

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

**MAKSİLLER PREMOLAR VE MOLAR DİŞLERİN TOPOGRAFİK
ANALİZİNİN VE MAKSİLLER SİNÜSLE İLİŞKİLERİNİN KONİK
IŞINLI BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

**Hazırlayan
Duygu GÖLLER BULUT**

**Danışman
Prof. Dr. Yıldray ŞİŞMAN**

Uzmanlık Tezi

**KASIM 2015
KAYSERİ**

BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK

Bu çalışmadaki tüm bilgilerin, akademik ve etik kurallara uygun bir şekilde elde edildiğini beyan ederim. Aynı zamanda bu kural ve davranışların gerektirdiği gibi, bu çalışmanın özünde olmayan tüm materyal ve sonuçları tam olarak aktardığımı ve referans gösterdiğimi belirtirim.

Duygu GÖLLER BULUT

İmza:



YÖNERGEYE UYGUNLUK SAYFASI

“Maksiller Premolar ve Molar Dişlerin Topografik Analizinin ve Maksiller Sinüsle İlişkilerinin Konik Işınli Bilgisayarlı Tomografi ile Değerlendirilmesi” adlı Uzmanlık tezi, Erciyes Üniversitesi Lisansüstü Tez Önerisi ve Tez Yazma Yönergesi’ne uygun olarak hazırlanmıştır.

Tezi Hazırlayan
Duygu GÖLLER BULUT

Danışman
Prof. Dr. Yıldray ŞİŞMAN

Ağız Diş ve Çene Radyolojisi AD. Başkanı

Prof. Dr. Yıldray ŞİŞMAN

Prof. Dr. Yıldırım ŞİŞMAN danışmanlığında, **Duygu GÖLLER BULUT** tarafından hazırlanan “**Maksiller Premolar ve Molar Dişlerin Topografik Analizinin ve Maksiller Sinüsle İlişkilerinin Konik Işınli Bilgisayarlı Tomografi ile Değerlendirilmesi**” adlı bu çalışma, jürimiz tarafından Erciyes Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı’nda **Uzmanlık Tezi** olarak kabul edilmiştir.

05 /11/2015

JÜRİ :**İMZA**

Üye : Prof. Dr. Tuncer ÖZEN
(GATA Diş Hekimliği Bilimleri Merkezi, Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi AD.)	
Danışman : Prof. Dr. Yıldırım ŞİŞMAN
(Erciyes Ü. Diş hekimliği fakültesi, Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi AD.)	
Üye : Doç. Dr. Emin Murat CANGER
(Erciyes Ü. Diş hekimliği fakültesi, Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi AD.)	
Üye : Yrd. Doç. Dr. Ahmet Ercan ŞEKERCİ
(Erciyes Ü. Diş hekimliği fakültesi, Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi AD.)	
Üye : Yrd. Doç. Dr. Meryem ETÖZ
(Erciyes Ü. Diş hekimliği fakültesi, Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi AD.)	

ONAY

Bu tezin kabulü Fakülte Anabilim Dalının tarih ve sayılı kararı ile onaylanmıştır.

Ağız Diş ve Çene Radyolojisi AD. Başkanı

Prof. Dr. Yıldırım ŞİŞMAN

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca ve tez aşamasında desteğini ve sabrını esirgemeyen kıymetli hocam Prof. Dr. Yıldırım ŞİŞMAN'a,

Eğitimim boyunca bana yol gösteren, bilgileriyle beni aydınlatan değerli Yrd. Doç. Dr. E. Murat CANGER, Yrd. Doç. Dr. A. Ercan ŞEKERCİ, Yrd. Doç. Dr. Meryem ETÖZ hocalarıma,

Uzmanlık eğitimimin çeşitli dönemlerinde bana gönülden sağladıkları bilgi ve yardımlarından dolayı tüm asistan arkadaşlarıma,

Yaşamımın her döneminde destek, özveri ve sevgilerini hep hissettiğim anne-babama-kardeşıme ve sevgili eşim Sait Samed Bulut'a minnet, sonsuz sevgi ve teşekkürlerimi sunarım.

Dt. Duygu GÖLLER BULUT

2015 / Kayseri

MAKSİLLER PREMOLAR VE MOLAR DIŞLERİN TOPOGRAFIK ANALİZİNİN VE MAKSİLLER SİNÜSLE İLİŞKİLERİNİN KONİK IŞINLI BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ

Duygu GÖLLER BULUT

Erciyes Üniversitesi, Diş hekimliği Fakültesi

Ağız Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı

Uzmanlık Tezi, Kasım 2015

Danışman: Prof. Dr. Yıldırım ŞİŞMAN

KISA ÖZET

Bu çalışmada konik ışınli bilgisayarlı tomografi (KİBT) görüntüleme yöntemi kullanılarak alveolar kemiğin maksiller premolar ve molar bölgedeki morfolojik özelliğini incelemek ve maksiller sinüs ile maksiller posterior diş kökleri arasındaki ilişkiyi tanımlamak amaçlanmıştır. Çalışmada Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı'nda çeşitli sebeplerden dolayı KİBT'leri alınmış hastaların görüntüleri kullanılmıştır. Çalışmamıza on altı yaş ve üzeri olan hastalardan, maksiller posterior dişler ve çevre yapıların net olarak izlendiği 100 hastanın görüntüleri dahil edilmiştir. Ortodontik tedavi gören, kemik lezyonları veya farklı anomalilerin bulunduğu hastalar çalışmaya dahil edilmemiştir. KİBT'de maksiller birinci ve ikinci premolar ve molar dişlerin maksiller sinüs tabanı ile ilişkisi, dişlerin bukkopalatinal yönde kretle yaptığı açı, dişleri saran kemiğin bukkal ve palatinaldeki miktarları, diş köklerinin maksiller sinüs tabanına olan uzaklıkları değerlendirilmiştir. KİBT görüntülerinde incelenen dişlerin %25'i sinüsle kontakta, %12'sinde en az bir kök sinüs içinde, %63'ünde diş kökü sinüs tabanı arasında mesafe olduğu görülmüştür. Sinüse en yakın kökün 1,3 mm ortalamayla ikinci molar dişin meziobukkal kökü, en uzak kök ise ortalama 6,6 mm ile birinci premolar dişin bukkal kökü olduğu saptanmıştır. Posteriore yaklaştıkça diş köklerinin ile sinüs tabanı arasındaki mesafenin azaldığı, kökün sinüse penetrasyon oranının arttığı sonucuna varılmıştır. Birinci premolar dişin bukkalini saran alveol kemiğinin diğer dişlere oranla daha ince olduğu bulunmuştur. Bu çalışma ışığında posterior dişlere yönelik çekim, periapikal cerrahi, ortodontik tedavi ve immediate implant tedavisinde, operasyonlar sırasında ortaya çıkabilecek komplikasyonların engellenmesi açısından KİBT ile değerlendirilmenin yapılması gerektiği sonucuna varılmıştır.

Anahtar Kelimeler: Konik ışınli bilgisayarlı tomografi, maksiller premolar ve molarlar, maksiller sinüs, topografik analiz.

**THE EVALUATION OF TOPOGRAPHIC ANALYSIS OF MAXILLARY
PREMOLAR AND MOLAR TEETH AND MAXILLARY SINUS USING CONE
BEAM COMPUTED TOMOGRAPHY**

Duygu GÖLLER BULUT

Erciyes University, Faculty of Dentistry

Department of Oral and Maxillofacial Radiology

PhD. Thesis, November, 2015

Supervisor: Professor Dr. Yıldırım ŞİŞMAN

ABSTRACT

The aim of this study was to determine morphologic features of maxillary premolars and molars and investigate relationship between roots of premolars and molars and maxillary sinus using cone beam computed tomography (CBCT). In this study, CBCT images of patients, who applied to Erciyes University Faculty of Dentistry, Department of Oral and Maxillofacial Radiology with variety of reasons, were used. A retrospective study was carried out using the CBCT records of 100 patients which present a clear vision of maxillary posterior teeth and surrounding structures. Patients older than 16 years were included in the study; whereas patients under orthodontic therapy, case with bone lesions and varied anomalies were excluded. In CBCT cross-sectional images, relationship between maxillary premolars and molars and maxillary sinus was determined, Internal angle formed by the long axis of the maxillary premolars and molars and that of the alveolar bone on the maxillary premolars and molars was evaluated, maximum width of the buccal and palatal bone around teeth and distances between the root apexes and the inferior wall of maxillary sinus were measured. Of the teeth examined, 25 % teeth which in contact with inferior wall of maxillary sinus, 12% penetrated in sinus, and 63 % were located below the level connecting the inferior wall of maxillary sinus. According to the results, the closest root to the maxillary sinus floor was mesiobuccal root of second molar teeth with 1, 3 mm distance and the farthest root was buccal root of first premolar teeth with 6.6 mm. The distance between the maxillary posterior teeth root apex and the inferior wall of the maxillary sinus had a tendency to reduce toward the posterior region. It was found that the horizontal thickness of the buccal alveolar bone in root was thinnest on the maxillary first premolars. As indicated in this study, we conclusively need to evaluate CBCT images before treatments in maxillary posterior region due to the possible complication during posterior teeth extraction, periapical surgery, orthodontic therapy and immediate implant therapy.

Keywords: Cone beam computed tomography, maxillary premolars and molars, maxillary sinus, topographic analysis.

İÇİNDEKİLER

BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK	ii
YÖNERGEYE UYGUNLUK SAYFASI.....	iii
ONAY	iv
TEŞEKKÜR.....	v
KISA ÖZET	vi
ABSTRACT	vii
İÇİNDEKİLER	viii
KISALTMALAR	xii
TABLO LİSTESİ	xiii
ŞEKİLLER LİSTESİ	xiv
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ (BT)	4
2.1.1. BT'nin Temel Prensipleri.....	4
2.1.2. BT Cihazının Bölümleri	5
2.1.2.1. Gantri.....	5
2.1.2.2. X-ışını Kaynağı	5
2.1.2.3. Detektörler.....	6
2.1.2.4. Bilgisayar Ünitesi.....	6
2.1.3. BT Cihazlarının Gelişim Süreci	7
2.1.4. Spiral BT	8
2.1.5. Çok Kesitli (Multislice) BT.....	8
2.1.6. BT'nin Avantajları	9
2.1.7. BT'nin Dezavantajları	9
2.1.8. BT'nin Kullanım Alanları.....	9
2.1.9. BT'nin Diş Hekimliğinde Kullanımı.....	10
2.2. KONİK IŞINLI BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ (KIBT).....	11

2.2.1. KIBT'nin Çalışma Prensipleri.....	11
2.2.2. KIBT'de Görüntünün Elde Edilmesi.....	12
2.2.2.1. X-ışını Oluşumu	13
2.2.2.1.1. Hasta Seçim Kriterleri.....	13
2.2.2.1.2. Hasta Pozisyonlandırma	14
2.2.2.1.3. Hastanın Hazırlanması	15
2.2.2.1.4. X-ışını Kaynağı	16
2.2.2.1.5. Görüntülenecek Bölge Hacmi	16
2.2.2.1.6. Işınlama Faktörleri	17
2.2.2.2. Görüntü Tarama Sistemi.....	18
2.2.2.2.1. Voksel Boyutu.....	18
2.2.2.2.2. Gri Skala.....	19
2.2.2.3. Görüntünün Rekonstrüksiyonu	19
2.2.2.4. Görüntünün Ekranda Gösterilmesi.....	20
2.2.2.5. Multiplanar Reformat.....	20
2.2.3. Görüntü Artefaktları	20
2.2.3.1. Veri Elde Edilirken Oluşan Artefaktlar.....	21
2.2.3.2. Hastaya Bağlı Oluşan Artefaktlar	21
2.2.3.3. Tarayıcıya Bağlı Artefaktlar.....	21
2.2.3.4. Konik Işın Huzmesine Bağlı Artefaktlar.....	21
2.2.3.4.1. Parsiyel Hacim Ortalaması.....	22
2.2.3.4.2. Eksik Örnekleme	22
2.2.3.4.3. Konik Işın Etkisi.....	22
2.2.4. KIBT'nin Özellikleri.....	22
2.2.4.1. Boyutu ve Maliyeti.....	22
2.2.4.2. Yüksek Hızda Görüntüleme	23
2.2.4.3. Milimetre Altı Çözünürlük.....	23
2.2.4.4. Düşük Hasta Dozu.....	23
2.2.4.5. İnteraktif Analiz	24
2.2.5. KIBT'nin Sınırları.....	24
2.2.5.1. Görüntüde Gürültü	24

2.2.5.2. Zayıf Yumuşak Doku Kontrastı	24
2.2.5.3. Flat-Panel Detektörün Yapısı	25
2. 2. 6. Diş Hekimliğinde KIBT Uygulamaları	25
2. 2. 6. 1. İmplant Değerlendirmesi	25
2. 2. 6. 2. Ortodontik Değerlendirme.....	27
2. 2. 6. 3. Periodontal değerlendirilmede kullanımı.....	28
2. 2. 6. 4. Endodontide uygulama alanları	28
2. 2. 6. 5. Temporomandibular eklem değerlendirilmesi.....	29
2. 2. 6. 6. Kist, tümör vb. patolojilerin tanı tedavi planlaması	30
2. 2. 6. 7. Gömülü diş ve yabancı cisimlerin değerlendirilmesi ..	31
2. 2. 6. 8. Hızlı prototiplendirme.....	31
2. 2. 6. 10. Anatomik yapılar ve varyasyonlarının değerlendirilmesi.....	32
2.3. Maksilla.....	33
2.3.1. Maksiller sinüs.....	34
2.3.2. Maksiller sinüs ile posterior dişler arasındaki ilişki.....	35
2.4. Posterior maksillada implant uygulamasında KIBT ile değerlendirilmenin önemi.....	40
2.5. Ortodontik Tedavi Öncesi KIBT ile Alveolar Kemik Sınırlarını Değerlendirmenin Önemi.....	41
2.5.1. KIBT' nin Kemik Miktarını Değerlendirmedeki Doğruluğu.....	42
3. GEREÇ VE YÖNTEM	44
3.1 Bireylerin Seçimi.....	44
3.1.1 Çalışmaya Dâhil Etme Kriterleri	44
3.1.2 Çalışmada Hariç Tutma Kriterleri	44
3.2. KIBT Görüntüleri	45
3. 2. 1. Görüntüleme Prosedürleri.....	45

3. 2. 2. Görüntülerin İncelenmesi.....	45
3.3. Premolar ve molar dişlerin maksiller sinüs tabanıyla ilişkisinin değerlendirilmesi.....	46
3.4. Dişleri Destekleyen kemik miktarının Ölçümleri	51
3.5. Dişin uzun aksı ile kret arasındaki açının ölçümü	56
4. BULGULAR.....	59
5. TARTIŞMA	79
KAYNAKLAR	92
ÖZGEÇMİŞ	111

KISALTMALAR

2D	: 2 Dimensional (2 Boyutlu)
3D	: 3 Dimensional (3 Boyutlu)
μ Sv	: MikroSievert
ALARA	: As Low As Reasonably Achived (<i>makul olan en düşük doz</i>)
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
CCD	: Charge Coupled Devices (Şarj bağlı cihazlar)
DEXA	: Dual-energy X-ray absorptiometry (Dual enerji x-ışını absorbemetri)
DICOM	: Digital Imaging and Communications in Medicine
FOV	: Field of View (Görüntüleme alanı)
HU	: Hounsfield Ünitesi
ICRP	: International Commission on Radiological Protection
IIT-CCD	: Image intensifier tube / Charge coupled device kombinasyonu
KIBT	: Konik Işınli Bilgisayarlı Tomografi
MPR	: Multiplanar Rekonstrüksiyon

TABLO LİSTESİ

	<u>Sayfa No</u>
Tablo 4. 1. Sağ maksiller posterior diş kökü apeksleri ile maksiller sinüs arasındaki ilişkinin ve cinsiyete göre dağılımı.....	61
Tablo 4. 2. Sol maksiller posterior diş kökü apeksleri ile maksiller sinüs arasındaki ilişkinin ve cinsiyete göre dağılımları.....	62
Tablo 4. 3. Maksiller premolar diş kökü apeksleri ile maksiller sinüs arasındaki ilişkinin görülme oranlarının dekatlara göre dağılımı.....	64
Tablo 4. 4. Maksiller birinci molar diş kökü apeksleri ile maksiller sinüs arasındaki ilişkinin görülme oranlarının dekatlara göre dağılımı.....	64
Tablo 4. 5. Maksiller ikinci molar diş kökü apeksleri ile maksiller sinüs arasındaki ilişkinin görülme oranlarının dekatlara göre dağılımı.....	65
Tablo 4. 6. Birinci premolar dişlerde kros kesit görüntülerde yapılan ölçümlerin sonuçları ve cinsiyetlere göre dağılımları.....	66
Tablo 4. 7. İkinci premolar dişlerde kros kesit görüntülerde yapılan ölçümlerin sonuçları ve cinsiyetlere göre dağılımları.....	67
Tablo 4. 8. Birinci molar dişlerde kros kesit görüntülerde yapılan ölçümlerin sonuçları ve cinsiyetlere göre dağılımları	69
Tablo 4. 9. İkinci molar dişlerde kros kesit görüntülerde yapılan ölçümlerin sonuçları ve cinsiyetlere göre dağılımları.....	71
Tablo 4. 10. Bukkal kemik kalınlığı (No.5) ile sinüs mesafesi arasındaki korelasyon.....	74
Tablo 4. 11. Kökler arası uzaklık ile alveol kemiğin kalınlığı arasındaki korelasyon	75
Tablo 4.12. Dişin uzun aksı ile alveol kreti arasındaki açının (α) dişlere göre değerleri	76
Tablo 4. 13. Açısal ölçüm ile mesafe ölçümleri arasındaki korelasyon.....	77

ŞEKİLLER LİSTESİ

Sayfa no

Şekil 2. 1. Spiral BT cihazının çalışma prensibinin şematik gösterimi	8
Şekil 2.2. BT ve KIBT görüntülemelerinin şematik görüntüsü	12
Şekil 2.3. Hasta pozisyonlarına göre cihaz türleri	15
Şekil 2.4. KIBT’de görüntüyü oluşturan piksel ve voksellerin şematik görüntüsü	18
Şekil 2.5. Maksiller sinüs ve anatomik yapılarla ilişkisi	35
Şekil 2.6. Maksiller sinüsle posterior dişler arasındaki ilişkinin Kwak ve ark göre sınıflandırılması	36
Şekil 2.7. Maksiller sinüsle posterior dişler arasındaki ilişkinin Jung ve ark. göre sınıflandırılması	37
Şekil 2.8. Arij ve ark çalışmasına göre molar dişlerin sinüs tabanı ile ilişkisini gösteren aksiyal BT görüntüleri	38
Şekil 2.9. Sharan ve ark. çalışmasında BT görüntülerine bakarak yapılan sinüs Tabanı diş kökü ilişkisinin 5 farklı sınıflamasının şematik görünümü ...	38
Şekil 3.1. Gömülü dişlere bağlı ölçüm yapılacak dişlerle ilgili kök rezorpsiyonları	46
Şekil 3.2. Maksiller sinüs ve diş kökleri arasındaki ilişkinin değerlendirilmesi	47
Şekil 3.3. KIBT görüntülerinde diş kökleri ile sinüs tabanı ilişkisi (Tip1,2)	48
Şekil 3.4. KIBT görüntülerinde diş kökleri ile sinüs tabanı ilişkisi (Tip 3-5)	49
Şekil 3.5. KIBT görüntülerinde diş kökleri ile sinüs tabanı ilişkisi (Tip 6,7)	50
Şekil 3.6. KIBT görüntülerinde diş kökleri ile sinüs tabanı ilişkisi (Tip 8)	51
Şekil 3.7. Ölçümlerin şematik gösterimi	52
Şekil 3.8. Kros kesit görüntülerde bukkopalatinal kemik kalınlıklarının ölçümü	53
Şekil 3.9. Kros kesit görüntülerde bukkal ve palatinalde kökü destekleyen kemik kalınlıklarının ölçümü	53

Şekil 3.10. Kros kesit görüntülerde köklerle sinüs tabanı arasındaki mesafenin ölçümü.	54
Şekil 3.11. Kökler arası mesafenin ölçümü.	54
Şekil 3.12. Kros kesit görüntülerde maksiller sinüs tabanı kalınlığının ölçümü	55
Şekil 3.13. Kros kesit görüntülerde üç köklü molar dişler için distobukkal kökte yapılan ölçümler.	55
Şekil 3.14. Distobukkal kök ile palatinal kök arası mesafenin ölçümü.	56
Şekil 3.15. Dişin uzun aksı ile kret arasındaki açının (α) ölçümünün şematik gösterimi.	56
Şekil 3.16. Kros kesit KIBT görüntüsünde maksiller molar ve premolar diş ile kret arasındaki açının ölçümü.	57
Şekil 4.1. Çalışmaya dahil edilen hastaların yaş ve cinsiyet dağılımları.	59
Şekil 4.2. Hastaların yaş aralıklarına göre dağılımı.	60
Şekil 4.3. Çalışmada değerlendirilen premolar ve molar dişlerin toplam sayılarının cinsiyete göre dağılımı.	61
Şekil 4.4. Diş kökleri ile sinüs arasındaki mesafenin sagittal KIBT üzerinde gösterimi.	73
Şekil 4.5. Maksiller sinüs tabanı kalınlığının posteriora doğru azaldığını gösteren Sagittal KIBT görüntüsü	73
Şekil 4.6. Posterior dişlerde kemik desteği olmayan bölgeler	74

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Maksilla yüz kemiklerinin içinde en geniş olanıdır; zigomatik, palatinal, frontal ve alveolar proses olmak üzere dört bölümde incelenir. Alveolar proses maksillanın en geniş ve en spongiöz parçasıdır. Alveolar prosesin posterior kısmı anterioruna oranla daha geniştir ve posterior diş köklerini saran soket denilen kaviteler bulunur (1). Posterior maksillanın rehabilitasyonu, çene kemiğinin o bölgede daha spongiöz olması nedeniyle çeşitli zorluklara neden olur (2). Özellikle diş kaybı sonrası alveolar sırtlar atrofiye uğrar, kemik hacmi sınırlanır ve maksiller sinüs alveol kretine doğru genişler (3). Yetersiz rezidüel kemik hacmi implant yerleşimini zorlaştırır, özellikle birinci premolar diş bölgesinde bu sorunlarla daha sık karşılaşılır.

