulunmuştur (73). Fosfor plak ve F hızlı film ile alınan tüm ağız radyograflarında dikdörtgen kolimasyon kullanıldığında efektif doz 34,9 µSv, yuvarlak kolimasyon kullanıldığında ise 170,7 µSv olarak hesaplanmıştır. Dijital panoramik ile efektif doz 14,2 µSv ile 24,3 µSv aralığında değişirken, dijital posterio-anterior sefalometrik ile efektif doz 5,1 µSv ve lateral sefalometrik radyograflarda ise 5,6 µSv olarak bulunmuştur (93).

Son yıllarda, çoğu KIBT cihazında, radyasyondan korunmada çok faydalı olan, x-ışını kaynağı aktive edildiğinde ve gerektiğinde çalışan, pulsatif bir sinyal sistemi kullanılmaktadır. Akıllı teknolojilerin kullanımı ile ışınlama miktarı hastanın ebatlarına göre ayarlanabilmektedir. Çocukların yüksek radyosensivitesinden dolayı, KIBT cihazının çocuklarda kullanımının konvansiyonel radyografla kıyaslanıldığında tamamen zorunlu olduğunun kanıtlanması gerekmektedir. Anamnez alınmadan ve klinik inceleme yapılmadan rutin görüntü alınması kabul edilebilir bir uygulama değildir (60,61).

3. Kemik yoğunluğunun ölçülmesinde, KIBT sistemleri görüntülerinde gerçeği tam olarak yansıtmayabilir. KIBT gri skala değerleri, örneğin implant planlamasında ilgili alanın özel kemik densitesi hakkında güvenilir bilgi sağlayamayabilir. Standardizasyon eksikliğinden dolayı grilik seviyelerinin yorumlanması ve farklı makinelerin verdiği değerlerin karşılaştırılması güçtür. Gerçek HU değerlerinden attenuasyon katsayısı oluşturmak için yeni bir takım metodlar önerilmektedir (94). Buna rağmen subjektif kemik kalitesi değerlendirmesi ve dental implantların primer stabilitesi arasında yüksek korelasyon bulunmuştur (95,96).

4. KIBT ile oluşan saçılma miktarı, medikal BT'ye göre daha fazladır. Medikal BT'de kesit alınması sırasında sadece ince bir doku hacminden dedektöre ulaşan saçılma söz konusudur. KIBT ise bunun aksine bütün hacimden dedektör elemanlarına ulaşan x-ışını saçılmasına neden olur. Bu saçılma, "saçılmanın primere oranı" olarak ifade edilmekte ve medikal BT için yaklaşık 0,2 iken, geniş açılı KIBT

sistemlerinde bu değer 3'e kadar yükselebilmektedir. Saçılmanın yüksek olması, görüntü kontrastının düşmesiyle diagnostik kapasiteyi azaltırken hasta dozunu ve görüntü kirliliğini arttırır (60).

5. KIBT sisteminin önemli eksikliklerinden biri BT'de olduğu gibi bir Hounsfield skalasının olmamasıdır. Benzer kemik ve yumuşak doku yapılarının konik ışın etkisine bağlı olarak görüntüleme alanının farklı bölgelerinde farklı değerler vermesi nedeniyle KIBT görüntüleri üzerinde Hounsfield ünitesi değerlendirmesi yapılamaz.

6. KIBT cihazları içerisinde küçük dedektör boyutuna sahip olanların görüntü boyutu da sınırlı olmaktadır (40).

7. KIBT sisteminin en önemli dezavantajlarından biri de görüntülenmek istenen cisim veya dokunun yanlış yorumlanmasına sebep olan görüntüleme bozukluklarını ifade eden artefaktlardır (40).

2.3.5. KIBT Sisteminde Görüntü Artefaktları

KIBT sisteminde görülen artefaktlar; x-ışını demeti ile ilgili artefaktlar, hasta ile ilgili artefaktlar, tarayıcı ile ilgili artefaktlar ve konik ışın geometrisiyle ilgili artefaktlar olmak üzere 4 bölüme ayrılırlar (40).

2.3.5.1. X-Işınları ile İlgili Artefaktlar

X-ışınlarının polikromatik yapısından dolayı, metalik yapıların farklı absorpsiyonu sebebiyle, çanak (cupping) artefaktlar ve iki yoğun obje arasında ışınsal ve koyu bantlar (streaking) şeklinde görülen artefaktlar oluşur (40).

Heterojen yapıdaki x-ışınların düşük enerjili kısımları objeyi geçerken kolayca absorbe edildiğinden demetin ortalama enerjisi artar yani ışın sertleşir. Bu durumda, özellikle kalın ve yoğun objelerden geçerken yüksek enerjili fotonlar daha az absorbe olacağından yoğun dansite değerlerine sahip obje ya da dokular arasında kalan düşük yoğunluktaki oluşumların voksel değerleri olduğundan daha düşük hesaplanır. İncelenen bölgenin merkezine doğru gidildikçe yani yoğun objeden uzaklaştıkça atenuasyon değeri daha azalmış olacak ve "cupping" adı verilen, düşük densitede çukurlaşma şeklinde görüntüler izlenecektir (40).

Yüksek dansiteli cisimlerin (metalik obje gibi), sertleşen ışınların transmisyonunu ve dedektörlere ulaşmasını engellemesi nedeniyle dedektörde kayıt

yapılamaz. Bu nedenle görüntülerde yoğun cismin etrafından yayılan ışınsal çizgilenmeler olarak izlenen “streaking” artefaktı oluşur (40,74).

Işın sertleşmesi artefaktları; klinik olarak metal objeleri uzaklaştırma, antagonist çenede var olan sabit protezler için hasta ağzını açtırma, FOV’u düşürme, kesit kalınlığını azaltarak mAs’yi artırma ve üretici firmaların önerdiği değişik software algoritmaları ile azaltılabilir (40).

Kök kanal dolgu materyallerinden kaynaklanan artifaktlar kök fraktürlerini taklit edebilirken, dental implantlar çevresindeki koyu bantlar osteointegrasyon kaybını taklit edebilirler(96,97).

2.3.5.2. Hasta ile İlgili Artefaktlar

KIBT çekimi sırasında hastanın hareket etmesi, diğer bir artefakt nedenidir. Hareket artefaktı yapının çevresindeki sınırların çift şekilde ya da yarı gölge gibi görülmesine neden olur ve 20-30 sn kadar olan uzun çekim sürelerinde bu artefaktların oluşma ihtimali artar. Çekim sırasında hareket artefaktlarının oluşma riskini azaltmak amacıyla KIBT cihazlarında medikal BT’den farklı olarak başı sabitleyici özel parçalar bulunmaktadır (61,97).

Hastanın ağzında ve üzerinde bulunan metal objeler de streaking artefaktına neden olur. Bunu önlemek için tarama sırasında hareketli protezler gibi çıkartılabilen restorasyonlar hasta ağzından uzaklaştırılır (40).

2.3.5.3. Tarayıcı ile İlgili Artefaktlar

Tarayıcının yetersiz kalibrasyonu veya ortam ısısının düşük olması, cihazın yeterince ısınmamış olması gibi sebeplerle dedektörün algılamasındaki bozukluklar sonucunda dairesel çizgilenmeler ve merkezde izlenen ring (halka) artefaktları görülebilir. Tarama esnasında her açısal pozisyonda dedektörün aynı noktada ya da alanda yaptığı tekrarlı okumalar neticesinde ortaya çıkar.

Ring artefaktı dedektörün ve ortamın optimal şartlarda hazır bulundurulması ve cihazın rutin bakımlarının yapılmasıyla azaltılabilir (40,61,97).

2.3.5.4. Konik Işın Geometrisiyle İlgili Artefaktlar

KIBT sistemlerinde ışın demetinin projeksiyon geometrisine ve imajların rekonstrüksiyon metoduna bağlı olarak meydana gelen artefaktlardır. Dört şekilde görülür:

a. Parsiyel Hacim Etkisi :

Voksel içerisinde tek bir dokunun bulunması durumunda, vokselin piksele yansıttığı x-ışını atenuasyon değeri tamamıyla o dokunun atenuasyon değeriyle uyumlu olur. Eğer bir doku, vokselin volümünü tamamen dolduramıyorsa başka bir ifade ile voksel boyutu görüntülenecek objenin boyutundan daha büyük seçilmişse, aynı voksel içerisinde eşit hacimde diğer doku ile birlikte ortalama dansite alınarak piksellere yansıtılacağından, doku yoğunluğu gerçeğinden farklı olarak ölçülecektir. Yani parsiyel hacim etkisi vokselin içerdiği dokularda hatalı dansite ölçümlerine neden olur ki sıklıkla bu durum dansite olarak birbirinden çok farklı değerlere sahip komşu bölgelerde, doku düzlemleri arasında homojen bir yoğunluk olarak izlenir. Parsiyel hacim etkisini tamamen önlemek mümkün değildir. Bu artefaktın kısmen engellenebilmesi için kesit kalınlığı azaltılabilir (40,97-99).

c. Gürültü (Noise) :

X-ışını demeti doğrultusunda bulunan objelerin gerçek atenuasyonları ile her yönden gelen, saçılan fotonların neden olduğu atenuasyonlar dedektörler tarafından fazladan kaydedilir. Bu ilave atenuasyonlara “gürültü” adı verilir.

Gürültü şu durumlarda azaltılabilir;

- Piksel büyürse noise azalır fakat düşük rezolüsyonlu görüntülere neden olur.

- Kesit kalınlığı artarsa (voksel boyutu büyürse),

- mAs artarsa,

- kVp azaltılırsa,

- Dedektör verimliliği artarsa noise azaltılabilir (40,96,97).

b. Düşük Örnekleme (Undersampling) :

Tarama sırasında görüntü elde etmek için kullanılan temel projeksiyon datasını oluşturan görüntü sayısı az olduğu zaman, azalan bu veri sayısı yanlış yorumlamalara, düzensiz sınırlara, düşük rezolüsyonlu ve gürültülü görüntülere neden olur. Bu durum, görüntüler üzerinde düz çizgilenmeler olarak karşımıza çıkar. Temel projeksiyon datasını oluşturan görüntü sayısı arttırılarak bu artefakt azaltılabilir. Günümüzde kullanılan cihazların çoğunda temel projeksiyon datasını oluşturan görüntü sayısı arttırılamadığı için bu artefakt özellikle düşük doz içeren taramalarda kaçınılmazdır (40).

ç. Konik Işın Etkisi (Cone Beam Effect) :

Taranan hacmin periferal kısımlarında oluşan doğal bir artefakttır. Hasta etrafında horizontal olarak rotasyon yapan x-ışını demetinin merkezden perifere doğru ayrılmasına bağlı olarak, projeksiyon datası tüm piksellerce toplanırken periferal yapılara ait veri bilgisi, dedektör piksellerinin dış sırasında daha az atenuasyonla kaydedildiği için azalır. Konik ışın etkisi, tarama hacminin periferik kısımlarında imaj distorsiyonu, çizgilenme ve periferal noise olarak karşımıza çıkan artefakttır.

Konik ışın tekniğinin doğası gereği bu artefaktı tamamıyla ortadan kaldırmak mümkün değildir. Fakat bir yandan üretici firmalar tarafından azaltılmaya çalışılırken, diğer taraftan da klinik olarak incelenecek alan, x-ışını demetinin horizontal aksına yaklaştırılarak ya da FOV alanının küçültülmesi ile x-ışını demeti daha dar bir alana kolime edilerek azaltılabilir (40).

Tüm bu genel bilgiler ışığında yaptığımız bu tez çalışmamızda; Türk popülasyonundan alınmış geniş bir hasta grubunda mandibular kanala ait varyasyonların görülme sıklığını, tiplerini, dağılımlarını ve karakteristik özelliklerini ve panoramik grafi ve konik ışınlı bilgisayarlı tomografi görüntüleme teknikleri kullanarak belirlemeyi ve mandibulada yapılacak cerrahi işlemlerde mandibular sinir demetinin ve vasküler yapıların hasar görme ihtimalini minimuma indirmeyi amaç edindik.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. HASTA SEÇİMİ

Bu çalışmaya, Türkiye Kamu Hastaneleri Kurumu Keçiören Eğitim ve Araştırma Hastanesi Klinik Araştırma Etik Kurulu'nun 2012-KAEK-15/1331 sayılı kararı ile onay alındıktan sonra başlanmıştır. Çalışma, Sağlık Bilimleri Üniversitesi Gülhane Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı'na 2011-2016 yılları arasında çeşitli sebeplerle (diş eksikliği, gömülü diş, ortodontik tedavi vs.) başvuran ve teşhis maksadıyla hem panoramik grafisi hem de konik ışınlı bilgisayarlı tomografisi alınmış hastaların görüntüleri üzerinde yapılmıştır. Çalışma kapsamına alma ve dışlama kriterleri belirlenerek hem tomografik hem de panoramik görüntüsü olan 20 yaş üstü kadın ve erkeklerden oluşan 700 hastanın görüntüleri retrospektif olarak incelenmiştir. Üçüncü molar dişlerin sürme zamanı ve kemik gelişimi dikkate alınarak, 20 yaş altında olan hastalar çalışma kapsamına alınmamıştır.

3.1.1. Çalışma Kapsamına Alınma Kriterleri

Gülhane Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı'na başvurmuş hastalardan;

1. Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi AD tarafından çeşitli sebeplerle hem KIBT hem de OPG görüntülemesi yapılmış,

2. En az 20 yaşında olan,

3. Diagnostik açıdan iyi ve kaliteli KIBT ve OPG görüntüleri olan,

4. İncelenecek olan mandibular kanal bölgesinin tamamını içerecek şekilde uygun FOV'a sahip olanların KIBT ve OPG görüntüleri, retrospektif olarak yapılacak bu çalışma kapsamına alınmıştır.

3.1.2. Çalışma Kapsamına Alınmama Kriterleri

1. KIBT veya OPG görüntülerinden en az biri eksik olan,

2. 20 yaş altı olan,

3. Radyolojik olarak mandibulasında patolojik lezyon veya travmatik fraktür saptanan,

4. Ortognatik cerrahi uygulanmış,

5. Genetik sendrom ve konjenital deformitesi hastaların KIBT ve OPG görüntüleri ile,

6. Yüksek derecede artifakt izlenen, teknik sebeplerle hatalı çekilmiş, net olarak izlenemeyen ve incelenecek olan mandibular kanal bölgesini içermeyen KIBT ve OPG görüntüleri çalışma dışında tutulmuştur.

Yukarıda belirtilen kriterler dahilinde çalışma kapsamına alınan görüntüler, Sağlık Bilimleri Üniversitesi Gülhane Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi AD bünyesinde bulunan KIBT ve OPG cihazı kullanılarak elde edilmiştir.

3.2. KIBT VE OPG GÖRÜNTÜLERİ

3.2.1. Görüntülerin Elde Edilmesi

Kliniğimize çeşitli şikayetler ile başvuran hastaların ilk önce klinik muayeneleri yapılmaktadır. Hekimler tarafından ihtiyaç duyulması halinde klinik muayeneleri yapılan hastalardan istenen dijital panoramik radyograflar, kliniğimiz bünyesinde bulunan Kodak 8000C marka dijital OPG cihazı (Eastman Kodak Company, Rochester, New York, US) kullanılarak; 10 mA ve 73 kV ışın değerleri ile her bir görüntü ortalama 13,9 saniyede elde edilmiştir. Kodak 8000C (Şekil 12), kullanıcıya 3,1 megapiksel çözünürlük ve 12 bit (4096 gri tonu) kalitesinde görüntü sağlayabilmektedir.



Şekil 12. Kliniğimizde kullanılan Kodak 8000C marka OPG cihazı.

Hastanın ayakta pozisyonlandırıldığı bu cihazda, cihazın özel sefalostatı sayesinde hastanın başı sabitlenerek, ısırma çubuğu ve rehber ışınlarla standardizasyon sağlanmıştır.

Çekim sonrasında elde edilen görüntüler, HP Compaq LE1711 LCD Monitor (Palo Alto, CA, USA) kullanılarak değerlendirilmiştir. Dijital panoramik radyograflar üzerinde yapılan ölçümler cihazın kendi yazılım programı (Kodak Dental Imaging Software Viewer, version 6.12.10.0, Eastman Kodak Company, Rochester, Newyork, US.) kullanılarak yapılmıştır. Görüntülerin tamamı standardizasyonu sağlamak için aynı monitörde değerlendirilmiştir. Görüntü ayarları, değerlendirmelerin en ideal şekilde yapılabileceği düşünülerek gözlemcilerin kendi tercihlerine bırakılmıştır. Çalışmamızda, OPG görüntülerinin magnifikasyonu 1,25 olarak hesaplanmış ve ölçümlerin kompenzasyonu için elde edilen veriler 1,25'e bölünmüştür.

OPG tetkikleri yapılan bu hastalardan gerekli görüldüğü durumlarda daha detaylı inceleme yapmak için istenen KIBT görüntüleri, kliniğimizde bulunan 3D Accuitomo 170 (J. Morita MFG CORP, Kyoto, Japan) cihazı kullanılarak elde edilmiştir (Şekil 13).



Şekil 13. Kliniğimizde kullanılan 3D Accuitomo 170 marka KIBT cihazı.

Görüntü alınması esnasında hastanın oturduğu bu cihazda kafa sabitleyiciler kullanılarak, hastanın konumu standardize edilmiştir. Bilateral olarak mandibular kanalın tamamının izlenebildiği 100x100, 140x100, 170x120 FOV'a sahip KIBT görüntülerinin elde edilmesi ve incelenmesi sırasında cihazın kendi yazılım programı olan i-Dixel (i-Dixel 2.0 / One Volume Viewer; J Morita Mfg. Corp.) kullanılmıştır. 60-90 kV ve 1-10 mA özellikleri ile ortalama 17,5 sn'de görüntü elde edilebilen

Accuitomo 170, kullanıcıya; 2-3 lp/mm çözünürlük ve 14 bit (16.384 gri tonu) kalitesinde görüntü sağlayabilmektedir.

