



**T.C.
CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
AĞIZ DİŞ VE ÇENE RADYOLOJİSİ ANABİLİM DALI**

**ANTERİOR VE PREMOLAR DİŞLERİN KÖK KANAL
MORFOLOJİLERİNİN KONİK IŞINLI BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ
KULLANILARAK İNCELENMESİ**

Dt. Sümeyya BAYBARS

UZMANLIK TEZİ

SİVAS

2017



**T.C.
CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
AĞIZ DİŞ VE ÇENE RADYOLOJİSİ ANABİLİM DALI**

**ANTERİOR VE PREMOLAR DİŞLERİN KÖK KANAL
MORFOLOJİLERİNİN KONİK IŞINLI BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ
KULLANILARAK İNCELENMESİ**

Dt. Sümeyya BAYBARS

UZMANLIK TEZİ

Yrd. Doç. Dr. Defne Yalçın Yeler

DANIŞMAN ÖĞRETİM ÜYESİ

SİVAS

2017

ONAY

Bu tez, Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırlanmış ve jürimiz tarafından Ağız Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı'nda uzmanlık tezi olarak kabul edilmiştir.

İmza

Başkan Doç. Dr. Enver Alper SİNANOĞLU

Üye Yrd. Doç. Dr. Seval BAYRAK

Üye Yrd. Doç. Dr. Defne YALÇIN YELER

Bu tez, tarih ve sayılı Yönetim Kurulu Kararı ile belirlenen ve yukarıda imzaları bulunan jüri üyeleri tarafından kabul edilmiştir.

Prof. Dr. İhsan HUBBEZOĞLU
Diş Hekimliği Fakültesi Dekan V.

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan, her konuda göstermiş olduğu anlayış ve hoşgörüsüyle desteğini hep yanımda hissettiğim, kendisinden mesleki olduğu kadar insani açıdan da çok şey öğrendiğim, danışman hocam Sayın Yrd. Doç. Dr. Defne Yalçın YELER' e,

Eğitimim süresince bilgi, tecrübe ve yardımları ile bana destek olan hocam Sayın Yrd. Doç. Dr. Burak BULDUR' a, Sayın Yrd. Doç. Dr. Oğuzhan GÖRLER' e,

Tecrübesi ve bilgisine sıklıkla başvurduğum ve yardımlarını hiçbir zaman esirgemeyen Sayın Doç. Dr. Enver Alper Sinanoğlu'na ve verdikleri destekten ötürü Sayın Yrd. Doç. Dr. Seval Bayrak'a

Tanımaktan ve birlikte çalışmaktan büyük mutluluk duyduğum ve yoğun çalışma tempomuzda gösterdikleri arkadaşlıklarıyla her zaman sevgiyle hatırlayacağım kıymetli çalışma arkadaşlarım Dt. Melike Koraltan, Dt. Tuğba Kaya, Dt. Fatmanur Ketenci, Dt. İlkur Eninanç, Teknisyen Şirin Başer Timurkutluk, Teknisyen Berrin Başköy, Teknisyen Tuğba Yandım' a,

Desteklerini ve dostluklarını her zaman hissettiğim arkadaşlarım Dr. Dt. Fatma Kanmaz, Dr. Dt. Zeliha Muslu, Dt. İmran Erözdemir, Dt. Merve Candan, Dt. Merve Bal'a,

Bu günlere gelmemde maddi ve manevi desteklerini her zaman yanımda hissettiğim canım annem Aysel COŞGUN' a, canım babam Bedri COŞGUN' a, canım kardeşlerim Rukiye COŞGUN, Selçuk COŞGUN ve Kadriye COŞGUN' a

Hayatıma girdiği andan itibaren sevgisini ve desteğini her zaman hissettiğim sevgili eşim Rıdvan BAYBARS' a

Teşekkürlerimi saygı ve sevgilerimle sunarım.

ÖZET

ANTERİÖR VE PREMOLAR DIŞLERİN KÖK KANAL MORFOLOJİLERİNİN KONİK IŞINLI BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ KULLANILARAK İNCELENMESİ

Dt. Sümeyya BAYBARS

Ağız Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı

Sivas, 2017

Bu çalışmanın amacı; Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş ve Çene Radyoloji Anabilim Dalına 2015-2017 yılları arasında başvuran ve çeşitli sebeplerle konik ışınli bilgisayarlı tomografi (KIBT) çektiren hastaların anterior ve premolar dişlerinin kök kanal morfolojisini ve simetrisinin incelenmesidir.

Çalışmada 400 hastanın KIBT görüntüleri aksiyal, sagittal, koronal ve çapraz kesitlerde incelendi. 16 yaş altı hastalar, simetrisi olmayan dişler ve kalitesi yetersiz olan görüntüler çalışma dışı bırakıldı. Dişler çapraz kesitlerde incelendi ve kök kanal morfolojilerinde Vertucci sınıflaması kullanılarak, simetri durumları da göz önüne alınıp kaydedildi. Yine aksiyal, sagittal ve koronal kesitlerde görüntüler taranarak kök sayıları tespit edilip kaydedildi. Mine-sement sınırından kök ucuna kadar dişlerin kök boyları ölçüldü ve panoramik rekonstrüksiyonlarda dişlerin kök eğimleri, dişlerin uzun eksenleri dikkate alınarak mesial, distal ve vertikal olarak sınıflandırılıp kaydedildi.

Üst anterior dişlerde en yüksek oranda Tip I kanal konfigürasyonu bulunurken, çok büyük oranlarda da tek köke sahip oldukları tespit edildi. Üst birinci küçük azı dişler % 62,2 oranında 2 kök, %37 oranında tek köke sahipken, tek köklü küçük azılar en fazla Tip IV (% 79,4) kanal şekline sahipti. Üst ikinci küçük azılar % 82,2 tek köke ve en fazla Tip I (% 41,6) ve Tip IV (%23,3) kanal şekline sahipti. Alt çene anterior ve premolar dişlerde çok büyük oranlarda tek köke rastlandı. 31-41 no' lu dişlerde en fazla Tip I (%62,0) kanal şekli görülürken, Tip III kanal şekli % 32,2 oranındaydı. 32-42 no' lu dişlerde en fazla Tip I (%62,6) ve devamında Tip III kanal

(% 32,4) şekli tespit edildi. Alt çene kanin ve premolar dişlerde de yüksek oranlarda (%87-89) Tip I kanal şekli görüldü. En düşük simetri oranı % 85,0 ile 31-41 numaralı dişte, en yüksek simetri oranı % 96,2 ile 12-22 ve 14-24 numaralı dişlerde görüldü. Genel olarak simetri oranı tüm alt çene dişlerinde, üst çene dişlerinden düşük olarak bulundu. 24.1 mm ile en uzun köke 13-23 numaralı dişlerde en kısa köke 7,4 mm ile 31-41 numaralı dişlerde rastlandı. Santral ve lateral dişlerin dışındaki tüm dişlerin kök eğimleri daha yüksek oranda distal taraftaydı. Santral ve lateral dişlerde ise vertikal eğim distal eğimle yakın oranlarda olsa da vertikal eğim daha fazla olarak tespit edildi.

Tüm sonuçlar değerlendirildiğinde özellikle alt anterior ve üst çene küçük azı dişlerle beraber tüm diş gruplarında kök kanal morfolojilerinin her zaman bireysel farklılıklar gösterebileceği dikkate alınmalıdır. Bununla beraber dişlerin kanal morfolojilerinin anatomik varyasyonları hakkında elde edilecek detaylı bilgi ve tecrübe, kök kanal tedavisi işlemleri esnasında oluşabilecek hataları en aza indirerek başarı oranını artıracaktır. Bu açıdan KIBT kök kanal morfolojisinin incelenmesinde yararlı bir görüntüleme yöntemidir.

Anahtar Kelimeler: Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi, kök kanal morfolojisi, Vertucci sınıflandırması

ABSTRACT**ANALYSIS OF ROOT CANAL MORPHOLOGY OF ANTERIOR AND
PREMOLAR TEETH USING CONE BEAM COMPUTED TOMOGRAPHY****Dt. Sümeyya BAYBARS****Department of Oral and Maxillofacial Radiology****Sivas, 2017**

The aim of this study was to analyse the root canal morphology of the anterior and premolar teeth of patients using cone beam computed tomography (CBCT) who applied to Department of Oral and Maxillofacial Radiology of the Cumhuriyet University Faculty of Dentistry between 2015 and were included 2017.

In the study, CBCT images of 400 patients were examined in axial, sagittal, coronal and cross sections. Particularly unsymmetrical teeth were not included in the study. Root canal morphologies were examined in cross-sections according to Vertucci classification in the examined teeth and their symmetry conditions were evaluated and recorded. The root length of the teeth was measured from the border of the enamel cement to the apical of the root and during the panoramic reconstructions the root inclinations of the teeth were determined mesial, distal and vertical by taking the long axes of the teeth into consideration.

Maxillary anterior teeth, the highest configuration was Type I, while the majority had a single root. Maxillary first premolar teeth had 62.2% 2 root, 37% single root and single root premolars had the most type IV (79.4%) canal shape. Maxillary second premolars had 82.2% of single root and most had Type I (41.6%) and Type IV (23.3%) canal shapes. In the mandibular anterior and premolar teeth, only a single root was encountered. Type I (62.0%) canal shape was found in 31-41 type teeth, and 32.2% in type III canal type. Type I (62.6%) canal shape was found in 32-42 type teeth, and 32.4% in type III canal type. Mandibular canin and premolar teeth, a high ratio (87-89%) was seen in the form of a Type I canal. The lowest

symmetry rate was 85.0% with teeth 31-41, the highest symmetry rate was 96.2%, with teeth 12-22 and 14-24. In general, the symmetry ratio was found to be lower mandibular teeth than maxillary teeth. The longest root was found in teeth 13-23(24.1 mm), the shortest root was found in teeth 31-41(17.4 mm). The root inclinations except of the central and lateral teeth were higher on the distal side. In the central and lateral teeth, the vertical incline was closer to the distal incline but the vertical incline was found more.

When all the results are evaluated, it should be taken into consideration that root canal morphology may always show individual differences in all tooth groups, especially in the mandibular anterior and maxillary premolar teeth. With it, the detailed knowledge and experience gained about the anatomical variations of the canal morphology of the teeth will improve the success rate by minimizing the mistakes that may occur during root canal treatment procedures. In this respect, CBCT is a useful imaging method in examining root canal morphology.

Keywords: Cone beam computed tomography, Vertucci classification, root canal morphology

İÇİNDEKİLER

ÖZET	iv
ABSTRACT	vi
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	x
ŞEKİLLER DİZİNİ	xi
TABLolar DİZİNİ	xii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Konvansiyonel Tomografi	5
2.2. Bilgisayarlı Tomografi	5
2.2.1.BT'nin Temel Prensipleri	6
2.2.2.BT Cihazının Bölümleri	7
2.2.3.Spiral (Helikal) BT	12
2.2.4.Multidedektör BT	12
2.2.5.BT'nin Avantajları	13
2.2.6.BT'nin Dezavantajları	14
2.3.Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi	14
2.3.1.Tarihçe	14
2.3.2.KIBT Tekniğinin Esasları	15
2.3.3.KIBT Cihazlarında Görüntü Oluşturulması	16
2.3.4.KIBT' nin Avantajları	21
2.3.5.KIBT' nin Dezavantajları	23
2.3.6.KIBT' nin Özellikleri	25
2.3.7.KIBT' nin Sınırları	26
2.3.8.Diş Hekimliğinde KIBT Uygulamaları	27
2.4.Kök Kanal Morfolojisinin Değerlendirilmesi	31
2.4.1.Kök Kanal Morfolojisinin Üzerine Etkili Olan Faktörler	31
2.4.2.Kök Kanal Morfolojisinin Belirlenmesi İçin Yararlanılan	
Metotlar	32
2.5.Kök Kanal Sistemi Sınıflamaları	36
2.5.1.Vertucci Sınıflaması	36
2.5.2.Gulabivala ve ark. Sınıflaması	37
2.5.3.Weine Sınıflaması	38
3. GEREÇ VE YÖNTEM	40
3.1.Bireylerin Seçimi	40
3.1.1.Çalışmaya Dahil Etme Kriterleri	40
3.1.2.Çalışmadan Hariç Tutma Kriterleri	40
3.2.KIBT Görüntüleri	41
3.2.1.Görüntülerin İncelenmesi	41
3.3.İstatiksel Yöntem	45
4.BULGULAR	46
4.1.Vertucci Sınıflamasına göre Kök Kanal Morfolojisine İlişkin Bulgular	46
4.2.Kök Sayılarına İlişkin Bulgular	50

4.3.Kök Kurvatürüne İlişkin Bulgular	52
4.4.Kök Boylarına İlişkin Bulgular	54
5.TARTIŞMA	55
6.SONUÇLAR VE ÖNERİLER	67
7.KAYNAKLAR	69
8.ÖZGEÇMİŞ	81

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

Ark.	Arkadaşları
BT	Bilgisayarlı Tomografi
CCD	Charge-Couple Device
DICOM	Digital Imaging and Communication in Medicine
FOV	Field of View= Görüntüleme Alanı
FPD	Flat Panel Dedektör
ICRP	Uluslararası Radyoloji Koruma Derneği (International Comission on Radiological Protection)
IIT	Image Intensifier tüp= Yoğunlaştırıcı Tüp
İR	İntraoral radyografi
KIBT	Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi
MBT	Mikro bilgisayarlı Tomografi
MPR	Multiplanar Reformasyon
SEM	Taramalı Elektron Mikroskobu
T	Tip
TME	Temporomandibular Eklem
Vert.	Vertucci
Gy	Gray
kVp	Kilovolt peak
mA	Miliamper
mm	Milimetre
Sv	Sievert
µm	Mikrometre
%	Yüzde

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. BT cihazına ait gantri ve hastanın uzanacağı masaya ait görüntü	8
Şekil 2.2. BT’ de görüntüyü oluşturan piksel ve voksellerin şematik görüntüsü	10
Şekil 2.3. Hounsfield skalası ve ilgili dokuların Hounsfield ünitesi (HU) değerleri	10
Şekil 2.4. Spiral BT cihazının çalışma prensibinin şematik görüntüsü	12
Şekil 2.5. DVT görüntülemenin şematik görüntüsü	15
Şekil 2.6. Vertucci Sınıflandırması	37
Şekil 2.7. Gulabivala Sınıflandırması	38
Şekil 2.8. Weine Sınıflandırması	39
Şekil 3.1. Planmeca Promax 3D Max yazılımı Romexis cihazı	41
Şekil 3.2. Cross-sectional görüntülerden örnekler (A).Tip II, (B).Tip VII, (C).Tip III, (D).İki köklü kanin	43
Şekil 3.3. Sagittal, koronal, aksiyal kesitlerde görüntü örnekleri	44
Şekil 3.4. Panoramik rekonstrüksiyonlarda kök eğimlerinin belirlenmesi	44
Şekil 3.5. Sagittal kesitlerde kök uzunluğunun ölçümü	45

TABLOLAR DİZİNİ

Tablo 2.1. Tanısal radyolojinin 5 ana dalı, kullanılan ışın türleri ve iyonizasyon özellikleri	4
Tablo 4.1. 11-21 Vertucci sınıflandırma oranları	46
Tablo 4.2. 12-22 Vertucci sınıflandırma oranları	47
Tablo 4.3. 13-23 Vertucci sınıflandırma oranları	47
Tablo 4.4. 14-24 Vertucci sınıflandırma oranları	47
Tablo 4.5. 15-25 Vertucci sınıflandırma oranları	48
Tablo 4.6. 35-45 Vertucci sınıflandırma oranları	48
Tablo 4.7. 34-44 Vertucci sınıflandırma oranları	48
Tablo 4.8. 33-43 Vertucci sınıflandırma oranları	49
Tablo 4.9. 32-42 Vertucci sınıflandırma oranları	49
Tablo 4.10. 31-41 Vertucci sınıflandırma oranları	49
Tablo 4.11. 15-25 nolu dişlerin kök sayı oranları	50
Tablo 4.12. 14-24 nolu dişlerin kök sayı oranları	50
Tablo 4.13. 13-23 nolu dişlerin kök sayı oranları	50
Tablo 4.14. 12-22 nolu dişlerin kök sayı oranları	50
Tablo 4.15. 11-21 nolu dişlerin kök sayı oranları	51
Tablo 4.16. 35-45 nolu dişlerin kök sayı oranları	51
Tablo 4.17. 34-44 nolu dişlerin kök sayı oranları	51
Tablo 4.18. 33-43 nolu dişlerin kök sayı oranları	51
Tablo 4.19. 32-42 nolu dişlerin kök sayı oranları	51
Tablo 4.20. 31-41 nolu dişlerin kök sayı oranları	52
Tablo 4.21. 15-25 Kök Kurvatürü oranları	52
Tablo 4.22. 14-24 Kök Kurvatürü oranları	52
Tablo 4.23. 13-23 Kök Kurvatürü oranları	52
Tablo 4.24. 12-22 Kök Kurvatürü oranları	53
Tablo 4.25. 11-21 Kök Kurvatürü oranları	53
Tablo 4.26. 35-45 Kök Kurvatürü oranları	53
Tablo 4.27. 34-44 Kök Kurvatürü oranları	53
Tablo 4.28. 33-43 Kök Kurvatürü oranları	53

Tablo 4.29. 32-42 Kök Kurvatürü oranları	54
Tablo 4.30. 31-41 Kök Kurvatürü oranları	54
Tablo 4.31. 4.4.Kök Boylarına İlişkin Bulgular	54



1.GİRİŞ

Endodontik tedavinin başarısı kök kanal sisteminde bulunan periapikal dokular için enfeksiyon riski taşıyan tüm mikroorganizmalarla birlikte toksik ürünlerin uzaklaştırılması ve kök kanalının ideal bir şekilde şekillendirilip, hermetik bir tıkama sağlayarak apikal foramene kadar doldurulması esasına dayanmaktadır. Bu yüzden kök kanal morfolojisinin bilinmesi endodontik tedavi başarısında önemli bir rol oynamaktadır(1). Diş hekimi teknolojik alandaki son gelişmeleri, kök kanal morfolojisi hakkındaki bilgisiyle birleştirirse tedavilerdeki başarı şansını daha da arttırmış olur.

Apikal sızıntı olması endodontik tedavide başarısızlık nedenleri arasında ilk sırayı almaktadır(2). Kök kanalı içerisine, periapikal dokulardan sızıntı oluşmasının sebebi, kök kanal sistemindeki varyasyonların iyi bilinmemesinden dolayı kök kanallarının hazırlanması sırasında ulaşılmamış bölgelerin bırakılması ve bununla beraber kanalların yetersiz doldurulmasıdır(3).

Birçok araştırmacı farklı teknikler (şeffaflaştırma, boyama ve kesit alma çalışmaları, radyografik incelemeler, KIBT ve mikro bilgisayarlı tomografi (MBT)) kullanarak kök kanallarının morfolojik özelliklerini incelemişlerdir. Yapılan çalışmalarda, diş gruplarının belirli ortak özelliklerinin olduğu rapor edilmekle birlikte, kök kanal yapılarının yaş, cinsiyet gibi bireysel farklılıklardan etkilenebileceği, ek olarak genetik, ırksal karakteristik değişiklikler de taşıyabileceği sonucuna varılmıştır(4, 5).

Literatürde alt ve üst çene anterior ve premolar dişlerin kök kanal morfolojileri ile ilgili yapılmış birçok çalışma bulunmaktadır. Bu çalışmalarda dişler tek tek veya birlikte bazen de alt ve üst çene dişlerinin tamamı alınarak, kök kanal morfolojileri ile ilgili birçok veriler ortaya konmuştur(4, 6).

Kök kanal sisteminin morfolojisi karmaşıktır, bu yüzden tedavi öncesi anatomik özelliklerin değerlendirilmesinde en uygun görüntüleme yöntemi tercih edilmelidir ve yapılan radyolojik değerlendirmeye göre tedavi süreci şekillendirilmelidir. Kök kanal sistemlerinin morfolojisini incelemeye kullanılan geleneksel in vitro yöntemler (seri kesit alma ve şeffaflaştırma tekniği) örneklerde

geri dönüşümsüz değişikliklere neden olmaktadır. Bilgisayarlı tomografi (BT) invaziv olmayan bir yöntemdir ancak geleneksel BT ile elde edilen kesit kalınlığının fazla olması ve dolayısıyla görüntülerin çözünürlüklerinin düşük olması dezavantajdır(7, 8).

KIBT, özellikle kesitsel değerlendirmeye olanak sağlaması ve yüksek görüntü kalitesi ile iki boyutlu görüntüleme yöntemlerine, çok daha düşük doz ve yüksek çözünürlükle görüntü elde etmesiyle medikal BT ile yapılan çekimlere göre avantaj sağlamaktadır(7). Son yıllarda endodonti alanında, rutin uygulamalar dışında KIBT kullanımının klinik faydalarına dikkat çeken birçok çalışma mevcuttur ve yaygınlaşmaya başlamıştır(9).

Çalışmamızda kanal tedavisi uygulamalarında maksiller ve mandibular anterior ve premolar dişlerin kök kanal morfolojilerini incelemek amacıyla KIBT kullanılmıştır. Çalışmanın amacı, 2015-2017 yılları arasında Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş ve Çene Radyoloji Anabilim Dalı'na gelen ve çeşitli sebeplerle KIBT çektiren hastaların maksiller ve mandibular anterior ve premolar dişlerinin Vertucci sınıflamasına göre kök kanal morfolojilerini ve simetrisini belirlemek, kök sayılarını, ortalama kök boylarını, kök kurvatürlerini inceleyerek, endodontik tedavi sırasında şekillendirmeye rehberlik edecek, işlemsel hataları azaltmaya çalışacak verilerin elde edilmesini sağlamaya yardımcı olmaktır.

2. GENEL BİLGİLER

Profesör Wilhelm Conrad Röntgen Almanya' nın Würzburg Fizik Enstitüsü'nde özellikle katot ışınları üzerinde çalışırken 1895 yılında X-ışınlarını keşfetti. Bilim çevresinde çok büyük yankılar uyandıran bu keşif yeni gelişmelere de önderlik etmiştir(10, 11). Bu buluştan kısa bir süre sonra H. Antonie Becquerel x-ışınları üzerinde çalışırken uranyumun radyoaktifliğini; Marie Sklodowska Curie ve eşi Pierre Curie ise radyum elementini keşfederek 'Radyoloji' adında yeni bir bilimin doğuşunu gerçekleştirmişlerdir(12). Bu önemli buluşlar kısa bir zaman içinde hastalıkların tanı ve tedavisinde kullanılmaya başlanmıştır.

X-ışınlarının buluşundan sonra, görüntüleme yöntemleri hızla gelişerek günümüz teknolojisi ile birleşmiş ve yeni teknikler geliştirilmiştir. Geliştirilen yeni yöntemlerin farklı fiziksel prensipleri bulunmaktadır. Görüntüleme yöntemlerinde başlıca üç ana prensip kullanılmaktadır(13)

1.Emisyon (yayma): Enerji kaynağı vücuttaadır. Görüntüyü oluşturmak için vücuttan salınan enerjinin alınması ve işlenmesi gerekmektedir.

2.Transmisyon (geçme): Kullanılan enerji, vücudu geçer ve öbür taraftaki alıcıya ulaştırılır. Kullanılan enerjinin vücudu geçebilecek kadar güçlü olması gerekmektedir.

3.Refleksiyon (yansıma): Enerji kaynağı ve alıcı hastanın aynı tarafında bulunur. Üretilen enerji vücuda gönderildikten sonra, vücuttan yansıyan enerji alınarak görüntüleme sağlanır.

İyonize radyasyon dış hekimliği radyolojisinde tanı amaçlı, tıpta ise tanı ve tedavi amaçlı kullanılmaktadır. Bu işlemler sırasında hastalara x-ışınları (tanısal radyoloji, radyoterapi) ya da gama ışınları (nükleer tıp, radyoterapi) uygulanmaktadır. Kapsamları ve uygulamaları tamamen farklı olan tanı ve tedavi, kısa sürede ayrı disiplinler haline gelmiş ve radyolojinin tanı ile ilgili kısmına Tanısal Radyoloji, tedavi ile ilgili dalına ise Radyoterapi adı verilmiştir(13, 14).

Tanısal radyoloji, radyan enerjinin ve radyoaktif maddelerin insan vücudunun yapısını incelemek üzere kullanılmasıdır. Amaç, hastaya mümkün olduğu kadar az radyasyon uygulayarak en iyi görüntüyü elde etmektir. Tanısal radyolojinin temel yöntemi röntgendir(15). Daha sonra değişik enerji türlerinin kullanıldığı farklı fizik prensiplerine dayanan yöntemler geliştirilmiştir. Tanısal radyolojinin beş ana dalı ve kullanılan ışık türleri Tablo 1’ de sunulmaktadır(12, 16).