Birinci ve ikinci molar dişler genelde en sık kaybedilen dişlerdir (2), en çokta periodontal hastalık ve çürük nedeniyle kaybedilirler (4). Posterior dişler çığneme fonksiyonunu yerine getirmede önemli yer tutar, eksiklikleri kuron köprü restorasyonları, parsiyal protez veya implant tedavisiyle yerine getirilir (5). Günümüzde tek aşamalı, flap kaldırılmadan yapılan cerrahi işlemler ve çekim sonrası implantasyon teknikleri, klinisyenlerin hastalarına daha konservatif olan bu yöntemleri uygulamasını artırmıştır. Diş çekimi sonrası implant uygulanan durumlar erken dönem estetik ve immedat okluzal yüklemeyi içermektedir. Çekim sonrası tek seans implant tedavisinin başarısı, bölgenin morfolojinin, çekimi planlanan dişin saran

alveol kemiğin kalınlığının, diş kökünün maksiller sinüse olan yakınlığının önceden incelenmesi ve değerlendirilmesine bağlıdır (6).

Maksiller sinüs paranasal sinüsler arasında ilk gelişmeye başlayan sinüştür. Gelişimini üçüncü azı dişlerin sürmesiyle beraber 20 yaş civarında tamamlar (7). Yetişkinlerde sinüsün topografisi değişkendir. Sinüs tabanı ve diş kökü apeksinin topografisi; bireylerin yaşı, pnömatisasyonun boyutu, derecesi ve kretteki diş varlığına göre değişir (8). Populasyonun yarısında sinüs, komşu diş ve diş köklerinin arasına uzanır (9). Birinci ve ikinci molar dişler genelde sinüs tabanı ile yakın ilişkiindedir ve bazen maksiller kanin diş dahi sinüs tabanına penetre olabilmektedir (10). Ayrıca, sinüse uzanan diş kökleri sinüs tabanında düzensizliklere neden olur, kök bazen ince bir kortikal kemikle sinüsten ayrılır, bazen de arada sadece mukoza bulunur (11).

Üst premolar ve molar dişlerin periapikal veya periodontal enfeksiyonu sinüse yayılabilir (12), endodontik tedavi veya diş çekimi ise sinüs tabanında perforasyona yol açabilir. Diş çekimlerinden sonra maksiller sinüs hacmi artar ve sinüs tabanının altındaki alveolar kemiğin hacmi azalır (13-17). Maksiller molarların ve premolarların sinüse yakınlığı sinüzit, periodontal enfeksiyon ve dental implantların sinüse protrüzyonu gibi komplikasyon olasılıklarının farkında olmamız gerektiğini gösterir (17,18).

Sinüs tabanının kalınlığı ve tabanın dişle olan ilişkisi ortodontik diş hareketinin prognozunda da önemli rol oynar. Bu bilgiler ortodontik tedavi sırasında diş hareketinin derecesini tahmin etmek ve hareketi kontrol edebilmek için gereklidir (19,20). Dişleri saran bukkal ve palatal kemik kalınlığı ise estetik tedavilerde, ortodontik tedavide ve uzun vadeli implant tedavilerinde önemli yer tutar (21-24). Kök apeksi ve sinüs tabanı arasındaki mesafenin yani kortikal kemik kalınlığının miktarı apikal bölgeye uyulanacak cerrahi prosedürler için önemli bir kriterdir (10).

Diş, alveol kemik ve maksiller sinüs morfolojik özellikleri rutin panoramik radyografi ve X-ışınları kullanılarak 2 boyutlu (2D) görüntülerde değerlendirilmiştir. Fakat iki boyutlu görüntülerde alveol kemiğin genişliğini, maksiller sinüs morfolojisini ve diş kökleri ile sinüs arasındaki ilişkiyi incelemek zordur (3). Sadece iki boyutta inceleme imkânı sunulması, görüntüde magnifikasyonların oluşması ve

farklı süperpozisyonların meydana gelmesi panoramik radyografların dezavantajları arasında sayılabilir (25). Üç boyutlu inceleme imkanı sunan Bilgisayarlı Tomografi (BT) tekniği ise yüksek radyasyon dozu ve maliyeti nedeniyle yerini, özellikle son yıllarda klinik kullanımı yaygınlaşan Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi (KIBT)'ye bırakmıştır. KIBT kullanımı maksiller molar ve premolar bölgede daha spesifik nitel ve nicel bilgi elde edilmesini sağlar (26). Kortikal ve trabeküler kemiğin kalınlığı belirlenebilir ve bu konvansiyonel BT ile kıyaslandığında çok daha düşük dozla mümkün olur (24,27-30). KIBT ile yapılan tomografik analiz daha etkili ve güvenilirdir (3).

Bu tez çalışmasının amacı, KIBT görüntüleme yöntemi kullanılarak alveolar kemiğin maksiller premolar ve molar bölgedeki morfolojik özelliğini incelemek ve maksiller sinüs ile maksiller premolar ve molar diş kökleri arasındaki ilişkiyi tanımlamaktır.

2. GENEL BİLGİLER

2. 1. BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ (BT)

Tomografi, vücuttan kesit şeklinde görüntü alma işlemini tanımlar. Kelime anlamı olarak tomos (kesit) ve graphy (şekil, resim, görüntü) şeklinde iki eski Yunanca kelimenin birleşiminden oluşur. BT ise kolime edilmiş x-ışını kullanılarak vücudun incelenen bölgesinin kesitsel görüntüsünün bilgisayar ortamında düzenlenmesi esasına dayanan radyolojik teşhis yöntemidir (31). X-ışınlarının keşfinden günümüze kadar geçen zaman içinde radyolojideki en önemli gelişme olarak kabul edilen BT veya bilgisayar destekli tomografi ilk kez 1972 yılında Godfrey Hounsfield tarafından tanıtıldı. Türkiye’de ilk BT cihazı ise 1976’da Hacettepe Tıp Fakültesi’nde kurulmuştur. BT’nin teşhis ve tedavi planlamasına getirdiği en büyük yenilik, incelenmek istenilen bölgeden birçok kesit alınarak üç boyutlu görüntü elde edilmesidir (32).

2. 1. 1. BT’nin Temel Prensipleri

BT’nin çalışma prensibi, vücudun istenilen bölgesinin bir kesitinden geçen x-ışınlarının absorbe edilebilme değerinin detektörlerle ölçülerek bilgisayar yardımıyla görüntü oluşturulmasıdır. BT’de tüpten çıkan ve detektörlere yönlendirilen x-ışınları çok iyi bir şekilde kolime edilerek saçılımı minimuma indirilmiş ve bu durum görüntüdeki doku yoğunluk farklılıklarının çok daha belirgin hale gelmesini

sağlamıştır. BT’de belirli geometrik prensiplere göre hem radyografik tüp hem de detektörler hasta etrafında eş zamanlı olarak döner. Bazı cihazlarda detektörler hasta etrafında sürekli bir halka şeklindedir. X-ışını tüpü, bu detektör halkası içindeki bir dairede hareket eder. Bu teknikte kesit alınması nedeniyle doku ve organların birbiri üzerine süperpoze olmaz. BT’de aksiyel düzlemde kesitler alınır, 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 (33).

2. 1. 2. BT Cihazının Bölümleri

BT cihazını oluşturan bölümler dört başlık altında incelenebilir:

- Gantri
- X-ışını kaynağı
- Detektörler
- Bilgisayar ünitesi

2. 1. 2. 1. Gantri

BT tarama sistemlerinde x-ışının tüpü ve dedektörü içeren ve ortasına hastanın yerleştirildiği cihaza gantri denir. Gantrinin önünde, hastanın uzanacağı hareketli bir masa bulunur. Hasta bu masaya yüzükoyun ya da sırtüstü pozisyonda yatırılır. Doku ve organlar gantri açıklığına hangi pozisyonda yerleştirilirse cihaz o pozisyonda kesit alır. Hastanın uzandığı bu masa görüntü alınırken gantriye doğru ilerler. Her kesit alma işleminden sonra hasta masası bir miktar hareket ettirilir. Bu hareket sayesinde incelenecek bölgenin ardışık kesitleri alınarak elde edilen görüntüler birleştirilir (33,34,35).

2. 1. 2. 2. X-ışını Kaynağı

BT cihazları, dönerli x-ışını tüpleri kullanır. Bu tüpler 120 ile 140 arasında kVp (kilovolts peak) ve 200 ile 800 arasında mA (miliamper) değerlerine sahip olabilir. Fokal spot boyutu 0,5 ile 2 mm arasında değişebilmektedir. Tercih edilen kesit kalınlığı genellikle 1 ile 3 mm arasındadır. Daha ince kesitler almak için daha yüksek

uzaysal çözünürlük, kontrast ve radyasyon dozu ile daha düşük parsiyel hacim etkisi gerekmektedir (36).

2. 1. 2. 3. Detektörler

Detektör olarak sintilasyon detektörleri ve gazlı detektörler kullanılır. Günümüzde genellikle gazlı detektörler kullanılır. Gazlı detektörlerde yüksek basınçlı xenon gazı kullanılır. Detektörlere ulaşan x-ışınları xenon gazı atomlarında iyonizasyona yol açar. Detektöre ulaşan x-ışını foton sayısı ne kadar fazla ise iyonizasyon da o denli fazla olur (33).

2. 1. 2. 4. Bilgisayar Ünitesi

X-ışınının geçiş yolu üzerindeki her doku bölümü farklı absorpsiyon değerlerine sahiptir. Detektörler bu farklı değerleri algılar ve bilgisayar ünitesinde kesit voksel adı verilen hacim elementlerine kaydedilir. Piksel, kare veya dikdörtgen şeklindeki iki boyutlu resim elemanlarıdır, voksel ise üç boyutlu küp veya dikdörtgenler prizması şeklindeki hacim elemanlarıdır. Alınan kesitin kalınlığı voksel boyutunu etkiler (33,36). Her piksel, organizmadaki karşılığı olan bölgenin x-ışınını absorbe edebilme (attenuasyon) değerini gösterir. Matriksteki eleman sayısı BT cihazının teknolojik özelliklerine göre 256x256, 520x520, 1024x1024 olarak ifade edilir. Görüntünün piksel sayısı ne kadar fazla olursa, görüntünün çözünürlüğü o kadar iyi olur (37,38).

Piksellerin boyutu bilgisayar programı yardımıyla ayarlanabilirken, üç boyutlu bir yapı olan vokselin uzunluğu (1 mm ile 10 mm arasında) x-ışınının genişliğiyle ve dolayısıyla hasta öncesi ve sonrası kolimasyon ile ayarlanabilmektedir (33). Görüntü oluşumu için her piksele farklı doku densitelerini yansıtabilmesi için bir numara atanmaktadır. Bu numaralar +1000 ile -1000 arasındadır ve Hounsfield skalası, skaladaki sayılar ise Hounsfield ünitesi (HU) olarak adlandırılır. Hounsfield skalasında suyun x-ışınını absorpsiyon değeri sıfır olarak kabul edilir ve her dokunun farklı bir değeri vardır. Yağ dokusu ve hava negatif değerler alırken yumuşak dokular, kan ve kemik dokuları pozitif değerler almaktadır (33,36). Daha yeni BT cihazlarında Hounsfield skalasının genişliği 4000 HU değerine kadar çıkmaktadır.

İnsan gözünün 40 farklı gri tonu ayırt edebildiği düşünülürse skaladaki bu artış yararlı olabilir (33,36).

2. 1. 3. BT Cihazlarının Gelişim Süreci

BT'nin keşfinden sonra cihazlardaki ışınlama ve detektör sistemleri birçok kez değişim geçirmiştir. Bu değişimin nedenleri arasında verilen dozu ve görüntüleme süresini azaltmak bununla beraber görüntü çözünürlüğünü artırmak sayılabilir (33).

BT tarayıcıları gelişim aşamalarına göre 5 başlık altında toplanmaktadır:

- Birinci kuşak cihazlar
- İkinci kuşak cihazlar
- Üçüncü kuşak cihazlar
- Dördüncü kuşak cihazlar
- Beşinci kuşak cihazlar

Birinci kuşak cihazlarda; incelenecek olan obje, kesit kalınlığına göre ince kalem-ışınması (Pencil-Beam) denilen inceltirilmiş x-ışını ve karşısında bulunan dedektörler hastayı kesit boyunca çizgisel bir düzlemde tarar ve x-ışın soğrulma verileri dedektörlere x-ışını izdüşümleri şeklinde kaydedilir (39). İkinci kuşak cihazlarda; yelpaze şeklinde x-ışını ve karşısında birinci jenerasyon cihazlardan farklı olarak 2-30 arası dedektör kullanılarak, dönme açısı genişletilmiştir. Bu cihazlarda görüntüleme süresi uzun olduğundan hareket artefaktlarına bağlı olarak imaj kalitesi iyi değildir (40).

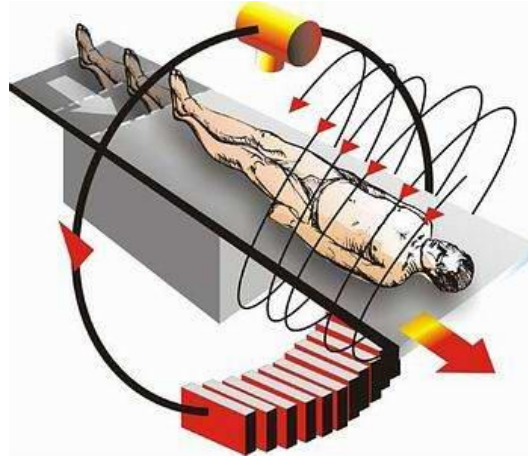
Üçüncü kuşak cihazlar; döndürme-döndürme prensibi ile çalışmaktadır. X-ışını kaynağı ve bu kaynağın karşısına yerleştirilen 300-500 dedektör hasta çevresinde sürekli dönerek 5 saniye tarama hızına ulaşmıştır. Ayrıca bu cihazlar birinci ve ikinci jenerasyon cihazlarla gerçekleştirilemeyen 360°'lik dönüşü tamamlarlar (40). Dördüncü kuşak BT'de; halka şeklinde sıralanmış sabit dedektörler ve hasta çevresinde dönen yelpaze şeklinde x-ışını kullanılarak bazı üçüncü kuşak hatalarının giderilmesine çalışılmıştır. Bu cihazlar pahalıdır, çekim sırasında ortaya çıkan

yüksek seviyede saçılmış radyasyon ve hareket artefaktları nedeniyle günümüzde daha çok üçüncü kuşak cihazlar kullanılmaktadır (41).

Elektron-beam BT adıyla anılan beşinci kuşak cihazlarda ise; hastayı halka şeklinde çevreleyen tungsten target yani hedef boyunca bir elektron demetinin taraması ile hareket eden bir x-ışını odağı yaratılmıştır. Tek bir kesit 50- 100 msn (milisaniye) de elde edilir (40). Tomografi teknolojisinde kontrast ve geometrik rezolüsyon yanında üçüncü olan temporal rezolüsyon yani kesit elde edilme süresi önemli olmaktadır. Klasik BT teknolojisindeki bu aşamalardan sonra 1990'lı yılların başlarında spiral (helikal) BT cihazları üretilmiştir (41).

2. 1. 4. Spiral (Helikal) BT

Spiral BT'de, x-ışını tüpü hasta etrafında kesintisiz şekilde 360° dönerken, hastanın masa üzerinde kaydırılması ile birlikte, x-ışın tüpü taranacak hasta volümü çevresinde spiral şeklinde dönerek tarama yapar ve tüp ile hasta masasının aynı anda gerçekleşen hareketleri sonucunda x-ışını hasta etrafında spiral şeklinde bir yörünge çizmiş olur (Şekil 2.1.).



Şekil 2. 1. Spiral BT cihazının çalışma prensibinin şematik gösterimi (42).

Tarama sırasında x-ışının izlediği spiral (helikal) hareketin, kesitler arasında taranmamış alan bırakmaması nedeniyle, elde edilen veriler üç boyutlu görüntüler oluşturmak amacıyla başarılı bir şekilde rekonstrükte edilebilir. Bu avantajları spiral

BT'nin toraks, batin ve iskelet sistemi görüntülenmesinde kullanımını arttırmıştır (39,43).

2. 1. 5. Çok Kesitli (Multislice) BT

Çok kesitli BT şu anda BT teknolojisinde ulaşılan son noktadır. Bu sistemler uygulanan çekim prensipleri spiral BT'den farklı değildir. Bu cihazlarda spiral BT'ye ek olarak tek detektör halkası yerine, yan yana sıralanmış bir detektör bloğu mevcuttur (multidetector). Çok kesitli BT'nin avantajı hastanın longitudinal aksı boyunca (z- ekzeni) iki veya daha çok sayıda detektör dizileri ile donatılmış olması, x-ışını kolimasyonunun genişletilebilmesi ve bunların sonucunda masa hızının artırılabilmesidir. X-ışın tüpü ve detektör hasta etrafında, 360 derece birbirleri ile senkronize dönüş yaparlar. Bu dönüş ve veri elde edilişi, spiral BT'deki gibi devamlı ve volumetrikdir. Çok kesitli BT cihazları ile inceleme süresi ve kesit kalınlığında azalma ile birlikte, incelenebilecek alan uzunluğunun artması, sistem performansını belirgin biçimde arttırmıştır (44,45).