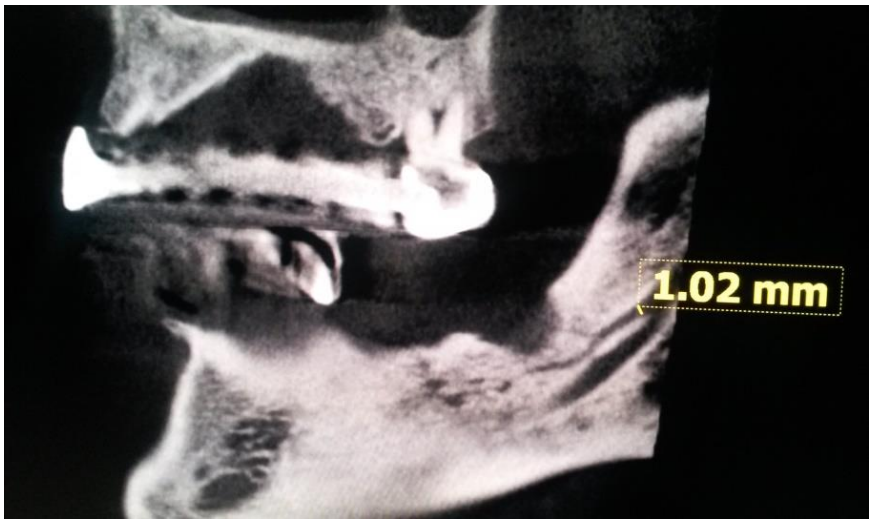
Çalışma kapsamına alınan bütün hastaların KIBT görüntüleri; Dell™ 3008WFP, 1920x1200 piksel, 32 bit, 30" Flat Panel Monitör'de (Dell Inc., Round Rock, Tx, USA) değerlendirilmiştir.

3.2.2. Görüntülerin İncelenmesi

Çalışma kapsamında 273 kadın ve 427 erkek olmak üzere 700 hastanın KIBT ve OPG görüntüleri incelenmiştir. KIBT ve OPG görüntülerinin tüm mandibulanın izlenebileceği FOV (Field of View=Görüntülenme Alanı)'a sahip olmasına dikkat edilmiştir.

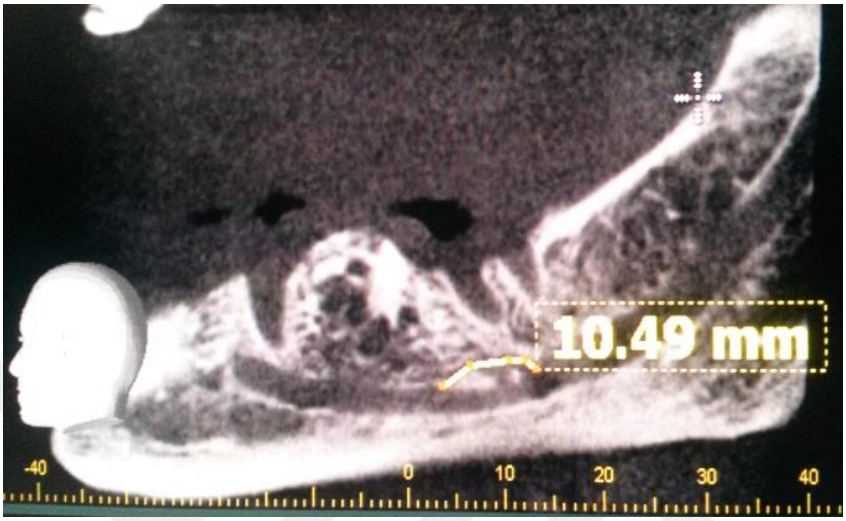
KIBT görüntülerinde; sagital, aksiyal ve koronal kesitlerde aksesuar mandibular kanal (AMK) tespit edilen hastalarda; AMK'nın MK'ya göre konumu, AMK sayısı, AMK çapı, AMK uzunluğu, AMK görülen tarafta (sağ-sol) bulunan mandibular kanal (MK) çapı cihazın kendi yazılım programı olan i-Dixel ile tespit edilmiş ve ölçülmüştür. Buna göre;

a. AMK çapının ölçümü, mandibular kanaldan ayrıldıktan sonra AMK'nın en geniş olduğu yerden yapılmıştır (Şekil 14).

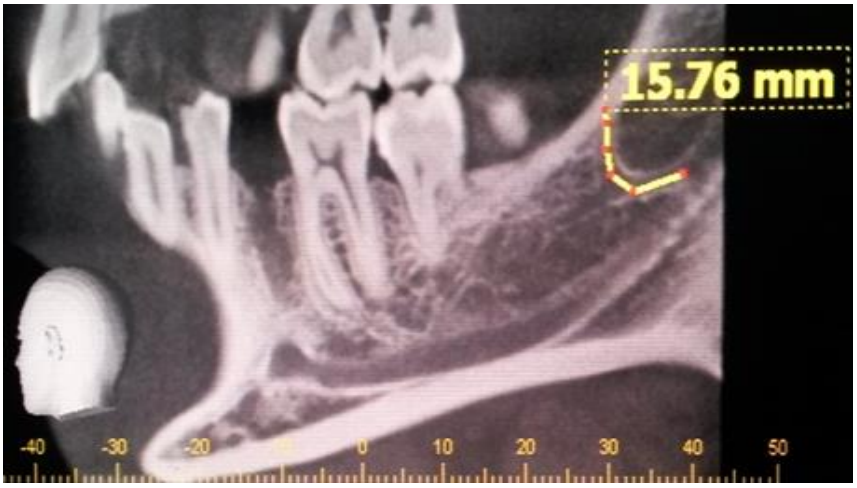


Şekil 14. AMK çapının sagital kesitte ölçümü.

b. AMK uzunluğunun ölçümü, AMK, MK'dan ayrılıp tekrar birleşiyorsa; MK'dan ayrıldığı nokta ile tekrar birleştiği nokta arasındaki mesafe (Şekil 15) veya MK ile tekrar birleşmiyorsa; MK'dan ayrıldığı nokta ile sonlandığı en uç nokta arasındaki mesafe ölçülerek yapılmıştır (Şekil 16).

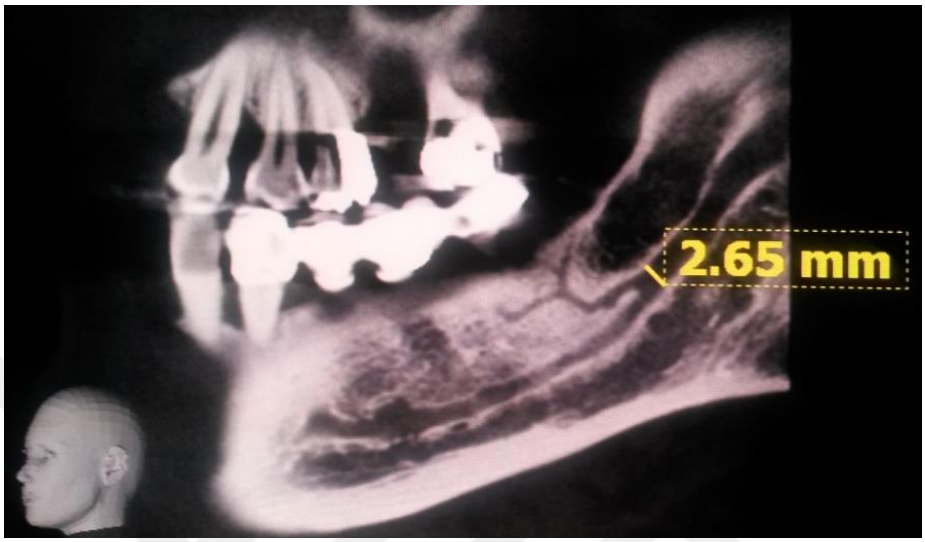


Şekil 15. AMK uzunluğunun sagital kesitte ölçümü (MK ile birleşen ileri kanalın uzunluğunun ölçümü).



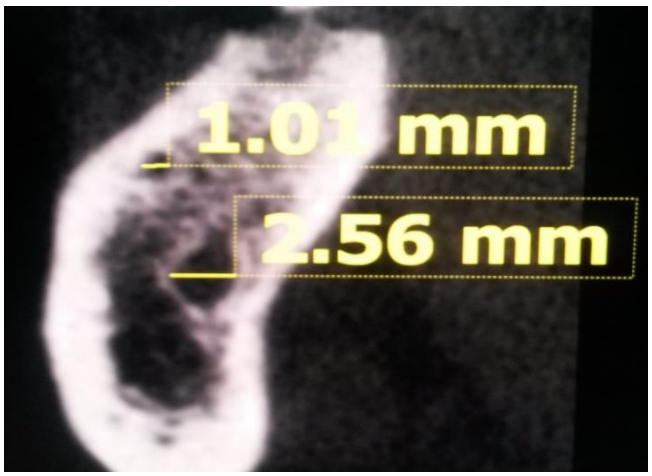
Şekil 16. AMK uzunluğunun sagital kesitte ölçümü (MK ile birleşmeyen retromolar kanalın uzunluğunun ölçümü).

c. AMK görülen tarafın MK çapının ölçümü, AMK ayrılmadan hemen önce ve AMK ayrımına bağlı genişlemenin olmadığı yerden yapılmıştır (Şekil 17).



Şekil 17. MK'nın sagital kesitte çap ölçümü.

d. AMK'lar, MK'nın superior, inferior, bukkal ve lingual duvarından ayrılma durumlarına göre değerlendirilmiştir (Şekil 18).



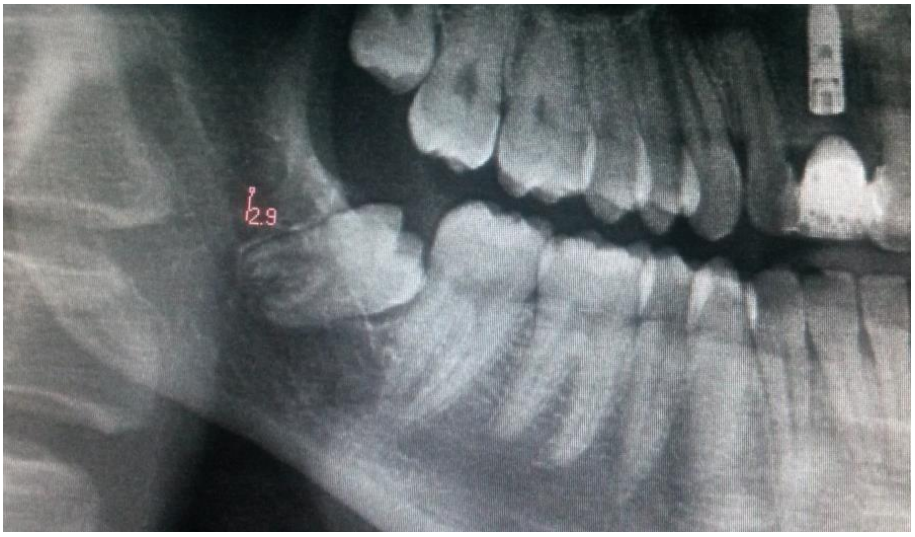
Şekil 18. MK ve superior duvarından ayrılmış olan bir AMK'nın koronal kesitte çap ölçümü.

e. AMK'lar unilateral veya bilateral olma durumlarına göre değerlendirilmiştir.

f. Naitoh'un (39) 2009 yılında KIBT kesitlerini esas alarak yaptığı AMK sınıflandırması gözönüne alınarak, AMK'ların lokalizasyonu belirlenmiş; ileri, retromolar, bukko-lingual ve dental olarak gruplandırması yapılmıştır. İleri kanallar; tekrar birleşme veya birleşmeme durumlarına, bukko-lingual kanallar; bukkal veya lingual tarafta olma durumlarına ve dental kanallar ise apekslerinde sonlandıkları molar dişlere (6,7 ve 8 numaralı dişler) göre ayrıca değerlendirilmişlerdir.

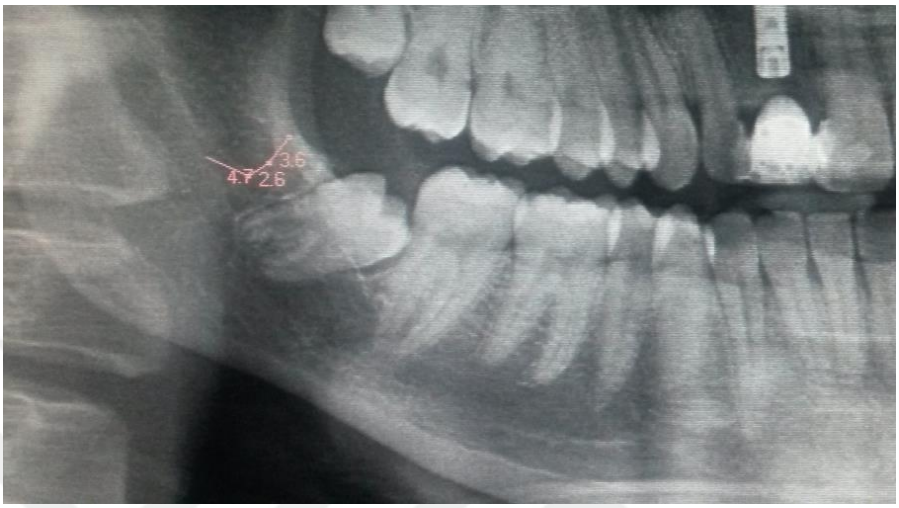
KIBT görüntülerinde AMK saptanan hastaların OPG görüntülerine etki altında kalmamak için farklı zamanlarda bakılmıştır. OPG görüntülerinde AMK saptanan hastalarda da benzer şekilde; AMK'nın MK'ya göre konumu, AMK sayısı, AMK çapı, AMK uzunluğu ve AMK görülen tarafta bulunan MK çapı cihazın kendi yazılım programı ile tespit edilmiş ve ölçülmüştür. Buna göre;

a. AMK çapı, MK'dan ayrıldıktan hemen sonra AMK'nın geniş olduğu yerden ölçülmüştür (Şekil 19).



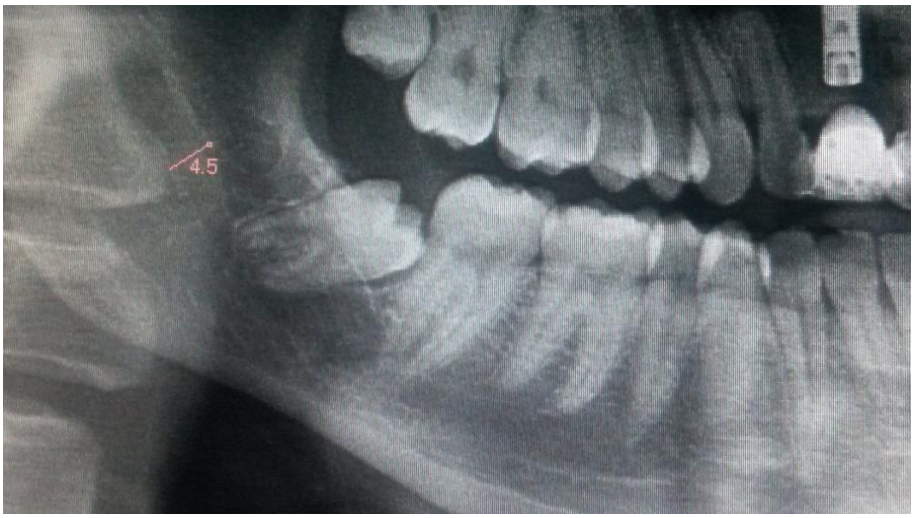
Şekil 19. OPG görüntüsü üzerinde AMK çap ölçümü.

b. AMK uzunluğu, AMK ve MK ayrılıp tekrar birleşiyorsa; MK'dan ayrıldığı nokta ile tekrar birleştiği nokta arasındaki mesafe veya AMK ve MK tekrar birleşmiyorsa; MK'dan ayrıldığı nokta ile sonlandığı en uç nokta arasındaki mesafe ölçülerek saptanmıştır (Şekil 20).



Şekil 20. OPG görüntüsü üzerinde AMK uzunluğunun ölçümü.

c. AMK görülen tarafın MK çapı, AMK ayrılmadan hemen önce ve AMK ayrımına bağlı bir genişlemenin olmadığı yerden ölçülmüştür (şekil 21).



Şekil 21. OPG görüntüsü üzerinde MK çap ölçümü.

d. AMK’lar, MK’nın superior veya inferior duvarından ayrılma durumlarına göre değerlendirilmiştir.

e. AMK’lar unilateral veya bilateral olma durumlarına göre değerlendirilmiştir.

f. Nortje’nin (37) 1977 yılında OPG esasına dayalı olarak yapmış olduğu AMK sınıflandırması gözönüne alınarak, AMK’ların gruplandırması yapılmıştır.

Gözlemci içi ve gözlemciler arası uyumu saptamak için bütün tespit ve ölçümler aynı gözlemci tarafından birer hafta aralıkla 3 kez ve ikinci bir gözlemci tarafından 1 kez tekrarlanmış ve genel olarak değerlendirilmiştir. İstatistiksel analiz ve değerlendirme için ölçümlerin ortalaması kayıt altına alınmıştır.

3.3. İSTATİSTİKSEL YÖNTEM

Bu çalışmada, ölçümler sonucunda elde edilen veriler IBM SPSS 21.0 (IBM Corp. Released 2012, Version 21.0, Armonk, NY; USA) paket programı ile analiz edilmiştir.

Değişkenlerin normal dağılımdan gelme durumları araştırılırken birim sayıları nedeniyle Shapiro Wilk's testinden yararlanılmıştır. Nominal değişkenlerin grupları arasındaki ilişkiler incelenirken Ki-Kare analizi uygulanmıştır. 2x2 (satırxsütun) tablolarda gözelerdeki beklenen değerlerin yeterli hacme sahip olmaması durumlarında Fisher's Exact Test kullanılmış olup, 3x2 ve 5x2 tablolarda ise Monte Carlo Simülasyonu yardımıyla Pearson Ki-Kare analizi uygulanmıştır.

Gruplar arasındaki farklılıklar incelenirken değişkenlerin normal dağılımdan gelmemesi nedeniyle Mann Whitney U testinden yararlanılmıştır.

İkiden çok bağımlı değişkenlerin analizlerinde normal dağılımdan gelmemeleri nedeniyle Friedman's Two-Way ANOVA testi kullanılmış; anlamlı farklılıkların çıkması durumunda Çoklu Karşılaştırma Testlerinden yararlanılarak birbiriyle farklılık gösteren değişkenler tespit edilmiştir.

Sonuçlar yorumlanırken anlamlılık düzeyi olarak 0,05 kullanılmış olup; $p<0,05$ olması durumunda anlamlı bir farklılığın olduğu, $p>0,05$ olması durumunda ise anlamlı bir farklılığın olmadığı belirtilmiştir.