Tablo 2.1. Tanısal radyolojinin 5 ana dalı, kullanılan ışın ve dalga türleri ve iyonizasyon özellikleri

Yöntem	Kullanılan ışın ve dalga türleri	İyonizasyon	Fiziksel prensip
Röntgen/Dijital Radyografi (DR)	X-ışını	İyonize	Transmisyon
Bilgisayarlı Tomografi(BT)	X-ışını	İyonize	Transmisyon
Radyonüklid Görüntüleme(RG)	Gama ışını	İyonize	Emisyon
Manyetik Rezonans Görüntüleme(MRG)	Radyo frekans dalgaları	Non-İyonize	Emisyon
Ultrasonografi	Ultrason dalgaları	Non-İyonize	Refleksiyon

Maliyetinin düşük olması ve hastaya ulaşan radyasyon dozunun az olması nedeniyle, özellikle diş hekimliği radyolojisinde sık kullanılan konvansiyonel radyografi tekniğinin en büyük dezavantajı, üç boyutlu dokunun iki boyutlu görüntüsünün oluşmasıdır. Elde edilen görüntüde bukkal-lingual (fasiyal-oral) yöndeki dokular çoğu zaman izlenememekte ve doku süperpozisyonları nedeniyle radyografik kalite düşmektedir(15, 17). 1980’li yıllarda geliştirilen dijital radyografi sistemleri ile konvansiyonel radyografi tekniğindeki kimyasal banyo işlemleri ortadan kaldırılmış, görüntü oluşma hızı artırılmış, ışınlama süresi azaltılmış ve elde edilen görüntülerin bilgisayar ortamında arşivlenebilmesi sağlanmıştır(15, 18).

Direkt sensör sistemler (charged coupling device, CCD) ve fosfor plak sistemleri (photostimulable phosphor luminescence, PSPL) olmak üzere iki gruba ayrılan dijital görüntü sistemleri de üç boyutlu dokuların iki boyutlu görüntülerini oluşturmakta, üçüncü boyuta ait herhangi bir bilgi vermemektedir.(19).

Klinisyenlerin başarılı tanı ve tedavi planlaması amacıyla maksillofasiyal bölgenin tomografik (kesitsel) incelenmesine gerek duydukları sayısız klinik durum mevcuttur örnek olarak gömülü dişlerin, kök artıklarının ve çeşitli lezyonların lokalizasyonunun belirlenmesi, dental implant planlaması, mandibular kanal boşluğunun değerlendirilmesi verilebilir (20).

Günümüzde, maksillofasiyal bölgenin kesitsel görüntüleri konvansiyonel tomografi, bilgisayarlı tomografi ve konik ışınlı bilgisayarlı tomografi teknikleri ile elde edilebilmektedir.

2.1. Konvansiyonel Tomografi

Vücut kesit radyografisi olarak da bilinen tomografi fokal düzlemdeki (objenin net ve odakta olduğu düzlem) dokuların görüntüsünde detayı arttırmak amacıyla, düzlemin altında ve üzerinde yer alan dokuların selektif olarak bulanıklaştırıldığı (blurring: fokal düzlem dışında kalan dokuların distorsiyonu) bir görüntüleme yöntemidir(21). Eski Yunanca Tomo (kesit) ve Grafi (yazı) 'den oluşan Tomografi, teknik olarak ilk kez 1930' lu yılların başlarında İtalyan Radyolojist Alessandro Vallebona' nın radyografik film üzerinde vücuda ait tek bir kesitin sergilenebileceğini önermesiyle ortaya çıkmıştır(22, 23). Konvansiyonel tomografi günümüzde yerini BT tekniklerine bırakmış olsa da, boyutları, konumları ve çevre dokular nedeniyle rutin radyografiler ile değerlendirilmeleri zor olan bazı dokuların (vertebra, pelvis, sella turscica ve sternum) görüntülenmesinde kullanılmaya devam etmektedir.

2.2.Bilgisayarlı Tomografi:

Konvansiyonel tomografi, tanısal radyolojinin temel kullanımında kalmaya 1970'li yılların sonlarına kadar devam etmiştir(24). Ancak MBT' lerin piyasaya sürülmesi ve Godfrey Newbold Hounsfield ve Allan Mcleod Cormack' in transvers

aksiyal tarama yöntemini geliştirmeleriyle, yöntem yerini BT tekniğine bırakmıştır. Hounsfield ve Cormack' a bu keşifleri 1979 yılında Nobel tıp ödölünü getirmiştir(15, 25).

BT kolime edilmiş x-ışınlarının vücudun incelenmek istenilen bölgesinin kesitsel görüntüsünün bilgisayar ortamında düzenlenmesi esasına dayanan radyolojik teşhis yöntemidir. BT' de aynı temel prensiplere dayanmasından dolayı konvansiyonel radyografiler gibi bir transmisyon yöntemidir(15, 26).

BT' nin teşhis ve tedavi planlamasına getirdiği en büyük yenilik, incelenmek istenilen bölgeden birçok kesit alınarak üç boyutlu görüntü elde edilmesidir. Kraniyomaksillofasiyal yapılar, özellikle kranial taban ve maksillofasiyal bölge oldukça karmaşık anatomik özelliklere sahiptir. Konvansiyonel radyografilerde x-ışınının geçtiği yapılar üst üste düşer ve aralarında yoğunluk farkının az olduğu yapıların seçilmesi zorlaşır. Bu da görüntü kalitesinin azalmasına sebep olmakta ve özellikle yumuşak dokuların görüntülenmesinde yeterli bilgiye ulaşılmasına engel olmaktadır. BT ise dokuların yoğunluk farklılıklarını daha iyi ayırt etmekle beraber, sadece yumuşak doku kemik dokuyu değil, farklı yumuşak doku tiplerini de birbirinden ayırt etmekte kullanılabilir. Bu özellikle tümör dokusu gibi çevre yumuşak dokudan farklı lezyonların tanımlanmasında etkindir(16, 27).

BT' nin bu alana getirmiş olduğu yenilik bu yüzden oldukça önemlidir. 1970'lerin başında ilk kez aksiyal düzlemde beyin dokusunun görüntülenmesi için alınan kranial BT kesitleri 5 dakikada 1'er cm aralıklı düzlemler oluşturarak anatomik görüntü verirken oldukça hızlı gelişen teknoloji bu kesit sürelerini azaltmış ve görüntü kalitesini ise arttırmıştır(28, 29).

2.2.1. BT'nin temel prensipleri

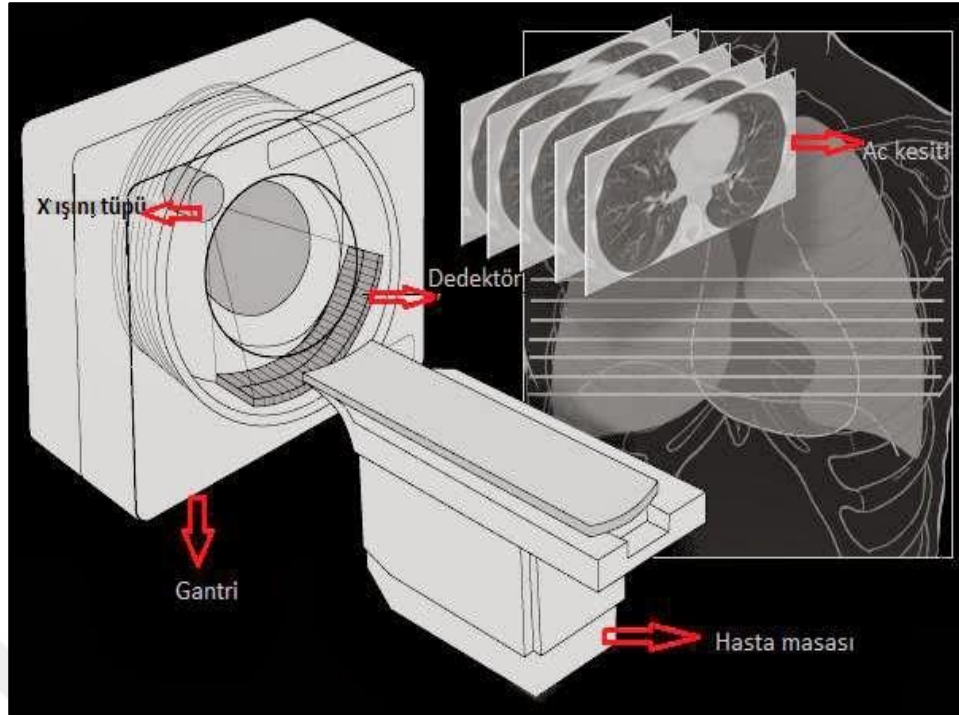
BT' nin prensibi, cismin farklı yönlerden ışınlanması sonucu x-ışını tüpünden çıkan ışın demetinin, incelenecek kesit kalınlığı kadar daraltılarak yelpaze şeklinde organizmaya doğru yönlendirilerek, organizmayı geçen x-ışınlarının absorbe edilebilme değerinin dedektör tarafından kaydedilerek verilerin bilgisayara gönderilip görüntülerin oluşması esasına dayanır(30).

Konvansiyonel tomografiden farklı olarak tüpten çıkan x-ışınları kolimasyon (sınırlandırma) işlemiyle ince bir demet haline getirilir. X -ışını kaynağından çıkan ve hasta vücudundan geçen bu ışın demeti karşı taraftaki x-ışınlarına hassas dedektörlere ulaşır(16). Dedektörlere ulaşan x-ışınları, geçtikleri doku kesiti tarafından soğurulur ve kayba uğrarlar. Dedektörlere ulaşan x-ışınındaki bu kayıp kaydedilir ve karmaşık matematiksel işlemler sonucu kesiti alınan doku bölümünün hangi noktasında ne kadar kayba uğradığı hesaplanır(15, 16). BT' de aksiyal düzlemde kesitler alınır ancak bilgisayar programları kullanılarak birbirini takip eden kesitler birleştirilerek oluşan görüntü farklı düzlemlere dönüştürülebilir. Mevcut düzlemdeki kesitlerin istenilen düzlemde veya üç boyutta oluşturulmasına rekonstrüksiyon veya reformasyon denir (16, 31).

2.2.2.BT Cihazının Bölümleri

2.2.2.1.Gantri

X-ışını kaynağı ve elektronik dedektörlerin konumlandığı ve ortasına hastanın yerleştirildiği cihaza gantri denir. Doku ve organlar gantri açıklığına hangi pozisyonda yerleştirilirse cihaz o pozisyonda kesit alır. Hasta üzerinden geçen ve görülebilen ışık sayesinde görüntüsü alınacak kesit gözlemlenebilir ve x-ışını incelenecek bölgeye göre daha uygun konumlandırılabilir. Hasta masası her kesit alma işleminden sonra bir miktar hareket ettirilir. Bu hareket sayesinde incelenecek bölgenin ardışık kesitleri alınarak elde edilen görüntüler birleştirilir (16, 32).



Şekil 2.1. BT cihazına ait gantri ve hastanın uzanacağı masaya ait görüntü

2.2.2.2. X ışını kaynağı

BT cihazları, döner x-ışını tüpleri kullanır. Bu tüpler 120 ile 140 arasında kVp ve 200 ile 800 arasında mA değerlerine sahip olabilir. Fokal spot boyutu 0,5 ile 2 mm arasında değişebilmektedir. Yüksek kVp ışınlama süresini azaltırken görüntü kalitesini de artırır. Ayrıca kemikteki x-ışını soğurulma miktarını yumuşak dokulara kıyasla azalttığı için görüntüde daha geniş bir gri renk skalası sunar. Tüpten çıkan x-ışını hastaya ulaşmadan önce ve sonra kolime edilmektedir. Hasta öncesi kolimasyon hastanın maruz kalacağı radyasyon miktarını ayarlarken hastadan sonra yapılan kolimasyon ise kesit kalınlığını kontrol eder. Tercih edilen kesit kalınlığı genellikle 1-3 mm dir. Daha ince kesit alınabilmesi için daha yüksek uzaysal çözünürlük, kontrast ve radyasyon dozu ile daha düşük parsiyel hacim etkisi (partial volume effect) gerekmektedir(15).

2.2.2.3. Dedektörler

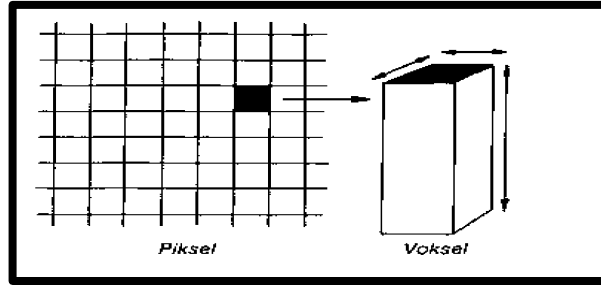
Dedektör olarak, sintilasyon dedektörleri ve gazlı dedektörler kullanılır. Sintilasyon dedektörleri sodyum iyodür, kalsiyum florür gibi maddeler içerir. X-

ışınları bunlar üzerine düşünce ışık salınımına yol açar. Oluşan ışık salınımı görüntü oluşturabilmek için elektronik sinyallere dönüştürülür. Gazlı dedektörlerde yüksek basınçlı xenon gazı kullanılır. Dedektörlere ulaşan x-ışınları xenon gazı atomlarında iyonizasyona yol açar. Dedektöre ulaşan x-ışını foton sayısı ne kadar fazla olursa iyonizasyonda o kadar fazla olacaktır. Günümüzde genellikle gazlı dedektörler kullanılır. BT sistemlerinin gelişimi ile önceleri tek olan dedektör sayısı zaman içerisinde arttırılmış ve dedektörlerin gantriyi 360 derece sardığı sistemlere ulaşılmıştır. Dedektör sistemlerinin gelişimi ve sayısının artması sonucu hastanın aldığı radyasyon miktarı azalırken elde edilen görüntünün kalitesi de artmaktadır(16).

2.2.2.4 Bilgisayar Ünitesi

X -ışınının geçiş yolu üzerindeki her doku bölümü farklı absorbsiyon yeteneğine sahiptir. Bilgisayar sisteminin görevi dedektörlerden gelen bu dijital verileri kesiti oluşturan voksellerin değerlerine dönüştürmektir. Piksel, kare ve dikdörtgen şeklindeki iki boyutlu resim alanıdır. Voksel ise üç boyutlu küp veya dikdörtgenler prizması şeklindeki hacim elemanlarıdır(15, 16). BT görüntülerinde piksellerden oluşan bir matriks vardır. Başka bir ifade ile resmin en küçük elemanı olan noktalara piksel, resimdeki piksellerin oluşturduğu örgüye de matriks denir. Matriksteki elemen sayısı, bilgisayarlı tomografi cihazının teknolojik özelliklerine göre 256×256 , 512×512 , 1024×1024 olarak ifade edilir ancak günümüzde kullanılan matriks sayısı genellikle 1024×1024 ' dür. Dijital görüntünün piksel sayısı ne kadar fazla olursa, çözünürlüğü o derece iyi olur(16, 33).

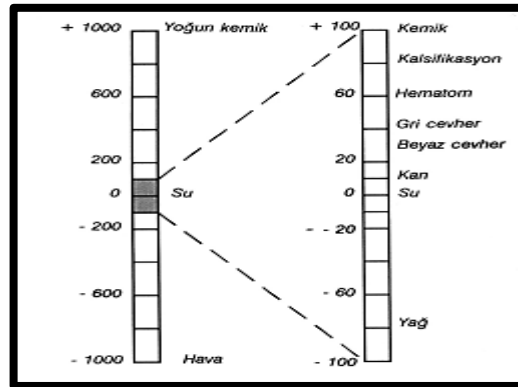
BT'de görüntüler aslında iki boyutlu değildir, görüntü alırken belirlediğimiz bir kesit kalınlığı vardır. Her piksel seçilen kesit kalınlığına göre bir hacme sahiptir. BT' de ölçüm yapılan birimler piksel değil, tabanını pikselin, yüksekliğini kesit kalınlığının yaptığı dikdörtgenler prizmaları şeklindeki voksellerdir(16).



Şekil 2.2. BT' de görüntüyü oluşturan piksel ve voksellerin şematik görüntüsü

Piksellerin boyutu bilgisayar programı yardımıyla ayarlanabilirken, 3 boyutlu bir yapı olan voksellerin uzunluğu (1mm ve 10 mm arasında) x-ışınının genişliği ile ve dolayısıyla hasta öncesi ve sonrası kolimasyon ile ayarlanabilmektedir(15, 16).

Bilgisayar aracılığıyla her vokselin x-ışınlarını zayıflatma değeri (atenüasyon) hesaplanır ve Hounsfield cetveli olarak adlandırılan bir sistemde +1000 ve -1000 arasında değerler verilir. Skaladaki sayılar ise Hounsfield ünitesi (HU) olarak adlandırılır. Daha sonra ise Hounsfield cetveline göre sayısal değer almış vokseller bu değerlere uyan gri skala değerlerine göre bir renk alırlar(12, 34). Yağ dokusu ve hava negatif değerler alırken yumuşak dokular kan ve kemik dokuları pozitif değerler almaktadır. Daha yeni BT cihazlarında Hounsfield skalasının genişliği 4000 HU değerine kadar çıkmaktadır. İnsan gözünün 40 farklı tonu ayırt edebildiği düşünülürse skaladaki bu artış yararlı olabilir(15).



Şekil 2.3. Hounsfield skalası ve ilgili dokuların Hounsfield ünitesi (HU) değerleri

BT görüntüleme de sık kullanılan bir terim olan FOV alanı (FOV: field of view), görüntüleme alanının genişliğini gösteren bir parametredir ve incelenecek objenin boyutuna göre seçilir (34).

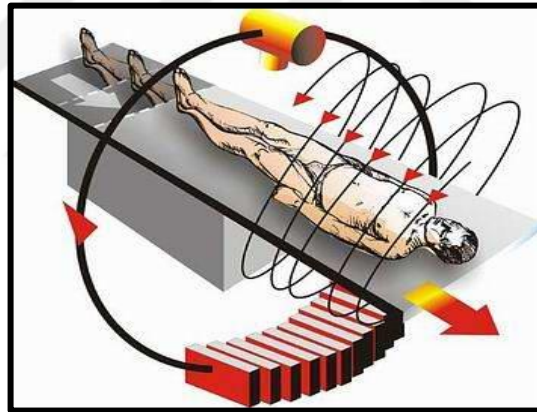
Çözünürlük için en çok kullanılan birim, milimetredeki çift çizgilerin sayısıdır (line pairs per milimeter- lp/mm). Çizgi çifti çoğaldıkça rezolüsyon artar. 'Rezolüsyon' çözünürlük demektir. Farklı yoğunluktaki komşu alanları ayırma yeteneğine 'kontrast rezolüsyonu' denir. Birbirinden ayrılabilen en küçük iki yapı arasındaki mesafe ise o aygıtın 'geometrik rezolüsyon' unu gösterir(16). BT' nin kontrast çözümü yeteneği klasik radyografiden daha iyidir. BT' nin kendine özgü yüksek kontrast çözünürlüğünden dolayı , %1' den daha az farklı fiziki dansiteye sahip dokular arasındaki farklılıklar saptanabilir. Klasik radyografide, dokular arasındaki farklılıkları ayırmak için fiziki dansitede %10' luk bir fark gerekir. Geometrik rezolüsyon piksel boyutu ile yakından ilgilidir. BT' de kesit kalınlığı azalırse geometrik rezolüsyon artar. BT' nin geometrik çözümü gücü klasik radyografiden daha düşüktür(16).

BT' de aksiyal düzlemde kesitler alınır, bilgisayar teknolojisinin sağladığı imkanlarla görüntülerin aksiyal kesit üzerinden farklı düzlemlere dönüştürülebilmesi mümkündür. Birbirini takip eden taramalar sonucunda elde edilen BT verileri bilgisayar belleğinde toplanır. Bunlar üst üste konularak sıralanır ve daha sonra bunlardan istenilen kesitler oluşturulur. Mevcut düzlemdeki kesitlerin istenilen düzlemde yeniden oluşturulmasına 'çok düzlemlilik' veya 'reformasyon' ya da 'rekonstrüksiyon' denir(35).

Bunların yanında bilgisayarda görüntü oluşturulduktan sonra görüntünün izlendiği programlarda gözlemciye fayda sağlayacak seçenekler sunulmuştur. Kemik penceresi veya yumuşak doku penceresi adı verilen bu seçenekler sayesinde skalada gösterilen HU değerleri belli bir sınırdan tutularak istenilen doku türünün daha net izlenmesi amaçlanmıştır(15).

2.2.3.Spiral (Helikal)BT

Genellikle baş-boyun bölgesi taramalarında kullanılan konvansiyonel aksiyal BT'de, hasta tablası tüpün rotasyonu sırasında sabit kalmakta, daha sonra bir sonraki kesit için ileriye doğru hareket etmektedir. Bu şekilde hastadan ardışık 360° derecelik kesitler alınmaktadır. Daha çok vücut taramalarında kullanılan spiral BT'de ise, x-ışını tüpü hasta etrafında kesintisiz şekilde 360° dönerken, hasta masası da gantri içerisine doğru hareket eder. Tüp ve hasta masasının aynı anda gerçekleşen hareketleri sonucunda x ışını hasta etrafında spiral şeklinde bir yörünge çizmektedir. Hasta masasının hareket hızı ve gantrinin rotasyonu arasındaki ilişki 'scan pitch' olarak tanımlanır(12, 34).



Şekil 2.4. Spiral BT cihazının çalışma prensibinin şematik görüntüsü

2.2.4.Multidedektör BT

Çok kesitli BT (ÇKBT) şu anda BT teknolojisinde ulaşılan son noktadır. Bu cihazlarda spiral BT' ye ek olarak tek dedektör halkası yerine, yan yana sıralanmış bir dedektör bloğu mevcuttur (multidedektör). ÇKBT' nin avantajı hastanın longitudinal aksı boyunca (z- ekzeni) iki veya daha çok sayıda dedektör dizileri ile donatılmış olması, x-ışını kolimasyonunun genişletilebilmesi ve bunların sonucunda masa hızının artırılabilmesidir. X-ışın tüpü ve dedektör hasta etrafında, 360 derece birbirleri ile senkronize dönüş yaparlar. Bu dönüş ve veri

elde edilişi, spiral BT'deki gibi devamlı ve volumetrikdir. ÇKBT cihazları ile inceleme süresi ve kesit kalınlığında azalma ile birlikte, incelenebilecek alan uzunluğunun artması, sistem performansını belirgin biçimde arttırmıştır. 1990'lı yılların başında iki dedektörlü, 2000'li yıllarda 8, 12, 16, 24, 32, 64, 128 dedektör dizili cihazlar üretilmiştir(36). İnceleme sırasında vücut kesitlerle değil volüm şeklinde taranmaktadır. X-ışın tüpünün hasta çevresinde dönme işlemi 0.42 saniyeye kadar indirilmiştir. Taramanın hızlandırılması, hareket artefaktlarını azalttığı gibi geniş anatomik bölgeleri inceleme olanağı da vermektedir. Tarama sürelerinin kısa olması bu cihazların çocuklar, yaşlı bireyler ve zihinsel engelli hastaların BT incelemelerinde tercih edilmelerini sağlar. Çok kesitli spiral BT cihazları tek bir rotasyonda 4 veya 16 kesit alabilmektedir. Günümüzde tek rotasyonda 64 ve 128 kesit alabilen cihazlar da üretilmiş bulunmaktadır(37).

2.2.5.BT'nin Avantajları

- BT; baş boyun bölgesinin değerlendirilmesinde, direkt radyografilerle ya da konvansiyonel tomografiyle karşılaştırıldığında birçok avantaja sahiptir.
- Dokunun ince kesitleri, süperpozisyonuz ve diğer tabakalar bulanıklaşmadan, birçok düzlem üzerinde incelenebilir.
- Kan damarları ve lenf nodları tanımlanabildiği gibi, kas grupları arasındaki fasiyal düzlemleri de tanımlanabilir.
- Bazı anomalileri daha kolay belirlemek için üç boyutlu görüntü elde edilebilir ve bazı bilgisayar programları, tümör gibi bazı yapıları, lezyonu daha kolay görüntülemek için renklendirebilir.
- BT, tarama verileri temel alınarak, plastikten üç boyutlu modeller ve implant yerleştirilmesinin pre-operatif değerlendirilmesi için oblik kesitler üretilebilir.
- BT, maksillofasiyal bölgedeki çeşitli enfeksiyonlar, osteomyelit, kist, benign ve malign tümörler gibi kemiği ilgilendiren patolojilerin değerlendirilmesinde kullanışlı bir teşhis yöntemidir. Kemik dokusunu detaylı gösterebilmesi, üç boyutta görüntü elde edilebilmesi, lezyonun yapısı, boyutu, dişler ve yumuşak dokularla olan ilişkisini gösterebilmesi, BT' yi, kemiği ilgilendiren lezyonlar için uygun görüntüleme yöntemi yapar.