2. 1. 6. BT'nin Avantajları

BT incelenecek bölgedeki yüzeysel veya derin yapıların görüntülerini süperpozisyonsuz verir. Yumuşak doku yoğunluğunda görülen ödem, hematoma gibi lezyonlar ayırt edilebilir. Lezyonların absorpsiyon değerlerini belirleyerek doku dansitelerini tayin edilmesi mümkündür. Böylece dokunun veya tümörün içeriğinin sıvı, selüler veya vasküler olup olmadığı anlaşılabilir. Üç boyutlu görüntüler üzerinde dokuların derinlik-yükseklik-genişlik değerlendirmeleri yapılabilir ve tomografi yazılımlarının sağladığı özellikler ile görüntüyü döndürme, kesme, alan veya uzunluk hesabı gibi işlemler uygulanabilir. Yüksek kontrastlı görüntüler elde edilebilir. Konvansiyonel BT'den 100 kata kadar daha hızlı veri kazanma özelliğine sahiptir ve görüntü daha nettir. Kemik mineral densite ölçümü yapılabilir. Verilerin dijital ortamda saklanmasına, başka bir merkeze gönderilmesine ve tekrar kolayca ulaşılmasına imkân verir (33,46,47).

2. 1. 7. BT'nin Dezavantajları

Yöntemin pahalıdır ve her merkezde bulunmaz. Kesitlerden daha uzakta olan lezyonların atlanabilir. Metalik yabancı cisimler (protezler, metalik restorasyonlar) görüntüde bozulma (artefakt) oluşturur. Aynı bölgeden çok sayıda kesit ve görüntü alınması nedeniyle alınan radyasyon miktarı yüksektir. Solid bir kitlenin benign veya malign olup olmadığının ayrımı yapılamaz (33,48).

2. 1. 8. BT'nin Kullanım Alanları

BT yüksek uzaysal çözünürlüğü, kesitsel görüntüleme kapasitesi ve bütün organ ve sistemleri kapsayan tanısal gücü ile radyolojik görüntülemenin en temel araçlarından biridir. Her tür acil hastalık tanısı ile iç organların hastalıklarında ayırıcı tanı, tedavi planlama, kontrol, izlem ve tarama amacıyla kullanılır. BT'nin bir başka kullanım alanı da girişimsel radyoloji işlemlerinde rehber görüntüleme aracı olarak kullanılmasıdır. Yer kaplayan lezyonları saptar, çevre ilişkilerini belirler ve karakterize etmeye çalışır. Yumuşak dokuda en önemli kullanım alanı kalsifik lezyonların saptanması ve çevre ilişkilerinin belirlenmesidir. Kanselerde evrelemeyle birlikte, tedaviye cevabın izlenmesi, ameliyat sonrası kontrol ve ışın tedavisi planlaması yapılır. Bu nedenle BT, kanser tanısı ve tedavisi sürecinde vazgeçilmez bir yöntemdir. Diğer temel kullanım alanı travmadır. Kemik yapıyı çok iyi görüntülemesi, hematomu ayırabilmesi ve incelemenin kolay yapılabilmesi nedeniyle travmalı hastalarda en değerli yöntemdir. Diş hekimliği radyolojisinde de iki boyutlu grafiğin yetersiz kaldığı durumlarda üç boyutlu görüntüleme yöntemlerine başvurulmaktadır. BT de bu yöntemlerden biridir (49,50).

2. 1. 9. BT'nin Diş hekimliğinde Kullanımı

BT diş hekimliğinde iyi ve kötü huylu çene lezyonlarının farklı kesitlerde ve üç boyutta ayrıntılı olarak değerlendirilmesi amacıyla kullanılır. Dental yazılımlar sayesinde çenelerin farklı düzlemlerdeki görüntülerinin alınması ve patolojilerin sınırlarının, alan ölçümünün, içeriğinin (sıvı, selüler, vasküler) tanısına imkân verir. Tükürük bezlerinin patolojilerinin incelenmesini, TME'deki konjenital veya kazanılmış anatomik veya patolojik durumların değerlendirilmesini sağlar. Maksiler sinüs anatomisi ve bu bölgeye ait patolojilerin tanısında kullanılır. İmplant

uygulamalarından sonra osseointegrasyonun değerlendirilmesini sağlar (43,51). Fakat bunların yanı sıra, BT'nin yüksek radyasyon dozu, yüksek maliyet ve uygulama zorlukları diş hekimliğinde rutin olarak kullanılmasını engeller. Bu nedenle BT'den daha düşük dozlu, daha az yer kaplayan ve az maliyetle üç boyutlu veri sağlayabilen KIBT cihazları geliştirilmiş ve özel olarak diş hekimliğinde kullanıma sunulmuştur. BT'lerin, özellikle spiral ve multidedektör BT'lerin, tıp alanında kullanımı halen yaygın olarak devam etse de çene-yüz bölgesinin görüntülenmesinde KIBT'nin kullanımı giderek yaygınlaşmakta BT kullanımını ise azalmaktadır (51).

2. 2. KONİK IŞINLI BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ (KIBT)

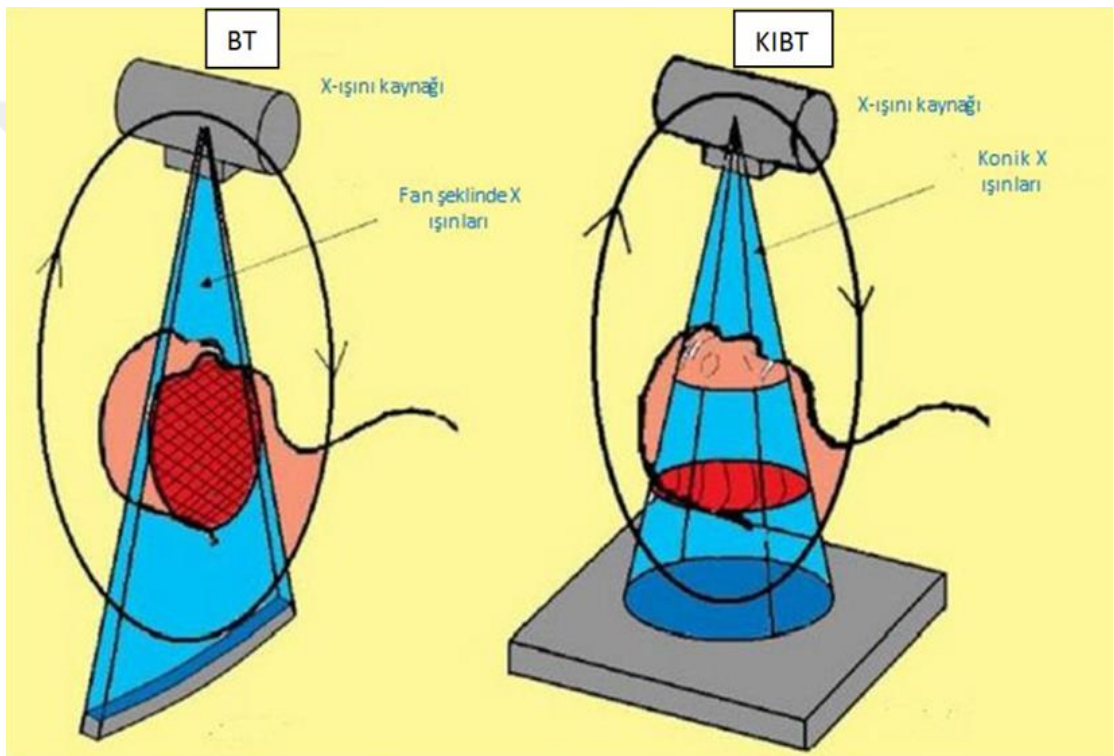
KIBT sistemi ilk olarak 1982 yılında anjiyografi için geliştirilmiştir (52,53). Sonraki dönemlerde radyoterapi, mamografi ve mikro tomografi uygulamalarında da kullanılmıştır (54-56). 1990'lı yıllarda geliştirilmesi ile diş hekimliğinde kullanıma sunulmuş, 1998 yılında, maksillofasiyal bölgelerin görüntülenmesi için yeniden tasarlanmış ve diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmıştır (57). Piyasaya çıkan ilk KIBT cihazı NewTom 9000'dir (Quantitative Radiology, Verona, İtalya). Bu cihazın Dental Volumetrik Tomografi, Dental Tomografi ve 'Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi' (KIBT) gibi farklı isimleri kullanılmaktadır. Ancak literatürdeki yaygın kullanım şekli konik formdaki x-ışınına sahip olduğu için 'Konik ışın huzmeli bilgisayarlı tomografi (Cone-beam Computed Tomography-CBCT) şeklindedir (51,58,59). Son zamanlarda KIBT'nin kullanımı artmış birçok ticari firma yeni cihazlar geliştirmiştir (57).

KIBT' nin diş hekimliğinde yüksek diagnostik kalitede, minimal distorsiyonla maksillofasiyal iskeletsel yapıların yüksek çözünürlükte, submilimetre düzeyinde kesitsel görüntülerini sağlamadaki yeteneği ile kullanılma oranında artış olmuştur (58-60).

2. 2. 1. KIBT'nin Çalışma Prensibi

KIBT sistemlerinde konik sekilli x-ışını demeti ile iki boyutlu alan dedektörleri kullanılır. X-ışını kaynağı ve detektör sisteminin, görüntüsü alınacak cisim etrafında eşzamanlı olarak tek bir rotasyon yapması ve bu süreçte cismin ardışık görüntülerinin

alınması prensibine bağılı olarak çalışır (61,62). Dedektör hastanın başı etrafında bir rotasyon merkezinde 360° dönerek veri toplayan panoramik röntgenle benzerdir (63,64). Konik formdaki x-ışını, ilgili bölgenin tamamını kapsayacak şekilde gönderilir ve hastayı geçen ışınlar bir charge coupled device kombinasyonu (CCD) kamera veya flat panel detektör sistemleri tarafından kaydedilir (Şekil 2.2.) (58,65,66).



Şekil 2.2. BT ve KIBT görüntülemelerinin şematik görüntüsü (42).

Bu görüntülerden üç farklı uzaysal düzlemde, farklı kalınlıktaki kesitler elde edilir. (67,68,69).

KIBT sistemlerinin klinik kullanımının, özellikle son yıllarda, yaygınlaşmasındaki etkenler şunlardır:

- Yüksek kalitedeki flat-panel detektörlerin yaygınlaşması,
- Ardı ardına ekspozür yapabilen x-ışını tüplerinin maliyetlerinin azalması,
- Görüntü oluşturma kapasitesine sahip bilgisayarların gelişmesi ve ucuzlaması,

- Sınırlı bölgelerden görüntü alabilen bu cihazların çekim sürelerinin BT' ye oranla çok kısa olması sayılabilir (58).

2. 2. 2 KIBT'de Görüntünün Elde Edilmesi

KIBT, gantrinin tek bir rotasyonuna imkan veren iki boyutlu detektörlerin kullanımı esasına dayanır ve hasta etrafında 360° dönen konik biçimli x-ışını hüzmesi kullanılmaktadır (Şekil 2.1) (70). Gantrinin 180° ve üzerindeki tek bir rotasyonu görüntü rekonstrüksiyonu için yeterli bilgiyi sağlar. İncelenecek bölge etrafında her 1° derecede 1 adet ardışık görüntü elde edilir ve karışık algoritmalar ile hacimsel görüntüye çevrilir. Görüntüler kullanıcının istediği kesitlerde izlenebilir (71). Bu görüntüler lateral sefalometrik projeksiyonlara benzer ve ardışık görüntüler birbirinin hafif rotasyona uğramış hali gibidir. Bilgisayar yazılımları bu ham görüntüleri kullanarak karışık algoritmalar sayesinde üç boyutlu hacimsel veriyi sunar. Daha sonra bu hacimsel görüntülerden aksiyel, koronal ve sagittal gibi ortogonal düzlemlerde veya oblik, seri kesitsel (kros kesit) gibi multiplanar rekonstrüksiyon (MPR) görüntüleri oluşturulabilir (72-74).

KIBT sistemlerinde görüntü oluşumu 4 başlıkta incelenebilir:

- X-ışını oluşumu,
- Görüntü tarama sistemi,
- Görüntü rekonstrüksiyonu,
- Görüntünün ekranda gösterilmesi (60).

2. 2. 2. 1 X-ışını Oluşumu

KIBT tekniğini uygularken bazı klinik parametreler dikkate alınmalıdır. Bunları, aşağıdaki başlıklar altında incelenebilir.

- Hasta seçim kriterleri,
- Hasta pozisyonlandırma,
- Hastanın hazırlanması,
- X-ışını kaynağı,
- Görüntülenecek bölge hacmi,

- Işınlama faktörleri,
- Görüntü tarama sistemi,
- Görüntü rekonstrüksiyonu,
- Görüntünün ekranda gösterilmesi (58,60).

2. 2. 2. 1. 1. Hasta Seçim Kriterleri

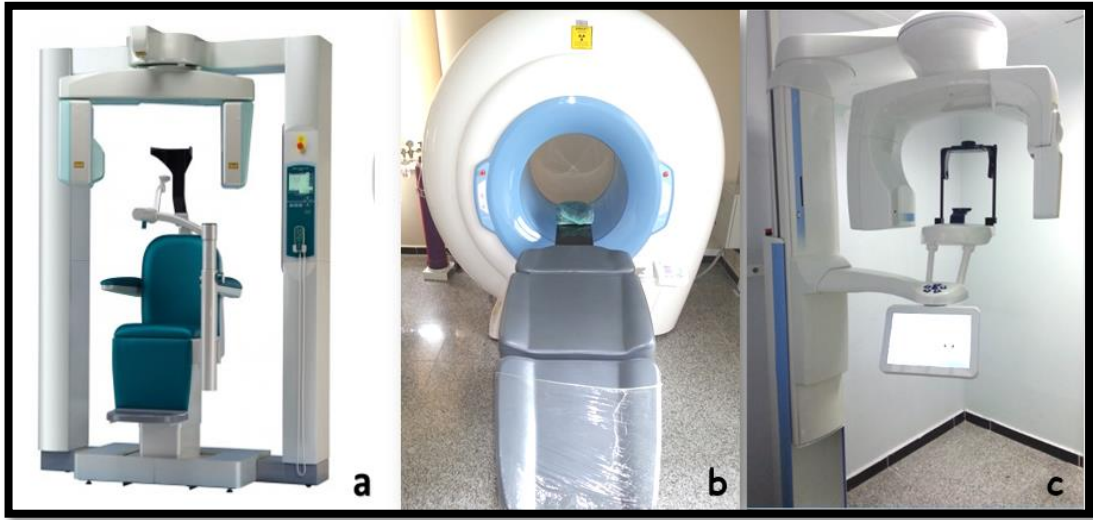
KIBT'nin güvenilirliği ile maksillofasiyal bölge anatomik yapıları, dişler ve dişleri çevreleyen dokular (75), periapikal lezyonların tanısı, kök fraktür ve kanallarının tespiti, internal ve eksternal kök rezorbsiyonlarının tespiti, başlangıç periodontal kemik kayıplarının belirlenmesi (60), mandibular kanal mental foramen (76,77) vb. yapıların varyasyonları, üst solunum yolu, paranasal sinüs hacimleri ve varyasyonları, üst hava yolu anatomisiyle olan ilişkileri ve bunların dentomaksillofasiyal sistem üzerine olan etkilerinin incelenmesinde konvansiyonel dental radyograflara göre daha duyarlı olduğu bildirilmiştir (78).

KIBT ile medikal BT'ye kıyasla daha az radyasyon ışıması ile (79,80) sınırlı alanda, yüksek çözünürlük ve iyi kalitede görüntüler elde edilir (73,81). Ancak, düşük radyasyon dozuna rağmen diğer dental radyografik incelemelerden (panoramik, periapikal, bitewing, sefalometrik vs.) daha yüksek oranda radyasyon verilmesi gerekmektedir. Bu nedenle, hastanın radyasyon almasına neden olan diagnostik gerekçe, bu radyasyon miktarının kişiye vereceği zarardan daha üstün olmalıdır (82,83).

2. 2. 2. 1. 2. Hasta Pozisyonlandırma

KIBT cihazları, tarama işlemini 3 farklı hasta pozisyonunda yapabilir:

- Oturarak (84),
- Sırtüstü yatarak,
- Ayakta (Şekil 2.3.).



Şekil 2.3. Hasta pozisyonlarına göre cihaz türleri (a. Oturarak, b. Yatarak c. Ayakta.)

KIBT sistemlerinde başın sabitlenmesi tüp rotasyonu sırasında hareket etmemesi ve harekete bağlı olan artefaktların azaltılması en önemli prensiptir (61,65). Her yöntemin kendine ait avantaj ve dezavantajları vardır. Yatar pozisyonda görüntü elde eden cihazların fiziksel olarak daha fazla yer kaplaması ve fiziksel engelli hastalar için kullanım zorluğu yaratması dezavantaj olarak sayılırken, sedasyon altındaki hastalar için kullanım kolaylığı sağlaması avantaj olarak sayılmaktadır (60). Bu cihazlarda BT'de olduğu gibi bir hasta masası ve gantri açıklığı vardır (61). Ayakta görüntü alınan cihazlar ise tekerlekli sandalye kullanan hastalara uygun olarak ayarlanamayabilir. Oturarak görüntü elde edilen cihazlar kullanım kolaylığı açısından en rahat cihazlardır, ancak cihaza bağlı olan oturaklar fiziksel engelli ve tekerlekli sandalye kullanan hastalar için zorluk teşkil edebilirken, sedasyon altındaki hastaların alınmaması da bir dezavantajdır (65).

2. 2. 2. 1. 3 Hastanın Hazırlanması

Radyasyon dozu az olsa da çekim öncesinde hastaların kurşun önlük giymeleri gerekmektedir. Özellikle hamile bayanlarda ve çocuklarda kurşun önlük kullanımı daha önemlidir. Buna ek olarak görüntüyü engellemeyecek tarzda bir kurşun tiroit koruyucu da kullanılmalıdır (58).

X-ışınının incelenecek bölgeye tam olarak ayarlanması hastanın radyasyon ekspozunu ve saçılma radyasyonunu azaltarak görüntü kalitesini artıracaktır. Bu

ayarlamaların yapılmasında bazı referans noktaları vardır. KIBT’ deki lazer çizgileri yüzdeki orta sagittal plan ve Frankfurt horizontal düzlemi ile ağız içindeki okluzal düzlem gibi doğru referans noktalarına getirilmelidir (65). Her KIBT ünitesinin kendine özel kafa sabitleyicileri vardır ve bunlar, posterior veya lateral kafa desteklerine kadar değişik türlerde olabilir. Bu sabitleyicilerin tipinden çok stabilizeyi ne derece sağladıkları önemlidir çünkü çekim sırasındaki yapılan hareketler görüntü kalitesini önemli ölçüde düşürebilmektedir (58,65).

Görüntülemeye başlamadan önce hastanın baş ve boyun bölgesindeki tüm metalik objelerin (gözlük, piersing, küpe, hareketli protezler vs.) çıkartılması da önemli bir husustur (33). Çekime başlamadan önce hastadan olabildiğince sakin olması istenir, çekim sırasında burnundan sakince nefes alması ve gözlerini kapatması söylenir. Bu sayede, gantrinin hastanın önünden geçişi sırasında sebep olabileceği dikkat dağınıklığı ve buna bağlı olası hareketler önlenmektedir (58,60).

2. 2. 2. 1. 4. X-ışını Kaynağı

Kaynağın gantrinin rotasyonu sırasında kesintisiz x-ışını üretmesi ve detektörün de attenuasyona uğrayan ışın huzmelerini kaydetmesi hastanın alacağı radyasyon dozunu artırır (33). KIBT sistemlerinde, rotasyon sırasında x-ışını kaynağı, detektörün örnek görüntüler alacağı sayıda ışınlamalar yapmaktadır. Bu nedenle tüpün ekspozür zamanı, görüntü alınması için gereken zamandan belirgin biçimde kısadır (58,61).