4. BULGULAR

Kliniğimize 2011-2016 yılları arasında başvuran hastaların KIBT ve OPG görüntülerinden çalışma kapsamına alma kriterlerine uygun, yaşları 20-84 arasında olan, 273'ü kadın (%39) ve 427' si erkek (%61) olmak üzere toplam 700 hastanın (Yaş ort.=44,63) KIBT ve OPG görüntüleri retrospektif olarak incelenmiştir (Tablo 1).

Tablo 1. Çalışma kapsamında incelenen hastaların yaş ve cinsiyet dağılımı.

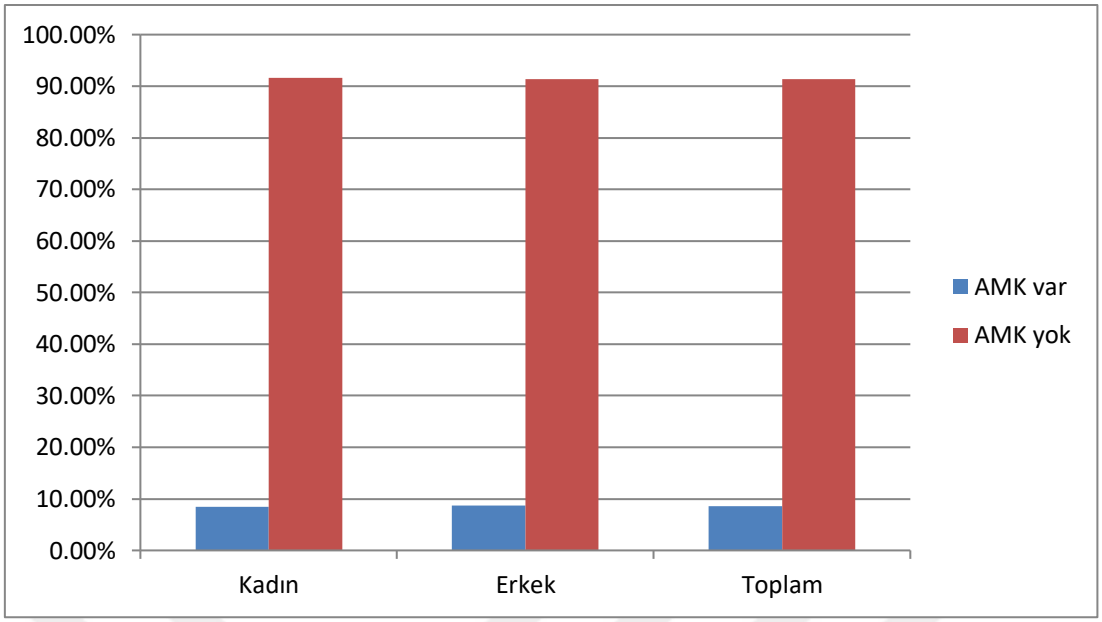
Cinsiyet	Sayı (%)	En küçük	En büyük	Ortalama	S. Sapma
Erkek	427 (%61)	20	83	42,52	16,75
Kadın	273 (%39)	20	84	47,92	15,03

Yaptığımız bu çalışmamızda, yaşları 20-79 arasında değişen 23'ü kadın (%38,3) ve 37'si erkek (%61,7) toplam 60 hastanın KIBT görüntülerinde AMK tespit edilmiştir (Tablo 2).

Tablo 2. KIBT görüntülerinde AMK saptanan hastaların cinsiyetler arası dağılımı ve yaş ortalamaları**.**

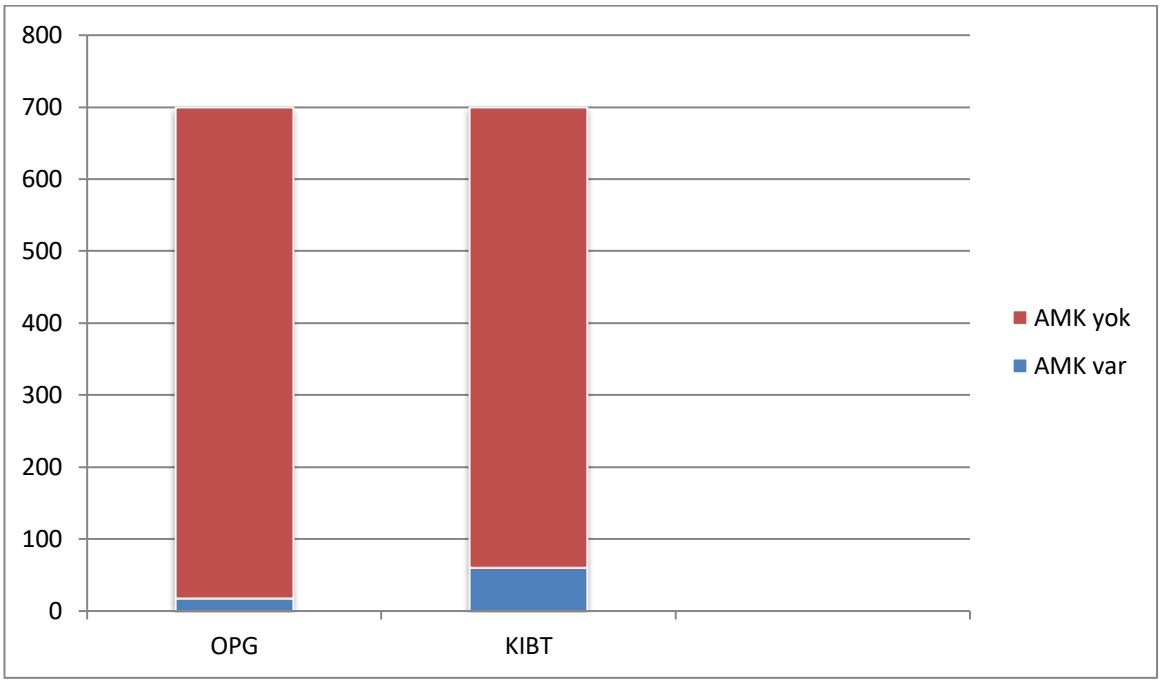
Cinsiyet	Sayı (%)	En küçük	En büyük	Ortalama	S. Sapma
Erkek	37 (61.7)	20	79	46,19	16,76
Kadın	23 (38.3)	20	76	52	14,36

Çalışmamızda KIBT görüntüleri incelenen 427 erkek hastanın 37'sinde (%8,66) ve 273 kadın hastanın 23'ünde (%8,42) ve toplamda 700 hastanın 60'ında (%8,57) AMK saptanmış olup, her iki cinsiyet arasında anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir. KIBT görüntülerinde AMK saptanan hastaların cinsiyete göre yüzdesel dağılımı Grafik 1'de verilmiştir.



Grafik 1. KIBT görüntülerinde AMK saptanan hastaların cinsiyete göre yüzde olarak dağılımı.

700 kişiden oluşan bu hasta grubunun OPG görüntüleri incelendiğinde; KIBT görüntülerinde AMK saptanmayan hastaların OPG görüntülerinde de AMK tespit edilememiştir. Buna karşılık KIBT görüntülerinde AMK tespit edilen 60 hastanın OPG görüntüleri incelendiğinde 10'u erkek (%2,34) ve 7'si kadın (%2,56) olmak üzere toplamda ancak 17 hastanın (%2,43) OPG görüntüsünde AMK saptanmıştır. KIBT ve OPG görüntülerinde AMK tespit edilen hasta sayıları Grafik 2 ve Tablo 3'te verilmiştir.



Grafik 2. KIBT ve OPG görüntülerinde AMK tespit edilen hastaların karşılaştırılması.

Tablo 3. Görüntü tipi ve cinsiyete göre AMK saptanan hastaların sayısal dağılımı.

Gör.Tipi / Cinsiyet	KIBT		OPG	
	Var	Yok	Var	Yok
Erkek	37	390	10	417
Kadın	23	250	7	266
Toplam	60	640	17	683

Görüntü tipleri arasında; yaş, sağ ve sol taraf her iki hemimandibulada MK ve AMK çap ile AMK uzunluk farklılıkları Tablo 4'te verilmiştir.

Tablo 4. Görüntü tipleri arasındaki farklılığa ilişkin Mann Whitney U Testi sonuçları.

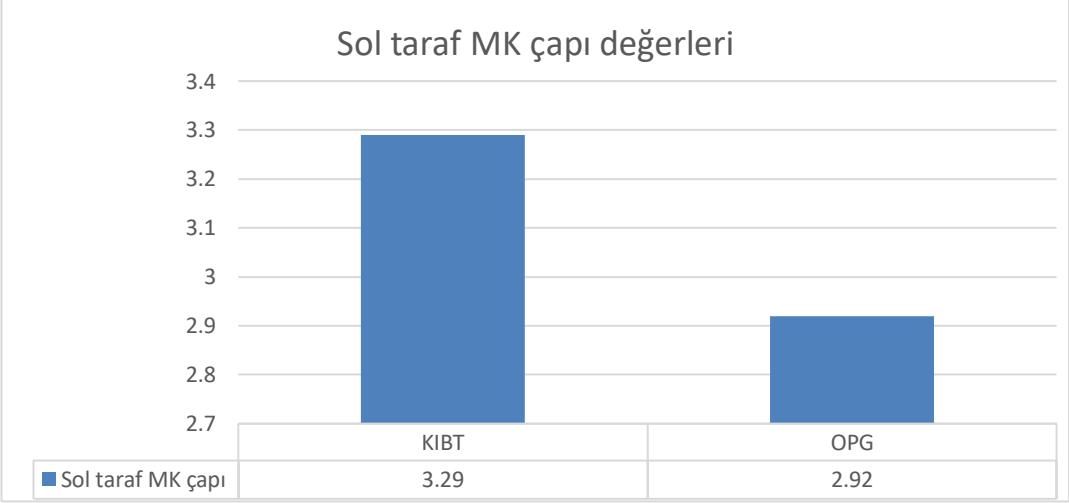
		Görüntü tipi						Mann Whitney U Testi		
		n	Mean	Median	Min	Max	ss	Sıra Ort.	z	p
Yaş	**KIBT**	60	48	49	20	79	16	60,5	0	1
	OPG	60	48	49	20	79	16	60,5		
	Total	120	48	49	20	79	16			
MK çapı sağ	**KIBT**	38	3,63	3,6	2,54	4,94	0,56	25,49	-1,528	0,127
	OPG	9	3,32	3,2	2,5	4	0,5	17,72		
	Total	47	3,57	3,52	2,5	4,94	0,56			
MK çapı sol	**KIBT**	39	3,29	3,33	1,84	4,75	0,57	26,56	-2,127	**0,033**
	OPG	9	2,92	2,8	2,4	3,6	0,42	15,56		
	Total	48	3,22	3,15	1,84	4,75	0,56			
AMK çapı sağ	**KIBT**	38	1,24	1,15	0,65	2,28	0,42	25,34	-1,38	0,168
	OPG	9	1,07	0,8	0,7	2	0,48	18,33		
	Total	47	1,21	1,12	0,65	2,28	0,43			
AMK çapı sol	**KIBT**	39	1,25	1,17	0,46	2,32	0,51	25,28	-0,806	0,42
	OPG	9	1,03	1,1	0,7	1,3	0,21	21,11		
	Total	48	1,21	1,12	0,46	2,32	0,47			
AMK uzunluğu sağ	**KIBT**	38	11,99	11,6	5,86	20,8	4,44	26,22	-2,285	**0,022**
	OPG	9	8,27	8,9	3,5	12,8	3,12	14,61		
	Total	47	11,28	10,6	3,5	20,8	4,45			
AMK uzunluğu sol	**KIBT**	39	11,27	10,04	2,19	28,3	6,05	25,74	-1,281	0,2
	OPG	9	8,31	7,7	4,8	13,8	2,95	19,11		
	Total	48	10,71	9,75	2,19	28,3	5,69			

Yaşları 20-79 arasında (median=49, s.sapma=16) değişen 60 hastanın (120 hemimandibula) yaş değerleri bakımından görüntü tipleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır (p>0,05).

Sağ ve sol mandibular kanal çapını her iki görüntü tipi bakımından karşılaştırdığımızda:

Sağ tarafta MK çapı bakımından görüntü tipleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır (p>0,05). İstatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte sağ tarafta; KIBT görüntüleri üzerinde ortalama 3,63 mm olarak tespit edilen MK çapı değerinin, OPG görüntülerinde ortalama 3,32 mm olarak tespit edilen MK çapı değerine göre daha yüksek olduğu görülmektedir.

Sol tarafta ise MK çapı değerleri bakımından görüntü tipleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p<0,05). Sol tarafta; OPG görüntüleri üzerinde 2,92 mm olarak saptanan MK çapı değeri, KIBT görüntüleri üzerinde ortalama 3,29 mm olarak saptanan MK çapı değerine göre anlamlı derecede düşüktür. Bu anlamlı farklılık Grafik 3'te gösterilmiştir.



Grafik 3. Sol taraf MK çapı değerlerinin görüntü tiplerine göre dağılımı.

Sağ ve sol mandibulada saptadığımız AMK'ların çap değerlerini her iki görüntü tipinde karşılaştırdığımızda:

Sağ tarafta AMK çapı değerleri bakımından görüntü tipleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır (p>0,05). İstatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte sağ tarafta; KIBT görüntülerinde 1,24 mm olarak ölçülen AMK çapı

değerinin, OPG görüntüleri üzerinde ortalama 1,07 mm olarak ölçülen AMK çapı değerine göre daha yüksek olduğu görülmektedir.

Sol tarafta da AMK çapı değerleri bakımından görüntü tipleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır (p>0,05). İstatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte sol tarafta; KIBT görüntüleri üzerinde ortalama 1,25 mm olarak ölçülen AMK çapı değerinin, OPG görüntüleri üzerinde 1,03 mm olarak ölçülen AMK çapı değerinden daha yüksek olduğu görülmektedir.

Aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki olup olmadığını saptamak için AMK'ların çapları ve uzunluğu ile aynı taraftaki MK'ların çapları her iki görüntü tipinde de karşılaştırılmış; KIBT görüntüleri üzerindeki sonuçlar Tablo 5'te gösterilmiştir.

Tablo 5. KIBT görüntülerinde ölçüm değerleri bakımından korelasyon testi sonuçları.

			MK çapı sağ	MK çapı sol	AMK çapı sağ	AMK çapı sol	AMK uzunluğu sağ
KIBT	MK çapı sol	r	0,462				
		p	0,062				
		n	17				
	AMK çapı sağ	r	0,287	0,173			
		p	0,081	0,507			
		n	38	17			
	AMK çapı sol	r	-0,1	**0,409**	0,221		
		p	0,701	**0,01**	0,395		
		n	17	39	17		
	AMK uzunluğu sağ	r	0,221	0,143	0,1	-0,022	
		p	0,183	0,583	0,551	0,933	
		n	38	17	38	17	
	AMK uzunluğu sol	r	-0,043	0,11	-0,346	-0,041	0,179
		p	0,87	0,505	0,174	0,803	0,492
		n	17	39	17	39	17

KIBT görüntülerinde sol tarafta AMK ile MK çapı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmaktadır. Bu ilişki orta düzeyde ve aynı yönlüdür (r=0,409). KIBT görüntülerinde sol tarafta AMK çapı değerleri arttıkça MK çapı değerleri de artmaktadır.

KIBT görüntülerinde sağ tarafta, Tablo 5'te görülen; MK çapı, AMK çapı ve AMK uzunluğu gibi diğer değerler arasında ise istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmamaktadır (p>0,05).

OPG görüntüleri üzerinde, AMK'ların çapları ve uzunluğu ile aynı taraftaki MK'ların çapları karşılaştırılmış ve sonuçlar Tablo 6'da gösterilmiştir.

Tablo 6. OPG görüntülerinde ölçüm değerleri bakımından korelasyon testi sonuçları.

			MK çapı sağ	MK çapı sol	AMK çapı sağ	AMK çapı sol	AMK uzunluğu sağ
OPG	MK çapı sol	r					
		p					
		n					
	AMK çapı sağ	r	**0,721**				
		p	0,028				
		n	9				
	AMK çapı sol	r		0,142			
		p		0,716			
		n		9			
	AMK uzunluğu sağ	r	0,345		0,392		
		p	0,364		0,297		
		n	9		9		
	AMK uzunluğu sol	r		0,354		**0,771**	
		p		0,349		0,015	
		n		9		9	

OPG görüntülerinde sağ tarafta yapılan ölçümlerde, AMK çapı değerleri ile MK çapı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmaktadır. Bu ilişki güçlü ve aynı yönlüdür (r=0,721). OPG görüntülerinde sağ tarafta, AMK çapı değerleri arttıkça MK çapı değerleri de artmaktadır.

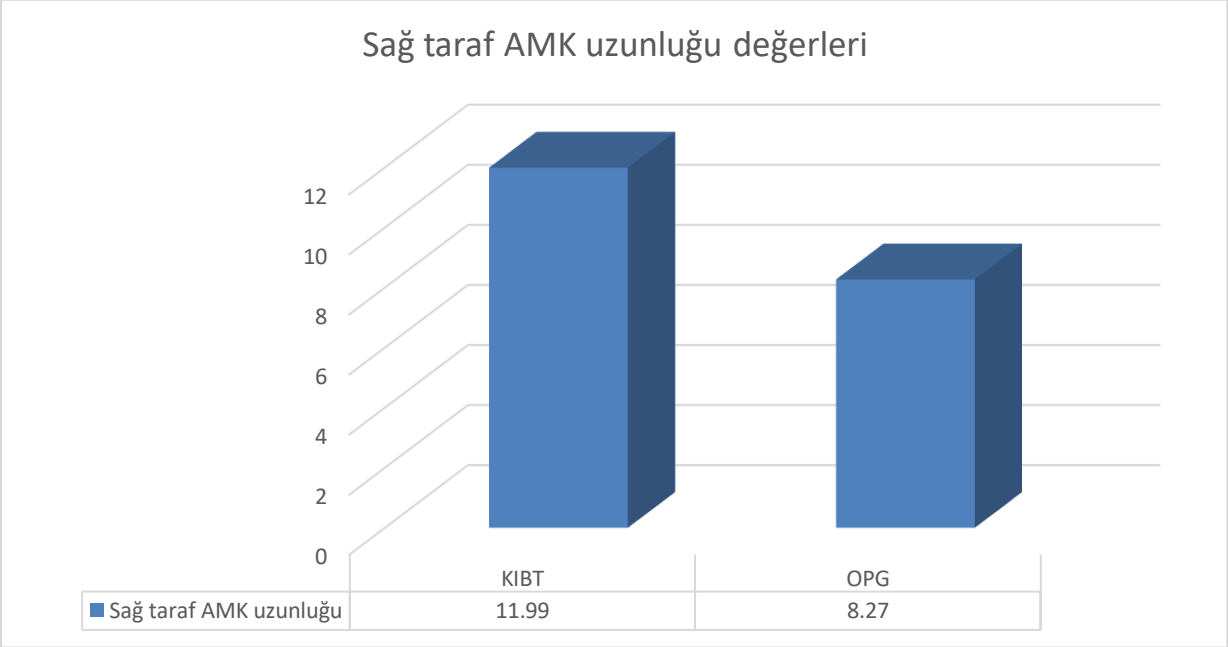
OPG görüntülerinde sol tarafta yapılan ölçümlerde, AMK uzunluğu değerleri ile AMK çapı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmaktadır. Bu ilişki de güçlü ve aynı yönlüdür (r=0,771). OPG görüntülerinde sol tarafta, AMK uzunluğu değerleri arttıkça AMK çapı değerleri de artmaktadır.