- BT, diş hekimliğinde, diğer radyografik tekniklerle tespit edilmiş ya da şüphelenilmiş lezyonların boyutunun değerlendirmesinde, travma vakalarında; maksillofasiyal kemik yapının, paranasal sinüslerin durumunun ve bütünlüğünün değerlendirilmesinde, implant düşünülen bölgede; kemiğin kalite ve kantitesinin değerlendirilmesinde, konvansiyonel yöntemlerin yetersiz kaldığı durumlarda temporomandibular eklem (TME) incelemelerinde kullanılabilir(38).

2.2.6.BT' nin Dezavantajları

- Yöntemin pahalı olması ve her merkezde bulunmaması,
- Radyasyon dozunun fazla olması,
- Metalik yabancı cisimlerin görüntüde artefakt oluşturması,
- Uygulayıcı için teknik beceri gerekliliği olması,

BT' lerin özellikle spiral ve multidedektör BT' lerin, tıp alanında kullanımı yaygın olarak devam etse de çene-yüz bölgesinin görüntülenmesinde KIBT'nin kullanımının daha uygun olduğunu söyleyebiliriz. KIBT sistemleri, görüntünün daha hızlı ve daha düşük dozla elde edilmesi isteğini yeterince karşılamaktadır. Ayrıca ,KIBT' nin kontrast çözünürlüğündeki kısıtlamalarda tıp radyolojisi için ciddi bir eksiklikken diş hekimliğinde görüntülenen bölgeler için sorun teşkil etmemektedir. Bu sebeplerden dolayı ,diş hekimliğinde KIBT kullanımı giderek artarken ,buna paralel olarak BT kullanımı da azalmaktadır(39).

2.3.Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi

2.3.1.Tarihçe

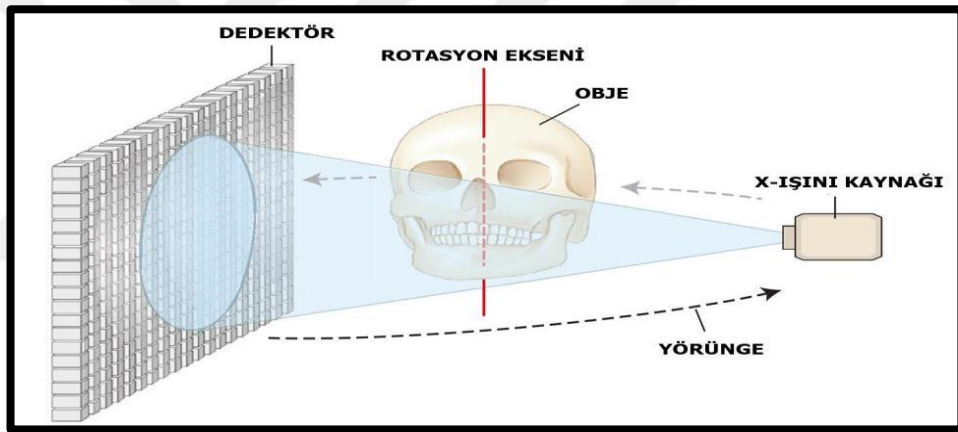
İlk kez 1982 yılında anjiyografi için geliştirilen KIBT daha sonra maksillofasiyal bölgenin görüntülenmesi için kullanıldı(40). 1990'ların sonunda Japonya'da Arai ve arkadaşları ile İtalya'da Mozzo ve arkadaşları birbirinden bağımsız olarak oral ve maksillofasiyal bölgede kullanılması için KIBT olarak bilinen bir tomografi tarayıcısı geliştirdiler(41-43).

Literatürde farklı kaynaklarda; cone –beam volumetrik tarayıcı (CBVS), cone-beam volumetrik görüntüleme (CBVI), dental BT, dental 3D-BT ve dental

volumetrik tomografi olarak da geçer. En çok tercih edilen ve tavsiye edilen terim ise konik ışınlı bilgisayarlı tomografidir(15, 44).

2.3.2.KIBT Tekniğinin Esasları

KIBT cihazlarında görüntü oluşabilmesi için gantri içerisine sabitlenmiş konik yada pramidal şekilli x-ışını kaynağı ile iki boyutlu dedektörün hasta başının etrafında en az 180 derecelik tek bir rotasyon gereklidir(45, 46). Bu teknikte, BT' deki gibi kolime edilmiş veya yelpaze şeklindeki x-ışınlarının yerine konik ve hacimsel şekildeki x-ışını hüzmesi kullanılır. Yine BT' deki çizgisel dedektörler yerine iki boyutlu alan dedektörleri kullanılır. Konik formdaki x-ışını, ilgili bölgenin tamamını kapsayacak şekilde gönderilir ve hastayı geçen ışınlar bir CCD kamera yada flat panel dedektör sistemleri tarafından kaydedilir (47, 48).



Şekil 2.5. DVT görüntülemenin şematik görüntüsü

KIBT sistemlerinin klinik kullanımının, özellikle son yıllarda yaygınlaşmasının sebepleri olarak ;

- Yüksek kalitedeki flat-panel dedektörlerin yaygınlaşması
- Görüntü oluşturma kapasitesine sahip bilgisayarların gelişmesi ve ucuzlaması
- Ardı ardına ışınlama yapabilen x-ışını tüplerinin maliyetlerinin azalması
- Sınırlı bölgelerden görüntü alabilen bu cihazların çekim sürelerinin BT' ye oranla çok kısa olması sayılabilir(15, 49).

2.3.3.KIBT Cihazlarında Görüntü Oluşturulması

KIBT' de görüntü 4 basamakta oluşur; (15, 45).

2.3.3.1.Konfigürasyon kazanımı

X-ışını kaynağı ve dedektörün hasta başı etrafında karşılıklı senkronize bir tek tam ya da kısmi rotasyonel taraması yeterlidir ancak klinik olarak bu aşamada bazı önemli parametreler göz önünde bulundurulmalıdır(45).

a.Hasta pozisyonlandırma

KIBT cihazları, hasta pozisyonuna göre sırtüstü yatarak, ayakta yada oturarak görüntü elde edebilmektedir.

Yatar pozisyonda görüntü alan cihazlarda BT' de olduğu gibi bir hasta masası ve gantri açıklığı vardır. Bunlar daha fazla yer kaplarlar ve fiziksel engelli hastalar için kullanım zorluğu oluşturabilirler. Ayakta görüntü alınan cihazlar, tekerlekli sandalye kullanan hastalara uygun olarak ayarlanamayabilir. Oturarak görüntü elde eden cihazların kullanımı diğer ikisine göre daha avantajlı görünmektedir, ancak cihaza bağlı olan oturaklar fiziksel engelli ve tekerlekli sandalye kullanan hastalar için yine zorluk teşkil edebilir. Aslında tüm sistemlerde de hasta pozisyonundan daha çok başın sabitlenmesi ve tüp rotasyonu sırasında hareket etmemesi önemlidir(9, 45, 47).

b. X-ışını Oluşumu

Her projeksiyon görüntüsü gantrinin rotasyonu esnasında kaynağın kesintisiz x-ışını üretmesi ve dedektörün de atenüasyona uğrayan ışın huzmelerini yakalanmasıyla ardışık olarak oluşur. Teknik olarak en kolay yöntem daimi ışın demeti kullanmak ve dedektörün x-ışını yörüngesinde olmasını sağlamaktır ancak bu görüntünün kalitesine katkı sağlamamakla beraber hastanın fazla radyasyon almasına neden olur. Bu nedenle tüpün ışınlama zamanı, görüntü alınması için gereken zamandan belirgin biçimde daha kısadır(15, 45).

KIBT ışınlama faktörleri ALARA (As Low As Reasonably Achievable) prensibine göre ayarlanmalı hastanın alacağı doz mümkün olan en alt seviyeye

düşürülmelidir. Bazı cihazlarda tüpün akımı (mA), voltajı (kVp) gibi ışınlama faktörleri ışın demetinin yoğunluğuna göre otomatik olarak ayarlanır. Hasta dozunun belirlenmesine X-ışınının özellikleri kadar görüntülenecek bölgenin de önemi vardır(15, 16).

c. Tarama Hacmi –Görüntüleme Alanı –FOV

KIBT’de görüntülenecek bölgenin hacmi ‘field of view (FOV)’ olarak adlandırılır. FOV’un şekli silindirik ya da küresel olabilir. FOV’un boyutları; dedektör boyutu ve şekline, ışın hızının geometrisine ve ışın kaynağının kolimasyon kabiliyetine göre farklı değerlerde olabilir. Yani farklı cihazlar farklı FOV alanına sahip olabilir. Küçük FOV seçildiğinde hastanın aldığı doz miktarı azalır, obje çözünürlüğü artar, rekonstrüksiyon zamanı azalır. Büyük FOV seçildiğinde ise hastanın aldığı doz miktarı artar, obje çözünürlüğü azalır, rekonstrüksiyon zamanı artar. Aynı zamanda incelenecek alandan daha fazla FOV alanı seçildiğinde hekim gereksiz yere daha büyük alanları yorumlamak incelemek zorunda kalır(9, 45, 46).

Günümüzde üretilen KIBT cihazları FOV seçimi çeşitliliği sağlama özelliklerine göre 4 kategoride incelenebilir:

- 1) Kraniofasial FOV seçimli tarayıcılar: Mandibula alt kenarından itibaren yüksekliği 15 cm veya daha fazla olan tarayıcılardır.
- 2) Maksillofasial FOV seçimli tarayıcılar: Çene ucunun altındaki yumuşak dokular ile nasion arasında kalan tüm kafa kemiklerini içeren tarayıcılar, genellikle 10-15 cm maksimum tarama yüksekliğine sahiptir.
- 3) Dentoalveolar FOV seçimli tarayıcılar: Maksilla ve/veya mandibulayı, tek çeneyi ya da alt ve üst çene arkları arası bölgeyi kapsayan tarayıcıların tarama yüksekliği 5 ila 10 cm arasında değişmektedir.
- 4) Lokalize FOV seçimli tarayıcılar: Dental arkın bir bölümü ya da TME gibi lokalize alanları kapsayan tarayıcılarda yaklaşık olarak 5 cm veya daha küçük vertikal tarama yüksekliği bulunmaktadır(32).

d. Tarama Faktörleri

KIBT' de tarama esnasında tek ışınlama belli derece aralıklarla yapılarak ham görüntü (basis, raw, frame image) olarak bilinen birbirinden ayrı görüntüler elde edilir. Oluşan ham datanın projeksiyon sayısını frame oranı(saniyede oluşan görüntü sayısı) belirler. Daha fazla projeksiyon datası görüntünün rekonstrüksiyonunda daha fazla bilgi elde edilmesini sağlar, ayrıca daha büyük uzaysal rezolüsyon ve kontrast rezolüsyonu sağlar, sinyal-gürültü oranını artırır ve metalik artefaktları azaltır. Bununla birlikte, daha fazla projeksiyon datası daha uzun tarama zamanını, daha fazla radyasyon dozunu ve daha uzun yeniden düzenleme zamanı gerektirir(15, 45).

Tarama zamanının olabildiğince kısaltılması hasta hareketine bağlı artefaktların engellenmesi için istenilen bir durumdur. Ancak, bu voksel rezolüsyonunda kısıtlamalara sebep olabilir. Dedektör / frame oranının artırılması veya projeksiyon sayısının ve rotasyon arkının azaltılması tarama zamanının kısaltılmasına yardımcı olabilir(15, 50).

2.3.3.2. Görüntünün Elde Edilmesi

KIBT sistemleri x-ışını algılayıcı sistemlerine göre de sınıflandırılabilir. Mevcut konik ışınlı BT cihazları x-ışını algılama özelliklerine göre görüntü yoğunlaştırıcı tüp(IIT)/ charge coupled device (CCD) dedektörlü sistemler ve flat (düz) panel dedektörlü (FPD) sistemler olmak üzere ikiye ayrılır. IIT/CCD konfigürasyonu, fiber optiklerle CCD'ye bağlı IIT'den oluşur. FPD ile görüntüleme, x-ışını sintilatör tabakasına bağlı geniş alan katı hal sensör panel temelli indirekt dedektörler kullanılır. FPD'ler IIT/CCD'lerden daha iyi performans gösterirler. Görüntü yoğunlaştırıcılar geometrik distorsiyon oluşturabilir. Bu dezavantaj bu konfigürasyonu kullanan KIBT cihazlarında yapılan ölçümlerde doğruluğu azaltma riski taşır(46, 51).

FPD'ler geometrik distorsiyon oluşturmaz. Ayrıca IIT/CCD sistemleri ilave artefaktlar oluşmasına da yol açarlar. FPD kullanan KIBT sistemlerinin performansında dedektör alanının cevabının tek tip olmasına ve kötü piksellere bağlı bir takım sınırlamalar da vardır. Bu etkiler özellikle düşük ve yüksek ekspozlarda belirgindir. Bu problemden kurtulmak için dedektörler parçalı olarak çizgiselleştirilir

ve tek tip olmayan ekspozlar belirlenip ayarlanır. Ayrıca bu durumun düzeltilmesi için piksel piksel standart sapma değerlendirmesi kullanılır ve bozuk pikseller komşu piksellerin ortalaması ile değiştirilir(51).

2.3.3.2.1. Voksel Boyutu

KIBT’de kullanılan veri seti küçük izotropik (kübik) voksellerden oluşur. Tipik olarak bir tarama 100 milyonun üzerinde voksel içerir. Bir voksel kalınlığı kadar ince olan tomografik kesitler çok farklı şekillerde görüntülenebilir(52). KIBT sistemlerindeki voksel boyutunu; x-ışını tüpünün fokal spot büyüklüğü, x-ışınının geometrik konfigürasyonu ve katı hal detektörünün piksel boyutu belirler. KIBT voksel boyutu cihazdan cihaza farklılık gösterip 0.125 mm ile 0.4 mm arasında değişirki bu da dental uygulamalarda yüksek çözünürlük sağlar(15, 45).

Daha küçük fokal spot boyutu, KIBT cihazının maliyetini de artırmaktadır. Objede-detektör mesafesini azaltmak ve ışın kaynağı-obje mesafesini artırmak görüntüdeki geometrik yarı-gölge alanlarını minimize indirecektir. Ancak, KIBT sistemlerinde dedektör pozisyonu sınırlandırılmıştır. Çünkü sistem rotasyon sırasında hasta omzuna çarpmadan rahat bir dönüş yapabilmelidir. Işın kaynağı-obje mesafesini artırmada da kısıtlamalar çıkmaktadır, çünkü bu mesafenin artması KIBT cihazının boyutlarını o ölçüde artıracaktır. Azalmış ışın kaynağı-obje mesafesi magnifiye olmuş bir görüntüye neden olurken uzaysal rezolüsyonu da artıracaktır. Hacimsel verinin elde edilmesinden sonra KIBT cihazının izin verildiği ölçüde voksel boyutunun (0,125 mm -0,4 mm) seçimi yapılabilir. Voksel boyutunun azalması ile uzaysal çözünürlük artsa da genellikle düşük voksel elde edebilmek için radyasyon dozunda da artış olmaktadır(15, 53).

2.3.3.2.2.Gri Skala

KIBT’ nin atenüasyon farklılıklarını gösterebilmesi, dedektör sisteminin kontrast farklılıklarını algılama kapasitesine bağlıdır. Bu parametre bit derinliği olarak adlandırılır ve gösterilebilen gri gölge sayısı olarak bilinir. Son nesil KIBT cihazları 12 bit veya 16 bit arasında değer alır ve 16 bitlik bir cihaz 65536 (2^{16}) farklı gri tonu görüntüye yansıtabilir(15).

2.3.3.3. Görüntünün Rekonstrüksiyonu

Dedektörlerde oluşan ham datadan geliştirilmiş algoritmaları içeren yazılım programlarıyla üç boyutlu hacimsel veri kümesi (volumetrik data seti) ya da üç ortogonal (aksiyal, sagittal, koronal) düzlemde görüntü oluşturulmasına rekonstrüksiyon denilmektedir(15, 54). Bir KIBT cihazının rotasyonunun 30 saniyeden az sürmesine karşılık bu sürede 100 ile 600'den fazla projeksiyon görüntüsü alınır. Her bir görüntünün bir milyondan fazla piksele ve 12-16 bit gri değerine sahip olduğu düşünülürse hacimsel görüntünün bilgisayar yazılımlarıyla işlenmesinin ne kadar karmaşık bir durum olduğu anlaşılacaktır. KIBT verileri kişisel bilgisayarlarda yeniden düzenlenebilirken BT cihazlarında bu işlem yüksek kapasiteli bir ana sistemde yapılarak diğer bilgisayarlara Ethernet ağı ile gönderilir(15, 46). Rekonstrüksiyon zamanı, elde edilme parametrelerine (voksel boyutu, fov, projeksiyon sayısı), donanım ve yazılıma bağlı olarak beş-altı dakika ile 30 dakika arasında farklılık gösterir. Rekonstrüksiyon iki basamakta gerçekleşir; kazanım aşaması, bu aşamada özgün temel projeksiyon oluşumu ve bu projeksiyonlardaki tutarsızlıkları düzeltmek için modifikasyonları içerir. Özgün ve lineer piksel defektlerindeki sinyal boşluklarının ortadan kaldırılması imaj düzeltmesini oluşturur. Histogram eşitlemesiyle imajlar normalleştirilir elektronik dedektör artefaktları ortadan kalkar, düzeltmeden sonra rekonstrüksiyon aşamasına geçilir. Temel projeksiyon görüntüleri sinogramda düzeltilmiş sinograma dönüştürülür sonra Feldkamp algoritmasıyla rekonstrüksiyon gerçekleştirilir(15, 45).

2.3.3.4. Görüntünün Ekranı Aktarılması

Mevcut voksellerin derlenmesiyle volumetrik veri seti oluşur. KIBT cihazlarının çoğunda görüntü ekranda üç ortogonal düzlem (aksiyal, koronal, sagittal) de görülür. Optimum olarak görüntülerin izlenmesi, pencere seviyesinin ve genişliğinin ayarlanmasına ve spesifik filtrelerin uygulanmasına bağlıdır(15).

Multiplanar Reformat (MPR)

Elde edilen hacimsel verinin eş kenarlı voksellere sahip olması sayesinde hacimsel görüntümüz ortogonal olmayan düzlemlerde de görüntülenebilir. Çoğu yazılım iki boyutlu ve MPR olarak adlandırılan bu tip eksenlerin görüntülenmesine

imkân verir. Oblik ve seri-kesitsel düzlemler bu MPR formatlarından bazılarıdır. Herhangi bir MPR görüntülemenin inceliği kesit sayısı artırılarak azaltılabilir(39).

2.3.4. KIBT Avantajları

KIBT cihazı, konvansiyonel BT ile karşılaştırıldığında boyutu ve taban alanı oldukça küçüktür ve maliyeti konvansiyonel BT' nin 1/4 - 1/5' i kadardır(55).

Efektif ışınlama zamanı medikal BT' den daha kısadır. KIBT de cismin görüntüsünün ortaya çıkması için ışın kaynağının tek bir rotasyonu yeterlidir(46). Daha hızlı tarama zamanı, genellikle volumetrik veri setinin rekonstrüksiyonu için daha az temel imaj anlamına gelmesine rağmen hareket artefaktını azaltır(56).

KIBT cihazlarında 3 ortogonal düzleme ek olarak voksellerin izotropik doğası sayesinde MPR olarak adlandırılan 2 boyutlu kesitsel görüntüler de elde edilebilir. MPR modlarıyla diagnostik amaçlara göre oblik ve eğimli düzlemlerde inceleme yapılabilir(46).

KIBT sistemlerinde voksel boyutu 0.125 mm ile 0.4 mm arasında değişir ki bu 1.25-6.25 line pairs per milimeter (lp/mm) uzaysal çözünürlüğe denk gelir. Bu lamina duranın devamlılığının bozulması ya da periodontal aralığın genişlemesi gibi periapikal patolojilerdeki erken değişiklikleri göstermede yeterli olsa da konvansiyonel ve dijital radyografilerden daha düşüktür(9).

KIBT cihazlarında görüntülenmek istenen bölgeye uygun FOV alanı seçilerek düşük radyasyonla çözünürlüğü daha yüksek kaliteli görüntü elde edilebilir(56).

KIBT' de çözünürlük öncelikli olarak piksel boyutlarına bağlı olmakla beraber, ışın projeksiyon geometrisi, saçılmış radyasyon, fokal spot boyutu, temel imaj sayısı, rekonstrüksiyon algoritması, dedektör hareket bulanıklığı etkiler(54). Radyasyon dozunun ve riskinin kıyaslanması için üç temel doz kavramının; absorbe doz (A), eşdeğer doz (Eş), ve efektif doz (Ef) bilinmesi gerekir.

Absorbe doz; dokunun birim kütesinin radyasyon ışınından absorbe ettiği enerji miktarı olarak tanımlanır. Farklı dozlarla karşılaştırmak için kullanılan birim uluslararası birimler sistemine göre Gray' dir. Absorbe doz farklı araştırmalardaki

radasyon doz riskinin kıyaslanmasında yeterli olmaz çünkü radasyon tipinin zararını ve ışınlanan dokunun hassasiyetini göstermez(57).

Eşdeğer doz; radasyonun farklı tiplerinin doku yada organlardaki radyobiolojik etkisini karşılaştırmak için kullanılır. Radasyon kaliteli ağırlık faktörünün absorbe edilen radasyon dozu ile çarpılmasıyla elde edilir. Radasyon kalite ağırlık faktörü, farklı tip radasyonların biyolojik etkisini gösterir. Birimi Sievert' tir. Diagnostik amaçlı x-ışını uygulamalarında 1 Sv, 1 Gy eşittir(15).

Efektif doz; radasyona maruz kalmış vücut bölümünün miktarını belirlemek için hesaplanır. Efektif doz, eşdeğer doz ile doku/organ ağırlık faktörünün çarpımıyla bulunur. Eşdeğer vücut dozu tüm dozlara çevrilebilir ve vücudun farklı bölgelerinin farklı araştırmalardaki dozlarla kıyaslanmasına izin verir. Birimi Sievert' tir fakat miktarı büyük olduğundan hastane uygulamaları için miliSievert (mSv) ya da mikroSievert (μ Sv) kullanılır(16, 57).

Uluslararası Radyoloji Koruma Komisyonu (ICRP) tarafından efektif dozu hesaplamak için kullanılacak doku ve organlar belirlenmiştir. ICRP' ye göre efektif doz hesaplanırken kemik iliği, tiroid, özefagus, deri, kemik yüzeyi, tükürük bezleri ve beyin göz önünde bulundurulmalıdır(9).

KIBT sistemleri tarafından üretilen radasyon dozunu etkileyebilecek faktörler şunlardır:

- Görüntüleme parametreleri (kVp, mAs)
- Sürekli ışın demetine karşılık pulse ışın demeti
- Işın demeti filtrasyonunun şekli, tipi ve miktarı
- 360° ya da daha az rotasyonlar kullanarak elde edilen temel imajların sayısı
- Görüntüleme alanının boyutundaki sınırlamalar(9).

Herhangi bir görüntülemelerde ışınlama zamanı, miliamper ve kilovoltajdaki artış efektif dozu arttırır. Işın kalitesi ve filtrasyon KIBT cihazına özgü iken FOV operatör tarafından kontrol edilebilir. Küçük FOV efektif dozu azaltır bununla birlikte aynı boyutta mandibular FOV, maksiller FOV' dan daha büyük efektif doza neden olur çünkü tükürük bezleri, troit ve özafagus daha fazla ışınlanır(58).

KIBT ünitelerinde efektif doz bahsedilen parametrelerden ötürü farklılık göstermekle birlikte konvensiyonel BT' ye oranla efektif doz daha düşüktür(9, 58).

Bütün bu avantajları konik ışınli BT tarayıcıların dental uygulamalarda kullanımını artırır(57).

2.3.5.KIBT Dezavantajları

KIBT görüntüleme oral ve maksillofasial bölgede sık seçilen görüntüleme yöntemi olmasına rağmen görüntü kalitesini zayıflatan bazı önemli sınırlamaları vardır.

KIBT' nin görüntü kalitesini azaltan temel faktör artefaktlardır. Artefakt, görüntü üzerinde incelenen obje ile ilgili olmayan distorsiyon veya hatalardır(45).