Hastanın alacağı doz, ALARA (As Low As Reasonably Achievable) prensibine göre gerekli ayarlamalar yapılarak minimuma indirilmelidir (59). Tüpün akımı (mA), voltajı (kVp) veya her ikisi birden uygun düzeyde ayarlanabilir. Bazı cihazlarda otomatik ışınlama kontrolü sistemi de bulunmaktadır. Işınlama ayarları yapılırken x-ışınının özellikleri kadar görüntülenecek bölgenin de önemi vardır (33).

2. 2. 2. 1. 5. Görüntülenecek Bölge Hacmi

KIBT’de görüntülenmek istenen bölgenin hacmi ‘field of view (FOV)’ olarak adlandırılır ve bu hacim silindirik ya da küre şeklinde olabilir. FOV’un boyutları veya tarama hacmi; detektör boyut ve şekline, ışın demetinin geometrisine ve ışın kaynağının kolimasyon kabiliyetine bağlıdır. Bu da farklı cihazların farklı FOV

seçeneklerine sahip olması demektir. Grntlenmek istenen alan her hastaya özel belirlenebilir. Bu hacmin daha büyük ayarlanabilmesi, detektörlerin büyümesine bağlı olduğu için maliyeti artıracak, bunun yanında büyük FOV seçenekleriyle alınan görüntüler hasta dozunu da yukarı çekecektir (58,61).

FOV ekim öncesinde hastanın hususiyetine göre belirlenir (57,65). KIBT sistemlerinde mevcut FOV'a veya seçilen tarama hacmine göre çeşitli sınıflandırmalar vardır (57). FOV aralıkları cihaza bağlı olarak değişim gösterir, rneğin; NewTom 5G KIBT cihazında FOV aralıkları; 18x16, 15x22, 15x12, 12x8, 8x8, yüksek çözünürlükte; 15x5, 12x8, 8x8, 6x6 cm'dir. Planmeca Promax 3D Mid with Pro Touch cihazı ise 7x5, 7x7, 7x9, 9x5, 9x9, 16x5, 16x9 cm FOV aralıklarına sahiptir.

2. 2. 2. 1. 6. Işınlama Faktörleri

KIBT'de bir çekim süresi sonunda oluşan ham verinin saniyede oluşturulan projeksiyon sayısını (projeksiyon sayısını frame oranı) belirler. Hacimsel görüntüye bu verilerden ulaşılacağı için frame oranının, yani saniyede alınan görüntü sayısının artması, grntsn primer rekonstrüksiyonu sırasında daha fazla bilgi sunarken bu süreci de uzatacaktır. Yine de bu artışla birlikte; daha iyi uzaysal ve kontrast rezolüsyonu sağlayacak, sinyal-gürültü (noise) oranını arttıracak ve metalik artefaktları azaltacaktır. Ancak, daha yüksek frame oranına uzun tarama zamanı ve artmış hasta dozu da eşlik edecektir (58,61).

KIBT cihazlarının çoğunda 360° lik bir rotasyon sistemi kullanılmaktadır. Üç boyutlu bir görüntü oluşturabilmek için bu tam dönüş gerekli görülse de teorik olarak 360° olmayan dönüşlerde de hacimsel veri elde edilebilir. Böylece, tarama zamanını kısaltılır ve mekanik olarak daha kolay uygulanabilir (51,58).

Hasta hareketine bağlı artefaktların engellenmesi için tarama zamanının olabildiğince kısaltılması istenir. Fakat, bunun sonucunda voksel rezolüsyonunda kısıtlamalar olabilir. Tarama zamanının kısaltılmasına ise; detektör / frame oranının artırılması veya projeksiyon sayısının ve rotasyon arkının azaltılması katkı sağlayabilir (51,58,61).

2. 2. 2. 2 Görüntü Tarama Sistemi

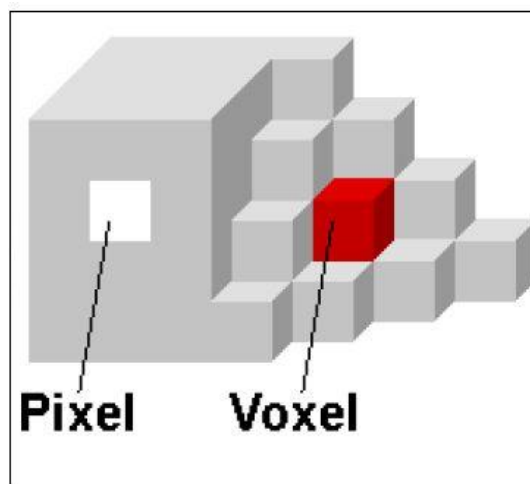
KIBT de kullanılan detektör sistemleri iki grupta incelenebilir.

- Image intensifier tube / charge coupled device kombinasyonu (IIT-CCD)
- Flat panel detektör

Birinci sistemin kullanımı eskilere dayanmaktadır; IIT/CDD konfigürasyonu fiber optiklerle CDD'ye bağlı IIT'den oluşur. Flat panel görüntüleme ise x-ışını sintilatör tabakasına bağlı geniş alan katı hal sensör panel temelli indirekt dedektörler kullanılır. Sesium iyodid (cesium iodide) den oluşan sintilatör tabakası katı haldeki geniş bir sensor panelinde konumlanmıştır. IIT/CCD sistemlerde image intensifier'lar geometrik distorsiyon oluşturabilir, flat panelde bu risk yoktur. Bu yüzden flat panel detektörler IIT/CCD'lerden daha iyi sonuç verirler. Ayrıca IIT/CCD sistemleri ilave artefaktlar oluşmasına da yol açarlar (51,58,61).

2. 2. 2. 2. 1 Voksel Boyutu

KIBT'lerde görüntü voxel adını verdiğimiz, 3 boyutlu piksellerden oluşturulur, uzaysal olarak X,Y ve Z koordinatları vardır ve kübün her kenarı eşit (izotropik) uzunluktadır (Şekil 2.4.). Medikal BT'lerde farklı olarak Z kenarının uzunluğu değişkenlik gösterir, bu nedenle çoklu düzlemlerin ölçümleri tam olarak yapılamaz (68). Bu yüzden medikal BT'nin dış hekimliğinde kullanımı fayda sağlamaz (78).



Şekil 2.4. KIBT'de görüntüyü oluşturan piksel ve voksellerin şematik görüntüsü (85).

Klasik BT'lerde voksel boyutu yaklaşık olarak $0,3 \text{ mm}^3$, KIBT'lerde ise $0.07-0.4 \text{ mm}^3$ arasında değişir (58). KIBT sistemlerindeki voksel boyutunu; x-ışını tüpünün fokal spot büyüklüğü, x-ışınının geometrik konfigürasyonu ve katı hal detektörünün piksel boyutu belirler. Fokal spot boyutu azaldıkça KIBT cihazının maliyeti artar. KIBT ile 0.4 mm 'den 0.076 mm 'ye kadar inebilen izotropik voksel rezolüsyonunda görüntüler oluşturulabilir. Bu özellik sayesinde çeşitli düzlemlerde elde edilen görüntülerden yapılan ölçümler özellikle tüm boyutların önemli olduğu durumlarda kesin sonuçlar elde edilmesini sağlar. Objede-detektör mesafesini azaltmak ve ışın kaynağı-obje mesafesini artırmak görüntüdeki geometrik yarı-gölge alanlarını minimize indirecektir (61).

KIBT sistemlerinde detektör pozisyonu rotasyon sırasında hasta omzuna çarpmadan rahat bir dönüş yapılabilecek şekilde sınırlandırılmıştır. 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. Voksel boyutunun azalması ile uzaysal çözünürlük artsa da genellikle düşük voksel elde edebilmek için radyasyon dozunda da artış olmaktadır (58,59).

1. 2. 2. 2 Gri Skala

Gri skala, sistemin bit derinliği olarak bilinir ve gri rengin kaç farklı tonunu algılayabildiğine göre belirlenir. KIBT cihazının farklı dokuların attenuasyonlarını gösterebilmesi, detektör sisteminin kontrast farklılıklarını algılama kapasitesine bağlıdır (58). Digital görüntüler gri skaladadır ve 8 bit (256 griton), 12 bit (4096 gri ton) veya 16 bit (65636 gri ton) yoğunluk değerine sahip olabilir (51). KIBT cihazlarının markasına göre farklı yoğunluk dereceleri vardır. Günümüzde kullanılan cihazlarda 14 bit yoğunluğuna kadar ulaşılmıştır (57).

2. 2. 2. 3 Görüntünün Rekonstrüksiyonu

Temel projeksiyonlar elde edildikten sonra elde edilen data hacimsel görüntünün oluşturulabilmesi için işlenir. Bu işlem görüntünün primer rekonstrüksiyonu olarak adlandırılır (61). Bir KIBT cihazının rotasyonunu 30 saniyeden az sürer, 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 dataları BT'den farklı olarak kişisel bilgisayarlarda yeniden düzenlenebilirler. BT cihazlarında ise Ethernet ağı ile yüksek kapasiteli bir ana sistemde yapılarak diğer bilgisayarlara gönderilir. Rekonstrüksiyon düzenlenme zamanı voksel boyutu, FOV gibi elde edilme parametrelerine, bilgisayara ve yazılıma bağlı olarak değişir (51,58).

2. 2. 2. 4 Görüntünün Ekranda Gösterilmesi

Hacimsel veri, mevcut olan voksellerin bir araya getirilmesidir ve çoğu KIBT cihazında ekranda çeşitli düzlemleri (aksiyel, koronal, sagittal) de içerecek şekilde görüntülenir. Yeniden düzenlenmiş görüntülerin optimum olarak izlenebilmesi; spesifik filtrelerin uygulanması ve pencere seviyesinin ve genişliğinin ayarlanmasına bağlıdır (58).

2. 2. 2. 5. Multiplanar Reformat

KIBT de 3 ontogonal düzlemde (aksiyel, koronal, sagittal) görüntü oluşturulabilir. Elde edilen hacimsel verinin izotropik voksellere sahip olması nedeniyle hacimsel görüntümüz ortogonal olmayan düzlemlerde de görüntülenebilir. KIBT cihazlarında kullanılan çoğu yazılım iki boyutlu ve MPR olarak adlandırılan bu tip eksenlerin görüntülenmesine imkân sunar. MPR modları, oblik ve seri-kesitsel düzlemlerde özel anatomik bölgelere ve diagnostik amaçlara göre diğ hekimlerine farklı düzlemlerde bölgeyi inceleme şansı sunar (51,58,61,73).

2. 2. 3. Görüntü Artefaktları

Artefakt görüntüde incelenmek istenen obje ile ilgisi olmayan distorsiyon veya hatalardır. KIBT görüntülerinin kalitesini etkileyen bazı artefaktlar mevcuttur. KIBT sistemlerindeki artefaktlar da sebeplerine göre incelenebilir (61). Bunlar:

- Veri elde edilirken oluşan artefaktlar,
- Hastaya bağlı oluşan artefaktlar,
- Tarayıcıya bağlı artefaktlar,

- Konik ışın huzmesine bağlı artefaktlar (58).

2. 2. 3. 1. Veri Elde Edilirken Oluşan Artefaktlar

Bazı artefaktlar, KIBT verisi elde edilirken karşımıza çıkabilir. X-ışını bir objeyi geçerken düşük enerjili protonlar, yüksek enerjili olanlara nazaran daha çok absorbe edilir. Işın sertleşmesi (beam hardening) ismi verilen bu olay, iki farklı artefakta neden olabilmektedir: Metalik yapıların farklı absorpsiyonuna bağlı oluşan çanak artefaktlar ve iki yoğun obje arasında oluşan ışımsal ve koyu bantlar şeklinde görülen artefaktlar (58). Son dönemde KIBT üreticileri artefaktları azaltma algoritması geliştirdiler. Böylelikle görüntüye, gürültüye metale ve harekete bağlı oluşan artefaktlar azaltılmıştır (61).

2. 2. 3. 2. Hastaya Bağlı Oluşan Artefaktlar

Hastanın tarama sırasında hareket etmesi verinin yanlış yorumlanmasına sebep olabilir. Bunun sonucunda da rekonstrüksiyonu yapılmış görüntüde netlik kaybı şeklinde artefakt oluşur olabilir. Bu sorunu ortadan kaldırmak için baş sabitleyicileri kullanılır ve tarama zamanı minimize edilerek düşürülebilir (65).

2. 2. 3. 3. Tarayıcıya Bağlı Artefaktlar

Tarayıcıya bağlı olarak tipik sirküler veya daire şeklinde artefakt oluşur. Tarayıcının kaydı sırasındaki veya cihazın kalibrasyonundaki hatalar bu tip artefaktlara neden olmaktadır (58).

2. 2. 3. 4. Konik Işın Huzmesine Bağlı Artefaktlar

KIBT sistemlerinin sahip olduğu ışın huzmesinin geometrisinden dolayı üç tip artefakt oluşabilir:

- Parsiyel hacim ortalaması (Partial volume averaging),
- Eksik örnekleme (Undersampling),
- Konik ışın etkisi (Cone-beam effect) (58).

2. 2. 3. 4. 1. Parsiyel Hacim Ortalaması

Parsiyel hacim etkisi, hem fan şeklindeki hem de konik şeklindeki ışın huzmesi için geçerlidir. Seçilen voksel boyutunun görüntülenecek olan objeden büyük olduğu durumlarda ortaya çıkabilir. Bu durumda elde edilen görüntüde objenin sınırları basamak şeklinde görüntülernir. Örneğin; 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. Sınırlar çok net incelenemez. Bu etki, yüzeylerin z-ekseninde aniden değiştiği (temporal kemik vs.) bölgelerde oluşabilir. Tarama öncesi küçük voksel boyutları seçilerek bu sorun minimale indirilebilir (58,59).

2. 2. 3. 4. 2. Eksik Örnekleme

Bu artefakt, az sayıda temel projeksiyon görüntüsü alınmasından kaynaklanır. Keskin köşeler ve daha gürültülü görüntüye neden olur. Temel projeksiyon sayısının artması artefaktı minimale indirebilir ancak bu durum hastanın radyasyon ekspozunu da arttıracaktır (58,59).

2. 2. 3. 4. 3. Konik Işın Etkisi

Konik ışın etkisi özellikle tarama hacminin periferal bölgesinde artefaktların potansiyel kaynağıdır. Tüpün hasta etrafında rotasyon yaptığı sırada ışın hüzmesinden horizontal ayrışmalar meydana gelir bu nedenle görüntülenmek istenilen alanın altveya üstündeki yapıların görüntülerinde bozulmalar olur. Bu bozulmalar distorsiyon, bant şeklinde artefaktlar ve gürültülü görüntüler şeklindedir. Bu artefaktlar, üreticiler tarafından çeşitli konik ışın rekonstrüksiyon formları birarada kullanarak minimize edilmiştir (58,60,86).

2. 2. 4. KIBT’nin Özellikleri

2. 2. 4. 1. Boyutu ve maliyeti

KIBT medikal BT’ye oranla fiziki olarak daha küçüktür vedaha az yer kaplar. Maliyeti 1/4 ile 1/5 oranında azalmıştır. Bu özellik sayesinde KIBT cihazlarının dental ofislerde kullanımı yaygınlaşmıştır (58,65).

2. 2. 4. 2. Yüksek Hızda Görüntüleme

KIBT' de BT ile karşılaştırıldığında görüntüleme süresi önemli ölçüde azalmış ve 30 saniyenin altına kadar düşmüştür. Çünkü KIBT'nin gerekli görüntüyü oluşturabilmesi için sadece tek bir rotasyona ihtiyacı vardır (58,65).

2. 2. 4. 3. Milimetre Altı Çözünürlük

Günümüzde bütün KIBT cihazları megapiksel özelliğine sahip katı-hal detektörleri kullanmaktadır. Bu detektörler milimetre altı piksel çözünürlüğü sağlamaktadır. KIBT cihazları voksel çözünürlüğünü şu an 0.07 mm'ye kadar düşürmüşlerdir. KIBT'deki voksellerin bu karakteristiğinden dolayı koronal, sagittal veya MPR kesitlerindeki çözünürlük aksiyel kesit ile aynı olabilmektedir (51,58).

2. 2. 4. 4. Düşük Hasta Dozu

KIBT tarayıcılar ile medikal BT'den çok daha düşük efektif dozlar kullanılarak dentomaksillofasial bölgede yeterli görüntü kalitesi elde edilir. KIBT cihazları için etkin doz 52-1025 μSv değeri arasında olup, cihazın modeline ve uygulanan görüntüleme tekniğine göre değişiklik göstermektedir. Bu değerler yaklaşık olarak bir panoramik film dozunun (9-26 μSv) 4 ile 77 katına karşılık gelse de, medikal BT'lerle elde edilen kafa görüntülenmesine kıyasla %51-%96 oranında düşük doz değerine sahiptir (58). KIBT dozu medikal BT'ye göre daha düşük olsa da, hala iki boyutlu dental radyografilere göre yüksek olarak kabul edilmektedir. Uluslararası Radyasyondan Korunma Komisyonu (ICRP) 2007 değerlerine göre, KIBT'de efektif dozlar 19-368 μSv arasında bulunmuştur. Fosfor plak ve F hızlı film ile alınan tüm ağız radyograflarında dikdörtgen kolimasyon kullanıldığında efektif doz 34.9 μSv , yuvarlak kolimasyon kullanıldığında ise 170.7 μSv olarak hesaplanmıştır. Dijital panoramik (CCD) ile efektif doz 14.2 μSv ile 24.3 μSv aralığında değişirken, dijital posterio anterior sefalometrik ile efektif doz 5.1 μSv ve lateral sefalometrik radyograflarda ise 5.6 μSv olarak bulunmuştur (87).

Son yıllarda, çoğu KIBT cihazında, radyasyondan korunmada çok faydalı olan, x-ışını kaynağı aktive edildiğinde ve gerektiğinde çalışan pulsatif bir sinyal sistemi kullanılmaktadır. Akıllı teknolojilerin kullanımı ile ışınlama miktarı hastanın ebatlarına göre ayarlanabilmektedir. Yayınlanan raporlar (2007-ICRP) farklı KIBT

cihazlarının efektif dozlarının cihazın tipine ve uygulanan görüntüleme protokolüne göre değiştiğini göstermektedir. KIBT’de hastanın alacağı doz; ışın huzmesinin kolimasyonu, hasta pozisyonunun doğru ayarlanması ve koruyucu kurşun bariyerin kullanımı ile daha da azaltılabilir (70). ALARA (As Low As Reasonably Achived) yani hastaya makul en düşük dozun verilmesi ilkesi, KIBT cihazlarının taranacak bölge boyutlarına göre optimum ayarlanmasını gerektirir (66).

2. 2. 4. 5. İnteraktif Analiz

KIBT cihazlarında elde edilen datanın rekonstrüksiyonu ve görüntülenmesi kişisel bilgisayarlarda kolaylıkla yapılabilir ve bazı ek yazılımlar sayesinde implant yerleştirme veya ortodontik analiz gibi işlemler uygulanabilir (58).

2. 2. 5. KIBT’nin Sınırları

KIBT tekniğinde konik ışın projeksiyon geometrisi, plat-panel detektör özellikleri ve kontrast rezolüsyonuna bağlı bazı sorunlar mevcuttur. Bunlar;

- Görüntüde Gürültü (Image Noise),
- Zayıf Yumuşak Doku Kontrastı,
- Flat-Panel Detektörün Yapısı (66).

2. 2. 5. 1. Görüntüde Gürültü (Image Noise)

Konik ışın geometrisinde yüksek oranda saçılma radyasyonu oluşur. Saçılma radyasyonlarının büyük bir çok çeşitli yönlere dağılır ve yüzey detektörleri tarafından algılanır. Ancak algılanan bu veriler dokunun özelliğini yansıtmadığı için görüntü kalitesini bozan gürültü olarak adlandırılan bozulmalara neden olur. KIBT sisteminde, saçılan radyasyonun doku ile temasa geçen esas radyasyona oranı BT’ dekinden 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 (58,59).