OPG görüntülerinde diğer değerler arasında ise istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmamaktadır (p>0,05).

Sağ ve sol mandibulada saptadığımız AMK'ların uzunluk değerlerini her iki görüntü tipinde karşılaştırdığımızda:

Sol tarafta AMK uzunluğu değerleri bakımından görüntü tipleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$). İstatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte sol tarafta; KIBT görüntüleri üzerinde yapılan ölçümlerde ortalama 11,57 mm olarak saptanan AMK uzunluğu değerinin, OPG görüntüleri üzerinde ortalama 8,31 mm olarak saptanan uzunluk değerlerine göre daha yüksek olduğu görülmektedir.

Sağ tarafta ise AMK uzunluğu değerleri bakımından görüntü tipleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0,05$). OPG grubunun sağ taraf AMK uzunluğu değeri KIBT grubuna göre anlamlı derecede düşüktür. Sağ tarafta; KIBT görüntüleri üzerinde 11,99 mm olarak ölçülen ortalama uzunluğu, OPG görüntüleri üzerinde yapılan ölçümlerde 8,27 mm olarak ölçülmüştür. Bu anlamlı farklılık Grafik 4'te gösterilmiştir.



Grafik 4. Sağ taraf AMK uzunluğu değerlerinin görüntü tiplerine göre dağılımı.

Görüntü tiplerine göre AMK'nın varlığı ve lokalizasyonu, MK'ye göre pozisyonu, sayısı, tip ve alt tiplerine ilişkin Ki Kare Testi sonuçları Tablo 7'de gösterilmiştir.

Tablo 7. Görüntü tiplerine göre AMK' nın varlığı ve lokalizasyonu, MK' ye göre pozisyonu, sayısı, tip ve alt tiplerine ilişkin Ki Kare Testi sonuçları.

Kategoriler		Görüntü tipi						Ki Kare Testi	
		KIBT		OPG		Total			
		n	%	n	%	n	%	Ki Kare	p
Cinsiyet	**Erkek**	37	61,67	37	61,67	74	61,67	0	1
	Kadın	23	38,33	23	38,33	46	38,33		
	Total	60	100	60	100	120	100		
AMK varlığı ve lokalizasyonu	**Unilateral sağ**	21	35	8	47,06	29	37,66	3,735	0,155
	Unilateral sol	22	36,67	8	47,06	30	38,96		
	Bilateral	17	28,33	1	5,88	18	23,38		
	Total	60	100	17	100	77	100		
AMK'nın MK'ya göre pozisyonu	**Superior**	57	95	17	100	74	96,1	Monte Carlo	1
	İnferior	2	3,33	0	0	2	2,6		
	Bukkal	1	1,67	0	0	1	1,3		
	Total	60	100	17	100	77	100		
AMK sayısı sağ	**1 tane**	34	89,47	9	100	43	91,49	Fisher's exact	0,574
	2 tane	4	10,53	0	0	4	8,51		
	Total	38	100	9	100	47	100		
AMK sayısı sol	**1 tane**	38	97,44	9	100	47	97,92	Fisher's exact	1
	2 tane	1	2,56	0	0	1	2,08		
	Total	39	100	9	100	48	100		
AMK tipi sağ Nortje	**I**	3	7,89	3	33,33	6	12,77	Monte Carlo	0,139
	II	9	23,68	1	11,11	10	21,28		
	IV	26	68,42	5	55,56	31	65,96		
	Total	38	100	9	100	47	100		
AMK tipi sol Nortje	**II**	15	38,46	3	33,33	18	37,50	Fisher's exact	1
	IV	24	61,54	6	66,67	30	62,50		
	Total	39	100	9	100	48	100		
AMK tipi sağ Naitoh	**A**	2	5,26	2	22,22	4	8,51	Monte Carlo	0,474
	B	2	5,26	1	11,11	3	6,38		
	C	1	2,63	0	0	1	2,13		
	E	8	21,05	1	11,11	9	19,15		
	F	25	65,79	5	55,56	30	63,83		
	Total	38	100	9	100	47	100		
AMK tipi sol Naitoh	**E**	15	38,46	3	33,33	18	37,50	Fisher's exact	1
	F	24	61,54	6	66,67	30	62,50		
	Total	39	100	9	100	48	100		
AMK tipi sağ Naitoh Dental alt grup	**1. molar**	2	25	0	0	2	22,22	Monte Carlo	1
	2. molar	4	50	1	100	5	55,56		
	3. molar	2	25	0	0	2	22,22		
	Total	8	100	1	100	9	100		
AMK tipi sol Naitoh Dental alt grup	**1. molar**	6	40	1	33,33	7	38,89	Monte Carlo	1
	2. molar	4	26,67	1	33,33	5	27,78		
	3. molar	5	33,33	1	33,33	6	33,33		
	Total	15	100	3	100	18	100		

Görüntü tipi ile cinsiyet arasında istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmamaktadır (p>0,05). İstatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte KIBT görüntülerine AMK saptananların %61,67'si erkek ve %38,33'ü kadındır. Aynı hasta grubunun OPG görüntüleri de tarandığından OPG grubunun da %61,67'si erkek ve %38,33'ü kadındır.

Görüntü tipi ile AMK varlığı ve lokalizasyonu arasında istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmamaktadır (p>0,05). İstatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte KIBT görüntülerinde saptanan AMK'ların %28,33'ü bilateral ve %71,67'si unilateraldir. Unilateral AMK'ların da %35'i sağda, %36,67'si solda tespit edilmiştir. OPG görüntülerinde ise %5,88' i bilateral ve %94,12' si unilateral AMK saptanmıştır. Unilateral olanların sağ (%47,06) ve sol (%47,06) taraflardaki dağılımı eşittir. İncelenen 60 hastanın KIBT görüntülerinde; 17 bilateral ve 43 unilateral AMK'ya rastlanmıştır. Unilateral AMK'ların 21'i sağ tarafta ve 22'si sol taraftadır. Böylece 120 hemimandibulanın KIBT görüntülerinde toplamda 77 AMK saptanmış olup, bunun 38'i sağda ve 39'u sol taraftadır. Yine bu 60 hastanın OPG görüntüleri incelendiğinde; 1'i bilateral ve 16'sı unilateral olmak üzere toplam 17 AMK'ya rastlanmıştır. Unilateral olanların 8'i sağ ve 8'i sol taraftadır. 120 hemimandibuladanın OPG görüntülerinde toplam 18 AMK'ya rastlanmış olup, bunun 9'u sağ ve 9'u sol taraftadır.

Görüntü tipi ile AMK'nın MK'ya göre pozisyonu arasında istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmamaktadır (p>0,05). İstatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte varyasyon saptananlarda KIBT görüntülerinin; %95'inde AMK, MK'ya göre superior, %3,33'ünde inferior ve %1,67'sinde bukkal pozisyondadır. OPG görüntülerinde ise saptanan AMK'ların %100'ü MK'ya göre superior pozisyondadır.

Sağ tarafta, görüntü tipi ile AMK sayısı arasında istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmamaktadır (p>0,05). İstatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte varyasyon saptanan KIBT görüntülerinin; %89,47'sinde AMK sayısı sağda bir tane ve %10,53'ünde iki tanedir. OPG görüntülerinin ise %100'ünde sağ tarafta tespit edilen AMK sayısı bir tanedir.

Sol tarafta, görüntü tipi ile AMK sayısı arasında istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmamaktadır (p>0,05). İstatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte varyasyon saptanan KIBT görüntülerinin; %97,44'ünde AMK sayısı solda bir tane ve %2,56'sında iki tanedir; OPG görüntülerinin ise %100'ünde AMK sayısı solda bir tanedir.

Sağ tarafta, görüntü tipi ile Nortje sınıflandırmasına göre AMK tipleri arasında istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmamaktadır (p>0,05). İstatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte KIBT görüntülerinde saptanan AMK'ların; %7,89'u Tip I, %23,68'i Tip II ve %68,42'si de Tip IV'dür. Sağ taraf OPG görüntülerinde saptanan AMK'ların ise; %33,33'ü Tip I, %11,11'i Tip II ve %55,56'sı da Tip IV'dür.

Sol tarafta, görüntü tipi ile Nortje sınıflandırmasına göre AMK tipleri arasında istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmamaktadır (p>0,05). İstatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte KIBT görüntülerinde saptanan AMK'ların; %38,46'sı Tip II ve %61,54'ü de Tip IV'dür. Sol taraf OPG görüntülerinde saptanan AMK'ların ise; %33,33'ü Tip II ve %66,67'si de Tip IV'dür.

Sağ tarafta, görüntü tipi ile Naitoh sınıflandırmasına göre AMK tipleri arasında istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmamaktadır (p>0,05). İstatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte KIBT görüntülerinde saptanan AMK'ların; %5,26'sı Tip A (Birleşen ileri kanal), %5,26'sı Tip B (Birleşmeyen ileri kanal), %2,63'ünde Tip C (Bukkal), %21,05'inde Tip E (Dental) ve %65,79'unda Tip F (Retromolar)'dir. OPG görüntülerinde saptanan AMK'ların ise; %22,22'si Tip A, %11,11'inde Tip B, %11,11'inde Tip E ve %55,56'sında Tip F'dir.

Sağ tarafta, görüntü tipi ile Naitoh sınıflandırmasına göre Tip E'nin alt grubu olan dental kanal tipleri arasında istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmamaktadır (p>0,05). İstatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte KIBT görüntülerinde saptanan dental kanalların; %25'i 1. molar; %50'si 2. molar ve %25'i de 3. molar apekslerine uzanmaktadır. OPG görüntülerinde saptanan dental kanalların ise tamamı 2.molar apeksine uzanmaktadır.

Sol tarafta, görüntü tipi ile Naitoh sınıflandırmasına göre AMK tipleri arasında istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmamaktadır (p>0,05). İstatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte KIBT görüntülerinde saptanan AMK'ların; %38,46'sı Tip E ve

%61,54'ü de Tip F'dir. OPG görüntülerinde saptanan AMK'ların ise; %33,33'ü Tip E ve %66,67'si de Tip F'dir.

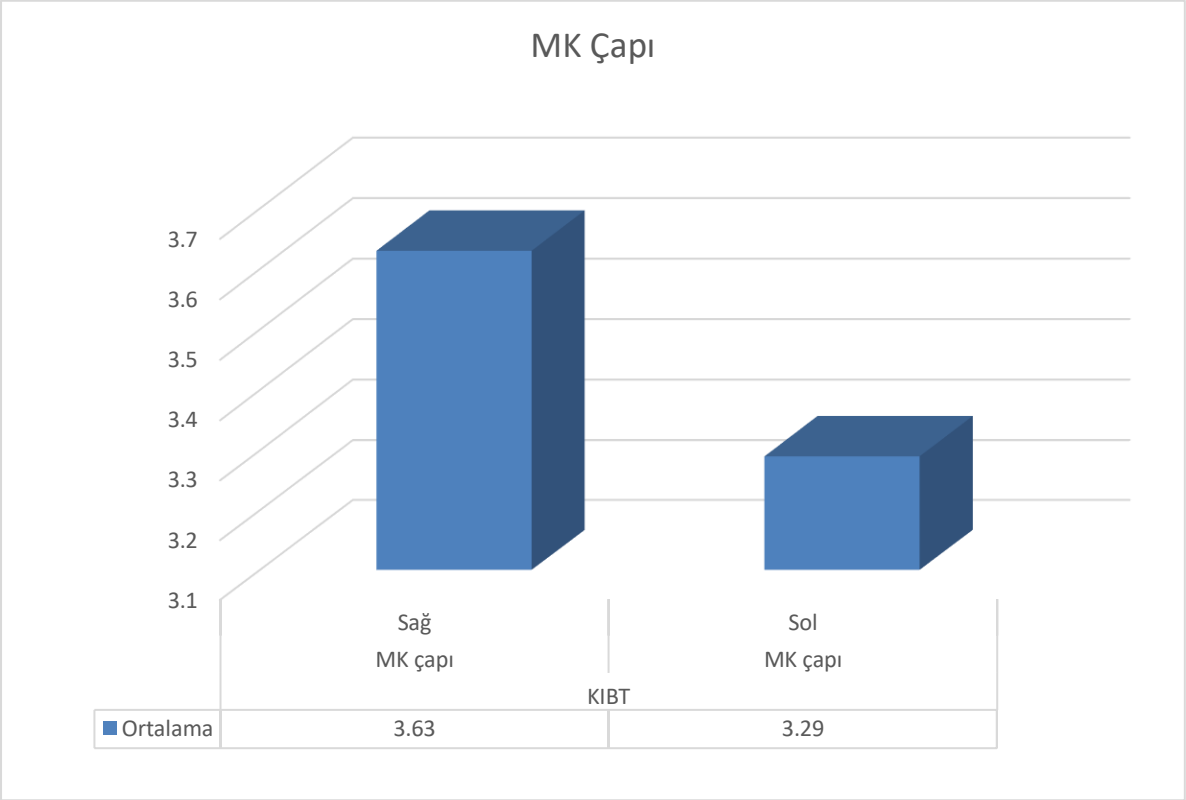
Sol tarafta, görüntü tipi ile Naitoh sınıflandırmasına göre Tip E'nin alt grubu olan dental kanal tipleri arasında istatistiksel olarak anlamlı ilişki bulunmamaktadır (p>0,05). İstatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte KIBT görüntülerinde saptanan dental kanalların; %40'ı 1. molar, %26,67'si 2. molar ve %33,33'ü de 3. molar apekslerine uzanmaktadır. OPG görüntülerinde saptanan dental kanalların ise %33,33'ü 1. molar, %33,33'ü 2. molar ve %33,33'ü de 3. molar apekslerine uzanmaktadır.

KIBT görüntülerinde tespit edilen AMK çapı ve uzunluğu ile aynı taraftaki MK çapı değerleri bakımından sağ ve sol taraf arasındaki farklılığa ilişkin değerlendirme Mann Whitney U Testi kullanılarak yapılmış ve sonuçları Tablo 8'de verilmiştir.

Tablo 8. KIBT görüntülerinde MK ve AMK çapı, AMK uzunluğu değerleri bakımından sağ ve sol taraf arasındaki farklılığa ilişkin Mann Whitney U Testi sonuçları.

			Grup						Mann Whitney U Testi		
			n	Mean	Median	Min	Max	ss	Sıra Ort.	z	p
KIBT	MK çapı	Sağ	38	3,63	3,6	2,54	4,94	0,56	45,74	-2,609	**0,009**
		Sol	39	3,29	3,33	1,84	4,75	0,57	32,44		
		Toplam	77	3,46	3,46	1,84	4,94	0,58			
	AMK çapı	Sağ	38	1,24	1,15	0,65	2,28	0,42	39,36	-0,138	0,891
		Sol	39	1,25	1,17	0,46	2,32	0,51	38,65		
		Toplam	77	1,24	1,15	0,46	2,32	0,47			
	AMK uzunluğu	Sağ	38	11,99	11,6	5,86	20,8	4,44	41,68	-1,039	0,299
		Sol	39	11,27	10,04	2,19	28,3	6,05	36,38		
		Toplam	77	11,63	10,75	2,19	28,3	5,29			

KIBT görüntülerinde MK çapı değerleri bakımından sağ ve sol taraflar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p<0,05). Grafik 5'te de görüldüğü üzere; sol tarafın ortalama 3,29 mm olarak tespit edilen MK çapı değeri, sağ tarafın ortalama 3,63 mm olarak saptanan MK çapına göre anlamlı derecede düşüktür.



Grafik 5. KIBT görüntülerinde tipinde sağ ve sol taraf MK çapı değerleri.

KIBT görüntülerinde AMK çapı değerleri bakımından sağ ve sol taraflar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$). İstatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte sol tarafın ortalama 1,25 mm olarak saptanan AMK çapı değeri, sağ tarafın ortalama 1,24 mm olarak saptanan AMK çapı değerine göre daha yüksektir.

KIBT görüntülerinde AMK uzunluğu değerleri bakımından sağ ve sol taraflar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$). İstatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte sağ tarafın ortalama 11,99 mm olarak saptanan AMK uzunluğu değeri, sol tarafın 11,27 mm olarak saptanan AMK uzunluğu değerine göre daha yüksektir.

OPG görüntüleri üzerinde, sağ ve sol tarafın; MK ve AMK çapı ile AMK uzunluğu değerleri bakımından karşılaştırılması Tablo 9'da gösterilmiştir.

Tablo 9. OPG görüntülerinde MK ve AMK çapı, AMK uzunluğu değerleri bakımından sağ ve sol taraf arasındaki farklılığa ilişkin Mann Whitney U Testi sonuçları.

			Grup						Mann Whitney U Testi		
			n	Mean	Median	Min	Max	ss	Sıra Ort.	z	p
OPG	MK çapı	Sağ	9	3,32	3,2	2,5	4	0,5	11,83	-1,86	0,063
		Sol	9	2,92	2,8	2,4	3,6	0,42	7,17		
		Toplam	18	3,12	3,05	2,4	4	0,5			
	AMK çapı	Sağ	9	1,07	0,8	0,7	2	0,48	9	-0,402	0,687
		Sol	9	1,03	1,1	0,7	1,3	0,21	10		
		Toplam	18	1,05	1	0,7	2	0,36			
	AMK uzunluğu	Sağ	9	8,27	8,9	3,5	12,8	3,12	9,39	-0,088	0,93
		Sol	9	8,31	7,7	4,8	13,8	2,95	9,61		
		Toplam	18	8,29	7,75	3,5	13,8	2,95			

OPG görüntülerinde MK çapı değerleri bakımından sağ ve sol taraflar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır (p>0,05). İstatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte, ölçümlerde ortalama 3,32 mm olarak saptanan sağ tarafın MK çapı değeri, 2,92 mm olarak saptanan sol taraf MK çapı değerine göre daha yüksektir.