KIBT cihazlarında artefaktlar oluş nedenlerine göre incelenebilirler. Bunlar;

- Veri elde edilirken oluşan artefaktlar
- Hastaya bağlı oluşan artefaktlar
- Tarayıcıya bağlı artefaktlar
- Konik ışın huzmesine bağlı artefaktlar(15).

2.3.5.1.Veri Elde Edilirken Oluşan Artefaktlar

Bazı artefaktlar, KIBT verisi elde edilirken karşımıza çıkabilir. X-ışını bir objeyi geçerken düşük enerjili protonlar, yüksek enerjili olanlarla karşılaştırıldığında daha çok absorbe edilir. Işın sertleşmesi (beam hardening) ismi verilen bu olay, iki farklı artefakta neden olabilmektedir:

- Metalik yapıların farklı absorpsiyonuna bağlı bozulmalar oluşabilir ve bunlara 'cupping' artefakt denir.
- İki dens obje arasında siyah bant şeklinde iz çıkabilir.

Bu artefaktların engellenmesi için incelenecek alanın daraltılması, hasta pozisyonunun ayarlanması veya incelenecek diş arkının parçalı halde görüntüsünün alınması yoluna gidilebilir(59).

2.3.5.2. Hastaya Bağlı Oluşan Artefaktlar

Tarama esnasında hasta hareketi görüntüde yarı gölge şeklinde netlik kaybına neden olur. Tarama zamanının kısaltılması ve tarama esnasında hasta başının sabitlenmesiyle bu artefakt azaltılabilir. FOV içindeki dental restorasyonla düzensiz çizgilenmeler oluşturur. Bu artefaktlar tarama öncesi takı gibi metal objelerin uzaklaştırılmasıyla azaltılabilir(15, 45).

2.3.5.3. Tarayıcıya Bağlı Artefaktlar

Tarayıcıya bağlı olarak tipik sirküler veya daire şeklinde çizgiler görülür. Bunun da oluş sebebi tarayıcının kaydı sırasındaki veya cihazın kalibrasyonundaki hatalardır(15, 45).

2.3.5.4. Konik Işın Huzmesine Bağlı Artefaktlar

KIBT' nin ışın demeti projeksiyon geometrisi ve rekonstrüksiyon nedeniyle üç tip artefakt oluşabilir(15).

a. Parsiyel Hacim Etkisi

Bu artefakt, hem fan şeklindeki hem de konik şeklindeki ışın huzmesi için geçerlidir. Seçilen voksel boyutunun incelenecek olan alandan büyük olduğu durumlarda ortaya çıkabilir. Örnek vermek gerekirse; 1mm'lik bir voksel alanı içerisine hem kemik, hem de komşu yumuşak doku girebilir. Bu durumda ilgili vokselin kontrastı sadece kemiği veya yumuşak dokuyu değil, iki dokunun tonlarının bir ortalaması şeklinde yansır. Sonuçta oluşan resimde, sınırlar basamak veya farklı seviyedeki tonların homojenitesi şeklinde ortaya çıkabilir. Bu etki, yüzeylerin z ekseninde aniden değiştiği (temporal kemik vs.) bölgelerde oluşabilir. Daha düşük voksel seçimi bu sorunu minimale indirebilir(53, 59).

b. Düşük Örnekleme (undersampling)

Bu artefakt, rekonstrüksiyonda az sayıda temel projeksiyon kullanıldığında ortaya çıkar. Azalmış veri örnekleri kayıta hatalara, keskin köşelere, yanlış yorumlamaya ve daha gürültülü bir görüntü oluşmasına neden olur. Bu durum temel

projeksiyon sayısının artması ile minimale indirilebilir ancak bu durum hastanın radyasyon ekspozunu da arttıracaktır(39, 53).

c.Konik Işın Etkisi

Konik ışın etkisi aslında artefaktların (özellikle periferik bölgedeki) potansiyel kaynağıdır. Hasta etrafında horizontal düzlemde dönen x-ışını demetinin dağılması sonucu her bir dedektör pikselinde projeksiyon datası toplanır. Periferdeki yapılara karşılık gelen piksellerde daha az atenuasyon kaydedilirken merkezdeki piksellerde daha çok atenuasyon kaydedilir. Görüntülenen alanın altındaki ve üstündeki yapılar x-ışını kaynağı yalnızca karşı taraftayken ekspoz olur buda imaj distorsiyonu, çizgi artefaktı ve periferde gürültü artmasıyla sonuçlanır. Klinik olarak taranacak bölgenin x-ışınının horizontal düzlemine komşu konumlandırılmasıyla ve ışın demetini FOV' a uygun kolime edilmesiyle azaltılabilir(15, 45).

2.3.6.KIBT'nin Özellikleri

KIBT cihazlarının boyutları ve maliyeti BT cihazlarına göre ciddi oranda azaltılmıştır. Bu özellik sayesinde KIBT cihazlarının dental ofislerde kullanımı yaygınlaşmıştır. Görüntüleme süreleri de önemli oranlarda kısaltılmış ve 30 saniyelerin altına indirilmiştir. Bu farkın oluşmasının nedeni ise KIBT 'nin istenilen görüntüyü oluşturabilmesi için sadece tek bir rotasyona ihtiyacın olmasıdır(59, 60).

Günümüzde bütün KIBT cihazları megapiksel özelliğine sahip katı-hal detektörleri kullanmaktadır. Bu detektörler milimetre altı piksel çözünürlüğü sağlamaktadır. KIBT cihazları voksel çözünürlüğünü şu an 0.04 mm'ye kadar düşürmüşlerdir. KIBT'deki voksellerin bu karakteristiğinden dolayı koronal, sagittal veya MPR kesitlerindeki çözünürlük aksiyel kesit ile aynı olabilmektedir(46, 59).

Yayınlanan raporlar göstermektedir ki (2005 Uluslararası Radyasyondan Korunma Komitesi) farklı KIBT cihazlarının efektif dozları cihazın tipine ve uygulanan görüntüleme protokolüne göre 52 ile 1025 mikrosivert (μSv) arasında değişmektedir. Bu değerler ortalama 4 ile 77 kat panoramik radyograf dozuna (ortalama 13.3 μSv) eşdeğerdir. KIBT cihazları ile konvansiyonel kafa BT' leri karşılaştırıldığında, hasta dozunda %96 ile %51 arasında azalma sağlandığı

belirtilmiştir. KIBT’de hastanın alacağı doz; ışın huzmesinin kolimasyonu, çenenin daha yukarıda konumlandırılması ve kurşun koruyucularla daha da azaltılabilir(39).

KIBT cihazlarında elde edilen verilerin rekonstrüksiyonu ve görüntülenmesi kişisel bilgisayarlarda rahatlıkla yapılabilir. Ayrıca bazı ek yazılımlar sayesinde implant yerleştirme veya ortodontik analiz gibi işlemler uygulanabilir(39, 59).

2.3.7.KIBT’nin Sınırları

KIBT cihazlarının kazandırmış olduğu yenilik ve kolaylıkların yanında konik ışın geometrisi, dedektör hassasiyeti ve kontrast çözünürlüğüne bağlı ortaya çıkan bazı sınırları da bulunmaktadır.Bunlar aşağıdaki başlıklar altında incelenmiştir.

2.3.7.1.Görüntüde Gürültü (Image Noise)

Konik ışın geometrisinde yüksek oranda saçılma radyasyonu ortaya çıkmaktadır. Saçılma radyasyonlarının büyük bir kısmı çok yönlü olarak dağılır ve yüzey detektörleri tarafından algılanır. Ancak algılanan bu veriler x-ışınının spesifik bir yol üzerindeki dokunun gerçek attenuasyonunu yansıtmaz. Fazladan kaydedilen bu attenuasyona görüntüde gürültü (noise) denir ve görüntü kalitesini olumsuz etkiler. KIBT sisteminde, saçılma radyasyonun doku ile temasa geçen esas radyasyon miktarına oranı BT’ye oranla daha yüksektir. Bu oran, tek ışın hüzmeli BT’de 0.01 iken fan şeklindeki ışın hüzmeli BT ile spiral BT’de 0.05 - 0.15, KIBT’de ise 0,4 ile 2 arasındadır(39, 53).

2.3.7.2. Zayıf Yumuşak Doku Kontrastı

Kontrast x-ışınının fotonlarının görüntülenecek dokudan geçtikten sonra görüntü üzerinde oluşturduğu farklılıklardır. X-ışınları dokuyu geçerken densiteye, atom numarasına ve kalınlığına bağlı olarak farklı attenuasyonlara uğrar. Kontrast da bu durumun sonucunda ortaya çıkar. İki faktör KIBT’nin kontrast çözünürlüğünü sınırlar. Saçılma radyasyonunun görüntüde gürültüye neden olmasının haricinde KIBT sisteminin kontrastını ve görüntü kalitesini de düşürür. Çünkü saçılma radyasyonundan gelen arkaplan (background) sinyaller anatomiyi yansıtmayacağından kontrastı düşürür(59).

2.3.7.3.Flat-Panel Dedektörün Yapısı

Ayrıca flat-panel dedektör sistemlerinin yapısına ve x-ışınına tepkisine bağlı olarak oluşan artefaktlar da mevcuttur. Saturasyon (belli bir ekspozürün üzerinde oluşan doğrusal olmayan piksel efektleri), karanlık akım ve kötü piksel olarak adlandırılan ekspozura duyarlı olmayan pikseller görüntüde bozulmalar oluşturur. Ayrıca flat panel dedektörlerin tüm yüzeyi radyasyona karşı aynı hassasiyette tepki veremeyebilir. Bu da görüntüye olumsuz yansır(39).

2.3.8.Diş Hekimliğinde KIBT Uygulamaları

KIBT tekniği ortaya çıktıktan sonra maksillofasiyal bölge görüntülemesinde önemli bir yere sahip oldu. Panoramik ve periapikal radyografi gibi ilk etapta kullanılacak uygun bir görüntüleme yöntemi olmamakla birlikte diş hekimliğinin tüm alanlarında tanı ve tedavi uygulamalarında kullanılmaya başlandı(15, 45). KIBT diş hekimliğinde TME değerlendirilmesi, maksillofasiyal bölge anatomisinin ve deformite, travma, enfeksiyon, kist, tümör gibi patolojilerinin değerlendirilmesinde, çürük teşhisinde, periodontal kemik seviyesi ve hava yolu değerlendirilmesinde, implantoloji uygulamalarında, ortodontik ve endodontik uygulamalarda kullanılmasının yanında adli diş hekimliği ve otorinolaringoloji uygulamalarında kullanımı mevcuttur(44, 55).

2.3.8.1.KIBT' nin İmplantoloji Alanındaki Uygulamaları

Potansiyel olarak iki ve üç boyutlu görüntüleme yöntemleri cerrahi öncesi implant bölgesinin değerlendirilmesinde kullanılabilir. Ancak panoramik, periapikal ve sefalometrik görüntüler gibi iki boyutlu görüntüleme yöntemleri; kemik derinliğinin üç boyutlu değerlendirmesine olanak vermemesi nedeniyle yeterli değildir(61).

Tüm KIBT tarayıcıları önerilen implant bölgesinin panoramik, cross-sectional, sagittal ve diğer görüntü tiplerini içeren multiple rekonstrüksiyonlarını sağlayabilir. Tarayıcıların birçoğu için bu görüntüler kullanıcının tercihi göre değişen dilim kalınlıklarında olabilir. Reformasyon görüntüleri bir kez oluşturulduğunda, alveoler kemik yüksekliği ve genişliği tahminlerini sağlayan

ölçüm araçları da dahil olmak üzere bir dizi interaktif uygulamaları kullanıcının hizmetine sunar. Bu veriler ile alveoler kemik angulasyonunun değerlendirilmesi de mümkündür(62).

Diş çekimleri sonrasında maksiller ve mandibular kemikler nadiren değişikliğe uğramadan kalır. Sıklıkla dişsiz bölgelerde kemik rezorbsiyonunun bir sonucu olarak undercut alanları izlenir. Bu undercut alanları implant yerleştirilmesinde anatomik sınırlamalara neden olur. Cross-sectional görüntüler alveoler kemikteki undercutların ve anatomik konkaviteğin belirlenmesini sağlar.(62, 63)

DICOM formatında kaydedilen KIBT verileri ek yazılımlarla da açılıp kullanılabilir. Birçok özelleşmiş yazılım sayesinde, implantların birebir kopyası görüntü üzerinde istenilen bölgeye yerleştirilerek açısı, komşu yapılarla ilişkisi gibi planlamalar cerrahi öncesi yapılabilir. Buna ek olarak, bu veriler özel katı modelleme cihazları sayesinde implant öncesi rehber plaklar hazırlamada kullanılabilir. Bu sayede implantın yerleştirilmek istenen bölgeden sapmasının önüne geçilerek olası komplikasyonlar da önlenir(48, 64).

2.3.8.2. Ortodontik Uygulamalar

Ortodontik bozuklukların teşhis ve tedavisinde amaç hastanın şikayeti ,başlangıç koşulları ,elde edilebilecek tedavi sonuçları ve hastanın uyumuna göre özel bir tedavi protokolü belirlemektir. Doğru tanı ve optimal tedavi planlaması için diagnostik görüntülemenin tam olması gerekmektedir(65). Üç boyutlu bir doğası olan diş hareketlerini izlemek, iki boyutlu özellikleri nedeniyle konvansiyonel radyografi teknikleri ile sınırlıdır(66).

Ortodontide, sefalometrik analiz kraniofasial morfolojinin değerlendirilmesi için başlıca diagnostik araçtır. Sefalometrik analiz, lateral ve posterior-anterior perspektifleri eş zamanlı olarak sağlar. Bununla birlikte, bu yaklaşım gerçekçi üç boyutlu görünüşü sağlamada yetersiz kalır. Ortodontide KIBT' nin belki de en büyük kullanım potansiyeli iki ve üç boyutlu sefalometrik görüntüleri sağlama kapasitesidir. KIBT veri seti; panoramik, lateral, submentovertex ve posterior anterior sefalometrik görüntüler oluşturabilecek özelliğe sahiptir. Alternatif olarak çeşitli ortodontik

merkezli ürünler kullanılarak başın topografik özelliklerinin ve hava/yumuşak doku ilişkisinin sağlanması da mümkündür(15, 67).

KIBT maksillomandibular yapıların kafa tabanı ile ilişkisini gösteren hacimsel üç boyutlu iskeletsel görünümü sağlayan bir yöntemdir. Bu görüntüler; kök pozisyonu, inferior alveoler sinir ve hava yolu bilgilerini sağlayarak eksternal yumuşak doku ve çenelerin kemik morfolojisinin yüzey kontrolüne izin verir ayrıca dentisyonun kapsamlı bir görüntüsünü sunar. Eksik dişlerin, gömülü dişlerin, supernumere dişlerin, dental gelişimin ve erüpsiyon aşamasının, kök boyutlarının ve diş hareketine engel olan kök anomalilerinin belirlenmesinde oldukça faydalıdır(67).

2.3.8.3.Temporomandibular Eklem İncelemesi

KIBT'nin farklı görüntüleme özellikleri sayesinde temporomandibular eklem (TME) bölgesinin morfolojik özellikleri, eklem boşluğu ve dinamik fonksiyonları izlenerek TME şikâyeti olan hastalarda tedavi planlaması açısından kritik bilgiler elde edebiliriz. Ayrıca eklem bölgesine ait dejeneratif eklem hastalıkları, kondilin gelişimsel bozuklukları, ankiloz, romatoid artrit gibi sorunların yanı sıra travma sonrası bu bölgede oluşan fraktür ve fragmanların belirlenmesinde de kullanışlıdır(68).

2.3.8.4.Maksillofasial kompleksin ve patolojilerin değerlendirilmesi

KIBT gömülü kaninler, supernumere dişler, kırık ya da splintli dişler, periapikal lezyonlar ve periodontal hastalıklar gibi dental durumların ve çenelerin bazı bozukluklarının değerlendirilmesinde kullanılabilir. Benign kalsifikasyonların (tonsilolitler, lenf nodülleri, tükürük bezi taşları, stylohyoid ligament kalsifikasyonu, vs.), karotid arter kalsifikasyonları gibi önemli arter kalsifikasyonları veya flebolit gibi ven kalsifikasyonlarının ayırıcı tanıları KIBT ile lokalizasyonlarının belirlenmesi yoluyla yapılabilir(15, 63).

Çenelerde bulunan patolojilerin lokalizasyonu, boyutu, şekli ve içeriği iki boyutlu ve üç boyutlu görüntülerle birlikte izlenebilir. KIBT özellikle travma ve osteomyelitin derecesinin ve genişliğinin görüntülenmesinde de yararlıdır(15).

Maksillofasiyal bölgedeki patolojik lezyonlar değerlendirilirken klinik muayeneden sonra tanı konulup tedavi planlamasının yapılması için lezyonun tam lokalizasyonu, boyutları ve dansitesi radyografi ile değerlendirilir. Doğru bir tanı koyabilmek için lezyonun kortekste ilişkisi, sınırları, komşu dişlerle ilişkisi, kök rezorbsiyonunun olup olmadığının belirlenmesi gerekir. Bu amaçla düz radyografiler, panoramik radyografi, BT ve KIBT kullanılır. Panoramik radyografilerin yalnızca iki boyutlu görüntü vermesi, distorsiyonu ve komşu yapıların süperpozisyonu lezyonun doğru bir şekilde incelenmesine müsaade etmez. Maksillofasiyal patolojileri BT ile incelemede, hastanın aldığı dozun fazla olması, hastanın başka merkeze gönderilmesi, lezyonu medikal radyologların değerlendirmesi sonucu diş hekimleri için önemli olan noktaların gözden kaçırılması ya da araştırılmaması, hastanın gönderilme zamanıyla inceleme arasında gecikme olması bu yöntemin kullanımını kısıtlar(69).

Maksillofasiyal bölgede odontojenik-nonodontojenik kist ve tümörlerin, dentoalveolar ve maksillofasiyal kırıkların, tükürük bezi taşı, lenf nodu, carotid arter kalsifikasyonu gibi kalsifikasyonların lokalizasyonu, boyutları KIBT ile üç boyutlu olarak görüntülenip teşhisi konulur(44, 69).

2.3.8.5.Endodontide Uygulama Alanları

Endodontik problemlerin başarılı bir şekilde tedavi edilmesi, ilgili diş ve çevre anatomik yapılar hakkında bilgi veren güvenilir bir görüntüleme tekniğine bağlıdır. İntraoral radyografi (İR), endodontik hastalıkların tanı, tedavi planlaması ve takibinde temel tanı aracıdır(9). İR üç boyutlu anatomik yapıların iki boyutlu görüntüsünü verir. Bu da diş kökleriyle komşu anatomik yapıların ya da periapikal lezyonun uzaysal ilişkisinin doğru bir şekilde değerlendirilmesini engeller. Paralel teknikle alınan İR' de bile distorsiyon ve süperpozisyon kaçınılmazdır(9, 57).

Çevre dokuların süperpozisyonunun azaltılması veya tamamen ortadan kaldırılabilmesi KIBT'yi geleneksel periapikal radyografiye kıyasla üstün kılmaktadır. Frontal düzlemde alınan görüntü kanal morfolojisi ve sayıları hakkında bilgi vermekte ve kanal dolgusunun kalitesini herhangi bir süperpozisyon olmaksızın göstermektedir(60, 70).

2.4. Kök Kanal Morfolojisinin Değerlendirilmesi

Koruyucu dişhekimliğinin giderek önem kazanması ,insanların doğal dişlerinin en iyi estetik ve fonksiyonu sağlayacak şekilde tedavi edilerek ,ağızda mümkün olduğunca uzun süre kalmasının sağlanması sonucunu doğurmuştur. Diş çekimi günümüzün ileri teknolojisi sayesinde en son yapılacak işlem olarak ortaya çıkmaktadır. Diş hekimi ,teknolojik yenilikleri kök kanal anatomisi bilgisiyle birleştirirse ,endodontik tedavilerde uzun süreli klinik başarı şansını daha da artırmış olur(3).

Endodontik tedavinin başarısı tüm kök kanallarının belirlenerek, temizlenip doldurulmasına bağlıdır (9, 57). Endodontik tedavide başarısızlık nedenleri arasında ilk sırayı apikal sızıntının aldığı bilinmektedir. Periapikal dokulardan kök kanalı içerisine sızıntı oluşmasına yol açan etkenler; kök kanal sistemindeki varyasyonların iyi bilinmemesinden dolayı kök kanallarının hazırlanması sırasında ulaşılmamış bölgelerin bırakılması ve buna bağlı olarak kanalların yetersiz doldurulmasıdır(3). Endodontik uygulamalarda yaygın kullanılan İR' lerin iki boyutlu doğası ve süperpozisyonundan ötürü de kök kanal sayısını ve morfolojisini belirlemek güçleşir (71).

2.4.1.Kök Kanal Morfolojisi Üzerine Etkili Olan Faktörler

a.Irksal Faktörler

Kök kanal morfolojisi ile ilgili çalışmalar endodontik ve antropolojik açıdan büyük öneme sahiptir(5, 72, 73). Farklı ırklar arasında dişlerin kök ve kanal sayılarının ve şekillerinin farklılıklar gösterdiğini bildiren bazı çalışmalar yapılmıştır(74, 75). Bu farklılıkların bilinmesi, endodontik tedavi sırasında fazla veya farklı yerleşimdeki kök kanallarının bulunabilmesi ve temizlenebilmesi için önemlidir.

Irklara göre kök kanal sisteminin farklılıklar gösterdiği sonucuna varan araştırmaların çoğu Kuzey Amerika ve Uzak Doğu toplumlarına ait dişler üzerinde yapılmıştır. Ancak, uluslararası literatürde yer alan, Türk toplumu üzerinde yapılmış bazı çalışmalar da bulunmakta ve bu çalışmaların çoğu sadece kök kanal morfolojisi

üzerine yoğunlaşmaktadır(76). Kartal ve Yanıkoğlu alt kesici dişler, Sert ve Bayırlı (77, 78) ise Türk toplumunda tüm diş grupları üzerinde yaptığı çalışmasında yeni kök kanal tipleri tanımlanmışlar ve kök kanal tedavisi uygulamaları sırasında görülebilecek varyasyonlardan haberdar olunmasının öneminden bahsetmişlerdir.

Çalışkan ve ark.(79) tüm diş gruplarından örneklerin kök kanal morfolojilerini inceledikleri ve dişlerin uzunluğunu ölçtükleri çalışmalarında, dişlerin boylarını diğer çalışmalarda bildirilenlere göre daha kısa bulmuşlardır. Bu sonucun toplumlar arasındaki farktan kaynaklanabileceğini belirtmişlerdir.

b.Yaş

Yaşlanmanın bir sonucu olarak kök kanal morfolojisinde bazı değişiklikler meydana gelmektedir. Zamanla sekonder dentin yapımı nedeniyle pulpa odası ve kök kanallarında daralma, dentin tübüllerinde tıkanma, tübüler geçirgenlikte azalma, yardımcı ve yan kanallarda kalsifikasyon, fizyolojik apeks ile anatomik apeks arasındaki mesafede artış gözlenir. Atrizyon, çürükler ve travma da kök kanalı ve pulpa odasının hacmini azaltmaktadır(80).

Peiris ve ark. (81), inceledikleri alt birinci molar diş mezial köklerinin çoğunda 11 yaşına kadar geniş tek kanal görüldüğünü, yaş ilerledikçe kanal morfolojisinin karmaşıklaştığını bildirmişlerdir. Kanallar arası bağlantıların gençlerde ve yaşlılarda az, orta yaş grubunda ise fazla olduğunu gözlemlemişler ve bu sonucu özellikle kökün orta ve apikal uçlülerinde daha fazla görülen sekonder dentin birikmesine bağlamışlardır.

Stein ve Corcoran (82), devam eden sement birikimi nedeniyle zamanla apikal sement miktarında artış olduğunu bildirmişlerdir. Yaşla birlikte fizyolojik apeksin genişliğinde artış olmazken apikal foramenin dişin uzun eksenine göre daha lateralde yer aldığını belirtmişlerdir.

2.4.2.Kök Kanal Morfolojisinin Belirlenmesi için Yararlanılan Metotlar

Başarılı bir endodontik tedavinin amacı ,kanalların sızdırma yapmayacak bir şekilde hermetik tıkama yapılarak apikal foramene kadar doldurulmasıdır.Bu işlemlerin uygun bir şekilde yapılabilmesi, dolayısıyla başarılı bir endodontik

tedavinin gerçekleştirilebilmesi için yapının çok iyi bilinmesi ve varyasyonlar hakkında bilgi sahibi olunması gerekir(4).