2. 2. 5. 2. Zayıf Yumuşak Doku Kontrastı

Kontrast x-ışınlarının görüntülenecek dokudan geçtikten sonra dokunun yoğunluğuna, atom numarasına ve kalınlığına bağlı olarak görüntü üzerinde oluşturduğu farklılıklardır. KIBT' de yumuşak doku kontrastı düşüktür ve yumuşak dokularla ilgili bilgi alınmaz. KIBT cihazları yumuşak doku pencerelemesi yapamazlar (88). Saçılma radyasyonu görüntüde gürültüye neden olmasının haricinde KIBT sisteminin kontrastını ve görüntü kalitesini de düşürür. Çünkü saçılma radyasyonundan gelen sinyaller doku attenuasyonunu yansıtmayacağından kontrastı düşürür (58).

2. 2. 5. 3. Flat-Panel Detektörün Yapısı

Flat-panel detektör kullanan KIBT sistemlerinin performansında kötü piksel olarak adlandırılan ekspozaya duyarlı olmayan piksellere ve dedektör alanının cevabının uniform olup olmamasına bağlı bir takım limitasyonlar vardır. Flat panel detektörlerin tüm yüzeyi radyasyona karşı aynı hassasiyette tepki veremeyebilir (51,61). Bu etkiler özellikle düşük ve yüksek ekspozlarda belirgindir. Bu durum görüntüye olumsuz yansır ve detektörün x-ışınına tepkisine bağlı artefaktlar oluşur (65).

2. 2. 6. Diş Hekimliğinde KIBT Uygulamaları

Diş hekimliğindeki KIBT uygulamalarını aşağıdaki şekilde sıralayabiliriz:

- İmplantolojide kullanımı,
- Ortodontik değerlendirmede kullanımı,
- Periodontal değerlendirmede kullanımı,
- Endodontide uygulama alanları,
- Temporomandibular eklemin değerlendirilmesi,
- Kist, tümör vb. patolojilerin tanı tedavi planlaması,
- Gömülü diş ve yabancı cisimlerin değerlendirilmesi,
- Hızlı prototiplendirme,
- Maksillofasial bölgenin farklı durumlarını değerlendirmede kullanımı,
- Anatomik yapılar ve varyasyonlarının değerlendirilmesi (31,45).

2. 2. 6. 1. İmplantolojide kullanımı

Başarılı implant uygulamaları için cerrahi öncesi uygun görüntüleme yöntemi ile değerlendirmenin yapılması çok önemlidir (89). KIBT'nin dental uygulamada en sık kullanıldığı durumun implant öncesi değerlendirme olduğu söylenebilir. KIBT sistemleri sağladıkları kros kesitler sayesinde implant öncesinde dişsiz alanının uzunluğu, alveolar kemik kalınlığı ve kret yüksekliğinin belirlenmesini sağlar (89,90). Kemik kalitesi, hacmi ve buna uygun implant seçimi, implant planlanan bölgenin maksiller sinüs, nazal kavite, nazopalatin kanal, mental foramen, mandibular kanal, submandibular fossa gibi internal anatomik yapılarla olan ilişkisinin belirlenmesinde kullanılır (90). Ayrıca yüksek çözünürlüklü ve üç boyutlu görüntülerle alveolar kemik morfolojisini değerlendirmede, kemik içi vasküler yapıları belirlemede ve implant/protez planlamasında büyük kolaylık sağlar (59,91).

İmplantların mandibular kanal, nazopalatin kanal gibi nörovasküler yapılar içeren oluşumlara yakın yerleştirilmeleri cerrahi başarıyı tehlikeye sokmakta ve implantın sinir dokusuna teması osseointegrasyonun oluşmamasına neden olmaktadır. Bu nöral yapılar ile implantın teması sonucu ise duyuşal disfonksiyonlar da gelişebilmektedir (92). Posterior maksillanın rehabilitasyonu bölgenin morfolojisi gereği klinisyenleri zorlar, kemiğin spongiyöz özelliği, anatomik komşulukları, özellikle yaşlı hastalarda maksiller sinüsün genişleyip kretteki kemik varlığını azalttığı durumlarda (2).

Maksiller premolar ve molar bölgedeki implant cerrahisi genellikle biyomekanik gereksinim, çiğneme fonksiyonu ve estetik taleplerden dolayı anatomik kısıtlılıklara rağmen mükemmel bir uyum gerektirmektedir (92). Bu nedenle implant cerrahisi öncesi ilgili bölgenin üç boyutlu görüntüleme teknikleri ile değerlendirilmesi önem taşımaktadır. Bunun içinde KIBT kullanımı tercih edilir. 'DICOM' formatında kaydedilen KIBT verileri ek yazılımlarla da açılıp kullanılabilir. Cerrahi öncesi radyolojik değerlendirme sırasında KIBT görüntüleri üzerinde birçok özelleşmiş yazılım sayesinde, implantların birebir kopyası görüntü üzerinde istenilen bölgeye yerleştirilerek açısı, komşu yapılarla ilişkisi gibi planlamalar cerrahi öncesi yapılabilir (66). 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 (58,93).

KIBT implant tedavisinde, kemik yoğunluğunu ölçmek için de kullanılabilir (94,95). Kemik yoğunluğu KIBT'deki gri skala değerleri ile belirlenir. Gri skaladan elde edilen değerler kullanılarak BT'deki HU değeri elde edilir (94,96). Gri skala ayrıca patolojik lezyonlar, TME ve solunum yolları değerlendirilmesi, preoperatif ve postoperatif inceleme ve implant stabilitesinin değerlendirilmesi gibi durumlarda kemik türünü belirlemek için de kullanılır.

Her ne kadar KIBT'de yüksek düzeyde radyasyon saçılımı, kemik yoğunluğunun tahmin edilmesinde dezavantaj olarak kabul edilse de, çok sayıda çalışmada BT'deki HU ünitesi ile KIBT'deki gri skala arasında doğrusal bir ilişki bulunmuş ve KIBT'deki voksel değerlerinin kemik yoğunluğunu belirlemede kullanılabileceği önerilmiştir (94-96). KIBT ile mineral yoğunluğu belirlenmesi için elde edilen gri değerler analog bir şekilde HU değerine dönüştürülür ve atenüasyon katsayıları BT ile elde edilen HU değerleri ve Dual enerji X-ışını absorptometri (DEXA) yoğunluk değerleri ile doğrusal bir ilişki göstermiştir (97-101).

KIBT'deki gri skalanın implant tedavisi öncesi kemik yoğunluğu ölçmede standart olması göz önüne alındığında, BT'ye kıyasla daha düşük doz ve maliyete sahip olması nedeniyle de daha çok önerilmektedir (97). KIBT tekniğindeki gelişmeler ve yeni yazılımların geliştirmesi ile tarayıcılar arasındaki farklar azalacaktır. Böylece tüm KIBT cihazlarında kemik yoğunluğunun değerlendirmesinde standardizasyon sağlanacaktır (102).

2. 2. 6. 2. Ortodontik değerlendirmede kullanımı

KIBT ortodonti pratiğinde; maksillofasiyal büyüme gelişmenin değerlendirilmesi, gömülü dişler, TME değerlendirilmesi, üst solunum yolunun üç boyutlu incelenmesi, diş yaşı hesaplanmasında kullanılır. KIBT kontrastı yüksek olan yapıların görüntülenmesini sağladığı için dişler ve kemiğin bulunduğu maksillofasiyal bölgedeki kemiksel yapıların değerlendirilmesinde etkin olarak kullanılmaktadırlar (61). KIBT ile elde edilen görüntüler, kemik bölgelerinin daha iyi değerlendirilmesine ve ayrıca dişlerin alveol kemiğinde ortodontik olarak hareket ettirilip ettirilmeyeceğine, kök uzunluğu ve kök hizalanmasına karar verme, çene

boyutu ve gerekli diş mesafesi arasındaki ilişkiyi saptamaya yardımcı olmaktadır (103).

Ayrıca KIBT, mini vidaların yerleştirilmesi planlanan bölgedeki kemiğin kalınlığı ve morfolojisi, kök eğimi ve torku, cerrahi planlamada osteotomi bölgeleri hakkında da bilgi vermektedir (104). KIBT ortodontide dudak damak yarıklı hastalarda alveoler cerrahiye takiben kemik kalitesinin klinik olarak değerlendirilmesinde de kullanılmaktadır (105). Aynı zamanda KIBT verileri ile iki ve üç boyutlu sefalometrik görüntülerin yanında lateral, panoramik, submentoverteks ve anteroposterior sefalometrik projeksiyonları da yumuşak doku ilişkisi ile birlikte elde edilebilir (86). 3D sefalometrik görüntüler kullanılarak yapılan ölçümler, dento-iskeletsel ilişkinin görsel olarak izlenebilmesi, büyüme-gelişim potansiyelinin ve yüz estetiğinin değerlendirilmesi gibi imkânları bize sunar (58).

2. 2. 6. 3. Periodontal değerlendirmede kullanımı

Periodontal hastalık sonucunda ortaya çıkan alveolar kemik kayıplarının tanısı, temel olarak klinik ataşman seviyesinin belirlenmesi ve bu bilginin radyografik olarak desteklenmesiyle konulabilmektedir (106,107). Bilimsel çalışmaların sonuçlarına göre, periapikal ya da panoramik radyograflar ile karşılaştırıldığında distorsiyon ya da süperpozisyon gibi dezavantajların ortadan kalktığı KIBT teknolojisinin periodontal hastalıkların değerlendirilmesinde yeni bir bakış açısı kazandırdığı görülmektedir (108,109). Periodontoloji alanında tanısal kapasitesinin araştırıldığı çalışmaların sonuçları da; KIBT ile elde edilen görüntüler üzerinde gerçekleştirilen alveolar kemik yüksekliği ve kemik içi defekt ölçümlerinin doğruluğunun yüksek olduğunu ortaya koymaktadır (107). Periimplantitis, fenestrasyon ve dehisens gibi kemik yapı defektlerinin süperpozisyonlar nedeniyle iyi değerlendirilmediği konvansiyonel grafilerde KIBT ile değerlendirme büyük fayda sağlar (89,107,110).

2. 2. 6. 4. Endodontide uygulama alanları

KIBT'nin endodontide kullanım alanı birden fazladır. Periapikal patolojiler, periapikal radyograflara göre KIBT' de çok daha detaylı görülür. Çürük lezyonlarının ve pulpa ile olan ilişkilerinin tespiti, kanal konfigürasyonu, kök kırıkları, apikal lezyona bağlı maksiler sinüs mukoza kalınlığının değerlendirilmesi,

çenelerdeki lüsent lezyonların dişlerle olan ilişkilerinin değerlendirilmesinde KIBT oldukça faydalıdır (91).

İki boyutlu görüntüleme yöntemlerinde maksiler sinüs, zigoma, mental foramen gibi anatomik oluşumların neden olduğu süperpozisyonlar teşhisi zorlaştırır. KIBT bu durumlarda büyük kolaylık sağlar. Fakat metal restorasyon olan dişlerde artifakt oluşturduğu için KIBT ile değerlendirmede zorluklar yaşanabilir (106). Periapikal patolojinin değerlendirilmesi, periradiküler cerrahi planlaması, dentaalveolar travmanın değerlendirilmesi (91), klinik veya radyografik olarak tespit edilemeyen ekstra kök kanalları veya aşırı eğri kökler, özellikle alt ikinci molar dişlerde sıklıkla görülen C-şekilli kanallar, dens invaginatus, palatoginival oluk gibi gelişimsel anomalilerin erken teşhisi ve tedavisi üç boyutlu görüntülemeye olanak sağlayan KIBT'nin gelişmesi ile mümkün olmuştur (111).

KIBT'lerle alınan görüntülerde hacim ölçülebilmesi lezyon takipleri açısından iki boyutlu radyograflara göre üstünlük göstermektedir. Bu nedenle Wu ve ark. (112) periapikal lezyonların KIBT'lerle izlenmesi gerekliliğini vurgulamışlardır. Büyük periapikal radyolüsensilerin varlığında kist ve granülomanın ayırıcı tanısının yapılması, endodontik cerrahiye gereksinim olup olmadığının kararının verilebilmesi için önemlidir. Simon ve ark. nın (113) yaptığı çalışmada KIBT görüntüleri üzerinde yapılan HU ölçümleri sonucunda biyopsiye oranla daha güvenilir sonuçlar elde edildiğini belirtmişlerdir. Teşhisin radyolojik olarak yapılabilmesi cerrahi girişimi gereksiz kılacağından dolayı çalışmanın sonuçları oldukça önemlidir (69).

Endodontik tedaviler sırasında kanal morfolojileri ve çevre dokular ile olan komşuluklarının üç boyutlu olarak incelenebilmesi, bu yapılara ait patolojilerin detaylı olarak belirlenebilmelerinden dolayı KIBT'nin endodonti alanında yoğun olarak kullanılması gereken bir teşhis aracı olduğu çeşitli çalışmalarda rapor edilmiştir (69,114).

2. 2. 6. 5. Temporomandibular eklemin değerlendirilmesi

TME değerlendirilmesinde panoramik filmler ve transkraniyal filmler gibi geleneksel radyografik görüntüleme yöntemleri, geleneksel tomografi, manyetik rezonans görüntüleme (MR), artrografi, ultrasonografi ve KIBT görüntüleri

kullanılabilmektedir (115). TME'nin konvansiyonel tekniklerle değerlendirilmesi, temporal kemiğin süperpozisyonu nedeniyle zor olmaktadır (116). MR'nin bazı hastalardan alınamaması, yüksek maliyeti ve uzun sürede gerçekleşmesi önemli dezavantajdır (117). Ultrasonografi ile temporomandibular eklem görüntülenmesi çok yaygın değildir (118). KIBT tekniği TME'nin kemik yapılarının değerlendirilmesinde, süperpozisyonlu görüntüye imkan vermesi, düşük radyasyon dozu ve yüksek kalitede görüntü sağlaması nedeniyle önemli bir yer tutar (116).

KIBT TME değerlendirilmesinde, kondil defektlerinin incelenmesi; kondilde hiperplazi, hipoplazi, düzleşme, osteofit oluşumu, sklerotik değişimler, ankiloz ve fraktürlerin tespitinde, temporal kemikteki erozyonların değerlendirilmesinde kullanılır (91). Sağ ve sol eklemlerin karşılaştırılmasında, bununla birlikte ortodonti hastalarının tedavi öncesi-sonrası kondil pozisyon ve şeklinin değerlendirilmesinde, sefalometrik analizlerinde kullanılır (119).

KIBT'de multiplanar ve üç boyutlu görüntüler sayesinde kondil ve çevreleyen yapıları içeren kemiğin morfolojik özellikleri ve eklem boşluğu izlenebilmekte, TME şikâyetleri olan hastalarda tedavi sonucunu olumlu yönde etkileyebilecek ipuçları elde edilebilmektedir. KIBT özellikle kemiksel yapıyı içeren eklem patolojilerinde, kondilin gelişimsel bozukluklarında, dejeneratif eklem hastalıklarında, travma sonrası oluşan kondil fraktürlerinin değerlendirilmesinde, romatoid eklem hastalıkları bulgularının izlenmesini sağlayabilmektedir (28).

Yapılan çalışmalarda, temporomandibular eklem KIBT görüntüleri ve geleneksel radyograflar olan anteroposterior, lateral sefalometrik ve submentoverteks filmleri üzerinde yapılan doğrusal ölçümler değerlendirilmiş; geleneksel radyografik ölçümlerde hata bulunurken KIBT'de yapılan ölçümlerin doğru ve güvenilir olduğu sonucuna varılmıştır (119).

2. 2. 6. 6. Kist ve tümör benzeri patolojilerin tanı tedavi planlaması

Maksillofasiyal cerrahi uygulamalarında görüntü rehberliğinde işlem yapmak çok önemlidir. Bunun için gerekli olan üç boyutlu görüntüler KIBT ile elde edilerek, anatomik landmarkların belirlenmesinde ve cerrahi işleme rehberlik yapmada kullanılır (75). KIBT başta kist, tümör, fibroosseoz lezyonlar gibi kemik içi patolojilerin belirlenmesi (91), zigomatikomaksiller kompleks kırıkları, orbita tabanı

kırıkları, blowout kırıkları, orta yüz kırıkları, mandibula kırıkları, ateşli silah yaralanmaları olmak üzere travmatolojide ve ortognatik cerrahide navigasyon amacıyla kullanılmaktadır (120). Sinüs lift operasyonları, komplikasyonlu diş çekimleri ve alveolar kret düzeltmelerinde değerlendirme amaçlı kullanılır. Bölge anatomisi hakkında bilgi sahibi olan cerrahın operasyon sırasında kendini daha güvende hissetmesini sağlar (91).

2. 2. 6. 7. Gömülü diş ve yabancı cisimlerin değerlendirilmesi

Gömülü ve süpernumerer dişlerin konumlarının doğru bir şekilde belirlenebilmesi ve yapılacak olan cerrahi işlemin minimum düzeyde olmasını sağlayacak tedavi stratejilerinin geliştirilmesi için KIBT kullanılabilir (79). Oral ve maksilofasial bölge cerrahi uygulamalarının bir kısmını yabancı cisimlerin çıkarılması işlemi oluşturur. Bunlar bazen kırılan alet parçaları bazen de çekilen dişler olabilir. Bu operasyonlarda yabancı cisime komşu anatomik landmarkların olması önemlidir. Geniş alanlarda ve anatomik landmarkların olmadığı bölgelerde yabancı cisimler çıkarılırken önemli anatomik yapılara zarar verilebilir. Günümüzde KIBT maksilofasial bölgedeki yabancı cisimlerin yerinin belirlenmesinde ve uygun yaklaşım ile çıkarılmasında kullanılır (75).

2. 2. 6. 8. Hızlı prototiplendirme

Hızlı modelleme üç boyutlu bilgisayar destekli veriler kullanılarak somut modellerin elde edilmesidir. KIBT de bu teknolojiyi desteklemektedir. Hızlı modelleme maksillofasial bölgedeki anatomik yapıların doğal boyutlara uygun olarak oluşturulmasını sağlar. Biomodeller tümör rezeksiyonu, distraksiyon osteogenesizi, konjental veya travma kaynaklı deformitelerin kraniyofasial rekonstrüksiyonla tedavisi ve dental implantların planlanması gibi kompleks maksillofasial cerrahi vakalarında cerrahi öncesi planlamanın yapılabilmesi için üretilirler. Bu modeller, cerrahi işlem öncesi hekime rehberlik yaptığından güvenini artırmakta, cerrahi ve anestezi aşamasının kısılmasını sağlamaktadır (120).

2. 2. 6. 9. Maksillofasiyal bölgenin farklı durumlarını değerlendirmede kullanımı

KIBT, çenelerin birçok durumu hakkında bize bilgi verir. Çenelere ait patolojilerin konumları, boyutları, şekilleri ve uzanımları üç boyutlu hacimsel ve iki boyutlu kesitsel görüntüler sayesinde açıkça izlenebilir. Ayrıca çeşitli travmatik durumlar ile osteomyelitin safhasının ve sınırlarının değerlendirilmesi de mümkündür (58,121,122). Birbiriyle karışabilecek olan tonsilit, tükürük bezi taşları ve kalsifiye lenf nodları gibi benign kalsifikasyonlar ile daha kritik olabilecek karotid arter kalsifikasyonu gibi yapıların ayırımı yapılabilir. KIBT obstruktif uyku apnesi veya dental yaşın hesaplanmasında, pulpa/diş hacim oranının ölçülmesinde de kullanılır (123).