OPG grubunda AMK çapı değerleri bakımından sağ ve sol taraflar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır (p>0,05). İstatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte ölçümlerde; sağ tarafta 1,07 mm olarak saptanan AMK çapı değeri, sol tarafta 1,03 mm olarak tespit edilen AMK çapı değerinden daha yüksektir.

OPG görüntülerinde AMK uzunluğu değerleri bakımından sağ ve sol taraflar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır (p>0,05). İstatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte; sol tarafın ortalama 8,31 mm olarak ölçülen AMK uzunluğu değeri, sağ tarafın 8,29 mm olarak ölçülen AMK uzunluğu değerinden daha yüksektir.

KIBT ve OPG görüntülerinde tespit edilen AMK'ların ve AMK saptanan taraftaki MK'ların ölçümleri gözlemci içi uyumu sağlamak amacıyla periyodik bir

aralıkla ve 3 defa tekrar edildi. 4. ölçüm ise gözlemciler arası uyumu sağlamak için alanında uzman ve tecrübeli ikinci bir gözlemci tarafından ilk gözlemciden bağımsız olarak yapıldı. Her iki gözlemcinin ölçümleri, yine alanında uzman ve tecrübeli üçüncü bir gözlemci tarafından değerlendirildi.

Her iki görüntü tipinde ve sağ tarafta, dört farklı zamanda yapılan ölçümlerde saptanan MK çapı değerleri tablo 10'da gösterilmiştir.

Tablo 10. Görüntü tiplerinde sağ taraf MK çapı değerleri bakımından ölçüm zamanları arasındaki farklılığa ilişkin Friedman's Two Way ANOVA Testi sonuçları.

								Friedman's Two Way ANOVA		
		n	Mean	Median	Min	Max	ss	Sıra Ort.	Chi Square	p
KIBT	MK çapı sağ 1.ölçüm	38	3,65	3,66	2,57	5,03	0,57	2,76	2,246	0,523
	MK çapı sağ 2.ölçüm	38	3,63	3,59	2,48	5	0,58	2,46		
	MK çapı sağ 3.ölçüm	38	3,6	3,58	2,49	4,95	0,55	2,36		
	MK çapı sağ 4.ölçüm	38	3,62	3,57	2,44	4,87	0,56	2,42		
OPG	MK çapı sağ 1.ölçüm	9	3,25	3,1	2,6	4	0,47	2,17	1,793	0,616
	MK çapı sağ 2.ölçüm	9	3,32	3,2	2,6	4,1	0,52	2,94		
	MK çapı sağ 3.ölçüm	9	3,29	3,2	2,4	4	0,5	2,39		
	MK çapı sağ 4.ölçüm	9	3,29	3,3	2,5	4,1	0,51	2,5		

KIBT görüntülerinde sağ tarafın MK çapı ölçüm değerleri bakımından, farklı zamanlarda yapılan ölçümlerin ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır (p>0,05). İstatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte KIBT görüntülerinde sağ tarafta; 1. ölçüm zamanında ortalama 3,65 mm olarak saptanan MK çapı değerleri, diğer ölçüm zamanlarında saptanan MK çapı değerlerinden daha yüksektir.

OPG görüntülerinde sağ tarafın MK çapı değerleri bakımından, farklı zamanlarda yapılan ölçümlerin ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır (p>0,05). İstatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte OPG görüntülerinde sağ tarafta; 2. ölçüm zamanında ortalama 3,32 mm olarak saptanan MK çapı değerleri, diğer ölçüm zamanlarında tespit edilen MK çapı değerlerinden daha yüksektir.

Her iki görüntü tipinde ve sol tarafta, dört farklı zamanda yapılan ölçümlerde saptanan MK çapı değerleri tablo 11'de gösterilmiştir.

Tablo 11. Görüntü tiplerinde sol taraf MK çapı sol değerleri bakımından ölçüm zamanları arasındaki farklılığa ilişkin Friedman's Two Way ANOVA Testi sonuçları.

								Friedman's Two Way ANOVA		
		n	Mean	Median	Min	Max	ss	Sıra Ort.	Chi Square	p
KIBT	MK çapı sol 1.ölçüm	39	3,3	3,33	1,81	4,79	0,59	2,6	0,378	0,945
	MK çapı sol 2.ölçüm	39	3,29	3,35	1,8	4,76	0,59	2,5		
	MK çapı sol 3.ölçüm	39	3,28	3,28	1,88	4,7	0,55	2,44		
	MK çapı sol 4.ölçüm	39	3,3	3,28	1,86	4,75	0,56	2,46		
OPG	MK çapı sol 1.ölçüm	9	2,97	2,9	2,4	3,7	0,42	3	3,212	0,36
	MK çapı sol 2.ölçüm	9	2,93	2,9	2,5	3,5	0,35	2,72		
	MK çapı sol 3.ölçüm	9	2,88	2,8	2,3	3,7	0,44	2,17		
	MK çapı sol 4.ölçüm	9	2,87	2,8	2,2	3,6	0,47	2,11		

KIBT görüntülerinde sol tarafın MK çapı ölçüm değerleri bakımından, farklı zamanlarda yapılan ölçümlerin ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır (p>0,05). İstatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte KIBT görüntülerinde sol tarafın MK çapı değerleri, ortalama 3,3 mm olarak saptanan 1. ölçüm zamanında daha yüksektir.

OPG görüntülerinde sol tarafın MK çapı değerleri bakımından, yine farklı zamanlarda yapılan ölçümlerin ortalama değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır (p>0,05). İstatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte OPG görüntülerinde sol tarafın MK çapı değerleri, ortalama 2,97 mm olarak tespit edilen 1. ölçüm zamanında daha yüksektir.

Her iki görüntü tipinde ve sağ tarafta, dört farklı zamanda yapılan ölçümlerde saptanan AMK çapı değerleri tablo 12'de gösterilmiştir.

Tablo 12. Görüntü tiplerinde sağ taraf AMK çapı değerleri bakımından ölçüm zamanları arasındaki farklılığa ilişkin Friedman's Two Way ANOVA Testi sonuçları.

								Friedman's Two Way ANOVA		
		n	Mean	Median	Min	Max	ss	Sıra Ort.	Chi Square	p
KIBT	AMK çapı sağ 1.ölçüm	38	1,25	1,15	0,65	2,3	0,44	2,7	6,619	0,085
	AMK çapı sağ 2.ölçüm	38	1,24	1,1	0,63	2,22	0,42	2,67		
	AMK çapı sağ 3.ölçüm	38	1,23	1,14	0,65	2,28	0,42	2,04		
	AMK çapı sağ 4.ölçüm	38	1,24	1,15	0,62	2,31	0,42	2,59		
OPG	AMK çapı sağ 1.ölçüm	9	1,07	0,8	0,7	2	0,48	2,39	2	0,572
	AMK çapı sağ 2.ölçüm	9	1,1	0,8	0,7	2,1	0,49	2,94		
	AMK çapı sağ 3.ölçüm	9	1,07	0,8	0,7	2,1	0,5	2,39		
	AMK çapı sağ 4.ölçüm	9	1,06	0,8	0,7	1,9	0,46	2,28		

KIBT görüntülerinde sağ tarafın AMK çapı değerleri bakımından, farklı zamanlarda yapılan ölçümler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$). İstatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte KIBT görüntülerinde sağ tarafın AMK çapı değerleri, ortalama 1,25 mm olarak tespit edilen 1. ölçüm zamanında daha yüksektir.

OPG görüntülerinde sağ tarafın AMK çapı değerleri bakımından ölçüm zamanları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$). İstatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte OPG görüntülerinde sağ tarafın değerleri, ortalama 1,1 mm olarak saptanan 2. ölçüm zamanında daha yüksektir.

Her iki görüntü tipinde ve sol tarafta, dört farklı zamanda yapılan ölçümlerde tespit edilen AMK çapı değerleri tablo 13'de gösterilmiştir.

Tablo 13. Görüntü tiplerinde sol taraf AMK çapı değerleri bakımından ölçüm zamanları arasındaki farklılığa ilişkin Friedman's Two Way ANOVA Testi sonuçları.

								Friedman's Two Way ANOVA		
		n	Mean	Median	Min	Max	ss	Sıra Ort.	Chi Square	p
KIBT	AMK çapı sol 1.ölçüm	39	1,26	1,13	0,43	2,35	0,52	2,72	1,535	0,674
	AMK çapı sol 2.ölçüm	39	1,24	1,15	0,45	2,41	0,52	2,4		
	AMK çapı sol 3.ölçüm	39	1,24	1,21	0,49	2,28	0,5	2,42		
	AMK çapı sol 4.ölçüm	39	1,24	1,18	0,46	2,3	0,5	2,46		
OPG	AMK çapı sol 1.ölçüm	9	1,01	1,1	0,7	1,2	0,19	2,17	1,5	0,682
	AMK çapı sol 2.ölçüm	9	1,03	1	0,7	1,3	0,2	2,39		
	AMK çapı sol 3.ölçüm	9	1,06	1,1	0,7	1,3	0,22	2,72		
	AMK çapı sol 4.ölçüm	9	1,06	1,1	0,7	1,4	0,24	2,72		

KIBT görüntülerinde sol tarafın AMK çapı değerleri bakımından ölçüm zamanları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$). İstatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte KIBT görüntülerinde sol tarafın AMK çapı değerleri, ortalama 1,26 mm olarak tespit edilen 1. ölçüm zamanında daha yüksektir.

OPG görüntülerinde sol tarafın AMK çapı değerleri bakımından ölçüm zamanları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$). İstatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte OPG görüntülerinde sol tarafın AMK çapı değerleri, ortalama 1,06 mm olarak ölçülen 3. ve 4. ölçüm zamanlarında diğer ölçüm zamanlarında tespit edilenlerden daha yüksektir.

Her iki görüntü tipinde ve sağ tarafta, dört farklı zamanda yapılan ölçümlerde tespit edilen AMK uzunluğu değerleri tablo 14'te gösterilmiştir.

Tablo 14. Görüntü tiplerinde sağ taraf AMK uzunluğu değerleri bakımından ölçüm zamanları arasındaki farklılığa ilişkin Friedman's Two Way ANOVA Testi sonuçları.

								Friedman's Two Way ANOVA		
		n	Mean	Median	Min	Max	ss	Sıra Ort.	Chi Square	p
KIBT	AMK uzunluğu sağ 1.ölçüm	38	11,98	11,5	5,72	21,57	4,53	2,37	0,663	0,882
	AMK uzunluğu sağ 2.ölçüm	38	12	12,07	5,6	21,71	4,61	2,53		
	AMK uzunluğu sağ 3.ölçüm	38	11,99	11,4	5,79	19,89	4,32	2,5		
	AMK uzunluğu sağ 4.ölçüm	38	12,01	11,45	5,95	20,12	4,36	2,61		
OPG	AMK uzunluğu sağ 1.ölçüm	9	8,31	9,2	3,6	13	3,09	2,94	3,818	0,282
	AMK uzunluğu sağ 2.ölçüm	9	8,32	8,8	3,5	12,7	3,1	2,72		
	AMK uzunluğu sağ 3.ölçüm	9	8,19	9	3,4	12,5	3,17	1,83		
	AMK uzunluğu sağ 4.ölçüm	9	8,23	8,7	3,5	12,8	3,15	2,5		

KIBT görüntülerinde sağ tarafın AMK uzunluğu değerleri bakımından ölçüm zamanları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$). İstatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte KIBT görüntüleri üzerinde sağ tarafın AMK uzunluğu değerleri, ortalama 12,01 mm olarak tespit edilen 4. ölçüm zamanında diğer ölçüm zamanlarında tespit edilenlerden daha yüksektir.

OPG görüntülerinde sağ tarafın AMK uzunluğu değerleri bakımından ölçüm zamanları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$). İstatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte OPG görüntülerinde sağ tarafın AMK uzunluğu değerleri, ortalama 8,32 mm olarak tespit edilen 2. ölçüm zamanında diğer ölçüm zamanlarına nazaran daha yüksektir.

Her iki görüntü tipinde ve sol tarafta, dört farklı zamanda yapılan ölçümlerde tespit edilen AMK uzunluğu değerleri tablo 15'te gösterilmiştir.

Tablo 15. Görüntü tiplerinde sol taraf AMK uzunluğu değerleri bakımından ölçüm zamanları arasındaki farklılığa ilişkin Friedman's Two Way ANOVA Testi sonuçları.

								Friedman's Two Way ANOVA			Çoklu Karşılaştırma
		n	Mean	Median	Min	Max	Ss	Sıra Ort.	Chi Square	p	
KIBT	AMK uzun.sol 1.ölçüm	39	11,28	10,18	2,15	27,05	5,91	2,6	12,47	**0,006**	3-2
	AMK uzun.sol 2.ölçüm	39	11,37	9,87	2,21	27,8	6,05	3			
	AMK uzun.sol 3.ölçüm	39	11,25	10,05	2,17	29,63	6,11	1,99			
	AMK uzun.sol 4.ölçüm	39	11,28	10,42	2,22	28,87	6,07	2,41			
OPG	AMK uzun.sol 1.ölçüm	9	7,12	6,6	3,7	11,5	2,54	2,06	4,448	0,217	
	AMK uzun.sol 2.ölçüm	9	7,18	6,7	3,9	11,4	2,44	2,5			
	AMK uzun.sol 3.ölçüm	9	7,14	7	3,8	11,2	2,39	2,22			
	AMK uzun.sol 4.ölçüm	9	7,28	7,1	3,9	11,4	2,49	3,22			

KIBT görüntülerinde sol tarafın AMK uzunluğu değerleri bakımından ölçüm zamanları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0,05$). KIBT görüntülerinde sol tarafın; 3. ölçüm zamanında ortalama 11,25 mm olarak saptanan AMK uzunluğu değeri, 2. ölçüm zamanında ortalama 11,37 mm olarak saptanan AMK uzunluk değerine göre anlamlı derecede düşüktür.

OPG görüntülerinde sol tarafın AMK uzunluğu değerleri bakımından ölçüm zamanları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$). İstatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte OPG görüntülerinde sol tarafın AMK uzunluğu değeri, ortalama 7,28 mm olarak saptanan 4. ölçüm zamanında, diğer ölçüm zamanlarında tespit edilen AMK uzunluğu değerlerine göre daha yüksektir.

Genel olarak, farklı zamanlarda ve farklı kişiler tarafından yapılan ölçümlerde istatistiksel olarak bir uyum söz konusudur.

5. TARTIŞMA

Diş hekimlerinin mandibular bölgede uygulayacakları teşhis ve özellikle cerrahi tedavi prosedürlerinde başarı açısından bölgeye ait anatomik landmarkları ve aksesuar kanallar gibi yapıları tam ve doğru olarak tespit etmeleri çok önemlidir. Öncelikle sinirin ve vasküler yapıların mandibulada izleyebileceği yol ve içerisinde bulunduğu kanalın anatomik olarak çok iyi bilinmesi gereklidir. Sonrasında ise kanalın pozisyonu ve varsa aksesuar kanal gibi anatomik varyasyonlar, gerekli radyolojik tekniklerle tespit edilip, operasyon öncesi veriler objektif olarak ortaya konulmalıdır (6).

Postnatal dönemde tek bir kanal olarak izlediğimiz MK'nin prenatal dönemdeki en az üç farklı sinirin ve onu çevreleyen kanalların birleşimi sonucu oluştuğu düşüncesine dayanan Chavez-Lomeli ve arkadaşlarının (29) teorisi MK varyasyonlarının oluşumunu da açıklar. Sinir yolunun etrafında kemik kanallarının oluşumu ve gelişimi, MK varyasyonlarının, inferior alveolar sinirin tipleriyle yakından ilişkili olduğunu ortaya koymaktadır (29).

Literatür gözden geçirildiğinde, mandibular kanal varyasyonları ilk defa 1973 yılında Patterson ve Funke (35) ile Kiersch ve Jordon (36) tarafından rapor edilmiştir. Patterson OPG ve lateral çene radyograflarında, eş zamanlı olarak Kiersch ise sadece OPG'de yaptıkları incelemelerde AMK saptamışlardır.

1977 yılında Nortje ve arkadaşları (37), 3612 hastanın OPG'sini inceleyerek yaptıkları araştırmalarında %0,9 yaygınlıkla 33 hastanın AMK'ya sahip olduğunu belirtmişlerdir.

Daha sonra OPG üzerinde yapılan farklı çalışmalarda; 1980 yılında Durst ve Snow (100) %8,3, 1983 yılında Grover ve Lorton (101) %0,08, 1985 yılında Langlais ve ark. (38) %0,95, 1990 yılında Zografos ve ark. (102) %0,4, 2000 yılında Akgünlü ve Kansu (103) erkeklerde %0,01 ve kadınlarda %0,02, 2003 yılında Sanchis ve ark. (1) %0,35 ve 2006 yılında Bogdan ve ark. %0,2 (104) gibi %0,01-8,3 arasında değişen oldukça farklı oranlarda AMK yaygınlığı saptamışlardır.

OPG görüntülerinde ortaya çıkan bu çok farklı prevalans değerlerinin sebebi; ırklar arası farklılıklardan kaynaklanabileceği gibi net olmayan görüntülerde gözlemcilerin aradıklarını bulma eğilimi nedeniyle farklı yorumları olabilir. Ayrıca,

alveoler sinirden ayrıldıktan sonra ağız tabanına doğru seyreden mylohyoid sinirin ikinci bir MK görüntüsüne sebep olabilen görüntüsü, mylohyoid kasın mandibulaya bağlandığı yerde neredeyse MK'ya paralel seyreden osteokondansasyon etkisi, yumuşak damak, uvula gibi yapılar ve mandibulanın incelenen tarafa göre simetriğinde kalan diğer tarafının izdüşümleri de gözlemcileri yanıltabilir (2,4,7,18,103).

Çalışmamızda, 700 kişiden oluşan hasta grubunun OPG görüntüleri retrospektif olarak incelendiğinde; 10'u erkek (%2,34) ve 7'si kadın (%2,56) olmak üzere toplamda 17 hastanın OPG görüntüsünde AMK saptanmıştır. Totalde %2,43 olarak saptadığımız AMK görülme sıklığı değeri, literatürde %0,01-8,3 arasında değişen değerlerle uyumludur.