Bu amaçla uzun yıllardan beri farklı teknikler kullanılarak dişlerin; kök sayıları, kanal sayıları, kanal tipleri, lateral kanalların varlığı ve lokalizasyonları, apikal dallanmalar gibi özellikleri incelenmiştir(3).

Kök kanal sisteminin morfolojik yapısını incelemek için sıklıkla aşağıdaki yöntemler kullanılmıştır.

2.4.2.1.Kopya Model Oluşturma

Bu çalışmaların esası pulpanın çıkarılmasını takiben, boşluğun şeklini alabilen maddelerin basınç altında verilmesi esasına dayanır. Kök kanallarına silikon enjekte edilir veya lateral kondensasyon metodu ile guta perka doldurulur ve sertleşmeyi takiben dişler dekalsifiye edilir. Bu şekilde elde edilen kopya modeller mikroskop altında incelenir(3).

Wakabayashi ve arkadaşları(83), pulpa odasına düşük viskoziteli sentetik reçine enjekte edip, reçinenin polimerizasyonunu takiben hidroklorik asit, daha sonra da potasyum hidroksit çözeltisine koydukları dişlerdeki kalsifiye dokuları ultrasonik dalgalar ile çözdürerek reçine modeller elde etmişler, bu modelleri altın alaşımı ile kaplayarak Scanning elektron mikroskopunda (SEM) incelemiştirler.

2.4.2.2.Kesit Alma

Diş köklerinden disk veya taşlar yardımıyla alınan makroskobik ve mikroskobik enine kesitler çeşitli boyalarla boyanarak mikroskop altında incelenebilmektedir. Makroskobik kesit alma metodu için mufla model sistemi geliştirilmiş ve böylece enine kesitleri incelenen örnekler yine aynı şekilde özel mufla içine yerleştirilip kök kanal genişletme işlemleri uygulanmış ve daha sonra mufladan çıkarılan kesitler incelenerek değerlendirilebilmiştir(84, 85).

Bu yöntemde dikey veya yatay olarak iki farklı yönde kesit alınabilmektedir. Ancak, yatay kesit alma sırasında kökün servikal, orta ve apikal eğimleri sebebiyle kök kanallarını takip etmek genellikle güçtür. Ayrıca, kesitlerin alınması sırasında

oluşan madde kaybı ve ölçümlerin tekrarlanamaması kesit alma yönteminin dezavantajları olarak sayılabilir(80).

Diş yapıları ışık mikroskopunda görüntülenebilecek çok ince dilimlere bölünüp, kesitlerin görüntülerinin bilgisayara aktarılıp birleştirilmesiyle pulpa boşluğunun üç boyutlu yapı modelini elde etmek mümkündür(86). Ancak bu yöntemde, numune hazırlama aşamaları sırasında nesne yapısı değiştirilebilir ve kesitler arasındaki uzaklıklar kök kanal boşluğunun kesintisiz biçimde görülmesini engellemektedir. Bilgisayar, mikroskop, çeşitli çözeltiler, mufla sistemi gibi ekipmanlara ve uzun zamana ihtiyaç olması bu tekniği kullanışsız kılmaktadır(80).

2.4.2.3.Radyografik Teknikler

a.Hastalardan Rutin Olarak Alınan periapikal Radyografların İncelenmesi (87, 88).

b. Kök kanallarının in vitro radyograflarının değerlendirilmesi

Karmaşık kanal sistemleri için kullanılan en kolay yöntemlerden biridir. Çekilmiş dişler röntgen filmi üzerine konarak, meziodistal ve bukkolingual istikamette radyografları alınır.Kökler kron kısımlarından kesilerek veya bir kök ayrılarak, radyograflarda farklı konumlarda incelenir. Bu çalışma kök kanal sistemine kanal aleti yerleştirilerek yada radyopak madde enjekte edilerek de yapılabilir(3).

c. Endodontik tedavi görmüş hastaların radyograflarının incelenmesi

Bu yöntemde endodontik tedavi görmüş hastalardan alınan radyografik kayıtlarından faydalanılarak kök kanal morfolojileri incelenir. Yapılan çalışmalar, bu yöntemde mevcut bulunan kanallardan daha az sayıda kanal ortaya çıktığını göstermiştir. Bu tekniğin dezavantajları çok sayıda dişin tedavi edilebilmesi için uzun zamana ihtiyaç duyulması ve klinik şartlarda, dişin ağızdaki pozisyonu ve hastayla işbirliğinin sınırlı olması ilave kanalların tesbitini güçleştirmesidir(3).

2.4.2.4.Boyama ve şeffaflaştırma

Çekilmiş dişler transparan hale getirilerek dişin dış yapısıyla pulpa arasındaki ilişki direkt veya mikroskop altında incelenir. Yöntem, dişlerin çini mürekkebi veya hematoksilin ile kanallarının boyanmasını, asit çözeltileri içinde dekalsifiye edilmesini, etil alkolde dehidrate edilmesini ve şeffaflaştırmak için metil salisilat veya ksilen solüsyonunda bekletilmesini kapsar(89).

Bu yöntem en doğru ve geliştirilmiş sonuçları ortaya çıkaran ve preklinikte endodontik tedavi safhalarının amaçlarını öğretmede kullanılan en iyi metotlardan biridir(86).

Kök kanallarının şekillendirme öncesi ve sonrası anatomisini bir arada inceleme olanağı olmaması ve dekalsifikasyonun son noktasının kesin olarak belirlenememesi şeffaflaştırma tekniğinin dezavantajları arasında sayılabilir(90).

2.4.2.5.Mikrobilgisayarlı tomografi

MBT ilk olarak 1980'lerin başında Jim Elliott tarafından geliştirilmiştir. Geleneksel BT sistemlerine göre çok daha iyi uzaysal çözünürlüğe sahip olan MBT; biyomedikal araştırmalar, malzeme bilimi, jeoloji gibi bir çok farklı alanda uygulama imkanı bulmuştur. Bu teknikte örnek üzerinde herhangi bir bozulma olmaması ve görüntülerin tekrar tekrar incelenebilmesi önemli bir avantaj olarak görülmüştür. Küçük hayvanların görüntülenebildiği MBT sistemleri mevcut olsa da bu yöntem klinik kullanıma uygun değildir.Ayrıca pahalı sistemler olup ulaşılabilirliği zordur(80, 91).

2.4.2.6. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) ile İnceleme

Taramalı elektron mikroskobu kullanılarak küçük bir alanın oldukça detaylı görüntüleri elde edilebilir. Furkasvon bölgesi ve pulpa odası tabanında yardımcı kanalların varlığı, kök kanallarından alınan kesitlerde kanallar arasında anastomoz varlığı veya kök ucunda ana foramen ve diğer foraminaların sayısı tespit edilebilmektedir. Kök kanalı genişletme işlemlerinden sonra kanal duvarlarının temizliğinin incelenmesinde sıklıkla elektron mikroskobu kullanılmaktadır(80).

2.4.2.7.Bilgisayarlı Tomografi

Endodontik görüntüleme amacıyla BT ilk kez Tachibana & Matsumoto (1990) tarafından alt ve üst çene dişlerin görüntülenmesi ve üç boyutlu analizinin yapılması için kullanılmıştır. Sonraki yıllarda Gambill ve ark. BT kullanarak iki farklı kök kanal şekillendirme tekniğini karşılaştırmıştır(92, 93).

2.4.2.8.Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi

Geleneksel BT cihazlarına göre KIBT' nin en önemli avantajı alınan radyasyonun önemli derecede azaltılmasıdır. Bu durum tarama süresinin daha kısa olması, ışınlama olayının çok hızlı olması ve görüntü sensörlerinin oldukça gelişmiş olmasından kaynaklanmaktadır.

KIBT endodonti alanında kök kanal anatomisinin değerlendirilmesi, C-şekilli kanalların tespiti, ilave kök ve kanalların tespiti, dental anomalilerin teşhisi gibi birçok alanda sıklıkla kullanılmıştır. Dişlerin dentin kalınlıkları, çeşitli anatomik yapılarla uzaklıkları ve kök kanal uzunluklarının ölçülmesine olanak verir. Ayrıca KIBT in-vitro olarak çeşitli preparasyon tekniklerinin kök kanalı üzerinde oluşturduğu değişiklikleri incelemek için de kullanılmıştır(9, 15, 16).

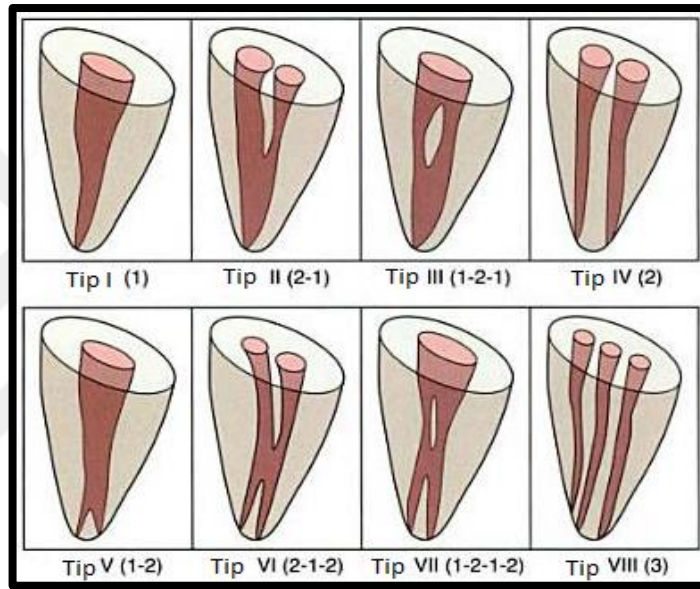
2.5. Kök Kanal Sistemi Sınıflamaları

2.5.1.Vertucci Sınıflaması

Vertucci 1974 yılında yaptığı çalışmada hematoksilen mürekkebi ile boyadığı şeffaflaştırılmış dişler kullanmış ve sekiz kök kanal konfigürasyonu tanımlamıştır:

- Tip 1: Pulpa odasından apekse tek bir kanal uzanmaktadır (1).
- Tip 2: Pulpa odasını terk eden iki ayrı kanal, apekse yakın bir yerde tek kanal oluşturmak için birleşmektedir (2-1).
- Tip 3: Pulpa odasını terk eden tek kanal, kökte ikiye ayrılıp daha sonra tek kanal şeklinde sonlanmaktadır (1-2-1).
- Tip 4: İki ayrı kanal pulpa odasından apekse kadar uzanmaktadır (2).

- Tip 5: Pulpa odasından çıkan tek kanal, apekse yakın bir yerde iki ayrı apikal foramene sahip iki kanala ayrılmaktadır (1-2).
- Tip 6: Pulpa odasını terk eden iki ayrı kanal, kök içinde birleşip apekse yakın bir yerde tekrar ikiye ayrılmaktadır (2-1-2).
- Tip 7: Pulpa odasını terk eden tek kanal ikiye ayrılıp tekrar birleşmekte ve en sonunda apekse yakın bir yerde iki kanala ayrılmaktadır (1-2-1-2).
- Tip 8: Üç ayrı kanal pulpa odasından apekse kadar uzanmaktadır (3)(5).



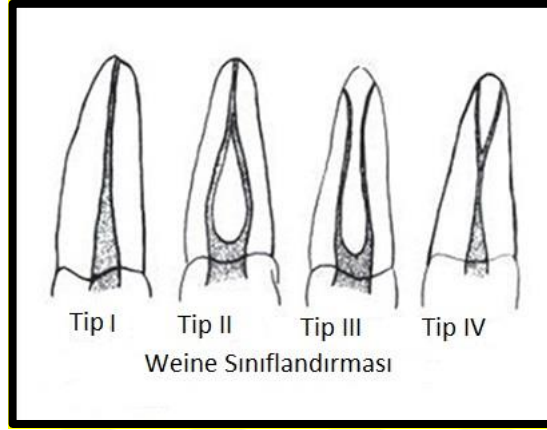
Şekil 2.6. Vertücci Sınıflandırması

2.5.2. Gulabivala ve ark. Sınıflaması

Kök kanal anatomisinin değişik biçimleri ilk olarak Gulabivala ve ark. tarafından Birmanya popülasyonuna ait alt çene molar dişlerinde gösterilmiştir. Bu çalışmada yedi ilave kanal konfigürasyonu ortaya konmuştur:

- Tip 9: Pulpa odasını terk eden üç ayrı kanal apikalde birleşmektedir (3-1).
- Tip 10: Pulpa odası terk eden iki kanal birleşip tekrar ikiye ayrılmakta ve apikalde tek kanal olarak sonlanmaktadır (2-1-2-1).

- Tip III: Pulpa odasından kök ucuna kadar uzanan iki ayrı kanal vardır.
- Tip IV: Pulpa odasından ayrılan tek kanal apikal bölgede iki ayrı kanala ayrılarak sonlanır.



Şekil 2.8.Weine Sınıflandırması

3.GEREÇ VE YÖNTEM

3.1.Bireylerin Seçimi

Bu çalışma Cumhuriyet Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu tarafından onaylanmıştır.(23.12.2016-2016-12/15). Bu çalışmada Kasım 2015-Ağustos 2017 tarihleri arasında Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalına çeşitli sebepler (İmplant Uygulaması, maksillofasiyal anomaliler&lezyonlar vs.) nedeniyle başvuran ve KIBT (Planmeca Promax 3D Max) görüntüleri alınan hastaların verileri retrospektif olarak taranmıştır. Çalışmada çekilmiş 850 adet tomografi görüntüsü taranmış bunlardan çalışmaya dahil edilme kriterlerine uyan 18 yaşından büyük 185 erkek 215 kadın toplam 400 hasta çalışmaya dahil edilmiştir.

3.1.1.Çalışmaya Dahil Etme Kriterleri

- 16 yaş ve üzeri olan
- Görüntü çözünürlüğünün çalışma kapsamındaki bölgelerin incelenmesine imkan verdiği ve artefakt olmayan görüntüler
- Alt ön grup ve premolar dişlerin tarama alanının içerisinde izlenebiliyor olması ve simetrik dişlerin olması
- Üst ön grup ve premolar dişlerin tarama alanının içerisinde izlenebiliyor olması ve simetrik dişlerin olması
- Tüm dişlerin apeksifikasyonunu tamamlamış olması
- Geniş çürüğe sahip olmayan dişler
- Kök kanallarında kalsifikasyon olmayan dişler çalışmaya dahil edilmiştir.

3.1.2.Çalışmadan Hariç Tutma Kriterleri

- 16 yaşını doldurmamış hastalar
- İncelenecek alanın tamamının görüntüye girmediği veya görüntü kalitesini düşürecek artefakt varlığı

- Tomografi çekimi esnasında ,hasta hareketine bağlı görüntüde bulanıklığın olduğu ve çözünürlüğün incelemeye imkan vermediği görüntüler
- Değerlendirilen alanda ve diş kökleri komşuluğunda herhangi bir patolojik lezyon mevcudiyeti
- Kök yapısında eksternal yada internal rezorbsiyon
- Koronal restorasyona ve kök kanal tedavisi ,kanal içi post restorasyonuna sahip dişler çalışmaya dahil edilmemiştir.

3.2.KIBT Görüntüleri

3.2.1.Görüntülerin İncelenmesi

Çalışmamızda kullanılan hasta kayıtlarının tamamı Planmeca Promax 3DMid yazılımlı Romexis cihazı kullanılarak değerlendirilmiştir(Şekil 3.1). Çalışma 80×80 mm ve 200×100 mm FOV alanlarında ve 200 µm voksel değerinde yürütülmüştür.



Şekil 3.1. Planmeca Promax 3DMid yazılımlı Romexis cihazı

Görüntüler aksiyel, koronal, sagittal ve çapraz kesitlerde incelenmiştir. Görüntülerde değerlendirilen dişlerin Vertucci sınıflamasına göre kök kanal morfolojileri ve simetri durumları, kök sayıları, kök kurvatürleri, kök uzunlukları,

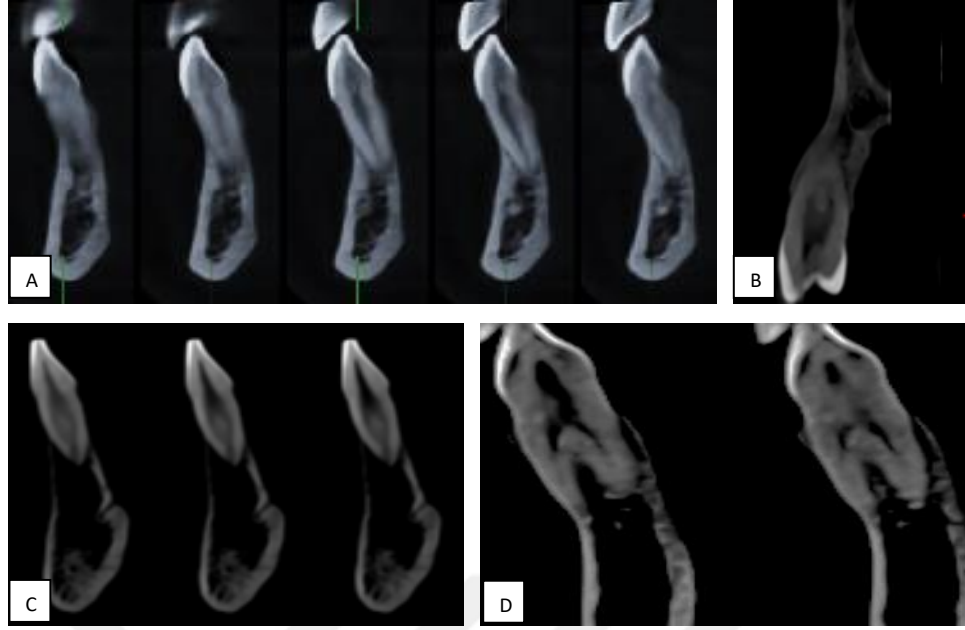
incelenmiştir. Tez kapsamında değerlendirilen dişlerin kök sayıları ve kurvatürleri, kök uzunlukları ve kök kanal morfolojilerinin görüntülerinin incelenmesine ait ayrıntılar aşağıda ayrı başlıklar halinde sunulmuştur.

3.2.1.1.Kök kanal morfolojisinin belirlenmesi

Kök kanal morfolojisinin belirlenmesi için vertucci sınıflandırması kullanıldı. Vertucci 1974 yılında yaptığı çalışmada hematoksilen mürekkebi ile boyadığı şeffaflaştırılmış dişler kullanmış ve sekiz kök kanal konfigürasyonu tanımlamıştır:

- Tip 1: Pulpa odasından apekse tek bir kanal uzanmaktadır (1).
- Tip 2: Pulpa odasını terk eden iki ayrı kanal, apekse yakın bir yerde tek kanal oluşturmak için birleşmektedir (2-1).
- Tip 3: Pulpa odasını terk eden tek kanal, kökte ikiye ayrılıp daha sonra tek kanal şeklinde sonlanmaktadır (1-2-1).
- Tip 4: İki ayrı kanal pulpa odasından apekse kadar uzanmaktadır (2).
- Tip 5: Pulpa odasından çıkan tek kanal, apekse yakın bir yerde iki ayrı apikal foramene sahip iki kanala ayrılmaktadır (1-2).
- Tip 6: Pulpa odasını terk eden iki ayrı kanal, kök içinde birleşip apekse yakın bir yerde tekrar ikiye ayrılmaktadır (2-1-2).
- Tip 7: Pulpa odasını terk eden tek kanal ikiye ayrılıp tekrar birleşmekte ve en sonunda apekse yakın bir yerde iki kanala ayrılmaktadır (1-2-1-2).
- Tip 8: Üç ayrı kanal pulpa odasından apekse kadar uzanmaktadır (3)(5).

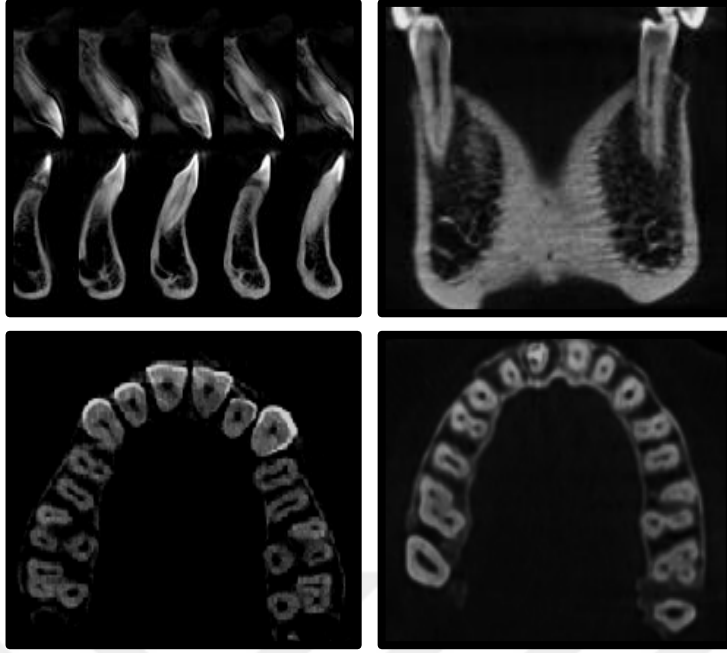
KIBT görüntülerinde dişler cross-sectional kesitlerde incelendi ve vertucci sınıflamasına göre değerlendirilerek kaydedildi.



Şekil 3.2.Çapraz kesitlerde görüntü örnekleri (A).Tip II, (B).Tip VII, (C).Tip III, (D).İki köklü kanin

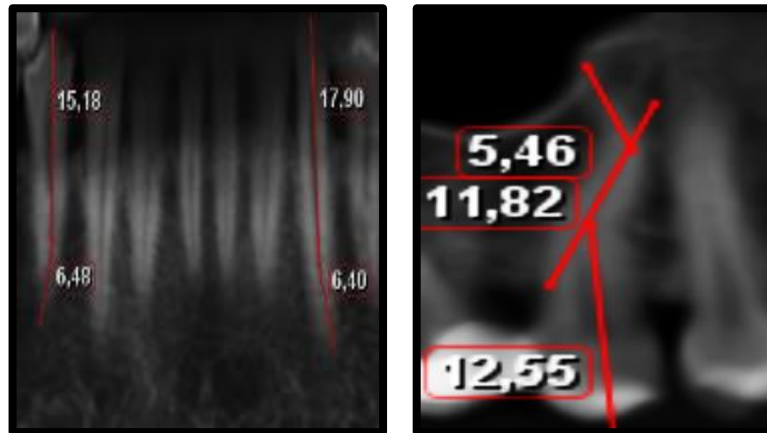
3.2.1.2.Kök sayılarının ve kök kurvatürünün belirlenmesi

Kök sayılarını belirlemek için görüntüler aksiyel, sagittal, koronal ve bu üç düzlemdeki kesitlerin birbiriyle uyumlu olarak izlenebildiği multiplanar reformasyon (MPR) kesitlerde incelendi. 1kök-1, 2kök-2, 3kök-3 olarak numaralandırıldı ve kaydedildi.



Şekil 3.3.Sagital, koronal,aksiyal kesitlerde görüntü örnekleri

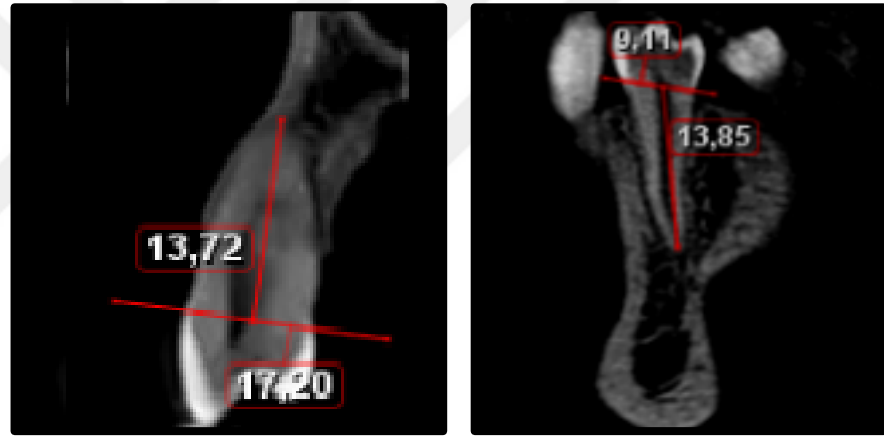
Kök kurvatürleri aksiyal kesitten oluşturulan panoramik rekonstrüksiyonlarda incelendi. En net kurvatürün tesbit edilebilmesi için birden fazla rekonstrüksiyon oluşturularak görüntüler değerlendirildi.Oluşturulan panoramik rekonstrüksiyonlarda her bir diş için dişin uzun eksenine paralel bir çizgi çizildi. İkinci çizgi dişin kök ucundan itibaren birinci çizgiyi kesecek şekilde uzatıldı. Bu iki hat arasındaki eğim rehber alınarak kök kurvatürü mesial, distal ve vertikal olarak değerlendirilerek kaydedildi. Eğimli dişlerde ise kök ucuna en yakın iki çizgi arasındaki eğim rehber alındı. 2 köklü dişlerde en uzun kök değerlendirmeye alındı.