KIBT'nin periapikal lezyonların tanısında konvansiyonel radyograf sistemlerinden daha başarılı sonuçlar verdiği bildirilmiştir (65). Konvansiyonel radyografi tekniklerinin iki boyutlu olduğu düşünüldüğünde, apikal bölgedeki lezyonların, kök fraktürlerinin, kök kanallarının, internal ve eksternal kök resepsiyonlarının tespitinde KIBT tekniği daha başarılı sonuçlar vermektedir (23).

2. 2. 6. 10. Anatomik yapılar ve varyasyonlarının değerlendirilmesi

Diş hekimleri rutin değerlendirmede genelde panoramik radyografları kullanmaktadır (124). Ancak panoramik radyograflar ve diğer iki boyutlu görüntüleme yöntemleri bukkolingual düzlem ve kros kesit görüntüler konusunda eksiktir. Güvenilir ölçümler elde etmek; hasta konumlandırma, anatomik yapıların magnifikasyonu, distorsiyonu ve süperpozisyonu gibi diğer dezavantajları nedeniyle panoramik radyograflar ile mümkün değildir (125). Tomografik tekniklerin uygulanması risk faktörlerini azaltır, mandibula, maksilla veya diğer önemli anatomik yapıları içeren bölgelere uygulanacak cerrahi işlemler öncesinde önemli bilgiler sağlar.

Son yıllarda KIBT uygulamaları yaygın hale gelmiştir. Bu nedenle, aşırı radyasyonu önlemek amacıyla, klinisyenlerin diğer tomografik tekniklere karşı KIBT'yi tercih etmesi gerekmektedir. Farklı tomografik görüntüleme yöntemleri arasından 3 boyutlu reformasyon anatomik yapıları değerlendirmek için en iyi yol

olarak düşünülür. Ayrıca, aksiyel, sagittal ve kros kesit görüntüleri de incelemede kolaylık sağlar (126).

KIBT'nin güvenilirliği ile mandibular kanal, mental foramen ve varyasyonları, aksesuar bukkal foramen varlığı, seyri, mental foramenle ilişkisi, kondil, nazopalatin kanal ve varyasyonları, mandibular retromolar kanal varlığı vb. yapılar (79,77,127), paranasal sinüs ve üst solunum yolu; paranasal sinüs hacimleri ve varyasyonları üst hava yolu anatomisiyle ilişkisi ve bunların dentomaksillofasiyal sistem üzerine olan etkileri araştırılabilir (78). Ayrıca KIBT ile dişler ve dişleri destekleyen çevre dokuların topografik analizi yapılabilir ve maksiller posterior dişlerin maksiller sinüsle olan ilişkileri değerlendirilebilir. Böylece özellikle bu bölgelerde uygulanacak cerrahi girişimler esnasında oluşabilecek komplikasyonlardan kaçınmak mümkün hale gelir (75).

2. 3. Maksilla

Maksilla intrauterin dönemde mandibular arkın maksiller prosesindeki mezenşimden köken alarak gelişmeye başlar. İnfracorbital bölgenin hemen laterali ve biraz aşağısında anterior ve süperior dental arkların geliştiği fibroselüler doku bandından oluşan kemikleşme merkezine sahiptir. Maksilla frontomaksiller sütür, zigomatikomaksiller, zigomatikotemporal ve pterygopalatin olmak üzere 4 sütürlü kafa kemiklerine bağlıdır. Bu sütürlerde meydana gelen büyüme ile maksilla öne ve aşağı doğru gelişir (128).

Maksilla yüz kemikleri içinde mandibula hariç en büyük olanıdır. Sınırlarını üç kavite oluşturur; ağız boşluğunun çatısı, burnun tabanı ve lateral duvarı ve orbitanın tabanı. Ayrıca maksilla iki fossanın; infratemporal ve pterygopalatin ve iki fissür; inferior orbital ve pterygomaksiller fissürün oluşumuna katılır. Maksilla 'proses' denen dört farklı kısımda incelenir; zigomatik proses, frontal proses, alveolar ve palatin proses (1).

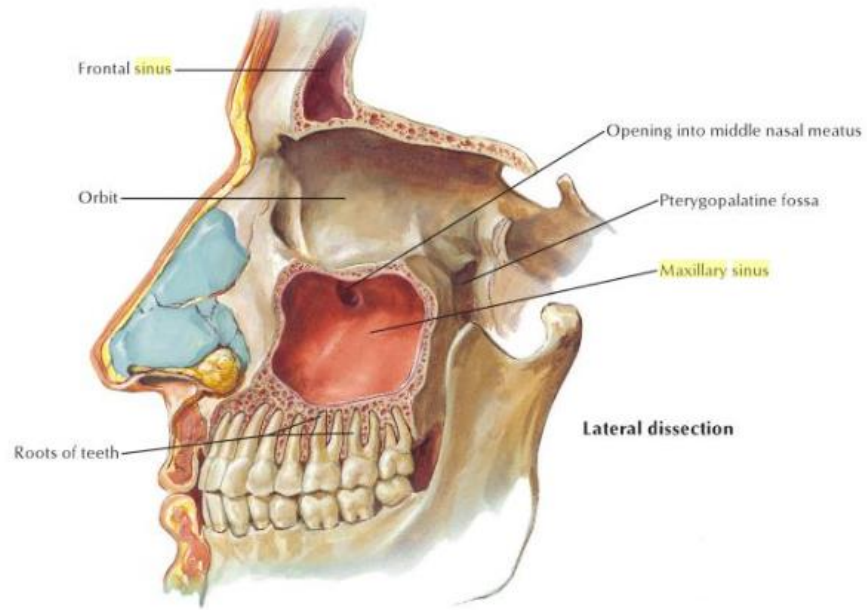
Alveolar proses maksillanın en kalın ve en spongiyöz (süngerimsi) kısmıdır. Maksillanın yüksekliğinin artmasını sağlar özellikle daimi dişlerin erüpsiyonu ile arktaki gelişme en üst seviyeye çıkar. Posterior kısmı anterior kısmından daha geniştir ve dişleri içine alan soket denilen derin boşluklar bulunur. Posteriordeki soketler sekiz adettir ve büyüklüğü ve derinliği içerdiği dişe göre değişir. Soketlerden en derin olanı anteriorda yer alan kanin dişe aittir, en geniş olanıda

molar bölgesindedir ve soketin içi septalarla küçük kavitelere bölünmüştür. Kesici diş soketleri ise tek ama daha derin ve dardır (1).

Posterior maksillada diğer çene bölgeleriyle kıyaslandığında kortikal ve trabeküler kemik daha incedir. Yapılacak cerrahi işlemin planlanması, hem maksillanın kemik yoğunluğunun az olması hem karmaşık anatomisi ve anatomik komşulukları nedeniyle tedavinin prognozunu büyük ölçüde etkiler ve dikkat gerektirir (129). Maksillada, posterior bölgedeki maksiller sinüs kavitesinin boyutu kret yüksekliğini direkt etkilemesi nedeniyle, bu bölgenin implant uygulanmadan önce iyi bir şekilde değerlendirilmesi gerekir. Ayrıca yine bu bölgede implant cerrahisi için ileri kemik cerrahisinin gerekli olduğu durumlarda maksiller sinüsün hacmi, sinüs membranının kalınlığı ve sinüs içerisinde septa varlığının değerlendirilmesi işlem sırasındaki ve sonrasındaki komplikasyon riskini etkiler (129). Bu bölgedeki diş kayıplarında kemik miktarında hızlı azalma gözlenir. Erken diş kaybı yaşamış kişilerde implant cerrahisi öncesi kret yüksekliğini artırmak için sinüs lift cerrahisi gerekebilir (130). Maksiller sinüs en büyük paranasal sinüstür (131). Dişler mevcut olduğunda sinüs hacmi korunsa da, diş kayıpları sonucu kret rezorpsiyonuna bağlı olarak sinüs hacmi büyür. Sinüs lift cerrahisi ile sinüsün greftlenmesi implant cerrahisi öncesi sık başvurulan yöntem haline gelmiştir. Bu nedenle cerrahi öncesi bölgenin iyi bir şekilde değerlendirilmesi gerekmektedir (132).

2. 3. 1. Maksiller sinüs

Maksiller sinus paranasal sinüsler içinde ilk gelişmeye başlayan sinüstür. Uterusun yaklaşık 3. ayında nazal fossanın lateral duvarının epitelinden invjinyasyon göstererek gelişmeye başlar (133). Doğumda sinüsün boyutları yaklaşık 10x3x4 mm dir. 7 yaşına kadar yavaş yavaş gelişmeye devam eder, daimi dişlerin sürmesi ile beraber gelişimi hızlanır. Yetişkinlerde boyutları yaklaşık 40x26x28 mm ve hacmi 15 ml dir (134,135).



Şekil 2.5. Maksiller sinüs ve anatomik yapılarla ilişkisi (136).

Maksiller sinus en geniş sinüştür ve maksiller kemikte bulunur. Hava ile dolu olan bu kavite yalancı kolumnar epitel ile kaplıdır. Tipik şekli pramide benzer; tabanını nazal fossanın lateral duvarı, apeksini zigoma oluşturur (Şekil 2.5.) (137). Tavanında orbita tabanı bulunur (138). Ön duvarı anterior maksillada fossa kaninaya karşılık gelir. Posterior duvarı ile fossa pterigomaksillaris ve fossa infratemporalisten ayrılır. Tabanını maksillanın alveolar prosesi ve bir kısmında sert damak oluşturur (137). Maksiller sinus ile nazal kavite, sinüsün tavanına yakın bir bölgede lokalize olan ostium aracılığıyla birbirleriyle ilişkilidir, bazı durumlarda posterior ve inferiorda aksesuar açıklıklar da olabilir (133).

Maksiller sinus popülasyonun yaklaşık %50 sinde alveolar prosese doğru genişler. Bu durumlarda maksiller molar ve premolar dişlerin kökleri ile sinus tabanı yakın ilişki oluşur. Özellikle ikinci premolar, birinci ve ikinci molar dişlerle nadiren de kaninlerin köküne yaklaşacak kadar ekspansiyon olabilir (139).

2. 3. 2. Maksiller sinüs ile posterior dişler arasındaki ilişki

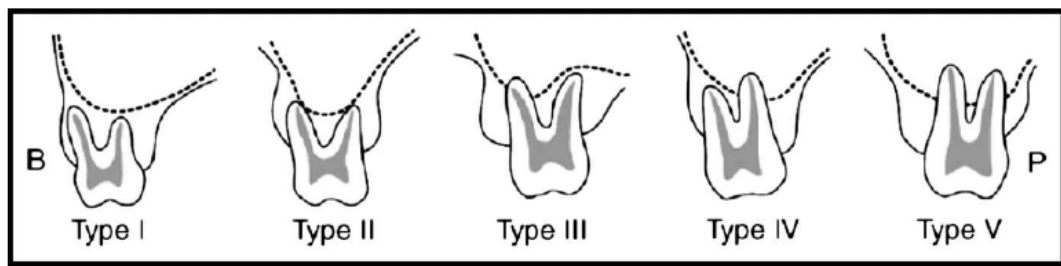
Maksiller sinüs tabanı dişlerin veya tek tek diş köklerinin arasında uzantılar sergiler. Bu uzantılar sonucu antral yüzeyde 'Hillocks'(9) deniler yükseklikler oluşur veya diş kökleri sinüse protrüze olur (140). Kök apeksi ile sinüs tabanı arasındaki alveolar

kemik yaşla beraber özellikle kök apeksleri etrafında incebilir, kök apeksi sinüse invaze olduğunda ince bir kemik lameli ve sinüs membranıyla kaplı olur yada tamamen açıktadır (134). Kök apeksi sinüse invaze olduğu durumlarda sinüs tabanının kalınlığı da önemli ölçüde azalır. Histolojik kesitler radyografda sinüs tabanına protrüze olmuş köklerin aslında ince bir kortikal tabakayla sarıldığını %14 ile %28 oranında perforasyon alanlarının olduğunu göstermektedir (140).

Maksiller molarların kök apeksleri sinüs tabanına premolar dişlere göre genelde daha yakındır (141). Sinüsün en derin bölgesi normalde birinci ve ikinci molar dişlerin kökleri hizasındadır; sırasıyla %2.2 ve %2.0 oranında kökleri maksiller sinüse açılır (134).

Maksiller sinüsle posterior dişler arasındaki ilişkiyi inceleyen çalışmalar mevcuttur. Bu çalışmalarda kullanılan diş kökü-maksiller sinüs tabanı ilişkisini sınıflandırma yöntemlerine bakacak olursak;

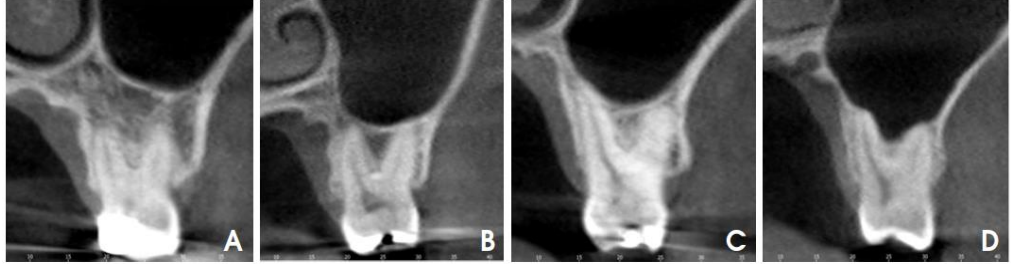
- a. Kwak ve ark. nın (10) 2003 yılında BT kullanarak yaptığı çalışmada diş kökleri ile sinüs tabanı arasındaki vertikal ilişkiyi 5 farklı sınıfa ayırmıştır (Şekil 2.6.). Aynı sınıflamayı kullanarak Yoshimine ve ark. (3) KIBT kullanarak 2012 yılında diş kökleri ile maksiller sinüs arasındaki ilişkiyi değerlendirmiştir.



Şekil 2.6. Maksiller sinüsle posterior dişler arasındaki ilişkinin Kwak ve ark göre sınıflandırılması (10).

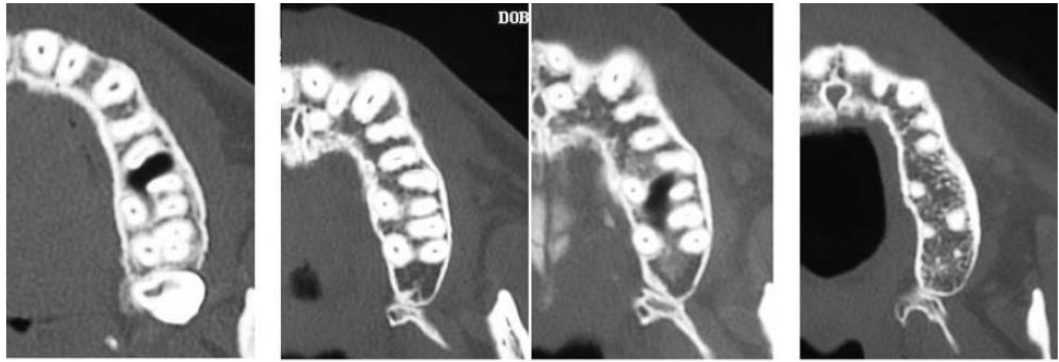
- b. Jung ve ark. ise (142) 2012 yılında KIBT ile diş kökleri ve maksiller sinüs ilişkisini değerlendirmiş, bu anatomik ilişkiyi 4 farklı tipte incelemiştir (Şekil 2.7. A-D); grup 0 (A); diş kökü ile sinüs arasında mesafe mevcut, grup 1 (B); diş kökleri ile sinüs kontakta, grup 2 (C); diş kökü sinüs tabanı boyunca

uzanıyor fakat sinüs sınırlarının dışında, grup 3 (D); diş kökü sinüs tabanının içinde.



Şekil 2.7. (A-D) Maksiller sinüsle posterior dişler arasındaki ilişkinin Jung ve ark. göre sınıflandırılması (142).

- c. Kılıç ve ark. (143) 2010 yılında KIBT ile yaptığı çalışmada diş kökü sinüs ilişkisini, grup 1; sinüs-kök arası mesafe varlığı, grup 2; sinüs tabanı – diş kökü kontakta , grup 3; diş kökü sinüse penetre olarak üç grupta incelemiştir. Pagin ve ark. (144) ise 2013 yılında aynı şekilde KIBT ile değerlendirme yapmış ve diş kökü sinüs ilişkisini 2 grupta incelemiştir birincisinde; kökle sinüs tabanı yakın ilişkide-kontakta, ikincisinde; kök sinüse penetredir.
- d. Ariji ve ark. (145) 2006 yılında BT kullanarak yaptığı çalışmada maksiller birinci ve ikinci molar dişleri incelemiş ve diş kökü-sinüs tabanı ilişkisini 3 farklı tipe ayırmıştır (Şekil 2.8.). Tip 1’de maksiller sinüs bifurkasyon seviyesinde görülmekte, Tip 2’de maksiller sinüs bifurkasyonda izlenmemekte, kök apeksi hizasında görülmektedir, Tip 3’te apeks hizasında da sinüs gözlenmemektedir.



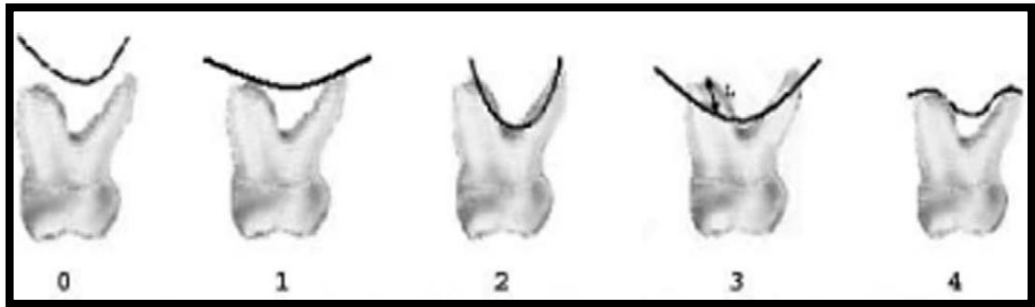
Tip 1

Tip 2

Tip 3

Şekil 2.8. Arij ve ark çalışmasına göre molar dişlerin sinüs tabanı ile ilişkisini gösteren aksiyal BT görüntüleri (Tip 2; sağdaki görüntü bifurksyon hizası, soldaki görüntü apek hizası) (145).

- e. Sharan ve ark. (146) 2006 yılında panoramik ve kros kesit BT görüntülerini kullanarak yaptığı çalışmada BT ile incelemede sinüs tabanı ile kök ilişkisini 5 kategoriye ayırmıştır (Şekil 2.9.). Bunlar: 0; kökler sinüs tabanının kortikal sınırları ile kontakta değil, 1; sinüs tabanı inferior doğru kurvatürlü kökler sinüs tabanı ile kontakta, 2; Sinüs tabanı inferiora kurvatürlü ve kökler sinüs tabanı boyunca uzanıyor fakat sinüs sınırlarının dışında bulunuyor, 3; Sinüs tabanı inferiora kurvatür çiziyor ve kök apeksi sinüs içinde, 4; Sinüs tabanı süperiora kurvatür çiziyor ve kökün bir kısmını veya tamamını sarıyor.



Şekil 2.9. Sharan ve ark. çalışmasında BT görüntülerine bakarak yapılan sinüs tabanı diş kökü ilişkisinin 5 farklı sınıflamasının şematik görünümü (146).

Maksiller sinüse doğru uzanan çıkıntı yapan veya sinüse penetre olan diş kökleri bazı sorunlara neden olabilir. Wehrbein ve Diedrich (140) panoramik radyografda dişin

sinüse uzanan kökünün uzunluğu ile çekim sonrası oluşan pnömotizasyon arasında pozitif kolerasyon olduğunu bulmuşlardır. Diş çekimi sonrası sinüste meydana gelen ekspansiyon implant yerleştirmek için gerekli olan alveol kemik yüksekliğini büyük ölçüde azaltmaktadır. Birinci veya ikinci molarların çekimi sonrası oroantral fistül oluşması veya diş kökünün sinus kavitesine yer değiştirmesi sıklıkla gözlenen bir durumdur (7).