OPG'lerin kesin sonuç verememesi nedeniyle, mandibulada yapılacak cerrahi işlemlerin risk teşkil etmesi durumunda üç boyutlu görüntüleme yapılması uygun olacaktır. Özellikle, donör bölge olarak kullanılan retromolar bölgenin, kemik dokusu veya gömülü diş çıkartılması gibi girişimler esnasında zarar görmemesi, MK'ya göre bukko-lingual pozisyondaki AMK'ların doğru tespiti için üç boyutlu görüntüleme daha doğru ve kesin değerlendirme imkanı sağlar (39,105). OPG'nin tanısal doğruluk anlamında sözü edilen dezavantajlarına rağmen bazı araştırmacılar, maliyetinin ve radyasyon dozunun yüksek olmasından dolayı üç boyutlu görüntülemenin her hastada istenmemesi gerekliliğini vurgulamışlardır (106).

KIBT üzerinde yapılan farklı çalışmalarda; 2007 yılında Rouas ve ark. (2) tanısal doğruluk bakımından OPG'ye göre ciddi anlamda üstün olan KIBT görüntüleme tekniğini, radyasyon dozunun ve maliyetinin biraz daha yüksek olmasına rağmen önermişlerdir. 2009 yılında Naitoh ve ark. (39) 122 hastanın KIBT kesitleri üzerinde yaptıkları retrospektif çalışmada AMK sıklığını %65 olarak saptamışlardır. 2010 yılında Kuribayashi ve ark.(107) ise AMK görülme sıklığını %15,6 oranında tespit etmişlerdir. 2011 yılında ise Orhan ve ark. (7) AMK sıklığını %43,4 bulurken, 2011 yılında Oliveira Santos ve ark. (108) %19 olarak bulmuşlardır.

Çalışmamızda KIBT görüntüleri incelenen 427 erkek hastanın 37'sinde (%8,66) ve 273 kadın hastanın 23'ünde (%8,42) ve toplamda 700 hastanın 60'ında AMK saptanmış olup, bulduğumuz %8,57 sıklık değeri, diğer araştırmacıların KIBT görüntülerinde tespit ettiklerinden (%15,6-%65) biraz daha düşüktür. Ancak aynı

hasta grubunda OPG görüntülerinde %2,43 olan AMK prevalansı ile karşılaştırıldığında, KIBT görüntüleme tekniğinde saptadığımız %8,57'lik sıklık değerinin yaklaşık 4 kat daha kesin sonuç verdiğini görürüz.

AMK'ların cinsiyetler arası dağılımı ile ilgili olarak; OPG görüntüleri üzerinde yapılan çalışmalarda (38,39) istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmamasına rağmen, Nortje ve ark. (38) ile Sanchis ve ark. (1) kadınlarda göreceli olarak daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir. Yine AMK'ların cinsiyetler arası dağılımı ile ilgili olarak; KIBT görüntüleri üzerinde yapılan çalışmalarda da (7,109) kadın ve erkekler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır.

Çalışmamızda, her iki görüntüleme tekniğinde de AMK sıklığı açısından cinsiyetler arası istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamış olup, KIBT görüntülerinde nispeten erkeklerde (E=%8,66 K=%8,42) ve OPG görüntülerinde nispeten kadınlarda (E=%2,34 K=%2,56) daha yüksek oranda AMK tespit edilmiştir.

Literatür, AMK'ların unilateral ve bilateral dağılımı bakımından gözden geçirildiğinde, daha çok OPG üzerinde yapılan çalışmalarda, Nortje ve ark. (37) 20'si bilateral ve 13'ü unilateral olmak üzere toplamda 33 vakalık AMK çalışmalarında, bilateral vakaların daha fazla olduğunu ortaya koymuşlardır. Benzer şekilde Sanchis ve ark. bilateral vakaların daha fazla olduğuna işaret etmiş, yaptıkları bir çalışmada (1) saptadıkları 7 AMK vakasının 4'ünün bilateral ve 3'ünün ise unilateral olduğunu bildirmişlerdir. Langlais ve ark.(38) ise aksine; 46'sı unilateral ve 11'i de bilateral olan toplam 57 AMK vakası saptadıkları çalışmalarında, unilateral vakaların daha fazla olduğunu bildirmişlerdir. Auluck ve ark.(4) çalışmalarında saptadıkları 6 AMK vakasından 5'inin unilateral olduğunu bildirmişler ve bu sonuçla Langlais ve arkadaşlarını desteklemişlerdir. Bogdan ve ark. (104) kuru mandibula üzerinde yaptıkları çalışmalarında saptadıkları 9 AMK vakasından sadece 2 tanesinin bilateral olduğunu bildirmişlerdir.

Çalışmamızda, OPG görüntüleri üzerinde saptadığımız 17 AMK'dan yalnızca 1'i (%5,88) bilateraldir. Unilateral olan 16 (%94,12) AMK'nın ise 8'i (47,06) sol ve 8'i (%47,06) de sağ taraftadır. OPG görüntülerinde sağ ve sol taraf arasında istatiksel olarak anlamlı bir fark görülmemiştir. KIBT görüntüleri üzerinde saptadığımız AMK'ların ise; 17'si (28,33) bilateral ve 43'ü (%71,67) unilateraldir. Unilateral olanların 21'i (%35) sağ ve 22'si (%36,67) sol tarafta olup, sağ ve sol taraf arasında

istatisitiksel olarak anlamlı bir fark görülmemiştir. Literatür gözden geçirildiğinde sağ ve sol tarafta AMK sıklığı açısından istatistiksel olarak bir fark görülmemiştir (38,104). Çalışmamızda, KIBT ve OPG görüntülerinde saptadığımız AMK sayısı ile bağlantılı olarak, unilateral ve bilateral AMK oranları da istatistiksel olarak anlamsızdır.

AMK'ların MK'ya göre pozisyonu ile ilgili olarak Naitoh ve ark.(39) yaptıkları bir çalışmada saptadıkları 114 AMK'nın; 112'si (%98,2) MK'nın superior duvarından, 1'i (%0,9) bukkal ve 1'i (%0,9) de lingual duvarından ayrılmıştır.

Çalışmamızda saptadığımız AMK'ların MK'ya göre pozisyonuna baktığımızda; OPG görüntülerinde tespit edilen 17 AMK'nın tamamının MK'nın superiorunda lokalize olduğunu görürüz. KIBT görüntülerinde ise saptanan 60 AMK'nın 57'si (%95) MK'nın superiorunda, 2'si (%3,33) inferiorunda ve 1 (%1,67) tanesi de bukkalinde konumlanmıştır. İki boyutlu görüntü verebilmesi nedeniyle OPG görüntüleme tekniğinin limitasyonuna rağmen, OPG ve KIBT görüntüleri arasında AMK'nın MK'ya göre pozisyonunda istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmemiş ve çalışmamız bu anlamda literatür ile uyumlu görülmüştür.

AMK'ların sınıflandırılması ile ilgili olarak hem OPG hem de KIBT görüntüleri üzerinde çeşitli çalışmalar yapılmıştır. Bunlardan OPG üzerinde yapılan sınıflandırmaların en çok kabul görenlerinden biri olan Nortje ve ark. (37), tek bir foramenden köken alan, genellikle aynı boyutlarda iki ayrı kanal şeklinde olan Tip I AMK'yı en sık görülen tip olarak tespit etmişlerdir. Mandibular ramus bölgesinde farklı iki foramenden kaynaklanarak, molar bölgesinde birleşip tek bir kanal oluşturan iki eşit kanal şeklindeki Tip III AMK ise Nortje ve ark. (37) na göre en nadir rastlanan tiptir.

Çalışmamızda, OPG üzerinde saptamış olduğumuz 17 AMK'nın sınıflandırmasını Nortje'ye göre yaptığımızda; Nortje'nin en sık olarak saptadığı (37) Tip I AMK'dan biz, hepsi sağda olmak üzere 3 adet (%18) tespit ettik. 2. ya da 3. molar dişlere uzanan daha kısa bir aksesuar kanal olarak tarif edilen Tip II AMK'dan ise; sağda 1 ve solda 3 tane olmak üzere toplam 4 AMK (%24) saptanmıştır. Nortje ve ark. (37)'na göre en nadir rastlanan Tip III AMK bizim çalışmamızda tespit edilememiştir. Çalışmamızda OPG görüntülerinde en sık olarak tespit ettiğimiz AMK tipi ise retromolar pad bölgesinden başlayan ve retromolar alanda MK ile birleşen Tip IV AMK olmuştur. Sağ ve sol tarafta 5'er tane olmak üzere toplamda 10 (%58) tane

Tip IV AMK tespit edilmiştir. Bu anlamda OPG görüntüleri üzerindeki çalışmamız, AMK'ların tip dağılımı açısından Nortje'den farklı çıkmıştır. En nadir olarak rastlanan Tip III AMK bakımından ise benzer sonuçlar elde edilmiştir.

KIBT görüntüleri üzerinde yapılan sınıflandırmaların en çok kabul görenlerinden biri ise Naitoh ve ark. (39)'nın sınıflandırmasıdır. Naitoh ve ark. çalışmalarında; MK'nın üst duvarından ayrılarak, tekrar MK ile birleşmeyen ileri kanal tipini (Tip B), en sık olarak %55.3 oranında tespit etmişlerdir. KIBT görüntüleri üzerinde yapılan diğer bir çalışmada Orhan ve ark. (7) benzer şekilde, en sık olarak %29,8 oranında ileri kanal tipi (Tip A = MK ile tekrar birleşen ve Tip B = MK ile tekrar birleşmeyen) AMK saptamışlardır. En nadir olarak saptadıkları tip ise %8,3 oranında dental kanal (Tip E) olmuştur.

Çalışmamızda, 60 hastanın KIBT görüntüleri üzerinde saptamış olduğumuz 77 AMK içerisinde, %63,7 oranı ile en sık retromolar kanal tipini (Tip F) tespit ettik. Daha az sıklıkla %30 oranında dental kanal (Tip E) saptanmıştır. %5 oranında ileri kanal (Tip A ve Tip B) saptanırken, en nadir olarak da %1,3 oranında bukkal kanal (Tip C) saptanmıştır. Naitoh ve ark. (39) bizim çalışmamıza paralel bir şekilde en az görülen kanal tipi olarak bukko-lingual kanal tipini (%1,6) saptamışlardır.

Çalışmamızda en sık (%63,7) olarak saptadığımız retromolar kanalla ilgili olarak literatürde ilk çalışmayı yapan Schejtman ve ark. (110), 18 adet insan kadavrasını incelemiş ve 13 adet (%72) retromolar kanal (Tip F) saptamışlardır. Yine başka bir çalışmada 73 adet kuru mandibulayı inceleyen Muller (111), %66 oranında retromolar kanal tespit etmiştir. Çalışmamızda saptadığımız retromolar kanal sıklığı (%63,7) bunlarla uyumludur. Ancak daha az sıklık saptanan çalışmalar da mevcuttur. Bilecenoğlu ve Tuncer (112), Türk popülasyonu üzerinde yaptıkları ilk çalışmada %25 oranında retromolar kanal saptamışlardır. Narayana ve ark. (113) %21,9 oranında retromolar kanal sıklığı saptarkan, en düşük retromolar kanal sıklığı değerini ise 252 hastanın KIBT görüntülerini inceleyerek yaptığı çalışmada %1,7 oranında retromolar kanal saptayan Kuribayashi ve ark. (107) bildirmiştir.

Çalışmamızda saptadığımız AMK tiplerini OPG ve KIBT görüntüleri bakımından karşılaştırdığımızda; OPG görüntülerinde %58 oranla en sık olarak saptadığımız AMK tipi olan Tip IV'ü (retromolar kanal tipi), KIBT görüntülerinde de yine en sık ve %63,7 gibi yakın bir oranda saptadığımızı görürüz. KIBT

görüntülerinde en nadir tip olarak %1,3 oranında saptadığımız bukko-lingual tip AMK ise iki boyutlu olduklarından dolayı OPG görüntülerinde saptanamamıştır. Bu durum iki boyutlu görüntüleme sistemlerine göre AMK sınıflandırması yapan Nortje (37) ve Langlais (38) gibi sınıflandırmaların yetersizliğini ortaya koyması açısından önemlidir. Bu sınıflandırmaların klinik fayda sağlamada ve AMK tiplerinin tamamını ortaya koymadaki eksiklikleri Wyatt (114) ile Bogdan ve ark. (104) tarafından da vurgulanmıştır.

Dental kanalların uzandıkları molar dişlere göre alt gruplarına bakıldığında; Naitoh ve ark. (39) en sık (%7) olarak 3. molar dişe uzanan dental tip AMK saptamışlardır. Orhan ve ark. da (7) benzer şekilde en sık (%3,8) 3. molar dişe uzanan AMK saptamışlardır.

Bizim çalışmamızda, KIBT görüntüleri üzerinde saptadığımız toplam 23 adet dental AMK (Tip E) saptanmış olup, bunların KIBT ile saptanan tüm AMK tiplerinin toplamına (77 adet) oranı %30'dur. Bu dental kanalların 7'sinin (%9,2) 3. molar, 8'inin (%10,4) 2. molar ve 8'inin de (%10,4) 1. molar dişlerin apekslerine uzandığı saptanmış olup, molar dişler arasındaki dental kanal dağılımlarının neredeyse eşit ve 3. molar dişe uzanan dental kanal oranının da Naitoh ve ark. (39)'nın tespitlerine (%7) yakın değerlerde olduğu gözlenmiştir. Saptanan dental AMK'ların 8'i sağ tarafta ve 15'i ise sol taraftadır. Bu anlamda sol tarafta görülen AMK sıklık değerleri daha fazladır.

OPG görüntülerinde ise toplam 4 adet dental kanal saptanmış olup, bunların OPG ile saptanan tüm AMK tiplerinin toplamına (17 adet) oranı %24'tür. Bu dental kanalların 1'inin (%6) 1. molar, 2'sinin (%12) 2. molar ve 1'inin (%6) de 3. molar dişlerin apekslerine uzandığı tespit edilmiştir. 2. molar dişe uzanan dental kanal oranı diğerlerine nazaran daha fazla olup, istatistiksel olarak anlamlı değildir. 3. molar dişe uzanan dental kanal oranı (%6) ise Naitoh ve ark.nın (39) tespitlerine (%7) oldukça yakındır. Saptanan 4 adet dental AMK'nın ise; 1'i sağ ve 3'ü sol taraftadır. OPG görüntülerinde saptanan dental AMK'ların sağ ve sol taraf sıklık değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmayıp, KIBT görüntülerinde saptanan dental AMK'ların sol tarafta daha fazla olması açısından aralarında benzerlik vardır. Ancak, aynı hasta grubunda KIBT görüntülerinde, OPG görüntülerine göre daha fazla sayıda

AMK tespitinin saptanmış olması, KIBT görüntüleme tekniğinin üstünlüğünü ortaya koymaktadır.

AMK'ların çap değerleri ile ilgili olarak yapılmış çalışmalar mevcuttur. Kuribayashi ve ark. (107) saptadıkları AMK'ların ortalama çap değerini 1,68 mm olarak bildirmişlerdir. Orhan ve ark. (7) yaptıkları bir çalışmada saptadıkları bukko-lingual kanalların çaplarını ölçmüş ve ortalama çapı 3,8 mm olarak bildirmişlerdir. Diğer bir çalışmada de Oliveira Santos ve ark. (108) saptadıkları AMK'ların çaplarını ortalama 1,5 mm olarak ölçmüşlerdir.

Bizim çalışmamızda, KIBT görüntüleri üzerinde saptadığımız AMK'ların ortalama çap değeri sağ taraf için 1,24 mm ve sol taraf için ise 1,25 mm olarak ölçülmüştür. OPG görüntülerinde ise sağ taraf için ortalama AMK çap değeri 1,07 mm ve sol taraf için de 1,03 mm olarak ölçülmüştür. Hem KIBT hem de OPG görüntülerinde sağ ve sol taraflar için ayrı ayrı yapılan ölçümler sonucunda belirlenen ortalama AMK çap değerleri, toplumların farklı özelliklerine bağlı olduğunu düşündüğümüz sebeplerden dolayı, literatürde bildirilen değerlerin biraz altında çıkmıştır. Saptanan AMK çap değerleri bakımından her iki görüntü tipinde de sağ ve sol taraflar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur. Ancak, KIBT görüntülerinde sol taraf, OPG görüntülerinde ise sağ taraf biraz daha fazla çıkmıştır. Görüntü tipleri arasında da istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmamasına rağmen, KIBT görüntülerinde hem sağ hem de sol tarafta, OPG görüntülerine göre daha yüksek ölçüm değerleri saptanmıştır.

AMK çapı ile aynı taraftaki MK çapı arasında anlamlı bir ilişki olup olmadığını belirlemek amacıyla her iki görüntüleme cihazında yapmış olduğumuz ölçümler sonucunda, MK'nın ortalama çap ölçüm değeri; KIBT görüntülerinde sağ taraf için 3,63 mm ve sol taraf için 3,29 mm olarak tespit edilmiştir. Sağ tarafın MK çapı sol tarafa göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksektir ($p<0,05$). KIBT görüntülerinde sağ tarafta AMK çapı ile MK çapı arasında anlamlı bir ilişki bulunamamıştır. Ancak sol tarafta AMK çapı ile MK çapı arasında istatistiksel olarak anlamlı ve aynı yönlü bir ilişki bulunmaktadır ($p<0,05$). KIBT görüntülerinde sol tarafta AMK çap değerleri arttıkça MK çap değerleri de artmaktadır.

OPG görüntüleri üzerinde yapmış olduğumuz ölçüm sonuçlarına göre ise MK'nın ortalama çap değerleri; sağ taraf için 3,32 mm ve sol taraf için 2,92 mm

olarak tespit edilmiştir. Bu fark, istatistiksel olarak anlamlı olmamakla beraber sağ tarafın MK çapı sol tarafa göre, KIBT görüntüleri ile benzer şekilde daha yüksektir. OPG görüntülerinde hem sağ hem de sol tarafta, AMK çapı ile MK çapı arasında istatistiksel olarak anlamlı ve aynı yönlü ilişki bulunmuştur ($p<0,05$). Hem sağ hem de solda AMK çapı değerleri arttıkça MK çapı değerleri de artmaktadır.

Literatürde AMK'ların uzunluk değerleri ile ilgili olarak yapılan çalışmalar da vardır. Orhan ve ark. (7) yaptıkları çalışmada AMK'nın ortalama uzunluk değerini sağ tarafta 13,6 mm ve sol tarafta 14,1 mm olarak tespit etmişlerdir. Kuribayashi ve ark. (107) ise AMK ortalama uzunluk değerini, oldukça düşük bir seviyede 1,68 mm olarak tespit etmişlerdir.