Şekil 3.4.Panoramik rekonstrüksiyonlarda kök eğimlerinin belirlenmesi

3.2.1.3.Kök boyunun ölçülmesi

Kök boyu ölçümü sagittal kesitler ve aksiyal kesitten oluşturulan panoramik rekonstrüksiyon görüntüleri incelenerek kaydedildi. Sagittal kesitlerde kök ucundan kökün uzun eksenine boyunca, bukkal ve palatinal/lingual mine-sement kesişim noktasını birleştiren hatta dik olacak şekilde alınan uzunluk kaydedildi ve panoramik rekonstrüksiyonlarda da mesial distal mine sement kesişim noktasından dişin uzun eksenine çizilen ölçüm kaydedildi. Taranan görüntülerde mine-sement sınırının ve kök ucunun en net olarak izlendiği görüntülerde ölçümler yapıldı ve kaydedildi. Aşırı eğimli ve dilerasyonlu dişler çalışmaya dahil edilmedi.



Şekil 3.5.Sagittal kesitlerde kök uzunluğunun ölçümü

3.3.İstatiksel Yöntem

Çalışmamızdan elde edilen veriler SPSS (veri:22.0) programına yüklenerek verilerin değerlendirilmesinde sayımla elde edilmiş veriler tablolarda frekans ve yüzdesi, ölçümle elde edilmiş veriler aritmetik ortalama \pm standart sapma şeklinde belirtilerek, tanımlayıcı istatistiklerle belirtilmiştir.

4. BULGULAR

Çalışmaya dahil edilen 400 bireyin 185'i (% 46.3) erkek, 215'i (%53.7)'si kadındır. Yaş değerleri 18-79 olup, ortalama yaş 35.23 ± 12.50 ve ortanca yaş değeri 33'tü.

4.1. Vertucci Sınıflamasına göre Kök Kanal Morfolojisine İlişkin Bulgular

Üst anterior dişlerde en yüksek oranda (%93.5-95.9) Tip I kanal konfigürasyonu bulunurken, üst birinci küçük azı dişlerin iki köklü olanların tamamında her bir kök ayrı ayrı tip I kanal şekline sahipken tek köklü üst birinci küçük azılarda en yüksek oranda Tip IV (%79.4) kanal şekli bulundu. Üst ikinci küçük azılar da en yüksek Tip I (% 41.6) ve sonrasında Tip IV (% 23.3) kanal şekillerine sahipti. Alt keser dişlerde diğer dişlerden fazla oranda Tip III (% 32.2) kanal şekline rastlanırken, alt çene premolar dişlerde de en yüksek oranda Tip I(% 87.2-% 89.3) kanal şekli görüldü.

En düşük simetri oranı % 85.0 ile 31-41 numaralı dişlerde, en yüksek simetri oranı % 96.2 ile 12-22 ve 14-24 numaralı dişlerde görüldü. Genel olarak simetri oranı tüm alt çene dişlerinde, üst çene dişlerinden düşük olarak bulundu. (Tablo 4.2-11)

Tablo 4.1.11-21 Vertucci sınıflandırma oranları

		Frekans (n)	Yüzde (%)
Ver.tip.	T1	348	93.5
	T2	3	0.8
	T3	4	1.0
	T4	13	3.4
	T5	4	1.0
	Toplam	372	100.0
Simetri Oranı=%94			

Tablo 4.2.12-22 Vertucci sınıflandırma oranları

		Frekans (n)	Yüzde (%)
Ver.tip.	T1	355	95.9
	T2	9	2.4
	T5	4	1.0
	T6	2	0.5
	Toplam	370	100.0
Simetri Oranı =% 96.2			

Tablo 4.3.13-23 Vertucci sınıflandırma oranları

		Frekans (n)	Yüzde (%)
Ver.tip.	T1	360	94.7
	T2	2	.5
	T3	7	2.6
	T4	5	1.1
	T5	5	.5
	T7	1	.5
	Toplam	380	100.0
Simetri Oranı= % 92.6			

Tablo 4.4.14-24 Vertucci sınıflandırma oranları

		Frekans (n)	Yüzde (%)
Ver.tip.	T1	7	2.0
	T2	23	6.6
	T3	11	3.1
	T4	61	79.4
	T5	12	3.4
	T6	12	3.4
	T7	6	1.7
	Toplam	132	100.0
Simetri oranı=%96.2			

Tablo 4.5.15-25 Vertucci sınıflandırma oranları

		Frekans (n)	Yüzde (%)
Ver.Tip	T1	100	41.6
	T3	16	6.6
	T4	56	23.3
	T5	16	6.6
	T6	9	3.7
	T7	7	2.9
	Toplam	240	100.0
Simetri oranı=%94.0			

Tablo 4.6.35-45 Vertucci sınıflandırma oranları

		Frekans (n)	Yüzde (%)
Ver.tip.	T1	302	89.3
	T2	9	2.6
	T3	3	.8
	T4	5	1.4
	T5	17	5.0
	Toplam	336	100.0
Simetri oranı=%85.1			

Tablo 4.7.34-44 Vertucci sınıflandırma oranları

		Frekans (n)	Yüzde (%)
Ver.tip.	T1	342	87.2
	T2	6	1.5
	T3	17	4.3
	T4	8	2.2
	T5	19	4.8
	Toplam	392	100.0
Simetri oranı=%89.7			

Tablo 4.8.33-43 Vertucci sınıflandırma oranları

		Frekans (n)	Yüzde (%)
Ver.tip	T1	356	88.1
	T2	4	0.9
	T3	35	8.6
	T4	3	0.7
	T5	9	2.2
	T7	1	0.2
Toplam		404	100.0
Simetri oranı=%88.0			

Tablo 4.9.32-42 Vertucci sınıflandırma oranları

		Frekans (n)	Yüzde (%)
Ver.tip.	T1	252	62.6
	T2	5	1.2
	T3	131	32.4
	T4	1	0.2
	T5	12	2.9
	T6	2	0.4
Toplam		402	100.0
Simetri oranı=%86.0			

Tablo 4.10.31-41 Vertucci sınıflandırma oranları

		Frekans (n)	Yüzde (%)
Ver.tip.	T1	248	62.0
	T2	2	0.5
	T3	129	32.2
	T4	4	1.0
	T5	12	3.0
	T6	2	0.5
	T7	3	0.7
Toplam		400	100.0
Simetri oranı=%85.0			

4.2.Kök Sayılarına İlişkin Bulgular

Üst birinci küçük azı dişlerinde en yüksek oranda (% 62) iki kök bulunurken incelenen diğer dişlerin tamamında en yüksek oranda (%82.1-%100) tek kök bulundu. Bununla beraber üst santral keser ve alt santral keser dişlerde % 100.0 oranında tek köke sahipti (Tablo 4.12 – 21).

Tablo 4.11. 15-25 nolu dişlerin kök sayı oranları

Kök s.	Frekans (n)	Yüzde (%)
1 Kök	246	82.1
2 Kök	50	16.6
3 Kök	4	1.3
Toplam	300	100.0

Tablo 4.12. 14-24 nolu dişlerin kök sayı oranları

Kök s.	Frekans (n)	Yüzde (%)
1 Kök	128	37.0
2 Kök	214	62.0
3 Kök	4	1.2
Toplam	346	100.0

Tablo 4.13. 13-23 nolu dişlerin kök sayı oranları

Kök s.	Frekans (n)	Yüzde (%)
1 Kök	373	98.2
2 Kök	7	1.8
Toplam	380	100.0

Tablo 4.14. 12-22 nolu dişlerin kök sayı oranları

Kök s.	Frekans (n)	Yüzde (%)
1 Kök	369	99.7
2 Kök	1	0.3
Toplam	370	100.0

Tablo 4.15.11-21 nolu dişlerin kök sayı oranları

Kök s.	Frekans (n)	Yüzde (%)
1 Kök	372	100
Toplam	372	100

Tablo 4.16.35-45 nolu dişlerin kök sayı oranları

Kök s.	Frekans (n)	Yüzde (%)
1 Kök	331	99.3
2 Kök	2	0.6
Toplam	333	100.0

Tablo 4.17.34-44 nolu dişlerin kök sayı oranları

Kök s.	Frekans (n)	Yüzde (%)
1 Kök	361	92.0
2 Kök	29	7.3
3 Kök	2	0.5
Toplam	392	100.0

Tablo 4.18.33-43 nolu dişlerin kök sayı oranları

Kök s.	Frekans (n)	Yüzde (%)
1 Kök	388	95.0
2 Kök	20	4.9
Toplam	408	100.0

Tablo 4.19.32-42 nolu dişlerin kök sayı oranları

Kök s.	Frekans (n)	Yüzde (%)
1 Kök	400	99.5
2 Kök	2	0.5
Toplam	402	100.0

Tablo 4.20.31-41 nolu dişlerin kök sayı oranları

	Frekans (n)	Yüzde (%)
1 Kök	400	100.0
Toplam	400	100.0

4.3.Kök Kurvatürüne ilişkin Bulgular

Kök eğimleri santral ve lateral dişlerin dışında, yüksek oranda (% 42.6-% 63.6) distale eğim göstermekteydi. Santral ve lateral dişlerde ise yüksek oranda (% 43.7-% 66.2) vertikal eğim tesbit edildi(Tablo 4.22 - 31).

Tablo 4.21.15-25 Kök Kurvatürü oranları

	Frekans (n)	Yüzde (%)
Mesial	59	19.6
Distal	151	50.3
Vertikal	90	30.0
Toplam	300	100.0

Tablo 4.22.14-24 Kök Kurvatürü oranları

	Frekans (n)	Yüzde (%)
Mesial	65	18.7
Distal	194	56.0
Vertikal	87	25.1
Toplam	346	100.0

Tablo 4.23.13-23 Kök Kurvatürü oranları

	Frekans (n)	Yüzde (%)
Mesial	38	10.0
Distal	242	63.6
Vertikal	100	26.3
Toplam	380	% 100

Tablo 4.24.12-22 Kök Kurvatürü oranları

	Frekans (n)	Yüzde (%)
Mesial	50	13.5
Distal	158	42.7
Vertikal	162	43.7
Toplam	370	100.0

Tablo 4.25.11-21 Kök Kurvatürü oranları

	Frekans (n)	Yüzde (%)
Mesial	24	6.4
Distal	139	37.3
Vertikal	210	56.4
Toplam	372	100.0

Tablo 4.26.35-45 Kök Kurvatürü oranları

	Frekans (n)	Yüzde (%)
Mesial	40	12.0
Distal	180	54.2
Vertikal	112	33.7
Toplam	332	100.0

Tablo 4.27. 34-44 Kök Kurvatürü oranları

	Frekans (n)	Yüzde (%)
Mesial	60	15.3
Distal	242	61.7
Vertikal	90	22.9
Toplam	392	100.0

Tablo 4.28.33-43 Kök Kurvatürü oranları

	Frekans (n)	Yüzde (%)
Mesial	102	25.0
Distal	174	42.6
Vertikal	132	32.3
Toplam	408	100.0

Tablo 4.29.32-42 Kök Kurvatürü oranları

	Frekans (n)	Yüzde (%)
Mesial	99	24.6
Distal	96	23.8
Vertikal	207	51.4
Toplam	402	100.0

Tablo 4.30.31-41 Kök Kurvatürü oranları

	Frekans (n)	Yüzde (%)
Mesial	57	14.0
Distal	74	18.5
Vertikal	265	66.2
Toplam	400	100.0

4.4 Kök boylarına ilişkin bulgular

13-23 numaralı dişler en uzun köke (ort. 17.8 mm), 31-41 numaralı dişler en kısa köke (ort.12.29) sahipti (Tablo 4.32).

Tablo 4.31. 4.4.Kök Boylarına İlişkin Bulgular

Diş No.	Frek. (n)	Minimum (mm)	Maksimum (mm)	Ortalama (mm)	Stand.Sap. (mm)
15-25	300	8.6	18.5	14.13	1.81
14-24	346	9.4	18.1	13.9	1.61
13-23	380	11.5	24.1	17.8	2.33
12-22	370	9.0	18.5	13.1	1.87
11-21	372	8.4	17.5	13.2	1.73
35-45	332	9.2	21.0	15.07	1.92
34-44	392	9.7	21.2	14.85	1.73
33-43	408	10.7	23.6	15.7	2.15
32-42	402	8.8	17.5	13.25	1.50
31-41	400	7.4	16.7	12.29	1.58
Toplam	3702				

5. TARTIŞMA

Kök kanal sistemlerinin incelenmesi için kullanılan teknikler arasında boyama ve şeffaflaştırma, kopya model oluşturma, kesit alma, radyografiler, SEM, ve BT yer almaktadır. Geleneksel yöntemlerin çeşitli dezavantajları ve kısıtlamaları zamanla tartışılır hale gelmiş, bundan dolayı da daha ileri ve doğru veriler elde edilebilmesini sağlayan yeni inceleme teknikleri araştırılmıştır(3, 7).

Alt ve üst çene anterior ve premolar dişleri inceleyen radyografik in vivo ve ex vivo araştırmalar, karmaşık kök kanal anatomisinin yalnızca iki boyutlu görüntülerini sağlamaktadır. Farklı açılarla yapılan ışınlamalar ile ilave kanallar belirlenebilse bile, radyografilerde ayrıntıların ve farklılıkların görülmesi oldukça güçtür(87, 88). Matherne ve ark. (96), radyografi sistemleri kullandıklarında dişlerin yüzde 40'ında en az bir kanalı tesbit etmekte başarısız olduklarını bildirmişlerdir.

Diş köklerinin kesit almak üzere kesilmesi ile kanallar daha ayrıntılı olarak incelenebilir. Ancak, bu yöntem hem örneğin tahrip edilmesine yol açar hemde önemli anatomik detaylar sadece sınırlı sayıda kesit üzerinde değerlendirilebilir. Enine kesitlerin görüntülerinin bilgisayara aktarılması ile üç boyutlu modeller elde edilebilse de kesit kalınlığına bağlı olarak sağlam bir kanal yüzeyi oluşturulamaması, kesme sırasında oluşan madde kaybı, çok küçük kanalların tespit edilememesi ve özel ekipmanlara ihtiyaç duyulması tekniğin dezavantajlarından(84).

Kopya model hazırlama tekniğinde ise enjekte edilen materyal kanal sisteminin ayrıntılarına nüfuz edemezse tam bir detay sağlanamamaktadır(97). Geleneksel yöntemler kullanıldığında, numune hazırlanması aşamasında kök kanal sisteminin ince detayları kaybolduğundan, bu yöntemler artık güvenilirliklerini kaybetmişlerdir(90, 98).

Bahsedilen yöntemlerin kısıtlamalarından kurtulmak için alt ve üst çene, anterior ve premolar dişlerin kök kanal morfolojisinin incelenmesinde boyama ve şeffaflaştırma tekniği kullanılmıştır(4). Boyama ve şeffaflaştırma; pratik, ucuz ve kapsamlı bilgi veren bir teknik olmasına rağmen; diş yapısının değiştirilmesi, dekalsifikasyonun son noktasının belirlenememesi ve kullanılan mürekkebin dentin geçirgenliğinin fazla olduğu bölgelere penetre olarak orijinal kök kanal görüntüsünü

bozması veya tersine, tüm kanal dallanmalarına mürekkebin akamaması gibi bazı dezavantajlara sahiptir(90, 99).

BT tekniklerinin kullanılmaya başlanması ile dişlere zarar vermeden üç boyutlu olarak kök kanal morfolojilerinin incelenebilmesi mümkün olmuştur. MBT'lerin geliştirilmesi, ayrıntılı incelemeler ve ölçümler yapmayı mümkün kılmıştır. MBT cihazının geleneksel BT cihazlarından farklı olarak daha küçük x-ışını kaynağına ve sabit detektörlere sahip olması projeksiyon keskinliğini arttırmaktadır. Kök kanal morfolojisi araştırmalarında MBT kullanılarak piksel boyutu 15 µm'ye kadar düşürülmüştür(100). MBT görüntüler gelişmiş bilgisayar yazılımları ile işlendikten sonra kök kanal sisteminin üç boyutlu modeli elde edilebilmekte, iç ve dış anatomi ayrı ayrı veya birlikte görülebilmekte ve yüksek çözünürlükteki tomografik kesitler üzerinde hassas ölçümler yapılabilmektedir.

Ancak MBT sistemlerinde cihazın ve bilgisayar programlarının yüksek maliyeti, numunenin taranması ve verilerin elde edilmesi için gerekli sürenin uzun olması, araştırmacının bilgisayar programlarını kullanabilmesi için belli bir eğitim ve tecrübeye sahip olması gerekliliği, in vivo kullanım alanı olmaması ve buna bağlı olarak MBT çalışmalarında incelenen örneklerin sayısının sınırlı kalması gibi sebeplerden dolayı kullanımını yaygın değildir.

Son yıllarda, daha yüksek çözünürlükte görüntüleri daha az radyasyonla elde edebilen KIBT cihazları diş hekimliği uygulamalarında her alanda sıklıkla kullanılmaktadır. In-vivo ve ex-vivo kullanım alanı olan KIBT ile elde edilen 1 mm den az kesit kalınlığındaki görüntüler farklı düzlemlerde incelenebilmektedir. İki boyutlu olan konvansiyonel radyogramlarda kanal sistemleri hakkında kapsamlı bilgi yeterince elde edilemezken tomografik görüntülerde farklı açılardan değerlendirme yapılarak anatomik varyasyonlar daha kesin belirlenebilir. İncelenen aksiyal ,koronal ve sagittal kesitlerde farklılıklar net bir şekilde ortaya konur. KIBT' nin 2000' li yıllardan sonra kullanımının yaygınlaşması ile birçok dentomaksillofasiyal otorite tarafından değerli bir görüntüleme tekniği olarak kabul görmüştür(101).

Endodontide KIBT kullanımı; değişik değerlendirme imkanları sunan yazılımlarıyla, kesitsel olarak ve 3 boyutlu incelemeye olanak vermesi ile başarılı bir

tedaviye olanak sağlamasıyla gün geçtikçe artmaktadır. Tedavi süreci içerisinde preoperatif ve postoperatif olarak; patolojik değişikliklerin değerlendirilmesinde, anatomik oluşumlarla ilişkinin belirlenmesinde, dens invaginatus gibi anomali görülen veya anormal kök kanal morfolojisine sahip dişlerin değerlendirilmesinde, internal ve eksternal rezorpsiyonların değerlendirilmesinde, lateral kök perforasyonunda, aksesuar kanal mevcudiyetinin değerlendirilmesinde ve endodontik cerrahi planlamasında bu ileri görüntüleme yönteminden klinik anlamda faydalanılmaktadır.

Bu durumla beraber, retrospektif olarak toplumların kök kanal morfolojilerinin değerlendirilmesi amacıyla birçok çalışmada KIBT arşivleri kullanılmıştır. Bu durum, diş hekimliğinde KIBT kullanımının yaygınlaşmasına ve dolayısıyla bu verilere sahip arşivlerin artmasına bağlıdır. Çeşitli topluluklarda yapılmış in vitro çalışmalarda çekilmiş dişlerin sahiplerine ait demografik veriler eksik olabilmektedir. KIBT arşivlerinde yapılan çalışmalarda ise daha detaylı bilgiye ulaşmak, kök kanal morfolojisini in vivo olarak değerlendirmek mümkündür(7).

Neelekantan ve ark. (102), yaptıkları bir çalışma sonucunda kök kanal morfolojisini değerlendirmede birçok yöntem içerisinde KIBT' yi en iyi görüntüleme yöntemi olarak rapor etmişlerdir.

Matherne ve ark. (96), gerçekleştirdikleri çalışmada ise çekilmiş dişlerden periapikal teknik kullanarak periapikal radyografiler almışlar ve bunlar KIBT ile alınan görüntülerle karşılaştırılmıştır. Periapikal radyografilerle yapılan değerlendirmede %40 oranında en az bir kanalın tespit edilemediği bildirilmiştir. Yine endodontik tedaviyi gerçekleştirirken mevcut kök kanal sisteminde olduğunu düşündüğümüz kanal sayısından daha fazla kanal aranması gereklilik olmuştur. Coton ve ark. (103), bildirdiği bir olguda kanal tedavisi bittiği halde ağrı şikayetinin geçmediği bir hastada geleneksel radyografilerle alınan görüntülerde herhangi bir patoloji görülmez iken KIBT ile yapılan değerlendirmede doldurulmamış fazla bir kanal tespit edilmiştir. Bu çalışmada da yukarıda bahsedilen avantajlarından dolayı KIBT cihazı kullanıldı.

Literatürde Türk toplumu da dahil olmak üzere alt ve üst çene dişlerin kök kanal anatomileri üzerine yapılmış çeşitli çalışmalar bulunmaktadır(79). Bu çalışmalarda dişler, tek tek veya gruplar halinde bazen de alt ve üst çene dişlerinin tamamı ele alınarak kök kök kanal morfolojileri ortaya konmaya çalışılmıştır. Bahsedilen çalışmalardan farklı olarak anterior ve premolar birlikte değerlendirilmiş ve kök kanal morfolojisinin simetrisine de bakılmıştır. Bu çalışmada ise alt ve üst çenede anterior ve premolar dişlerin kök kanal morfolojilerinin incelenmesi hedeflenmiştir.

1984 yılında Vertucci 2400 dişi şeffaflaştırma tekniği ile inceledikten sonra kök kanal anatomisini 8 grupta sınıflandırmıştır. Bugüne kadar bu sınıflandırma sistemi kullanılarak alt ve üst çene anterior ve premolar dişlerin kök kanal morfolojisini araştıran pekçok çalışma yapılmıştır(5, 7, 8, 78, 104, 105). Bizde çalışmamızda gerek yaygın kullanımı gerekse sınıflandırma zenginliği açısından bu sınıflandırmayı tercih ettik. Çalışmamızda Vertucci sınıflamasıyla kök kanal morfolojisini değerlendirmekle beraber bu morfolojilerin simetrik olarak görülme sıklığını ortaya koymak da amaçlanmıştır. Aynı zamanda kök kanal morfolojisi incelerken dişlerin kök uzunlukları, kök sayıları ve panoramik rekonstrüksiyon görüntülerde kök kurvatürü de incelenmiştir.

Literatürde üst çene ön grup dişlerin kök kanal anatomisi ile ilgili farklı yöntemlerin kullanıldığı kök anatomisinin değerlendirildiği çalışmalar vardır ancak bu dişlerin daha basit anatomik yapıları nedeniyle yapılan çalışmalar da az sayıdadır. Vertucci yaptığı çalışmasında, orta keser, yan keser ve kanin dişlerinde Tip I kanal şekillerinin oranının %100 olarak bulmuştur(5).

Türk toplumu üzerinde şeffaflaştırma yöntemi ile yapılan bir araştırmada keser dişte % 100.0 Tip I, yan keser dişte % 78.0 Tip I, % 2.4 Tip II, % 14.6 Tip III, % .8 Tip V, kanin dişinde ise % 93.4 Tip I, % 4.3 Tip III ve % 2.1 Tip V kanal şekillerine rastlamışlardır(79).

Üst çene orta keser dişlerde bu çalışmanın sonuçları, kök kanal şekilleri yönünden Vertucci (5), Çalışkan ve ark. (79) ve Aslanalp ve ark.(106)'nın sonuçları ile benzerlikler göstermiştir.

Sert ve ark. ise erkeklerde ve kadınlarda ayrı ayrı yaptıkları çalışmalarda orta keser dişlerde Çalışkan ve Aslanalp ile benzer sonuçlar bulurken, erkeklerde yan keser dişte % 91.0 Tip I, %2.0 Tip II, %4.0 Tip III ve %3.0 Tip V, kanin dişinde ise % 91.0 Tip I, % 2.0 Tip II, % 4.0 tip III ve % 2.0 Tip IV kanal şekillerini, kadınlarda yan keser dişte % 78.0 Tip I, % 2.44 Tip II, % 14.6 Tip III, % 4.8 Tip V, kanin dişinde ise % 93.4 Tip I, % 4.3 Tip III ve % 2.17 Tip V kanal şekillerini bularak farklı sonuçlar ortaya koymuşlardır. Bu çalışmanın sonuçları üst çene kanin dişlerde, kök kanal şekilleri yönünden Çalışkan ve ark.(79) ve Sert ve ark.(78)' nın sonuçları ile benzerlik gösterse de orta keser ve yan keser dişlerde farklılıklar bulunmuştur.