Diş kökü apeksi ve sinüs arasındaki yakın ilişki pulpal hastalığın diş destekleyen dokuların ötesinde sinus kavitesine yayılması olarak bilinen endo-antral sendroma neden olabilir (134). Bu da periapikal dokuda bulunan, rezeke kök ucunda veya kemik tozlarıyla yayılan enfekte bakterilerin maksiller sinüse deplase olmasına neden olur. Bu dişlerin çekimi de sinus tabanına penetrasyonla, oroantral fistülle veya diş kökünün sinüse invaze olmasıyla sonuçlanabilir (147). Bu durumlar sonucunda da akut veya kronik sinüzit gelişir (148).

Diş kökleri ve sinus duvarı ilişkisinin ortodontik diş hareketini etkilediği bilinir (19). Ortodontik tedavi sırasında dişlerin sinus tabanı üzerinde intrüzyonu veya bedensel hareketi orta derecede apikal kök rezorpsiyonuna ve yüksek derecede tippinge neden olduğu görülmüştür (20,149).

Diş kökü apeksleri ve maksiller sinüsün alt duvarı arasındaki ilişkinin bilinmesi, sinüs patolojilerinin teşhis ve tedavisi aynı zamanda implant uygulaması sırasında yardımcı olması açısından önemlidir. Kök apeksi ve sinüs alt duvarı arasındaki yakınlık ve alt duvarın kortikal kalınlığının netleştirilmesi, maksiller sinüse yayılan dental enfeksiyonun topografisinin belirlenmesine yardımcı olur (10). Aynı zamanda kök apeksinin sinus tabanına yakınlık derecesini ve kortikal kalınlığı değerlendirmek cerrahi prosedürler için de gereklidir (12).

Maksiller premolar ve molar dişlerin periapikal cerrahisi sırasında karşılaşılan komplikasyonlar komşu dişlerin hasar görmesini de içerir. Premolar ve molarların spesifik tedavisinde sinus duvarı veya tabanına dikkatlice bir pencere açmak gerekebilir, bu durumlarda sinus membranına zarar vermemeye özen gösterilmeli ve yabancı cisimlerin sinüse intüzyonu önlenmelidir (147,150,151).

Posterior maksillada preprotetik ve preimplant cerrahi prosedürlerini yürüten klinisyenler diş köklerinin sinüse ne miktarda protrüze olduğunu dikkate almalı ve dolayısıyla çekim sonrası implant veya protez bölgesindeki kemik miktarını azalacak

olan pnömotizasyon riskini hesaba katmalıdır. Vakaların çoğunda klinisyeler sadece panoramik radyografa sahip çok azında KIBT mevcuttur. Bu nedenle, çekim bölgesinden alınan panoramik radyografla elde edilen 2D bilginin ne şekilde 3D çekim soketi olarak yorumlanabileceğini bilmek gerekir (140).

Maksiller sinüsle maksiller diş kökleri arasındaki ilişki çeşitli radyografik tekniklerle görüntülenebilir bunlar panoramik radyograf gibi 2D teknikler, BT gibi 3D teknikler olabilir. Panoramik radyografla maksilla mandibula ve maksiller sinusun alt yarısı görüntülenebilir (7). Bu teknik dental tedavilerde muhtemel en çok başvuru olan tekniktir (147). Panoramik radyografin avantajları bir çok anatomik yapıyı, düşük maliyetle, geniş kullanılabilirliğiyle görüntüleme imkanı sunmasıdır. Dezavantajları ise anatomik yapıların süperpozisyonu, horizontal ve vertikal magnifikasyon (%10-33) ve kesitsel bilgi eksikliğidir (7,152-155). BT uniform düşük magnifikasyonla multiplanar görüntüleme özelliği sunarak bu dezavantajları çözer. Fakat pahalıdır ve radyasyon dozu yüksektir. BT'nin aksine KIBT güvenilir ve etkili bir metoddur ve diş-sinüs ilişkisini değerlendirmede kullanımı giderek artmaktadır (7,27).

2. 4. Posterior maksillada implant uygulamasında KIBT ile değerlendirilmenin önemi

Dental implantların kullanımı günümüzde dişsiz hastaların tedavisi için oldukça faydalı bir yöntem olarak kabul edilir (13,14,21,22,156,157). Uzun dönem takipli hastalarda implantların başarı oranlarının %93 ile %99 arasında olduğu görülmüştür (21,22,156). Dişsiz hastalarda okluzyonu tamamlamak amacıyla maksiller posterior bölgeye implant uygulaması yaygın olarak yapılsa da, maksiller implanların kümülatif başarısının mandibular imlantlara oranla daha az olduğu gözlenmiştir (21,156).

Birçok yazar dental implantın entegrasyonunu uzun dönem korumak için yeterli kemik hacminin gerekli olduğunu vurgulamıştır (13-16,21,22,132,156,157). Fakat dişsiz posterior maksilla genelde sınırlı miktarda kemik hacmi içerir, çünkü; diş kayıplarının ardından alveolar sırtlarda kemik kaybı meydana gelir ve maksiller sinus çekim bölgesine doğru ekspansiyona uğrar.

Sonuç olarak azalmış alveol kemiğine yerleştirilen dental implantlar genellikle birçok komplikasyonla sonuçlanır; dental implant maksiller sinüse intrüze olur ve

bunun sonucunda maksiller sinüzit gelişir (17,22). Bu nedenle minimal komplikasyonla başarılı bir maksiller implant tedavisi için maksiller alveolar kemiğin karakteristik morfolojisini ve maksiller premolar ve molar dişlerle maksiller sinüsün ilişkisini iyi analiz etmek gerekir.

Dişler, alveolar kemik ve maksiller sinüsün morfolojik özellikleri panoramik radyograf ve x-ışınları kullanılarak rutinde 2D grafilerle incelenmektedir. Literatürdeki araştırma çalışmalarına (158) göre diş hekimleri özellikle dental implant tedavisinde %64 ve %95 oranlarında sadece panoramik radyograf kullanmaktadır, BT kullanımı ise %5 ve %10 oranındadır. 2D radyograflarda alveol kemiğin kalınlığını, implantın yerleştirme açısı ve konumunu belirlemek zordur. Bu nedenle, 3D görüntüleme yani KIBT kullanarak uygun bir implant tasarımı, ideal bir konum ve yerleştirme yönünü seçmek gereklidir. Tyndall ve ark. (154) KIBT ile mutiplanar kesitlerde çeşitli kalınlıklarda (milimetrenin onda biri) koronal, aksiyal veya herhangi bir düzlemde çok sayıda görüntü elde edildiğini bulmuştur. KIBT' nin dental implant tedavisi için geleneksel BT görüntüleme üzerindeki avantajları da iyi bilinmektedir (26,145,146).

KIBT ile kortikal ve kansellöz kemik kalınlığı belirlenir ve çoğunlukla konvansiyonel BT'de beklenenden daha az efektif dozla istenen görüntüler elde edilir (24,27-30). Bu nedenle KIBT ile topografik anatomiyi değerlendirmek güvenli bir implant tedavisi için etkili bir yöntemdir.

2. 5. Ortodontik Tedavi Öncesi KIBT ile Alveolar Kemik Sınırlarını Değerlendirmenin Önemi

Posterior dişlerden birinci premolarlar 9, ikinci premolarlar 10, birinci molarlar 6, ikinci molarlar da yaklaşık 12 yaşlarında sürer ve kök gelişimleri sürmelerini takiben 3 yıl içerisinde tamamlanır (159,160). Bu dişler sürme sırasında palatinalden bukkale doğru bir yol izler; bu nedenle sürme tamamlandığında, bukkaldeki kemik kalınlıkları palatinalde göre daha azdır. Bu dişlere ait çapraşıklık, konum bozuklukları ortodontik tedavi ile düzeltilir. Ortodontik kuvvetler dişleri maksiller ve mandibular alveolar kemik içerisinde hareket ettirir. Dişin alveol kemiği içerisinde başarısız şekilde konumlandırılması genellikle dehissens ve fenestrasyon gibi irreversibil sekellerle sonuçlanır (161). Hastanın periodontal durumunun ortodontik tedavi

öncesi sırasında ve sonrasında değerlendirilmesi tedavinin standart prosedürü olarak kabul edilir (162).

Ortodontide değerlendirilmesi gereken alveolar kemik koşulları; alveolar derinlik, yükseklik ve diş köklerini saran alveol kemiğin morfolojisi, açısı ve konumudur. Alveolar kemik koşulları sadece tedavi öncesi dentoalveolar yapıyı değerlendirme olarak tanımlanmaz aynı zamanda diş hareketi sırasındaki uyumu ve dişin final pozisyonundaki morfolojisi de değerlendirilir (163).

Tedavi öncesindeki kemiksel yapı; tedavi sırasında potansiyel adaptasyonu planlanan diş hareketini hatta dişin istenen final konumunu ve açısını sınırlandırır. Alveolar kemik koşulları statik değildir, hem iyi hem kötü yönde dinamizmi olabilir (163). Alveolar remodeling olmadan ortodontik diş hareketi mümkün olmaz. Aksine bir dişe uygunsuz ortodontik kuvvet uygulanması alveol kemiğini olumsuz etkiler, fenestrasyon ve dehissensle sonuçlanabilir. Ortodontide asıl amaçlanan hedef alveolar kemik remodelingini maksimize etmek, istenmeyen sekelleri her hasta için minimuma indirmektir. Her ne kadar henüz yaygınlaşmasa da KIBT hedefe ulaşmak için kullanılabilecek önemli bir araçtır (163).

Alveolar kemik koşulları , hafif ila orta derecede çapraşık çekimsiz vakalar gibi çeşitli malokluzyonların tanı ve tedavisini, transvers veya sagittal iskeletsel uyumsuzluklara bağlı dentoalveolar kompenzasyonu, kemik yapının riskli olduğu durumlar, bimaxiller protrüzyon, kemiğin yetersiz olduğu veya yarı damak dudak gibi eksik olduğu durumları etkiler. Ayrıca kemik koşulları tedavi kararını etkileyebilir ve diş hareketine engel olabilecek transpoze diş veya sinus varlığı gibi durumlarda ideal tedaviyi sağlama olasılığını azaltabilir (163).

Ortodontik tedavide diş-kök açılanmaları dişlerin alveol kemik içerisinde stabil olarak konumlandığından emin olmak için belirlenmelidir. Bukkale veya palatinal eğimli kesici ve posterior dişler ortodontik tedavi sırasında fenestrasyon ve dehissensle sonuçlanan zararlı durumlara neden olabilir. Diş angulasyonu olup olmadığını belirlemek ve ortodontik tedavi planı yapmak için radyografik verilere ihtiyaç vardır. Dişin kretle arasındaki açının bukkopalatinal yönde değerlendirilmesi iki boyutlu radyograflarla zordur (164-167). KIBT ile elde edilen kros kesitler kullanılarak dişin ortasından bir kesit elde edilir ve bu kesitte dişin uzun aksı ile alveol kret arasındaki açı belirlenebilir.

KIBT kullanılmaya başlanmadan önce; alveolar kemik koşullarının durumu veya dişeti çekilmesi ve kemik dehisensleri varlığında ortodontik tedavinin nasıl sonuçlanacağı hakkında çok falza bilgi sahibi olunmuyordu. Çünkü geleneksel 2D grafiler dentoalveolar kompleksi her üç düzlemde inceleme imkanı sunmuyordu (163). Aksine KIBT üç boyutlu incelemeyi mümkün kılmaktadır. Alveol kemiği yalnızca dişin distal ya da mesial tarafından değil tüm açılardan incelenebilmektedir. Bu da dişlerin bukkolingual hareketleri sırasında (kavisin genişletilmesi ya da kesicilerin labiale hareketinde) varolan kemik genişliğinin saptanmasına ve bukkal ve lingual yüzeylerde fenestrasyon ve dehisens gibi defektlerin değerlendirilmesine izin vermektedir (163,168).

2. 5. 1. KIBT' nin Kemik Miktarını Değerlendirmedeki Doğruluğu

Alveolar kemiğin yapı ve sınırlarının değerlendirilmesi ortodontik tedavi planlamasının bir parçası olarak artan bir önem kazanmaktadır. Örneğin; kemik yükseklik ve genişlik ölçümündeki değişiklikler ortodontik tedavi sonuçlarını değerlendirmek amacıyla kullanılmaktadır (169-173).

Dentoalveolar kemiğin morfolojisi ve altta yatan köklerle ilişkisi ortodontik tanı ve tedavinin önemli komponenti olmasına rağmen, kemik morfolojisi, miktarı, ve kalitesinin değerlendirilmesinde KIBT' nin kullanılmasının doğruluğu, güvenilirliği ve tekrarlanabilirliği konusunda bazı tartışmalar vardır. Kemik genişlik ölçümlerinin doğruluğu KIBT cihazının mAs, kVp, ekspoz süresi ve sensor boyutu gibi spesifik özellikleri ve hastaya bağlı yaş, kemik yoğunluğu ve periodontal biyotip gibi özelliklere bağlı olarak değişir (174). Yapılan çalışmalar belirli bir eşik değerinin üstündeki kemik kalınlığının KIBT ile ölçümünün nispeten yüksek güvenilirlik tekrarlanabilirlik ve doğruluk düzeyinin olduğunu göstermiştir (89,175).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3. 1. BİREYLERİN SEÇİMİ

Bu çalışmada, ocak 2013 ile haziran 2015 yılları arasında Erciyes Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalına çeşitli sebeplerle (maksillofasiyal anomaliler, lezyonlar, implant uygulaması, vs.) başvuran ve KIBT'si (NewTom 5G, FP, Quantitative Radiology, Verona, Italy) alınmış 51 erkek ve 49 kadın toplam 100 hasta çalışmaya dahil edilmiştir. Bu çalışma için Erciyes Üniversitesi Tıp Fakültesi Etik kurulunun izni alınmıştır (Sayı 166/ Tarih: 03. 4. 2015).

3. 1. 1. Çalışmaya Dahil Etme Kriterleri

Dahil olma kriterleri;

1. 16 yaş ve üzeri hastalar,
2. Erüpsiyon prosesi ve apeks oluşumu tamamlanmış premolar ve molar dişler,
3. Çalışma kapsamındaki maksiller posterior bölgenin net olarak izlendiği görüntü çözünürlüğü iyi olan vakalar,
4. Görüntü alanında incelenecek olan premolar ve molar dişlerin etrafındaki kemik kalınlığının ve maksiller sinüsün net olarak izlendiği hastaların görüntüleri çalışmaya dâhil edilmiştir.

3. 1. 2. Çalışmadan Hariç Tutma Kriterleri

İncelenen hasta görüntüleri arasından;

1. İncelenecek alanın tamamının görüntüye girmediği,
2. Hareket artefaktı olan görüntüler,
3. Premolar ve molar dişleri, etrafındaki kemik yapıyı ve maksiller sinüs tabanının incelenmesini engelleyen kemik içi lezyonlu hasta görüntüleri,
4. Üst premolar ve molar bölgede çene kırıkları,
5. Premolar ve molar dişlerin değerlendirilmesini engelleyecek şekilde gömülü diş içeren hastaların verileri,
6. Ortodontik tedavi gören ve ortognatik cerrahi görmüş hastaların verileri,
7. Maksiller posterior bölgeyi etkileyen farklı anomalileri bulunan hasta verileri çalışmaya dâhil edilmedi.

3. 2. KIBT GÖRÜNTÜLERİ

3. 2. 1. Görüntüleme Prosedürleri

Çalışmada kullanılan hasta kayıtlarının tamamı KIBT (NewTom 5G, FP, Quantitative Radiology, Verona, Italy) cihazı ile alınmıştır. Kesit kalınlığı 0,25 mm dir. Çalışmada 3 farklı FOV aralığında alınan görüntüler kullanılmıştır (18×16cm, 15×12cm, 12×8cm). Bu görüntülerden maksiller birinci ve ikinci premolar ve molar dişleri ve etrafındaki kemik yapıların izlendiği, maksiller sinüs tabanı sınırlarının görüntülenen alanın içinde kaldığı görüntüler çalışmaya dahil edilmiştir.

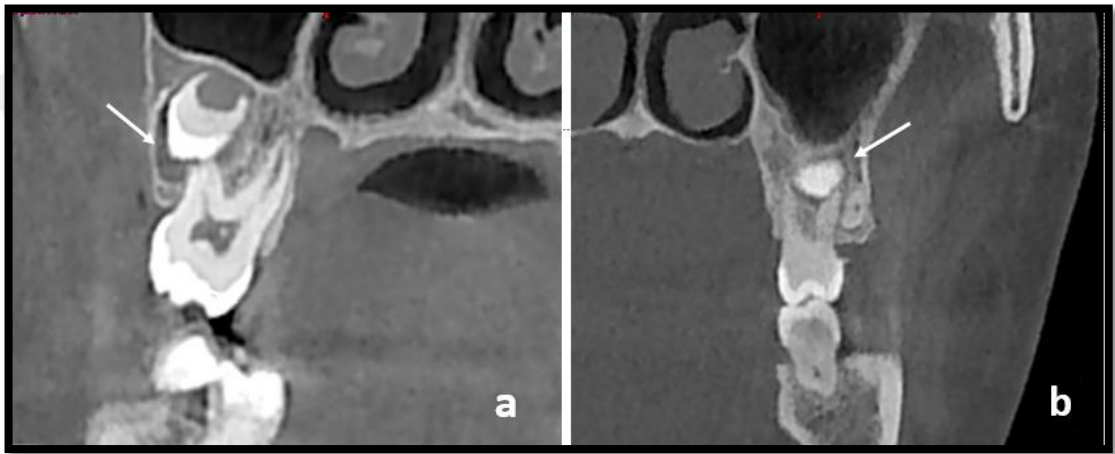
Dijital görüntüler 19 inch, 32 bit, 1280×1024 pixel çözünürlüğü olan monitörde (Dell,E190S, China) ve 16 bit (65636 gri ton) yoğunluk değerine sahip NNT (NNT software V3. 00; NewTom; Italy) bilgisayar yazılım programı kullanılarak incelenmiştir.

3. 2. 2. Görüntülerin İncelenmesi

Bu tez çalışmasında posterior dişler ve maksiller sinüs 51'i erkek 49'u bayan hastalara ait 100 adet KIBT görüntüsünde değerlendirildi. İnceleme kapsamına aldığımız maksiller birinci ve ikinci premolar ve molar dişleri saran kemik yapıları

ve maksiller sinüs tabanını değerlendirmede en doğru sonucu verecek inceleme şekli araştırılmıştır. Görüntüler aksiyel, sagittal ve koronal kesitlerde ve bu üç kesitin de aynı ekranda görülebildiği multiplanar (MPR) görüntülerde incelendi, ölçümler her diş için oluşturulan kros kesit KIBT görüntülerinde yapıldı.

Çözünürlüğünün iyi olmadığı, gömülü dişlerin premolar ve moların incelenmesini engellediği görüntüler çalışmadan çıkarılmıştır (Şekil 3.1.).



Şekil 3.1. Gömülü dişlere bağlı ölçüm yapılacak dişlerle ilgili kök rezorpsiyonları. a: gömülü 3. molar dişin kuronu 2. molar dişin distobukkal kökünü rezorbe etmiş b: Net olmayan KIBT görüntüsü ve aynı şekilde 3. Molar dişin kuronu 2. Molar dişin kökleri üzerine süperpoze.