Çalışmamızda, AMK'nın uzunluk değerleri ile ilgili olarak KIBT görüntüleri üzerinde yapmış olduğumuz ölçümlerde; sağ taraf için ortalama 11,99 mm ve sol taraf için ise ortalama 11,27 mm değerleri tespit edilmiştir. KIBT görüntülerinde sağ ve sol taraf AMK uzunluk değerleri arasındaki bu fark istatistiksel olarak anlamlı olmayıp, sağ taraf AMK uzunluk değerleri biraz daha fazladır.

AMK uzunluk değerleri ile ilgili olarak OPG görüntüleri üzerinde yapmış olduğumuz ölçümlerde ise; sağ taraf için ortalama 8,27 mm ve sol taraf için de ortalama 8,31 mm değerleri saptanmıştır. OPG görüntülerinde de sağ ve sol taraflar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmayıp, sol taraf AMK uzunluk değerleri daha yüksektir.

Her iki görüntüleme tipinde saptamış olduğumuz AMK ortalama uzunluk değerleri Orhan ve ark.nın (7) saptadığı değerlere yakın, ancak daha düşük, Kuribayashi ve ark.nın (107) saptadığı değerlerden ise daha yüksek ve farklı çıkmıştır.

Çalışmamızda, her iki görüntüleme tipi arasında AMK uzunluk değerleri bakımından bir karşılaştırma yaptığımızda; sağ tarafta KIBT ve OPG görüntüleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmakta olup, KIBT görüntülerinde saptanan AMK uzunluk değerleri OPG görüntülerine göre daha yüksektir. Sol tarafta ise KIBT ve OPG görüntüleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmayıp, yine burada da KIBT görüntülerinde saptanan değerler daha yüksektir.

AMK'ların alt gruplarının uzunluk değerleri ile ilgili olarak KIBT görüntüleri üzerinde yapmış olduğumuz ölçümlerde, en sık saptadığımız tip olan retromolar kanal (Tip F) uzunluk değerleri; sağ taraf için 13,39 mm, sol taraf için 11,86 mm ve ortalama olarak da 12,67 mm bulunmuştur. Bu değerler, Orhan ve ark.nın (7) saptadığı retromolar kanal uzunluk değerlerine (sağ=13,4 mm, sol=13,6 mm ve ort.=13,5 mm) yakın, ancak daha azdır. İkinci olarak en sık rastladığımız tip olan dental kanal (Tip E) uzunluk değerleri; sağ taraf için 9,23 mm, sol taraf için 10,17 mm ve ortalama olarak da 9,85 mm bulunmuştur. Bu değerler de, Orhan ve ark.nın (7) saptamış olduğu değerlere (sağ=8,1 mm, sol=8,4 mm ve ort.=8,3 mm) yakın, fakat biraz daha yüksektir.

AMK alt gruplarının uzunluk değerleri ile ilgili olarak OPG görüntüleri üzerinde yapmış olduğumuz ölçümlerde ise retromolar kanal uzunluk değerleri; sağ taraf için 8,48 mm, sol taraf için 9,57 mm ve ortalama olarak da 8,94 mm bulunmuştur. Yine OPG görüntülerinde de ikinci olarak en sık saptadığımız dental kanal uzunluk değerleri; sağ taraf için 6,6 mm, sol taraf için 5,8 mm ve ortalama olarak da 6 mm bulunmuştur. OPG görüntüleri üzerindeki ölçümler neticesinde elde ettiğimiz bu değerler, hem Orhan ve ark.nın (7) literatürde bildirdiği hem de bizim KIBT görüntüleri üzerinde saptamış olduğumuz değerlerden daha düşüktür. Bu durum, verileri objektif olarak ortaya koymada KIBT ile karşılaştırıldığında, OPG'nin eksikliğini ortaya koyması açısından önemlidir.

Mandibulada yapılacak cerrahi girişimler öncesinde MK'nın lokalizasyonu ve seyri ile AMK'ların varlığı, lokalizasyonu ve seyrinin doğru olarak tespit edilmesi, operasyon esnasında veya sonrasında gelişebilecek travmatik nöroma, parestezi, ve kanama gibi komplikasyonların önlenmesi açısından oldukça önemlidir. Alveolar kemik rezorpsiyonu olan protezli hastalarda, 3. molar bölgesinde MK'nın varyasyonları sonucu baskı yapılan bölgede oluşabilecek rahatsızlıklar, AMK varlığının tespiti ve tiplerinin belirlenmesiyle çözüme kavuşabilir. Hekim tedavi planını yaparken, klinik muayene sonrasında, prognozu etkileyen bu anatomik varyasyonların hangi tipte olduğunu belirlemek için iki boyutlu ve hatta gerektiğinde üç boyutlu görüntüleme tekniklerini kullanabilir. Yapılacak radyografik muayene; hekim ve özellikle de hasta için riskleri azaltabileceği gibi, implant ve osteotomi uygulamaları, üçüncü molar dişlerin çekimi, kistlerin ve tümörlerin tipinin ve

lokalizasyonunu belirlenmesi ve cerrahi olarak elimine edilmesi gibi konularda da hekime ışık tutacağı bildirilmiştir (1,4,33,115).

Varlığı tespit edilen AMK'ların, vasküler ve nöral yapıları da içerebileceği unutulmamalıdır. AMK'ların içeriği ile ilgili olarak 300 kuru mandibulayı radyografik olarak inceleyip, birçok yardımcı mandibular foramenin varlığını gösteren Sutton (116), kadavra çalışmaları ve histolojik incelemeler sonucunda yardımcı foramenlerin ve kanalların sinir dokuları ihtiva ettiğini de göstermiştir. Rottke (117) ise mandibular anestezinin başarı ve başarısızlığının psikolojik ve bazı anatomik sebeplerini rapor ettiği çalışmasında, aksesuar kanalların nöral içeriğine dikkat çekmiştir. İçeriklerinde nörovasküler demet bulunabileceği literatürde de belirtilen AMK'ların tespiti tam ve doğru olarak yapılamazsa cerrahi işlemler daha zor bir hal alabileceği; kanama, parestezi ve travmatik nöroma gibi komplikasyonların gelişebileceği bildirilmiştir (30,34,116,117).

Literatürde, AMK'lar ile ilgili klinik olarak en sık bildirilen komplikasyon, AMK tespit edilen hastalarda anestezi sağlanmasında çekilen zorluk olarak belirtilmektedir. Anatomik farklılıklar ya da AMK'ların içindeki aksesuar inervasyonlar da başarılı bir mandibular anestezi sağlamada problem teşkil edebilir. Bu landmarkların normalden sapması durumunda, hekim alışık olduğu anatomik yapılarla karşılaşamadığı için anestezide başarısızlık söz konusu olabilir. Uygun teknik kullanılmasına rağmen, anestezi sadece enjeksiyon bölgesindeki yumuşak doku ile sınırlı kalıp, aynı taraftaki dudak, çene ve dişlerde anestezi olmuyorsa teknikle ilgili bir sorun olabilir. Ancak enjeksiyon yapılan tarafta; başarılı bir anestezinin işareti olarak çene ve dudakta anestezi sağlanmışken, dişlerde anestezi sağlanamıyorsa bir AMK varlığından bahsedilebileceği bildirilmiştir (32,33,118-120). AMK'nın, MK'dan ayrıldığı nokta ile enjeksiyon yapılan bölge farklı olduğunda ve enjeksiyon bölgesi genellikle, AMK'nın MK'dan ayrıldığı noktanın inferiorunda kaldığında anestezinin etkinliği düşebileceği belirtilmiştir (121). Anestezide başarısızlığın önemli faktörlerinden birinin de, mandibuler foramene girmeden önce inferior alveolar sinirden ayrılıp, molar ve keser dişlere dallar verebilen mylohyoid sinirin aksesuar inervasyonlarının olabileceği bildirilmiştir (122-124). İkinci bir mandibular foramen varlığında da geleneksel yöntemlerle anestezi sağlanamayabileceği belirtilmiştir (125).

Böyle durumlarda mandibulada tam bir anestezi sağlayabilmek için Gow-Gates ya da Vazirani-Akinosi gibi ileri teknikler uygulanarak, anestezik solüsyonun foramen mandibulanın biraz daha üzerinde, pterygomandibular boşluğa verilmesi gerekebileceği bildirilmiştir (4,118).

Mandibulada yapılacak girişimsel işlemlerde OPG görüntüleme tekniği oldukça yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. OPG görüntüleri; mandibular kanalın seyri ve varyasyonlarının saptanmasında, mandibulada yapılacak olan cerrahi işlemlerde başarısızlığın ve risk faktörlerinin azaltılması açısından önemli katkıda bulunmaktadır. Ancak, hedef bölgenin sadece iki boyutlu olarak görüntülenmesine olanak tanıyan bu görüntüleme tipinin, bukko-lingual yönde değerlendirme yapılabilmesine ise imkan vermediği bildirilmiştir (126-128). Ayrıca; görüntü detayının iyi olmaması, patolojik durumlarda kemik dokusundaki erken değişiklikler konusunda yetersizliği, süperpozisyon, distorsiyon, magnifikasyon ve ghost imaj gibi diğer dezavantajlarından bahsedilmiştir (43).

Günümüzde, hastaların maruz kalacağı iyonize radyasyon dozunun ve görüntüleme maliyetlerinin düşürülmesi prensiplerinin gittikçe öneminin artmasına rağmen, riskli olan girişimsel işlemler öncesi veya şüpheli durumlarda doğru tanı koymak amacıyla geleneksel iki boyutlu görüntüleme yöntemlerine ek olarak, KIBT görüntüleme yöntemine de başvurulabilir. KIBT uygulamaları; MK ve AMK'ların bukko-lingual açıdan daha doğru değerlendirilebilmesine, hedef bölgenin daha net olarak izlenmesine ve tedavi için uygulanacak cerrahi prosedürün daha doğru bir şekilde belirlenmesine imkan sağlar.

Sadece fiziksel muayene ve OPG görüntülerine dayalı olarak verilen kararların yarısından fazlası ilave olarak KIBT kullanıldığında değişmiştir. Böylece KIBT görüntülerinin hasta yönetimindeki yararlılığı açıkça gösterilmiştir (129).

Angelopoulos ve ark. (130), dental implant cerrahisi öncesi MK'nın pozisyonunu ve seyrini, OPG ve KIBT görüntülerinde incelemişlerdir. Çalışmalarında, her iki görüntü tipi arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulmuşlardır. KIBT görüntülerinde MK'yı daha yüksek netlikle tespit edebilmişlerdir.

Her iki görüntüleme tekniğinin karşılaştırıldığı çalışmalar içerisinde KIBT tekniğinin OPG'ye üstünlüğünü ortaya koyan çalışmalar oldukça fazladır. Rouas ve

ark. (2) tanısal doğruluk bakımından OPG'ye göre ciddi anlamda üstün olan KIBT görüntüleme tekniğini, daha yüksek maliyetine ve radyasyon dozuna rağmen önermişlerdir. Mizbah ve ark. (105) MK'nın özellikle bukko-lingual pozisyonunun üç boyutlu görüntüler ile daha kesin değerlendirileceğini bildirmişlerdir. Kiercsh (36) ve Wilson (124) AMK'ların OPG ile yanlış yorumlanabileceğini, Tantanapornkul ve ark. (19) KIBT görüntülerinin spesifite ve sensitivite bakımından OPG görüntülerine göre daha kesin sonuç verdiğini bildirmişlerdir. Ghaeminia ve ark. (131) ise aksine, 3. molar dişin çekimi esnasında zarar gören mandibular sinirin post-operatif değerlendirilmesinde, KIBT ve OPG görüntüleri arasında spesifite ve sensitivite bakımından anlamlı bir fark bulamadıklarını açıklamışlardır.

Tüm bu veriler doğrultusunda, çalışmamızda; OPG görüntüleri üzerinde %2,43 olarak saptamış olduğumuz AMK prevalans değeri, literatürde bildirilen %0,01-8,3 arasındaki değerler ile uyum içerisindedir. Ancak KIBT görüntüleri üzerinde %8,57 olarak saptamış olduğumuz AMK prevalans değeri, literatürde belirtilen %15,6-65 arasındaki değerlerin altında çıkmıştır. AMK prevalans değerlerinden de anlaşılacağı üzere, diş hekimliğinde KIBT tekniğinin yaygın olarak kullanılmasıyla AMK görülme sıklığında artış olmuştur.

6. SONUÇ

Mandibulaya yapılacak cerrahi girişimler sırasında veya sonrasında, mandibulanın vasküler ve nöral devamlılığını koruması çok önemlidir. Bu nedenle mandibular kanal ve varyasyonlarının anatomisinin çok iyi bilinmesi ve bölgeye yapılacak cerrahi işlemler öncesi bu anatomik verilerin net ve doğru bir şekilde ortaya konması gerekmektedir.

OPG görüntüleri; sadece iki boyutlu görüntüleme ile sınırlı kalıp, bukko-lingual yönde değerlendirme olanağı vermemeleri, düşük detay, ghost imaj ve distorsiyon gibi görüntü yanılsamalarına sebep olmalarına rağmen, MK'nın seyri ve varyasyonlarının tespit edilmesinde, mandibulaya yapılacak girişimsel işlemlerde başarı sağlanmasında ve risklerin eliminasyonunda katkı sağlamaktadır.

Teknolojideki gelişmelere paralel olarak, radyografi teknikleri ve bilgisayar sistemlerinin gelişmesi sonucu ortaya çıkan ve son yıllarda kullanımı giderek yaygınlaşan KIBT görüntüleme sistemlerinin AMK'ları tespit etme yeteneği, gerek bizim çalışmamızda ve gerekse literatürde de görüldüğü üzere, OPG görüntüleri ile karşılaştırıldığında oldukça fazladır. Ancak KIBT görüntüleme sistemleri; maliyetinin, hastaya ve çevreye verdiği radyasyon dozunun OPG sistemlerine göre daha yüksek olması nedeniyle tanı ve tedavi maksadıyla ilk başvurulacak görüntüleme teknikleri olmamalıdır. Hekimlerin tanı ve tedavi maksadıyla başvurulacak görüntüleme yöntemlerini belirleme aşamasında, en düşük dozda ışının alınacağı teknikleri tercih etmeleri, hasta ve çevre sağlığının korunması ile tanı ve tedavi maliyetlerinin düşürülmesi açısından oldukça önemli olduğu unutulmamalıdır.

Çalışmamızda, prevalans değerlerini; OPG görüntüleme sistemi ile %2,43 ve KIBT görüntüleme sistemi ile %8,57 olarak saptadığımız AMK'larla daha da yüksek oranda karşılaşılabileceği unutulmamalı, riskli girişimler öncesinde ve iki boyutlu görüntüleme yöntemlerinin yetersizliği nedeniyle tanıda şüpheye düşüldüğünde; kanama, parestezi, travmatik nöroma gibi komplikasyonları engellemek için KIBT görüntüleme yöntemlerine mutlaka başvurulmalıdır.

Literatürde AMK'ları gruplandırmak için yapılan farklı sınıflandırmalar arasından en dikkat çekenler, Nortje ve ark. (37) ile Langlais ve ark. (38) yaptıkları sınıflandırmalardır. Bununla birlikte, her iki sınıflandırmanın da panoramik

radyograflar göz önünde bulundurularak oluşturulması ve AMK tiplerinin bazılarının bu sınıflandırmalarda karşılığı olmaması nedeniyle eksik oldukları düşünülmektedir. Ayrıca çalışmamızda gözlemlediğimiz bazı AMK yapıları da bu sınıflandırmalara uymamaktadır. Nitekim Wyatt (114) ile Bogdan ve ark. (104) da bu sınıflandırmaların kullanışlı olmadığını ve klinikte anlamlı bir fayda sağlamadığını belirtmişlerdir. Diğer taraftan ramusta iki ayrı foramenden başlayıp, daha sonra birleşerek tek bir MK oluşturan AMK tipinin (Nortje Tip III) , KIBT görüntüleri üzerinde yapılmış bir sınıflandırma olan Naitoh sınıflandırmasında karşılığının olmaması da dikkat çekicidir. Bu yüzden tüm MK varyasyonlarını kapsayacak şekilde yeni bir sınıflandırma yapılmasına ihtiyaç duyulmaktadır.

7. KAYNAKLAR

1. Sanchis JM, Penarrocha M, Soler F. Bifid mandibular canal. J Oral Maxillofac Surg 2003; 61: 422-4.
2. 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: 34-8.
3. Olivier E. The inferior dental canal and its nerve in the adult. Br Dent J 1928; 49: 956-8.
4. Auluck A, Pai KM, Mupparapu M. Multiple mandibular nerve canals: radiographic observations and clinical relevance. Report of 6 cases. Quintessence Int 2007; 38: 781-7.
5. Rodella LF, Buffoli B, Labanca M, Rezzani R. A review of the mandibular and maxillary nerve supplies and their clinical relevance. Arch Oral Biol. 2011;57(4): 323-34.
6. Güven O, Güneş O. Dental implantolojide nervus alveolaris inferiorun önemi. Türkiye Klinikleri J. Dental Sci-Special Topics 2010;1(1):16-22.
7. 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): 501-7.
8. Gratt BM. Panoramic radiography. In: Stuart C. White, Michael J. Pharoah, Donald O'Connor. Oral Radiology: Principles and Interpretation. (5th ed) Elsevier Science, 2003; 191-210.
9. Chaushu S, Chaushu G, Becker A. The use of panoramic radiographs to localize displaced maxillary canines. Oral Surg Oral Med Oral Radiol Endod 1999; 88(4): 511-6.
10. Ferguson JW, Evans RI, Cheng LH. Diagnostic accuracy and observer performance in the diagnosis of abnormalities in the anterior maxilla: a comparison of panoramic with intraoral radiography. Br Dent J 1992; 173(8): 265-71.