Üst birinci küçük azılar, küçük azı grupları içinde, kök ve kanal morfolojileri en çok değişkenlik gösteren dişlerdir(108). Endodonti kitaplarında genellikle üst birinci küçük azı dişlerin % 60.0' ında yanak ve damak yönlerinde her biri tek bir kanal içeren iki ayrı kök bulunduğu üst çene ikinci küçük azı dişlerin ise çoğunlukla tek köklü ve tek kanallı oldukları(%60-75), daha az oranda iki kök kanallı olduğu (%24-35) ifade edilmektedir.

Literatür bilgilerine göre dişler kendi aralarında belirli ortak özelliklere sahip olmakla beraber ,yapılan çalışmalarda büyük morfolojik farklılıkların bulunabileceği ortaya konmuştur(108, 112, 113). Alaçam ve ark. (114) birinci küçük azıların % 60.0 oranda iki kanal, iki kök ve iki ayrı foramina olarak bulunduğunu, ikinci küçük azılarda ise % 15.0 oranında iki kök ve iki kanal bulunduğunu genelde % 85.0 vakada ise tek kök ve tek kanal olduğunu bildirmişlerdir. Bununla beraber Sieraski ve arkadaşları(115), üst çene küçük azı dişlerinde %6.0 oranında üç kanal ve üç kök gördüklerini bildirmişlerdir.

Sert ve ark.(104) Türk toplumunda kadınlarda şeffaflaştırma yöntemi ile yaptıkları çalışmalarında, birinci küçük azı dişinin % 63.0 Tip IV kanal şekline uyan iki ayrı kök ve iki ayrı foraminadan oluştuğu ayrıca % 12.0 Tip II kanal şekline sahip olduğunu, ikinci küçük azı dişlerinde % 38.0 Tip I, % 20.0 Tip II , % 17.0 Tip III ve % 17.0 Tip IV kanal şekline sahip olduğunu bildirmişler, erkeklerde ise birinci küçük azı dişinde % 60.0 Tip IV, %13.0 Tip II ve % 9.0 Tip I kanal, ikinci küçük azı dişlerinde ise % 26.0 Tip I, % 20.0 Tip II ve % 34.0 Tip IV kanal şekli olduğunu bildirmişlerdir (4).

Çalışkan ve ark. (79)' nın yaptıkları in vitro çalışmada ise birinci küçük azı dişlerde %78.0 Tip IV, % 3.9 Tip I, % 5.8 Tip II, % 5.8 Tip V, % 5.8 Tip VI ,ikinci küçük azı dişlerde ise % 44.0 Tip I, % 22.0 Tip II, % 6.0Tip III, % 12.0 Tip IV, % 6.0 Tip V, % 6.0 Tip VI ve % 4.0 Tip VII kanal şekli olduğunu rapor etmişlerdir.

Ok ve ark. (6), Türk toplumunda KIBT görüntülerini kullandığı bir diğer çalışmada, birinci küçük azı dişlerde % 76.9 Tip IV ,% 9 .5 Tip I , % 6.4 Tip II ,% 1.3 Tip III, % 4.5 Tip V, % 0.07 VI , % 1.0 Tip VIII kanal şekli olduğu, incelenen dişlerin % 86.0' sının 2 köklü, % 12.5 inin bir köklü olduğu ve % 1.2 sinin ise üç köklü olduğunu, ikinci küçük azı dişlerin ise % 54.5 Tip I ,% 8.8 Tip II, % 3.6 Tip III, % 21.9 Tip IV, % 10.8 Tip V, % 0.3 Tip VIII kanal şekline sahip, bu dişlerin % 59.7 sinin tek köklü, % 40.0 'ının iki köklü, % 0.3' ünün ise 3 köklü olduğunu rapor etmişlerdir.

Hess (116), 1925 yılında yaptığı in vitro çalışmada, 246 ikinci küçük azı dişini kök-kanal boşluğundan elde ettiği döküm modellerini incelediğinde, % 56.0 tek kanal, % 42.0 iki kanal, % 2.0 üç kanal varlığı belirlemiştir.

Pineda ve Kuttler (117), 1972 yılında yaptıkları in vitro çalışmada, 282 adet çekilmiş ikinci küçük azı dişten aldıkları çift yönlü radyografilerde tek ana kanal bulunması oranını % 81.8, iki ana kanal bulunması oranını %18.2 olarak rapor etmişlerdir. Aynı radyografiler kanal tiplerine göre değerlendirildiğinde, tek kanal oranı % 55.0 (Tip 1), iki kanal oranı % 45.0 (Tip 2, % 19.0 + Tip 3, % 7.8 + Tip 4, % 9.3 + Tip 5, % 8.9) olarak ifade edilmiştir.

Vertucci ve ark. (109), 1974'de yaptıkları in vitro çalışmada boyama ve şeffaflaştırma yöntemiyle 200 dişi incelediklerinde, kök kanalının tek bir apikal foramen ile sonlanması oranını % 75.0, iki ayrı apikal foramen ile sonlanmasını % 24.0 ve üç ayrı apikal foramen ile sonlanmasını da % 1.0 olarak rapor etmiştir. Aynı bulguları kanal tiplerine göre değerlendirdiklerinde ise, tek kanal oranı % 48.0 (Tip 1), iki kanal oranı % 51.0 (Tip 2, % 22 + Tip 3, % 5 + Tip 4, % 11 + Tip 5, % 6 + Tip 6, % 5 + Tip 7, % 2) olarak ifade edilmiştir.

Bellizzi ve Hartwell (118), 1985 yılında yaptıkları in vivo çalışmada endodontik tedavi görmüş ikinci küçük azı dişlere sahip 630 hastaya ait klinik

radyografileri yeniden değerlendirdiklerinde, % 40.3 oranında tek kanal, % 58.6 oranında iki kanal ve % 1.1 oranında ise üç kanal varlığı saptadıklarını bildirmişlerdir. Bellizzi ve Hartwell(118), kendi iki kök oranlarının yüksekliğini, in vitro-in vivo yöntem farkına ve örnek sayılarının çokluğuna (630 adet) bağlamışlardır. Ancak Karagöz ve ark. (113), ise örnek sayıları daha az olmasına karşın (272adet), iki kanal varlığını benzer bir oranda (% 58.8) raporlamışlardır.

Bu çalışmada üst çene birinci küçük azı dişlerde % 62.0 oranında iki ayrı kanal, iki ayrı kök ve iki ayrı foramina bulunduğu, % 37.0 oranında tek kök ve tek kanal bulunduğu, % 1.2 oranında ise üç köklü olduğu bulunmuştur. İkinci küçük azı dişlerde % 82.1 tek kök, tek kanal, tek foramina, % 16.6 iki kök, % 1.3 oranında ise üç kök tesbit edilmiştir. Bu çalışmadaki üst küçük azı dişlerin kök sayıları Alaçam'ın çalışmasındaki sonuçlara benzerlik göstermektedir.

Literatürde alt çene keser dişlerin çok kanallı görülme sıklığı ile tek kanallı görülme sıklığı birbirlerine yakın olarak ifade edilmektedir. Ancak çok kanallı alt çene keser dişlerin klinik ve radyografik olarak teşhis edilmesi kolay değildir. Ağızdaki en küçük hacimli dişler olmaları, dar ve birbirine yakın kök kanal ağızlarına sahip olmaları gibi morfolojik özelliklerinden dolayı birden fazla kök kanalının teşhisi zorlaşır. Olası ikinci kanalın nasıl ve nerede aranacağını bilmek çok önemli ve gerekli bir klinik bilgidir. Klinisyenler özellikle lingual tarafta ikinci bir kanalın var olma ihtimalini göz önünde bulundurmalıdır(7).

Kök kanal sayısını belirlemek amacıyla birçok araştırmacı farklı teknikler ve yöntemler öne sürmüşlerdir. Bazı araştırmacılar, endodontik tedavi öncesinde bir dişteki kök-kanal sayısını belirlemek için paralel tekniğe ilave olarak 20°'lik açıyla mezial veya distal taraftan farklı radyografiler de alınmasını önermişlerdir (109, 110).

Slowey (111, 119)'e göre, radyografide sınırları net görünen kök-kanal boşluğunun aniden silikleşmesi, kök kanalının o noktada ikiye ayrıldığıının göstergesidir.

Green(120), arada ince bir dentin köprüsü bulunan geniş bir kanalın radyografide iki kanal görüntüsü verebileceğini belirtmişse de, Slowey (111, 119), bu

durumun iki ayrı kök kanalı bulunmasından pek farklı olmadığını ve iki ayrı kanal gibi değerlendirilip, temizlenmesi gerektiğini bildirmiştir.

Alt çene dişleri ile yapılan çalışmalarda, kesici dişlerin % 11.00 ile % 43.00 oranında iki kanala sahip oldukları gösterilmiştir. Buna karşın iki ayrı foramene sahip olma oranı ise ,% 1 olarak raporlanmıştır(5, 77, 79, 117).

Alt çene kesici dişler kök kanal şekilleri ile ilgili Türk toplumu üzerinde çalışmalar yapan Kartal ve ark. kesici dişlerde % 45.0 oranında ikinci bir kanala rastladığını ve bunların % 87.0 oranında apikal üçlüde birleşerek tek bir kanal halinde apekse ulaştığını bildirmişlerdir(77).

Sert ve ark.(104), Türk toplumundaki kadınlarda yaptıkları çalışmada, orta keser dişlerde % 70.0, yan keser dişler de % 64.0 ikinci kanalın varlığını tesbit etmişlerdir. Erkeklerde ise orta keser dişlerde % 65.0 yan keser dişlerde % 62.00 ikinci kanal varlığını tesbit etmişlerdir(4).

Han ve ark. (121-123) alt keser dişlerde KIBT ile yaptıkları çalışmalarında % 21.5 değerlerini bulmuşlardır.Bu değere yakın başka çalışmalarda mevcuttur. Bu çalışmayla beraber çalışmamızda bulduğumuz değerlerden anlamlı derecede düşük değerlerin bulunduğu çalışmalarda mevcuttur.

Yiğit ve ark.(7), Vertucci Tip I kanal konfigürasyonu görülme oranını sırasıyla, % 76.0, % 72.0 olarak rapor etmişlerdir. Mandibular orta keserler % 100.0 oranında tek köklü, yan keserler ise % 99.5 oranında tek köklü olarak ifade edilmiştir.

Bizim çalışmamızda orta keser dişlerde %38.0, yan keser dişlerde % 37.4 ikinci kanalın varlığını tesbit ettik. Bu oranlar literatürde verilen % 11 -43 oranları arasında yer almaktadır. Bu oranlar alt çene kesici dişlerde Sert (4, 104) ve ark, Han ve ark.'nın, Yiğit ve ark.'nın bulduğu oranlardan farklılık, Vertucci (5), Çalışkan ve ark(79), Aslanalp ve ark.(106), ve Kartal ve ark.(77)'nin çalışma sonuçlarıyla benzerlik göstermektedir.

Rapor edilen bu farklı oranlar, muayene yöntemlerinin çeşitliliği, sınıflandırma sistemleri, numune boyutları ve diş kaynaklarının etnik kökeni ile ilişkili olabilir(8) ,veya in-vivo, ex-vivo çalışma farklılığından kaynaklanabilir(124).

Kartal ve ark.(77), % 45.0 oranında ikinci bir kanala rastlamış ve bunlarında % 87.0 oranında apikal üçlüde birleşerek tek bir kanal halinde apekse ulaştığını bildirmişlerdir(77). Bu çalışmada da orta ve yan keser dişlerde % 84.0 oranında apikal üçlüde birleşerek tek bir kanal halinde apekse ulaştığı ortaya çıkmıştır. Bu oranlarda Kartal ve arkadaşlarının sonuçlarıyla benzer bulunmuştur.

Mandibular kaninlerin kök kanal morfolojisi ile ilgili pek çok çalışma yapılmıştır(5, 120, 125). Çalışmalar sonucunda genellikle tek kök ve tek kanal olan mandibular kaninlerin %22.0 oranında iki kanallı olabileceği ve % 1-5 oranında ise iki kök ve kanala sahip olabileceği ifade edilmiştir(5, 126). Literatürde iki kök ve iki kanallı mandibular kanin dişlerin rapor edildiği vakalar da bulunmaktadır(126, 127). Kök kanal tedavilerinde başarılı sonuçlara ulaşabilmesi için bu dişlerdeki kök kanal sistemi ve anatomik varyasyonlar hakkındaki bilgilere sahip olmanın önemi vurgulanmıştır(128). Bu çalışmada da % 5.0 oranında iki kök, iki kanal ve iki ayrı foramina olarak bulunmuş olup literatürle benzerlik göstermektedir.

Vertucci(5) ve arkadaşları dekalsifikasyon yöntemini kullanarak yaptıkları çalışmada kanin dişlerde % 78.0, Kaffe(88) ve arkadaşları radyografik inceleme ile yaptıkları çalışmada % 86.0, Aminsobhani ve ark.(105) KIBT kullanarak yaptıkları çalışmalarında % 72.0 Tip I kanal konfigürasyonu olduğunu rapor etmişlerdir. Bu çalışmada ise kanin dişlerin kanal konfigürasyonu Kaffe (88)' nin çalışmasıyla benzer bulunmuş olup, Vertucci ve Aminsobhani' nin çalışmalarından farklılık göstermiştir

Alt çene küçük azılar tipik olmayan anatomileri ile ün kazanmışlardır. Vertucci (5), araştırmasında alt çene birinci küçük azı dişlerinde iki kanal görülme oranını % 25.5, ikinci küçük azı dişlerinde ise % 2.5 olarak saptamıştır. Bu çalışmada farklı olarak birinci küçük azıda daha az oranda, ikinci küçük azıda daha yüksek oranda iki kanala rastlanmıştır. Sonat ve ark.(130) ise, araştırmalarında %79.37 Tip I, % 11.2 de Tip II kanal şeklini tespit etmişlerdir. Bu çalışmada da yüksek Tip I

kanal şekli, düşük Tip II kanal şekli tesbit edilmiş olup Sonat ve arkadaşlarının çalışma sonuçlarından farklıdır.

Shapira ve Delivanis (131)'de 1982'de üç kök ve üç kanalı bulunan alt çene ikinci küçük azı dişi olgusu bildirmiştir. Bu çalışmada alt çene birinci küçük azılarda % 0.5 oranında üç kök, üç kanallı diş bulunurken ikinci küçük azılarda üç köklü diş rastlanmamıştır. 1982'da El Deeb üç kanalı bulunan alt çene ikinci küçük azı dişini raporlarken, 1991 de Bram ve Fleisher ve Wong adlı araştırmacılar, dört kanal olan alt çene ikinci küçük azı dişi olgu raporları bildirmişlerdir(132-134). Bu çalışmada ise 4 kanallı küçük azılara rastlanmamıştır.

Kartal ve Yanıkoğlu da (135), Türk toplumu üzerine yaptıkları çalışmalarda alt çene küçük azı dişlerinde birden fazla kanal olmasını % 27.7, tek kökte tamamen ayrı iki veya üç kanalın olmasını % 9.6, apeksine ulaşan birden fazla kanal olmasını ise %23.4 olarak rapor etmişlerdir.

Çalışkan ve ark.da (79), 1995'te yaptıkları çalışmalarda alt çene birinci küçük azıda %64.1, ikinci küçük azıda ise %93.6 oranında tek kanala rastlamışlar. Aslanalp ve ark.(106) çalışmalarında ise alt çene birinci küçük azılarda %72.0, ikinci küçük azılarda ise %94.0 tek kanal bulunmuştur. Bu çalışmanın sonuçları Çalışkan ve ark.(79), Aslanalp ve ark. ikinci küçük azı dişlerle ilgili olan sonuçları ile benzer iken, birinci küçük azı dişleri için olan sonuçları her iki çalışmadan da yüksek olarak bulunmuştur.

Ok ve ark.(6), yapmış oldukları çalışmada alt çene birinci küçük azı dişlerde %92.8 Tip I, ikinci küçük azı dişlerde %98.5 Tip I kanal morfolojisi olduğunu rapor etmişlerdir. Bu değerler bizim ve Türk popülasyonu üzerinde yapılan diğer çalışmalardan yüksek bulunmuştur.

Sert ve ark.(104), yaptıkları çalışmada ayrıca Türk toplumundaki kadın ve erkekler arasındaki farkları da incelemişlerdir. Buna göre Türk toplumunda en belirgin fark, kadınların alt ikinci küçük azılarında % 85.0 ile tek kanal morfolojisine sahip olmalarıdır. Bunun yanı sıra hem kadın hem de erkeklerde alt küçük azılarda tek kanaldan farklı yapılar gözlenmiştir(4, 104).Yapılan bu çalışmada cinsiyet ayrımı değerlendirilmemiştir ve bu durum çalışmamızın bir limitasyonudur.

Literatürde kanal morfolojisinin simetrisinin değerlendirildiği az sayıda çalışma mevcuttur. Çalışmaların çoğu in vitro olarak yapıldığı ve kanal anatomisinin daha az karmaşık olması sebebiyle(3, 5), üst anterior dişlerin kanal morfolojilerinin simetrisinin gösterildiği bir çalışma bildiğimiz kadarıyla literatürde yoktu. Yapılan bu çalışmada üst keser dişler yüksek oranda (sırasıyla %94.0, %96.2, %93.0) simetri göstermiştir.

Plotino ve ark.(107)'nın azı dişler üzerine yaptıkları simetri çalışmasında, üst 1.azı dişlerin % 71.1, üst ikinci azı dişlerin % 79.6 simetri sergilediğini ifade etmişlerdir(107). Plotino ve ark.(107) çalışmalarında inceledikleri üst azı dişlerin kök kanal sayılarının ön grup dişlere göre daha fazla olduğu düşünüldüğünde, çalışmamızdaki üst ön grup dişlerdeki simetriklik değerlerinden üst azı dişlere göre daha simetrik bir morfoloji sergilemeleri beklenen bir durumdur.

Diş kök kanal morfolojilerinin simetrik olup olmadığı değerlendirildiğinde, bu çalışmada üst çene birinci premolar dişler %84.3, ikinci premolar dişler ise %83.3 oranında simetrik bulunmuştur. Bu oranlarda kök kanal çeşidi açısından düşünüldüğünde Plotino ve ark. çalışmasındaki üst azı dişlerin simetri oranından az, bizim çalışmamızdaki ön dişlerin simetri oranından fazla olması beklenen bir sonuçtur.

Yiğit ve ark.(7)'nin yapmış olduğu çalışmada alt orta ve yan keser dişlerde simetri oranları sırasıyla % 93.0 ve % 91.0 olarak bulunmuştur. Bu çalışmada ise simetri oranı sırasıyla % 85.0 ve % 86.0 olarak bulunmuştur. Bu farklılığın sebebi örneklem sayısı ve yöresel değişiklikler olabilir. Kök kanal morfolojisi ve kanal yapısı düşünüldüğünde azı dişleri üzerinde yapılan simetri çalışmasında(107) simetri oranının azı dişlerinden yüksek olması anlamlı olup üst çene anterior dişlerindeki simetri oranından düşük olması da bu dişlerin kanal yapısının nisbeten karmaşık olmaması sebebiyle yine beklenen bir durumdur. Bu çalışmada alt çene kanin dişlerinin simetri oranı % 88.0 olup, kök kanal morfolojisinin yapısı düşünüldüğünde alt ön dişlerdeki simetri oranından yüksek bulunmuştur. Alt çene küçük azı dişlerin kök kanal morfolojisinin simetrisi değerlendirildiğinde birinci küçük azı dişlerde % 89.7, ikinci küçük azı dişlerde % 85.1 olarak bulunmuştur. Bu sonuçlarda alt çene ön

grup dişlerin ve üst çene küçük azıların simetri oranı ile benzer iken üst çene ön grup dişlerin simetri oranından düşük bulunmuştur.

Kök kanal eğriliğinin tahmin edilebilir olması ve dişler için ortalama kök boyu hakkında bilgi sahibi olunması daha güvenilir ön görülebilir endodontik planlamaya izin verirken yapılacak işlemlerde ilerleyişi kolaylaştırmaktadır. Bu açıdan uluslararası alanda kabul görmüş temel bir sınıflandırma ve yöntem olmamakla beraber bu alanda yapılmış çalışmada oldukça az sayıdadır. Bu çalışmada aksiyal kesitlerden elde edilen çeşitli panoramik rekonstrüksiyonlarda kök kurvatürleri mesial, distal ve vertikal olarak değerlendirilmiştir. Bu çalışmada kök eğimleri değerlendirildiğinde santral ve lateral dişlerin dışında, yüksek oranda (% 42.6-% 63.6) distale eğim tesbit edilmiş olup santral ve lateral dişlerde ise yüksek oranda (% 43.7-% 66.2) vertikal eğim tesbit edildi. Çalışmada 13-23 numaralı dişler en uzun köke (ort. 17.8 mm), 31-41 numaralı dişler en kısa köke (ort.12.29) sahip olarak bulundu.

Bu çalışma sınırlı çözünürlük kapasitesine sahip bir KIBT cihazından elde edilen retrospektif bir çalışma olduğundan, daha yüksek çözünürlüklerde tesbit edilebilecek daha net değerlendirmelerin önüne geçmiş olabilir, buda çalışmamızın bir limitasyonu gibi gözükmektedir.

6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Alt çene ve üst çene ön grup dişler ve küçük azı dişlerin kök kanal morfolojisinin KIBT Kullanılarak incelendiği bu tez çalışmasının sınırları dahilinde şu sonuçlara ulaşılmıştır.

1. Diş hekimliğinde kullanımının artması ve kullanımının kolay ve pratik olması sayesinde, KIBT kök kanal morfolojisinin incelenmesi ve kök kanal şekillerinin belirlenmesi amacıyla kullanıldığında önemli bilgiler sağlamaktadır.
2. Üst anterior dişlerde en yüksek oranda Tip I (11-21 % 93.5, 12-22 % 95.9,13-23 %94.7) kanal konfigürasyonu bulunurken, çok büyük oranlarda da tek köke sahip oldukları bulundu (11-21 % 100, 12-22 % 99.7 13-23 %98.2).
3. Üst birinci küçük azı dişler % 62.2 oranında 2 kök, %37 oranında tek köke sahipken, tek köklü üst birinci küçük azıların da % 79.4 oranında Tip IV kanal şekline sahip olduğu görüldü.
4. Üst ikinci küçük azılar % 82.2 tek köke sahipken, % 41.6 Tip I, %23.3 Tip IV kanal şekilleri göstermekteydi.
5. Alt çene anterior ve premolar dişlerde çok büyük oranlarda tek köke rastlandı (31-41 % 100, 32-42 % 99.5, 33-43 % 95, 34-44 % 92, 35-45 % 99). Kanal şekilleri ise 31-41 nolu dişlerde % 32.2 Tip III, % 62.0 Tip 1, 32-42 numaralarda %32.4 Tip III, %62.6 Tip 1 şeklinde bulundu.
6. 33-43, 34-44, 35-45 numaralı dişlerde en yüksek oranda Tip I kanal şekli görüldü (sırasıyla % 88.0, %87.0, % 89.0).
7. İncelenen tüm dişler arasında en düşük simetri oranı % 85.0 ile 31-41 numaralı dişlerde, en yüksek simetri oranı % 96.2 ile 12-22 ve 14-24 numaralı dişlerde görüldü.
8. Genel olarak simetri oranı tüm alt çene dişlerinde, üst çene dişlerinden düşüktü.
9. 24.1 mm ile en uzun köke 13-23 numaralı dişlerde, en kısa köke 7.4 mm ile 31-41 numaralı dişlerde rastlandı.

10. Kök eğimleri 11-21, 12-22, 31-41, 32-42, dişlerde büyük oranda vertikal(sırasıyla %56.4, %43.7, %42.7, %51.4), incelenen diğer dişlerin tamamında büyük oranda distal eğimliydi.
11. Tüm sonuçlar değerlendirildiğinde özellikle kök kanal morfolojisi çeşitliliği açısından alt anterior ve üst çene küçük azı dişlerle beraber tüm diş gruplarında kök kanal morfolojilerinin her zaman bireysel farklılıklar gösterebileceği göz önünde bulundurulmalıdır.