11. Mattick CR, Carter NE, Gordon PH. The diagnostic value of routine intra-oral premaxillary radiographs in orthodontic assessment. Int J Paediatr Dent 1999; 9(3): 161-8.
12. Açıkgöz A. Ortopantomografilerin klinik kullanımları. Atatürk Üniv Diş Hek. Fak. Derg. 1996; 6 (2): 80-5.
13. Azevedo LR, Damante JH. The image of the hard palate/nasal fossa floor in panoramic radigraphy: the controversy is over. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2001; 92(4): 458-464.
14. Çelenk P. Ortopantomografide sert damak görüntülerinin incelenmesi. HÜ Diş Hek. Fak. Derg 1990; 14 (3): 175-8.
15. Çolak M, Atakul F. Panoramik radyografilerde foramen mentale'nin görülebilen varyasyonlarının prevalansları. DÜ Diş Hek. Fak. Derg. 2002; 8 (1): 1-6.
16. McVaney TP, Kalkwarf KL. Misdiagnosis of an impacted supernumerary tooth from a panographic radiograph. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1976; 41(5): 678-681.
17. Velvart P, Hecker H, Tillinger G. Detection of the apical lesion and the mandibular canal in conventional radiography and computed tomography, Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2001; 92, 682-8.
18. White SC, Pharoah MJ. Oral Radiology: Principles and Interpretation. Mosby Elsevier, St. Louis, Missouri. 2009;175-244.
19. Tantanapornkul W, Okouchi K, Fujiwara Y, Yamashiro M, Maruoka Y, Ohbayashi N, et al. A comperative 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, 253-9.
20. Böhm B, Hischfelder U. Localization of lower right molars in a panoramic radiograph, lateral cephalogram and dental CT. J Orofac Orthop. 2000; 61, 237-45.
21. Albert DGM, Gomes ACA, Vasconcelos BCE, Silva EDO, Holanda GZ. Comparison of orthopantomographs and conventional tomography images for assessing the relationship between impacted lower third molars and the mandibular canal, J Oral Maxillofac Surg.2006;64,1030-7.

22. Bouquet A, Coudert JL, Bourgeois D, Mazoyer JF, Bossard D. Contributions of reformatted computed tomography and panoramic radiography in the localization of third molars relative to the maxillary sinus, Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2004;98, 342347.
23. Aksu F, Zeybek G, Aksu E, Özcan E, Çapraz N, Alibeyoğlu AM. Foramen mandibulanın lokalizasyonu ve morfometresi. DEÜ Tıp Fakültesi Dergisi,2007;21:3,131-5.
24. Fawcett E. The structure of the inferior maxilla with special reference to the position of the inferior dental canal. J Anat 1985; 29: 355-366.
25. Greenstein G, Tarnow D. The mental foramen and nerve: clinical and anatomical factors related to dental implant placement: a literature review. J Periodontol 2006; 77(12):1933-43.
26. Littner MM, Kaffe I, Tamse A, Dicapua P. 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.
27. 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.
28. Gomes AC, Vasconcelos BC, Oliveira E Silva ED, Da Silva LC. Lingual nerve damage after mandibular third molar surgery: a randomized clinical trial. J Oral Maxillofac Surg 2005; 63: 1443-6.
29. Chavez-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): 1540-4.
30. Carter RB, Keen EN. The intramandibular course of the inferior alveolar nerve. J Anat. 1971; 108; 3: 433-40.
31. Miloglu O, Yilmaz AB, Caglayan F. Bilateral bifid mandibular canal: a case report. Med Oral Patol Oral Cir Bucal 2009; 14: E244-6.
32. Wadhwani P, Mathur RM, Kohli M, Sahu R. Mandibular canal variant: a case report. J Oral Pathol Med 2008; 37: 122-4
33. Claeys V, Wackens G. Bifid mandibular canal: Literature review and case report. Dentomaxillofac Radiol 2005; 34: 55-8.

34. Kaufman E, Sherman NJ, Wang PD. Bilateral mandibular accessory foramina and canals: a case report and review of the literature. Dentomaxillofac Radiol 2000; 29: 170-5.
35. Patterson JE, Funke FW. Rontgenooddities Bifid Inferior Alveolar Canal. Oral Surg. 1973; 36:287-8.
36. Kiersch TA, Jordon JE. Rontgenooddities: Duplication Of The Mandibular Canal. Oral Surg. 1973; 35: 133-4.
37. Nortje CJ, 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: 55-63.
38. Langlais RP, Broadus R, Glass BJ. Bifid mandibular canals in panoramic radiographs. J Am Dent Assoc 1985; 110: 923-6.
39. 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): 155-9.
40. Harorlı A, Akgül HM, Yılmaz AB, Bilge OM, Dağıstan S, Çakur B, et al. Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi. Erzurum, Nobel Tıp Kitabevi, 2014;175-225.
41. Edwin TP, Gail FW. Digital radiography. The Journal of Contemporary Dental Practice. 2002;3;4;2-12.
42. Bayırlı G. Röntgen Işınları ve Dişhekimliğinde Uygulamalar, İstanbul, İstanbul Üniversitesi Basımevi, 1994;154-77.
43. Paksoy C. Panoramik Radyografi. www.dentistry.ankara.edu.tr 2011-2012.
44. Webb NB. Panoramic radiography. Seminars in Dental Hygiene. 1990;2(3),1-6.
45. Harorlı A, Akgül HM, Dağıstan S. Dişhekimliği Radyolojisi. Eser Ofset Matbaacılık. Erzurum, 2006;409-41.
46. Turgut E, Kansu Ö. Panoramik radyografi ve anatomik oluşumların izlenmesi. Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 1982;6(1);1-9
47. Harorlı A. Diş hekimliği Radyolojisi. Atatürk Üniversitesi Yayınları. Erzurum,1992;64-77.
48. Manson-Hing LR. Pantomography today. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 1972;34:832.

49. McDavid W, Welander U, Morris CR. Bluring effects in rotational panoramic radiogarphy. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 1982;53:111-5.
50. Whaites E. Essentials of Dental Radiography and Radiology, London, 2nd Edition. Churchill Livingstone, 1996;143-51.
51. Bean LR, Akerman WY. Intraoral orpanoramic radiography- Dental Clinics of North America 1984;28(1):47-55.
52. Langland OE, Sippy FH. Anatomic structures as visualised on the ortopantomogram. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 1968;26:475-84.
53. Oktay H, Gülyurt M. Panoramik radyografi. Hacettepe Dişhekimliği Fakültesi Dergisi 1984;8(1):57-63.
54. Pasler AF. Color Atlas of Dental Medicine: Radiology, Thieme Medical Publishers, New York. 1993; 9-25.
55. Muhammed AH, Manson-Hing LR. A comparison of panoramic and intraoral radiographic survey in evaluating a dental clinic population. Oral Surg, Oral Med, Oral Pathol. 1982;54:108-17.
56. Parks ET, Williamson GF. Digital radiography: An overview. J Contemp Dent Prac 2002;3:23-9.
57. Hounsfield GN. Computerized transverse axial scanning (tomography). Part I. Description of system. 1973 Br J Radiol 1995;68:H 166-72.
58. Hounsfield GN. Nobel Lecture. 8 December 1979. Computed Medical Imaging. J Radiol 1980;61:459-68.
59. Cormack AM. Early two-dimensional reconstruction (CT scanning) and recent topics stemming from it. Nobel lecture, December 8, 1979. J Comput Assist Tomogr 1980;4:658-64.
60. Miracle AC, Mukherji SK. Cone beam CT of the head and neck, part 1: Physical principles, part 2: Clinical applications AJNR Am J Neuroradiol 2009;30:1088-292.
61. Angelopoulos C, Scarfe WC, Farman AG. A comparison of maxillofacial CBCT and medical CT. Atlas Oral Maxillofac Surg Clin North Am 2012;20:1-17.
62. Goldman LW. Principles of CT and CT Technology J Nucl Med Technol 2007;35:115-28.
63. Kamburoğlu K. Dental volumetrik tomografi (Dental cone beam tomography). Ankara Diş Hek. Oda. Kli. Bil. Derg. 2007;2:55-60.

64. Kau CH, Richmond S, Palomo JM, Hans MG. Three-dimensional cone beam computerized tomography in orthodontics. J Orthod 2005;32:282-93.
65. Robb RA. Dynamic Spatial Reconstructor: An X-ray Video Fluoroscopic CT scanner for dynamic volume imaging of moving organs. IEEE Trans Med Imaging 1982;1:22-33.
66. Wiesent K. Enhanced 3D reconstruction algorithm for C-arm systems suitable for interventional procedures. IEEE Trans Med Imaging 2000;19:39-403.
67. Feldkamp LA, Davis LC, Kress JW. Practical cone-beam algorithm. J Opt Soc Am A 1984;1:612-9.
68. Özşahin ET. Anatomiye Giriş, www.baskent-adn.edu.tr 2015.
69. Temel volumetrik tomografi terimleri, www.volumetriktomografi.net D.Mar Gör. Mer.10.02.2015.
70. Haaga JR, Lanzieri CF, Gilkeson RC. CT and MR imaging of the Whole Body. Volume 1, part 1: Imaging principles in computed tomography. Mosby CV, St. Louis, 2003.
71. Scarfe WC, Farman AG. What is cone-beam CT and how does it work? Dent Clin North Am 2008;52:707-30.
72. Paksoy CS. Dijital Görüntüleme, 2011-2012 www.dentistry.ankara.edu.tr, 03.03.2015.
73. Scarfe WC, Li Z, Aboelmaaty W, Scott SA, Farman AG. Maxillofacial cone beam computed tomography: essence, elements and steps to interpretation. Aust Dent J 2012;57:46-60.
74. Benavides E, Rios HF, Ganz SD, An CH, Resnik R, Reardon GT, et al. Use of cone beam computed tomography in implant dentistry: The International Congress of Oral Implantologists consensus report. Implant Dent 2012;21:78-86.
75. Hirsch E, Wolf U, Heinicke F, Silva MA. Dosimetry of the cone beam computed tomography Veraviewepocs 3D compared with the 3D Accuitomo in different field of views. Dentomaxillofac Radiol 2008;37:268-73.
76. Pauwels R, Beinsberger J, Collaert B, Theodorakou C, Rogers J, Walker A, et al. K. SEDENTEXCT Project Consortium Effective dose range for dental cone beam computed tomography scanners. Eur J Radiol 2012;81:267-71.
77. White SC. Cone-beam imaging in dentistry. Health Phys 2008;95:628-37.

78. Scarfe WC, Farman AG, Levin MD, Gane D. Essentials of maxillofacial cone beam computed tomography. Alpha Omegan 2010;103:62-7.
79. Kau CH, Bozic M, English J, Lee R, Bussa H, Ellis RK. Cone-beam computed tomography of the maxillofacial region-an update. Int J Med Robot 2009;5:366-80.
80. Sukovic P. Cone beam computed tomography in craniofacial imaging. Orthod Craniofac Res 2003;6:31-6.
81. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Ann ICRP 1991;21:1-201.
82. Farman AG, Scarfe WC. The Basics of Maxillofacial Cone Beam Computed Tomography. Semin Orthod 2009;15:2-13.
83. Scarfe WC, Farman AG, Sukovic P. Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. J Can Dent Assoc 2006;72:75-80.
84. Keleş Evlice B, Öztunç H. Dijital radyografi ve diş hekimliğinde ileri görüntüleme yöntemleri. Archives Medical Review Journal 2013;230-8.
85. Michael G. X-ray computed tomography. Physics Education 2001;36:242-51.
86. Hirsch E. Cone-beam CT: the future of dental x-ray diagnostics. Dental Products Report. 01.03. 2007. www. thefreelibrary.com/ Dental+ Products + Report-s5476, 19.03.2015.
87. Danforth RA, Dus I, Mah J. 3-D volume imaging dentistry: A new dimension. J Calif Dent Assoc 2003;31:817-23.
88. Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, Martini PT, Andreis IA. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: Preliminary results. Eur Radiol 1998;8:1558-64.
89. Şirin Ş. 3 Boyutlu Dijital Volumetrik Tomografide Temel Kavramlar İstanbul Üni. Diş Hekimliği Fakültesi Oral Diagnoz ve Radyoloji AD; 25.04.2008 www.dentiss.com, 01.03.2015.
90. Akgül HM, Sümbüllü MA, Harorlı A. Dişhekimliğinde Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi (CBCT). Dişhek Der 2008;4(82):42-45.
91. Selcuk A, Ozcan KM, Akdogan O, Bilal N, Dere H. Variations of maxillary sinüs and accompanying anatomical and pathological structures. J Craniofac Surg 2008;19:159-64.

92. Chan HJ, Woods M, Stella D. Three-dimensional computed craniofacial tomography (3D-CT): Potential uses and limitations. Aust Orthod J. 2007;23(1):55-64.
93. Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, White SC. Patient risk related to common dental radiographic examinations: the impact of 2007 International Commission on Radiological Protection recommendations regarding dose calculation. J Am Dent Assoc 2008;139:1237-43.
94. Mah P, Reeves TE, McDavid WD. Deriving Hounsfield units using grey levels in cone beam computed tomography. Dentomaxillofac Radiol 2010;39:323-35.
95. Isoda K, Ayukawa Y, Tsukiyama Y, Sogo M, Matsushita Y, Koyano K. Relationship between the bone density estimated by cone-beam computed tomography and the primary stability of dental implants. Clin Oral Implants Res 2012;23:832-6.
96. Kamburoğlu K, Murat S, Yüksel SP, Cebeci AR, Horasan S. Detection of vertical root fracture using cone-beam computerized tomography: an in vitro assessment. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol 2010;109:74-81.
97. Schulze R, Heil U, Gross D, Bruellmann DD, Dranischnikow E, Schwanecke U, et al. Artefacts in CBCT: A review. Dentomaxillofac Radiol 2011;40:265-73.
98. Jaju PP, Jain M, Singh A, Gupta A. Artefacts in cone beam CT. Open Journal of Stomatology 2013;3:292-7.
99. Scarfe WC, Farman AG. Cone-Beam Computed Tomography. In: White SC, Pharoah MJ, eds. Oral radiology. Principles and interpretation, 6th ed. Mosby Elsevier, St. Louis, MO 2009;225-43.
100. Durst JH, Snow JE. Multiple mandibular canals: oddities or fairly common anomalies? Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1980;49:272-273.
101. Grover PS, Lorton L. Bifid mandibular nerve as a possible cause of inadequate anesthesia in the mandible. J Oral Maxillofac Surg 1983;41:177-9.
102. Zografos J, Kolokoudias M, Papadakis E. The types of the mandibular canal. Hell Period Stomat Gnathopathoprosopike Cheir 1990;5:17-20.
103. Akgünlü F, Kansu Ö. Panoramik radyograflarda bifid mandibular kanalların sınıflandırılması. Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi 2000;3:63-5.

104. Bogdan S, Pataky L, Barabas J, Nemeth Z, Huszar T, Szabo G. Atypical courses of the mandibular canal: comparative examination of dry mandibles and x-rays. J Craniofac Surg 2006;17:487-91.
105. Mizbah K, Gerlach N, Maal TJ, Berge SJ, Meijer GJ. The clinical relevance of bifid and trifid mandibular canals. Oral Maxillofac Surg 2011.
106. Auluck A, Pai KM, Shetty C. Pseudo bifid mandibular canal. Dentomaxillofac Radiol 2005;34:387-8.
107. Kuribayashi A, Watanabe H, Imaizumi A, Tantanapornkul W, Katakami K, Kurabayashi T. Bifid mandibular canals: cone beam computed tomography evaluation. Dentomaxillofac Radiol 2010;39:235-9.
108. de Oliveira-Santos C, Souza PH, de Azambuja Berti-Couto S, Stinkens L, Moyaert K, Rubira-Bullen IR, et al. Assessment of variations of the mandibular canal through cone beam computed tomography. Clin Oral Invest. 2011. DOI 10.1007 / s00784-011-0544-9.
109. Pires CA, Bissada NF, Becker JJ, Kanawati A, Landers MA. Mandibular Incisive Canal: Cone Beam Computed Tomography. Clinical Implant Dentistry and Related Research 2009.
110. Schejtman R, Devoto FC, Arias NH. The origin and distribution of the elements of the human mandibular retromolar canal. Arch Oral Biol 1967;12:1261-8.
111. Muller H. Caracteres non-metriques du squelette de la tete chez les polpulations medievales de Thoiry et de Bavois. Arch Suisses d'Anthropol Gen 1977;41:123-64.
112. Bilecenoglu B, Tuncer N. Clinical and anatomical study of retromolar foramen and canal. J Oral Maxillofac Surg 2006;64:1493-7.
113. Narayana K, Nayak UA, Ahmed WN. The retromolar foramen and canal in South Indian dry mandibles. Eur J Anat 2002;6:141.
114. Wyatt WM. Accessory mandibular canal: literature review and presentation of an additional variant. Quintessence Int 1996;27:111-3.
115. Quattrone G, Furlini E, Bianciotto M. [Bilateral bifid mandibular canal. Presentation of a case]. Minerva Stomatol 1989;38:1183-5.
116. Sutton JP. The Practical Significance Of Mandibular Accessory Foramina.Aus Dent J 1974;19(3):167-73.

117. Rottke B. Die Bedeutung Der Panoramadarstellung in Der Kieferchirurgie Dtsch.Zahnaertze.Z 1972;27:961-4.
118. Lew K, Townsend G. Failure to obtain adequate anaesthesia associated with a bifid mandibular canal: a case report. Aust Dent J 2006;51:86-90.
119. Afsar A, Haas D, Rossouw PE, Wood RE. Radiographic localization of mandibular anesthesia landmarks. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 1998;86(2):234-41.
120. Yadav P, Kumar R. Evaluation of local anaesthetic failures in dental practice. J Int Oral Health. 2010;2(4):16-21.
121. 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.
122. Sillanpaa M, Vuorı V, Lehtinen R. The mylohyoid nerve and mandibular anesthesia. Int J Oral Maxillofac Surg. 1988;17(3):206-7.
123. Meechan JG. How to overcome failed local anaesthesia. Br Dent J. 1999;186(1):15-20.
124. Wilson S, Johns P, Fuller PM. 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):350-2.
125. Desantis JL, Liebow C. Four common mandibular nerve anomalies that lead to local anesthesia failures. J Am Dent Assoc. 1996;127(7):1081-6.
126. Sant'Ana LFM, Giglio FPM, Ferreira Jr O, Sant'Ana E, Capelozza ALA. Clinical evaluation of the effects of radiographic distortion on the position and classification of mandibular third molars, Dentomaxillofacial Radiology. 2005;34:96-101.
127. Pawelzik J, Cohnen M, Willers R, Becker J. A comparison of conventional panoramic radiographs with volumetric computed tomography images in the preoperative assessment of impacted mandibular third molars, J Oral Maxillofac Surg. 2002;60:979-84.
128. Sharan A, Madjar D. Correlation between maxillary sinus floor topography and related root position of posterior teeth using panoramic and cross-sectional computed tomography imaging, Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2006;102:375-81.

129. de Boer EW, Dijkstra PU, Stegenga B, De Bont LG, Spijkervet FK. Value of cone-beam computed tomography in the process of diagnosis and management disorders of the temporomandibular joint. Br J Oral Maxillofac Surg 2014;52:241-6.
130. 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):2130-5.
131. 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;38:964-71.