7.KAYNAKLAR

1. Alaçam, TE. Ankara. Özyurt Matbaacılık, 226, 2012.
2. Ingle, JI, Beveridge EE, Glick DH, Weichman JA, and Abou-Rass M. Modern endodontic therapy. *Endodontics*, 2(1-57), 1994.
3. Erdoğan, Aş and Köseoğlu M. kök kanal morfolojisinin belirlenmesi için kullanılan metodlar. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 1998(1):1998.
4. Sert, S, Şahinkesen G, Tunca YM, Aslanalp V, and Altınova M. Türk toplumunda erkek alt ve üst çene sürekli diş kanal şekillerinin şeffaflaştırma yöntemi ile belirlenmesi.
5. Vertucci, FJ. Root canal anatomy of the human permanent teeth. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology*, 58(5):589-599, 1984.
6. Ok, E, Altunsoy M, Nur BG, Aglarci OS, Çolak M, and Güngör E. A cone-beam computed tomography study of root canal morphology of maxillary and mandibular premolars in a Turkish population. *Acta Odontologica Scandinavica*, 72(8):701-706, 2014.
7. Yiğit, DH, Cora S, Sinanoğlu A, and Gür C. Alt çene ön grup dişlerde kök kanal morfolojisi ve simetrisinin Konik Işınli Bilgisayarlı Tomografi ile incelenmesi: Retrospektif Bir Çalışma. *Türkiye Klinikleri Journal of Endodontics-Special Topics*, 1(3):53-58, 2015.
8. Al-Qudah, A and Awawdeh L. Root canal morphology of mandibular incisors in a Jordanian population. *International endodontic journal*, 39(11):873-877, 2006.
9. Scarfe, WC, Levin MD, Gane D, and Farman AG. Use of cone beam computed tomography in endodontics. *International journal of dentistry*, 2009(2010).
10. Goodman, PC. The new light: discovery and introduction of the X-ray. *AJR. American journal of roentgenology*, 165(5):1041-1045, 1995.
11. Jacobsohn, PH and Fedran RJ. Making darkness visible: the discovery of X-ray and its introduction to dentistry. *The Journal of the American Dental Association*, 126(10):1359-1366, 1995.
12. Tuncel, E. *Diagnostik Radyoloji. I. Baskı*, Taş Kitabevi, 1989.

13. Kaya, T, Adapınar B, and Özkan R. Temel radyoloji tekniği. Nobel Kitabevi, İstanbul, 1997.
14. Whaites, E. Essentials of dental radiography and radiology; thirdth edition. 2002.
15. White, SC and Pharoah MJ. Oral Radiology-E-Book: Principles and Interpretation. 2014.
16. Harorlı, A, Akgül HM, and Dağistan S. Dişhekimliği radyolojisi. 2006.
17. Patel, S, Dawood A, Mannocci F, Wilson R, and Pitt Ford T. Detection of periapical bone defects in human jaws using cone beam computed tomography and intraoral radiography. International endodontic journal, 42(6):507-515, 2009.
18. Yeler, DY, Taşveren SK, and Kaynar O. Dişhekimliğinde dijital görüntüleme yöntemleri. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 2006.
19. Van Der Stelt, PF. Filmless imaging: the uses of digital radiography in dental practice. The Journal of the American Dental Association, 136(10):1379-1387, 2005.
20. Samur, S. Cone Beam Computed Tomography In Dentistry. ADO J Clin Sci, 3(346-351, 2009).
21. Hsieh, J. Computed tomography: principles, design, artifacts, and recent advances. 114(2003).
22. Renner, WD and Luke JC. Image processing of conventional tomograms. Medical physics, 8(3):388-395, 1981.
23. Streffer, C, Bolt H, Follesdal D, Hall P, Hengstler JG, Jacob P, Oughton D, et al. Low dose exposures in the environment: dose-effect relations and risk evaluation. 23(2004).
24. Weber, AL. History of head and neck radiology: past, present, and future. Radiology, 218(1):15-24, 2001.
25. Petrik, V, Apok V, Britton JA, Bell BA, and Papadopoulos MC. Godfrey Hounsfield and the dawn of computed tomography. Neurosurgery, 58(4):780-787, 2006.
26. Rydberg, J, Liang Y, and Teague SD. Fundamentals of multichannel CT. Radiologic Clinics, 41(3):465-474, 2003.

27. Brooks, SL. Computed tomography. *Dental Clinics of North America*, 37(4):575-590, 1993.
28. Truitt, HP, James R, and Boyne P. Noninvasive technique for mandibular subperiosteal implant: a preliminary report. *The Journal of prosthetic dentistry*, 55(4):494-497, 1986.
29. Bianchi, J, Goggins W, and Rudolph M. In vivo, thyroid and lens surface exposure with spiral and conventional computed tomography in dental implant radiography. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 90(2):249-253, 2000.
30. Halazonetis, DJ. From 2-dimensional cephalograms to 3-dimensional computed tomography scans. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 127(5):627-637, 2005.
31. Durna, D, Radyolojisi ADÇ, and Yılmaz AB. Temporomandibular eklem disfonksiyonlu bireylerde kondile ait kemik değişikliklerinin Dental Volumetrik Tomografi ile değerlendirilmesi.
32. Ergün, S, Güneri P, Ağız K, Ağız D, AD ÇR, and Ergün S. Dental dijital görüntülemeye üçüncü boyut.
33. Oyar, O. Radyolojide temel fizik kavramlar. Nobel Tıp Kitabevleri, İstanbul, 1998.
34. Kalender, WA. CT: the unexpected evolution of an imaging modality. *European Radiology Supplements*, 15(d21-d24), 2005.
35. Abrahams, JJ. Dental CT imaging: a look at the jaw. *Radiology*, 219(2):334-345, 2001.
36. Rydberg, J, Buckwalter KA, Caldemeyer KS, Phillips MD, Conces Jr DJ, Aisen AM, Persohn SA, et al. Multisection CT: scanning techniques and clinical applications. *Radiographics*, 20(6):1787-1806, 2000.
37. Frei, C, Buser D, and Dula K. Study on the necessity for cross-section imaging of the posterior mandible for treatment planning of standard cases in implant dentistry. *Clinical oral implants research*, 15(4):490-497, 2004.
38. Bayraktar, Diş, Ağız D, and Yılmaz AB. Çenelerde görülen intraosseöz lezyonların Dental Volumetrik Tomografi, Ultrasonografi ve Histopatolojik bulgularının değerlendirilmesi.

39. Şahman, H. Mandibular kanal ve mental foramen varyasyonlarının dental volumetrik tomografi ile değerlendirilmesi 2012.
40. Evlice, BK and Öztunç H. Dijital radyografi ve diş hekimliğinde ileri görüntüleme yöntemleri. Arşiv Kaynak Tarama Dergisi, 22(2):2013.
41. Arai, Y, Tammisalo E, Iwai K, Hashimoto K, and Shinoda K. Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use. Dentomaxillofacial Radiology, 28(4):245-248, 1999.
42. Mozzo, P, Procacci C, Tacconi A, Martini PT, and Andreis IB. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. European radiology, 8(9):1558-1564, 1998.
43. Vannier, M. Craniofacial computed tomography scanning: technology, applications and future trends. Orthodontics & craniofacial research, 6(s1):23-30, 2003.
44. De Vos, W, Casselman J, and Swennen G. Cone-beam computerized tomography (CBCT) imaging of the oral and maxillofacial region: a systematic review of the literature. International journal of oral and maxillofacial surgery, 38(6):609-625, 2009.
45. Scarfe, WC and Farman AG. What is cone-beam CT and how does it work? Dental Clinics of North America, 52(4):707-730, 2008.
46. Farman, AG and Scarfe WC. The basics of maxillofacial cone beam computed tomography. Seminars in Orthodontics, 15(1):2-13, 2009.
47. UYSAL, S. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi. Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences Special Topics, 1(2):36-43, 2010.
48. White, SC. Cone-beam imaging in dentistry. Health physics, 95(5):628-637, 2008.
49. White, SC and Pharoah MJ. The evolution and application of dental maxillofacial imaging modalities. Dental Clinics of North America, 52(4):689-705, 2008.
50. Farman, AG and Scarfe WC. The basics of maxillofacial cone beam computed tomography. Seminars in Orthodontics, 15(1):2-13, 2009.
51. Kaplan, T. Başarısız Endodontik Tedavilerde Dijital Periapikal Radyografi ve Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi Görüntülerinin Karşılaştırılması. 2016.

52. Dönmez, ST. Çekim Kavite Hacimlerinin Hesaplanmasında Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi Cihazlarının Karşılaştırılması. 2012.
53. Samur, S. Dişhekimliğinde Cone Beam Bilgisayarlı Tomografi. ADO Klinik Bilimler Dergisi, 3(2):346-351, 2009.
54. Scarfe, WC, Li Z, Aboelmaaty W, Scott S, and Farman A. Maxillofacial cone beam computed tomography: essence, elements and steps to interpretation. Australian dental journal, 57(s1):46-60, 2012.
55. Boeddinghaus, R and Whyte A. Current concepts in maxillofacial imaging. European Journal of Radiology, 66(3):396-418, 2008.
56. Scarfe, WC, Farman AG, and Sukovic P. Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. Journal-Canadian Dental Association, 72(1):75, 2006.
57. Patel, S, Dawood A, Ford TP, and Whaites E. The potential applications of cone beam computed tomography in the management of endodontic problems. International endodontic journal, 40(10):818-830, 2007.
58. Lorenzoni, DC, Bolognese AM, Garib DG, Guedes FR, and Sant'Anna EF. Cone-beam computed tomography and radiographs in dentistry: aspects related to radiation dose. International journal of dentistry, 2012.
59. ETÖZ, M. Nazopalatin kanalın ve varyasyonlarının konik ışınlı bilgisayarlı tomografi ile değerlendirilmesi. Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı, 2013.
60. Stavropoulos, A and Wenzel A. Accuracy of cone beam dental CT, intraoral digital and conventional film radiography for the detection of periapical lesions. An ex vivo study in pig jaws. Clinical oral investigations, 11(1):101-106, 2007.
61. Angelopoulos, C, Thomas S, Hechler S, Parissis N, and 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. Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 66(10):2130-2135, 2008.
62. Angelopoulos, C and Aghaloo T. Imaging technology in implant diagnosis. Dental clinics of North America, 55(1):141-158, 2011.

63. Angelopoulos, C. Cone beam tomographic imaging anatomy of the maxillofacial region. *Dental clinics of North America*, 52(4):731-752, 2008.
64. Ito, K, Gomi Y, Sato S, Arai Y, and Shinoda K. Clinical application of a new compact CT system to assess 3-D images for the preoperative treatment planning of implants in the posterior mandible. *Clinical oral implants research*, 12(5):539-542, 2001.
65. Kapila, S, Conley R, and Harrell Jr W. The current status of cone beam computed tomography imaging in orthodontics. *Dentomaxillofacial Radiology*, 40(1):24-34, 2011.
66. Hechler, SL. Cone-beam CT: applications in orthodontics. *Dental Clinics of North America*, 52(4):809-823, 2008.
67. Mah, JK, Yi L, Huang RC, and Choo H. Advanced applications of cone beam computed tomography in orthodontics. *Seminars in Orthodontics*, 17(1):57-71, 2011.
68. Scarfe, W, Farman A, White S, and Pharoah M. *Oral radiology: principle and interpretation*. 2009.
69. Guttenberg, SA. Oral and maxillofacial pathology in three dimensions. *Dental Clinics of North America*, 52(4):843-873, 2008.
70. Lofthag-Hansen, S, Huuonen S, Gröndahl K, and Gröndahl H-G. Limited cone-beam CT and intraoral radiography for the diagnosis of periapical pathology. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 103(1):114-119, 2007.
71. Willershausen, B, Kasaj A, Röhrig B, and Marroquin BB. Radiographic investigation of frequency and location of root canal curvatures in human mandibular anterior incisors in vitro. *Journal of endodontics*, 34(2):152-156, 2008.
72. Shields, E, Altschuller B, Choi E, and Michaud M. Odontometric variation among American black, European, and Mongoloid populations. *Journal of craniofacial genetics and developmental biology*, 10(1):7-18, 1989.
73. Dahlberg, A. Geographic distribution and origin of dentitions. *International dental journal*, 15(3):348, 1965.

74. Sperber, G and Moreau J. Study of the number of roots and canals in Senegalese first permanent mandibular molars. *International Endodontic Journal*, 31(2):117-122, 1998.
75. Chen, G, Yao H, and Tong C. Investigation of the root canal configuration of mandibular first molars in a Taiwan Chinese population. *International endodontic journal*, 42(11):1044-1049, 2009.
76. Sert, S, Aslanalp V, and Tanalp J. Investigation of the root canal configurations of mandibular permanent teeth in the Turkish population. *International Endodontic Journal*, 37(7):494-499, 2004.
77. Kartal, N and Yanıkoğlu FÇ. Root canal morphology of mandibular incisors. *Journal of Endodontics*, 18(11):562-564, 1992.
78. Sert, S and Bayirli GS. Evaluation of the root canal configurations of the mandibular and maxillary permanent teeth by gender in the Turkish population. *Journal of endodontics*, 30(6):391-398, 2004.
79. Çalışkan, MK, Pehlivan Y, Sepetçioğlu F, Türkün M, and Tuncer SŞ. Root canal morphology of human permanent teeth in a Turkish population. *Journal of Endodontics*, 21(4):200-204, 1995.
80. Alçın, H. Türkiye' nin doğu bölgesinde yaşayan bireylerin alt çene birinci büyük azı dişi mezial kök kanal morfolojisinin mikro bilgisayarlı tomografi kullanılarak incelenmesi. *Endodonti Anabilim Dalı*, 2015.
81. Peiris, H, Pitakotuwage T, Takahashi M, Sasaki K, and Kanazawa E. Root canal morphology of mandibular permanent molars at different ages. *International Endodontic Journal*, 41(10):828-835, 2008.
82. Stein, TJ and Corcoran JF. Anatomy of the root apex and its histologic changes with age. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology*, 69(2):238-242, 1990.
83. Wakabayashi, H, Matsumoto K, Shirasuka T, Funato A, and Tsuzuki N. Scanning electron microscopic study of dentin walls of the pulp chamber by a replica technique. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 66(2):236-242, 1988.

84. McCann, JT, Keller DL, and LaBounty GL. A modification of the muffle model system to study root canal morphology. *Journal of endodontics*, 16(3):114-115, 1990.
85. Bramante, CM, Berbert A, and Borges RP. A methodology for evaluation of root canal instrumentation. *Journal of Endodontics*, 13(5):243-245, 1987.
86. Lyroudia, K, Nikolaidis N, Pitas I, Zervas P, and Palakidis K. Computerized three-dimensional reconstruction: a method to study pulpal vessels and nerves. *Journal of endodontics*, 19(12):604-608, 1993.
87. Zaatar, EI, Al-Busairi MA, and Behbehani MJ. Maxillary first premolars with three root canals. *Quintessence International*, 21(12):1990.
88. Kaffe, I, Kaufman A, Litter MM, and Lazarson A. Radiographic study of the root canal system of mandibular anterior teeth. *International Endodontic Journal*, 18(4):253-259, 1985.
89. Gulabivala, K, Aung T, Alavi A, and Ng YL. Root and canal morphology of Burmese mandibular molars. *International endodontic journal*, 34(5):359-370, 2001.
90. Kim, Y, Perinpanayagam H, Lee J-K, Yoo Y-J, Oh S, Gu Y, Lee S-P, et al. Comparison of mandibular first molar mesial root canal morphology using micro-computed tomography and clearing technique. *Acta Odontologica Scandinavica*, 73(6):427-432, 2015.
91. Flannery, BP, Deckman HW, Roberge WG, and d'Amico KL. Three-dimensional X-ray microtomography. *Science*, 237(4821):1439-1444, 1987.
92. Tachibana, H and Matsumoto K. Applicability of x-ray computerized tomography in endodontics. *Dental Traumatology*, 6(1):16-20, 1990.
93. Gambill, JM, Alder M, and Carlos E. Comparison of nickel-titanium and stainless steel hand-file instrumentation using computed tomography. *Journal of Endodontics*, 22(7):369-375, 1996.
94. Weine, FS. *Endodontic therapy*. 2003.
95. Celikten, B, Tufenkci P, Aksoy U, Kalender A, Kermeoglu F, Dabaj P, and Orhan K. Cone beam CT evaluation of mandibular molar root canal morphology in a Turkish Cypriot population. *Clinical oral investigations*, 20(8):2221-2226, 2016.

96. Matherne, RP, Angelopoulos C, Kulild JC, and Tira D. Use of cone-beam computed tomography to identify root canal systems in vitro. *Journal of endodontics*, 34(1):87-89, 2008.
97. Goldman, M, Sakurai-Fuse E, Turco J, and White RR. A silicone model method to compare three methods of preparing the root canal. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 68(4):457-461, 1989.
98. Filpo-Perez, C, Bramante CM, Villas-Boas MH, Duarte MAH, Versiani MA, and Ordinola-Zapata R. Micro-computed Tomographic Analysis of the Root Canal Morphology of the Distal Root of Mandibular First Molar. *Journal of endodontics*, 41(2):231-236, 2015.
99. Robertson, D, Leeb II, McKee M, and Brewer E. A clearing technique for the study of root canal systems. *Journal of Endodontics*, 6(1):421-424, 1980.
100. Gu, L, Wei X, Ling J, and Huang X. A microcomputed tomographic study of canal isthmuses in the mesial root of mandibular first molars in a Chinese population. *Journal of endodontics*, 35(3):353-356, 2009.
101. Pohlenz, P, Blessmann M, Blake F, Heinrich S, Schmelzle R, and Heiland M. Clinical indications and perspectives for intraoperative cone-beam computed tomography in oral and maxillofacial surgery. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 103(3):412-417, 2007.
102. Neelakantan, P, Subbarao C, Subbarao CV, and Ravindranath M. Root and canal morphology of mandibular second molars in an Indian population. *Journal of Endodontics*, 36(8):1319-1322, 2010.
103. Cotton, TP, Geisler TM, Holden DT, Schwartz SA, and Schindler WG. Endodontic applications of cone-beam volumetric tomography. *Journal of endodontics*, 33(9):1121-1132, 2007.
104. Sert, S, Şahinkesen G, Tunca Y, Aslanalp V, and Altınova M. Türk toplumunda kadın alt ve üst çene sürekli diş kanal şekillerinin şeffaştırma yöntemi ile belirlenmesi. *Gülhane Tıp Dergisi*, 46(93-101), 2004.
105. Aminsobhani, M, Sadegh M, Meraji N, Razmi H, and Kharazifard MJ. Evaluation of the root and canal morphology of mandibular permanent anterior teeth in an Iranian population by cone-beam computed tomography. *Journal of dentistry (Tehran, Iran)*, 10(4):358, 2013.

106. Aslanalp, V, Sert S, and Tunca Y. Evaluation of root canal configuration of mandibular and maxillary incisive and premolar teeth in Turkish population using clearing method. *Dis Hek Derg*, 48(284-292, 2002.
107. Plotino, G, Tocci L, Grande NM, Testarelli L, Messineo D, Ciotti M, Glassman G, et al. Symmetry of root and root canal morphology of maxillary and mandibular molars in a white population: a cone-beam computed tomography study in vivo. *Journal of endodontics*, 39(12):1545-1548, 2013.
108. Bayırlı, G. *Pratik Endodonti*. İÜ Basımevi ve Film Merkezi, İstanbul, 82-105, 1995.
109. Vertucci, F, Seelig A, and Gillis R. Root canal morphology of the human maxillary second premolar. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 38(3):456-464, 1974.
110. Ingle, JI. *Endodontics* Lea & Febiger. Philadelphia, PA, 37-38, 1985.
111. Slowey, RR. Radiographic aids in the detection of extra root canals. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 37(5):762-772, 1974.
112. Dinçol ME, Dinçol M, and Erişen R. Üç kanallı bir üst birinci küçük azı dişinin endodontik tedavisi: Bir olgu sunumu. 2011.
113. Küçükay, I and Küçükay S. Türk toplumunda üst çene ikinci küçük azı dişlerindeki kök kanal sayısının sıklığı: Radyografik bir inceleme-Incidence of root canal numbers in maxillary second premolars in a Turkish population :A radiographic study. *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry*, 26(4):185-190, 1992.
114. Alaçam, T. *Endodonti*. 1990.
115. Sieraski, SM, Taylor GN, and Kohn RA. Identification and endodontic management of three-canalled maxillary premolars. *Journal of endodontics*, 15(1):29-32, 1989.
116. Hess, W, Zürcher E, and Dolamore WH. *The anatomy of the root-canals of the teeth of the permanent dentition*. 1925.
117. Pineda, F and Kuttler Y. Mesiodistal and buccolingual roentgenographic investigation of 7,275 root canals. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 33(1):101-110, 1972.

118. Bellizzi, R and Hartwell G. Radiographic evaluation of root canal anatomy of in vivo endodontically treated maxillary premolars. *Journal of Endodontics*, 11(1):37-39, 1985.
119. Slowey, R. Root canal anatomy. Road map to successful endodontics. *Dental Clinics of North America*, 23(4):555-573, 1979.
120. Green, D. Double canals in single roots. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 35(5):689-696, 1973.
121. Han, T, Ma Y, Yang L, Chen X, Zhang X, and Wang Y. A study of the root canal morphology of mandibular anterior teeth using cone-beam computed tomography in a Chinese subpopulation. *Journal of endodontics*, 40(9):1309-1314, 2014.
122. Miyashita, M, Kasahara E, Yasuda E, Yamamoto A, and Sekizawa T. Root canal system of the mandibular incisor. *Journal of endodontics*, 23(8):479-484, 1997.
123. Mauger, MJ, Schindler WG, and Walker WA. An evaluation of canal morphology at different levels of root resection in mandibular incisors. *Journal of endodontics*, 24(9):607-609, 1998.
124. Arslan, H, Ertas H, Ertas ET, Kalabalık F, Saygılı G, and Capar ID. Evaluating root canal configuration of mandibular incisors with cone-beam computed tomography in a Turkish population. *Journal of Dental Sciences*, 10(4):359-364, 2015.
125. Pécora, JD, Sousa Neto M, and Saquy PC. Internal anatomy, direction and number of roots and size of human mandibular canines. *Braz dent J*, 4(1):53-57, 1993.
126. Victorino, FR, Bernardes RA, Baldi JV, Moraes IGd, Bernardinelli N, Garcia RB, and Bramante CM. Bilateral mandibular canines with two roots and two separate canals: case report. *Brazilian Dental Journal*, 20(1):84-86, 2009.
127. TUNGA, U and GÜNDÜZ K. Bilateral İki Köklü Mandibuler Kanin Diş: Olgu Raporu. *Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 10(1):2009.
128. Baldassari-Cruz, LA, Lilly JP, and Rivera EM. The influence of dental operating microscope in locating the mesiolingual canal orifice. *Oral Surgery*,

- Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology, 93(2):190-194, 2002.
129. Weine, FS, Healey HJ, Gerstein H, and Evanson L. Canal configuration in the mesiobuccal root of the maxillary first molar and its endodontic significance. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 28(3):419-425, 1969.
 130. Sonat, B and Gökay S. Alt Küçük Azı Dişlerinde Kanal Sisteminin Seffaflştırma Yöntemi ile incelenmesi. *AÜ Diş Hek. Fak. Derg.* 19 (2): 221, 226(1992).
 131. Shapira, Y and Delivanis P. Multiple-rooted mandibular second premolars. *Journal of endodontics*, 8(5):231-232, 1982.
 132. ElDeeb, ME. Three root canals in mandibular second premolars: literature review and a case report. *Journal of endodontics*, 8(8):376-377, 1982.
 133. Bram, SM and Fleisher R. Endodontic therapy in a mandibular second bicuspid with four canals. *Journal of endodontics*, 17(10):513-515, 1991.
 134. Wong, M. Maxillary first molar with three palatal canals. *Journal of endodontics*, 17(6):298-299, 1991.
 135. Kartal, N and Yanikoğlu F. The incidence of mandibular premolars with more than one root canal in a Turkish population. *Journal of Marmara University Dental Faculty*, 1(3):203-210, 1992.

8.ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı Soyadı: Sümeyya Baybars

Doğum Yeri ve Tarihi: Sivas, 14.08.1989

Medeni Hali: Evli

Yabancı Dil: İngilizce

İletişim Adresi: Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı Merkez/SİVAS

Tel: +90 346 219 10 10

Faks: +90 346 219 12 37

E-posta Adresi: dtsumeyyen@gmail.com

Eğitim Bilgileri

Uzmanlık Eğitimi Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hek.Fak. 2014 -halen

Lisans Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hek. Fak. 2007-2012

Lise Prof.Dr.Necati Erşen Ana. Öğretmen Lisesi (2002-2007)

Katıldığı Bilimsel Aktiviteler

Greatist Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi 28-30 Ekim 2015 İstanbul

Oral Diagnoz ve Maksillofasiyal Radyoloji Derneği 2.Uluslararası Kongresi 13-15 Nisan 2017