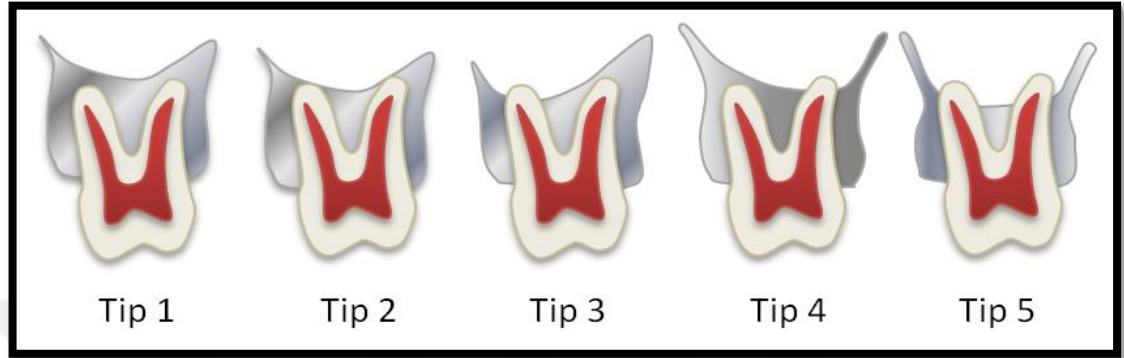
Tez kapsamında KIBT ile;

- Premolar ve molar dişlerin maksiller sinüs tabanı ile ilişkisinin değerlendirilmesi,
- Dişleri destekleyen kemik miktarının ölçümleri,
- Dişin uzun aksı ile kret arasındaki açının ölçümü yapılmıştır.

3. 3. Premolar ve molar dişlerin maksiller sinüs tabanı ile ilişkisinin değerlendirilmesi

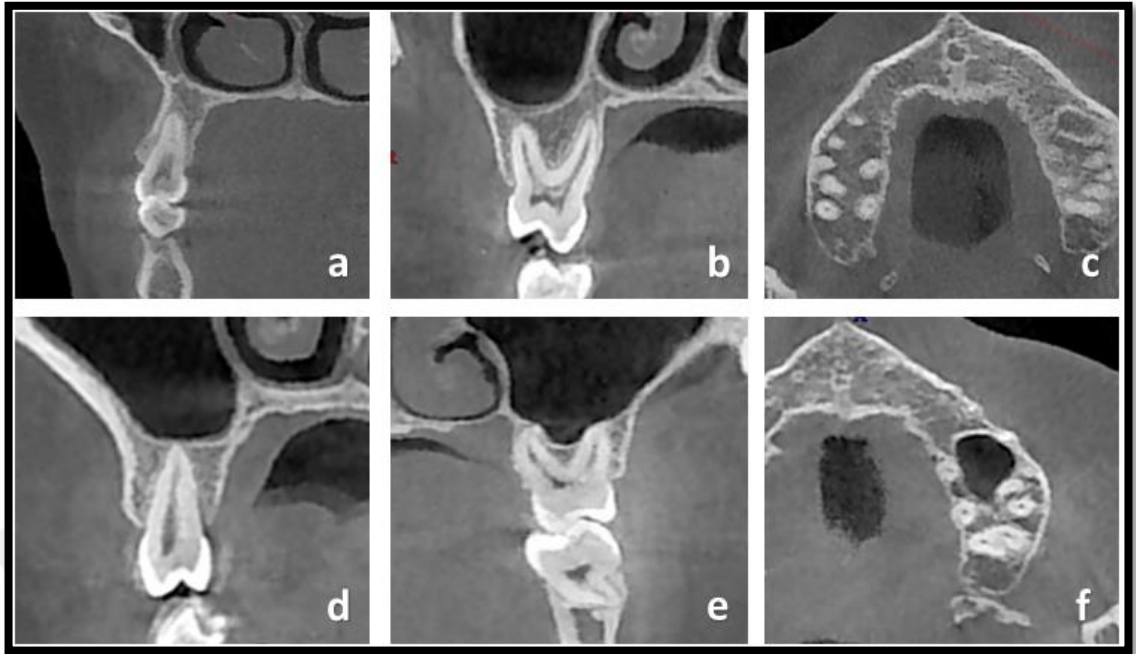
Diş köklerinin sinüsle ilişkisi 0,25 mm kalınlıkta hazırlanan aksiyel, sagittal ve kros kesitlerde belirlendi. Kategorizasyonun yapılmasında Kwak ve ark. nın (10) kullandıkları sınıflamadan yararlanıldı (Şekil 3.2.). Aksiyel, sagittal ve kros kesit

KIBT görüntülerinde her diş kökünün sinüs tabanı ile ilişkisi; sinüs tabanı ile kökler arasında mesafe varlığı, tabandaki kortikal kemikle kontakta veya sinüs içine penetre olup olmadığı değerlendirildi (Şekil 3.3 ve Şekil 3.4.).

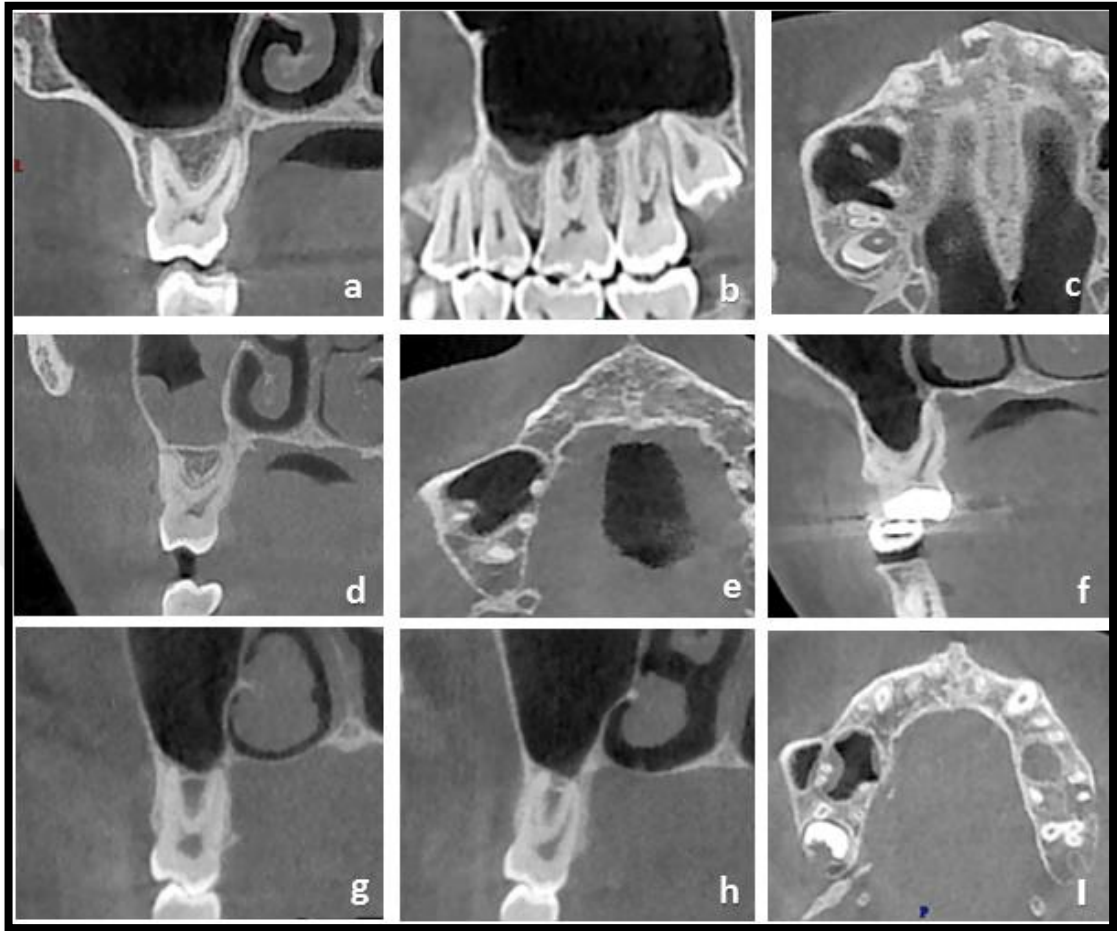


Şekil 3.2. Maksiller sinüs ve diş kökleri arasındaki ilişkinin değerlendirilmesi.

- Tip 1. Bukkal ve palatinal kök apeksleri sinüs tabanı ile ilişkili değil, sinüs tabanı ve kök apeksi arasında mesafe bulunmaktadır.
- Tip 2. Bukkal (molar dişler için her iki bukkal kök) ve palatinal kök apeksleri maksiller sinüs tabanındaki kortikal kemiğe temas ediyor.
- Tip 3. Bukkal kök apeksi (molar dişler için her iki bukkal kök) maksiller sinüs tabanından sinüs kavitesine penetre olmuş, palatinal kök apeksi ile sinüs tabanı arasında mesafe mevcuttur.
- Tip 4. Palatinal kök apeksi maksiller sinüs tabanından sinüs kavitesine penetre olmuş, bukkal kök apeksi (molar dişler için her iki bukkal kök) ile sinüs tabanı arasında mesafe mevcuttur.
- Tip 5. Bukkal (molar dişler için her iki bukkal kök) ve palatinal kök apeksi maksiller sinüs tabanından sinüs kavitesine penetre olmuştur.



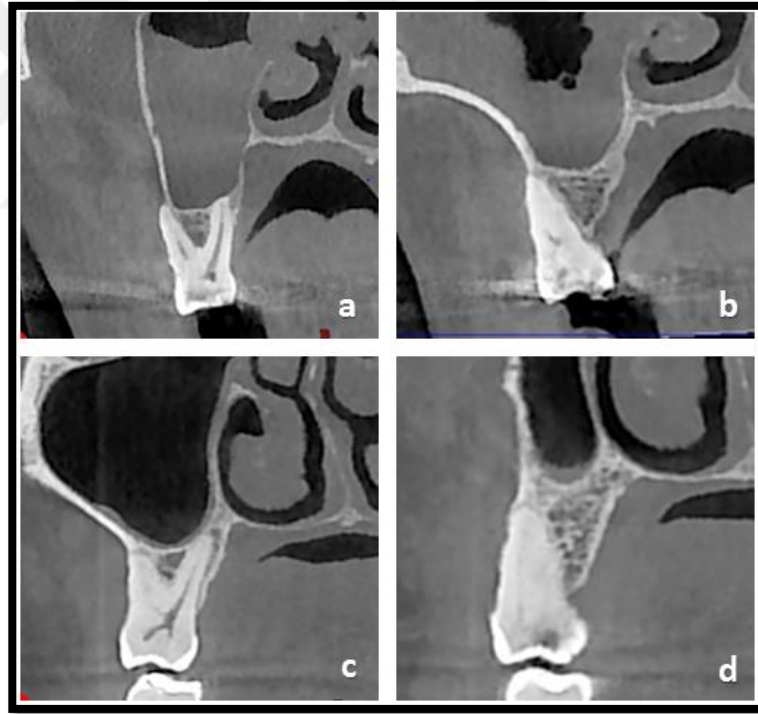
Şekil 3.3. KIBT görüntülerinde diş kökleri ile sinüs tabanı ilişkisi (Tip 1,2). a: Tip 1 premolar diş kros kesit görüntüsü, b: Tip 1 molar diş kros kesit görüntüsü, c: Tip 1 molar diş aksiyal kesit görüntüsü, d: Tip 2 premolar diş kros kesit görüntüsü, e: Tip 2 molar diş kros kesit görüntüsü, f: Tip 2 molar diş aksiyal kesit görüntüsü.



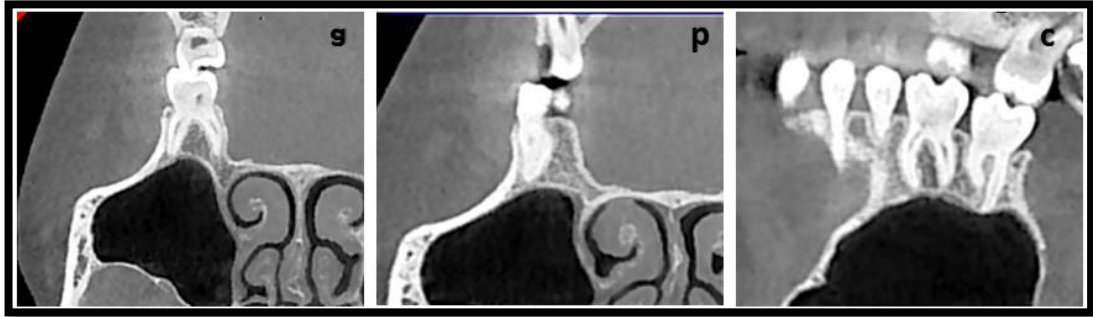
Şekil 3.4. KIBT görüntülerinde diş kökleri ile sinüs tabanı ilişkisi (Tip 3-5). a: Tip 3; birinci molar diş kros kesit görüntüsü, b: Tip 3; birinci molar diş sagittal kesit görüntüsünde bukkal kökler, c: Tip 3; birinci molar diş aksiyal kesit görüntüsü, d: Tip 4; birinci molar diş kros kesit görüntüsü, e: Tip 4; birinci molar diş aksiyal kesit görüntüsü, f: Tip 4; ikinci molar diş kros kesit görüntüsü, g: Tip 5; sağ birinci molar diş kros kesit görüntüsü meziobukkal ve palatal kök sinüs içinde, h: Tip 5; sağ birinci molar diş kros kesit görüntüsü distobukkal kök sinüs içinde, i: Tip 5; sağ birinci molar diş aksiyal kesit görüntüsü.

Araştırmamızda bu 5 farklı tip dışında kök apeksi-sinus tabanı arasında Tip 2'nin farklı kategorileri olarak ayırdığımız bir veya iki kökün sinus tabanı ile kontakta olduğu, üçüncü kök ile taban arasında mesafenin bulunduğu 3 farklı ilişki daha saptanmıştır (Şekil 3.5. ve Şekil 3.6.). Bunlar;

- Tip 6. Distobukkal kök ile palatinal kök sinus tabanı ile kontakta, meziobukkal kök ile sinus tabanı arasında mesafe bulunmaktadır.
- Tip 7. Palatinal kök sinus tabanı ile kontakta, meziobukkal ve distobukkal kökler ile sinüs tabanı arasında mesafe bulunmaktadır.
- Tip 8. Meziobukkal ve distobukkal kök ile sinus tabanı kontakta, palatinal kök ile taban arasında mesafe mevcuttur.



Şekil 3.5. KIBT görüntülerinde diş kökleri ile sinüs tabanı ilişkisi (Tip 6,7). a: Tip 6; birinci molar dişin kros kesit görüntüsünde distobukkal kökü ile palatinal kökü sinüs tabanı ile kontakta, b: Tip 6; birinci molar dişin kros kesit görüntüsünde meziobukkal kökü ile sinüs tabanı arasında mesafe bulunuyor, c: Tip 7; birinci molar dişin kros kesit görüntüsünde palatinal kök sinüs tabanı ile kontakta meziobukkal kök ile sinüs tabanı arasında mesafe bulunuyor, d: Tip 7; birinci molar diş kros kesit görüntüsü – distobukkal kök sinüs tabanı arasında mesafe bulunuyor.



Şekil 3.6. KIBT görüntülerinde diş kökleri ile sinüs tabanı ilişkisi (Tip 8). a: Tip 8 birinci molar dişin kros kesit görüntüsünde meziobukkal kökü sinüs tabanı ile kontakta palatinal kökle sinüs tabanı arasında mesafe bulunuyor, b: Tip 8 birinci molar dişin kros kesit görüntüsünde distobukkal kökü ile sinüs tabanı kontakta, c: Tip 8 birinci molar dişin sagittal görüntüsünde bukkal kökler sinüs tabanı ile kontakta.

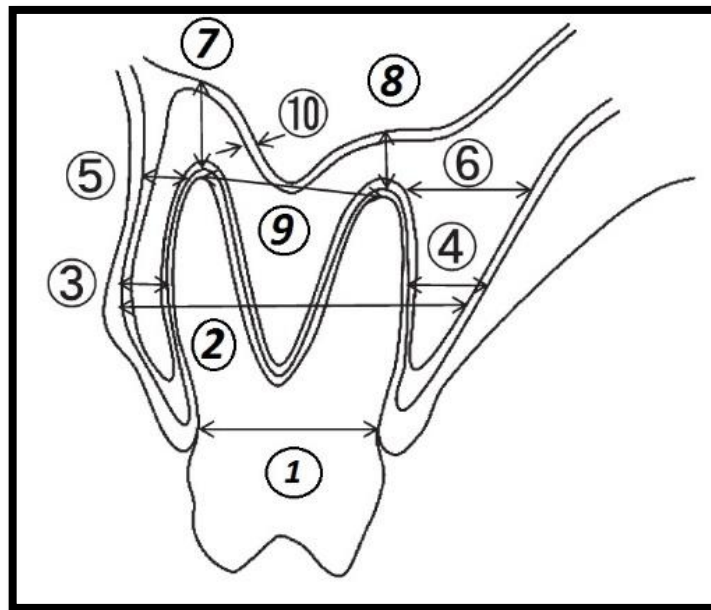
Tip 6, 7 ve 8 sonuçlar yorumlanırken Tip 2 ye yani diş kökleri ile sinüs tabanının kontakta olduğu sınıflamaya dahil edilmiştir.

3. 4. Dişleri Destekleyen kemik miktarının Ölçümleri

Dişler etrafındaki kemiksel yapıların ölçümü cihazın yazılımı kullanılarak kros kesit KIBT görüntülerinde gerçekleştirildi. Bütün uzunluk ölçümleri mm cinsinden yapıldı. Ölçüm metodu olarak Yoshimine ve ark. (3) kullandığı yöntemden faydalanıldı. Her kök için meziodistal yönde kökün tam ortasından geçen kesit alınarak bukkal ve palatinaldeki kemik kalınlıkları ve sinüse olan mesafeler ölçüldü. Ölçümlerin standardizasyonu için aşağıdaki landmarklar belirlendi ve yapılan ölçümler belirtilen numaralarla kodlandı (Şekil 3.7-14):

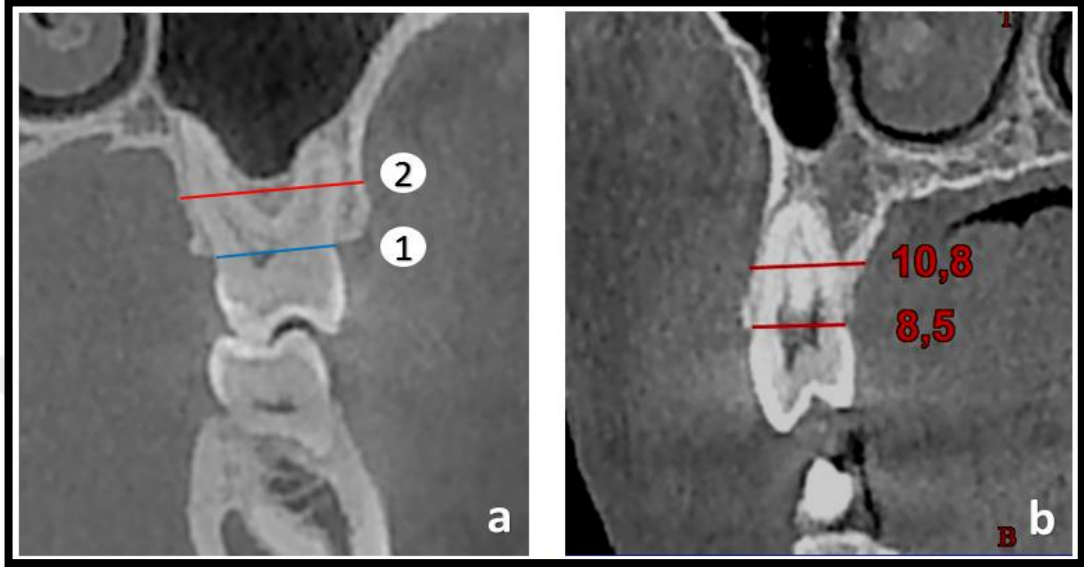
1. Diş kökünün bukko-palatinal yönde servikal bölgedeki maksimum kalınlığı,
2. Dişi destekleyen bukkal ve palatinal alveolar kemikler arasındaki maksimum kalınlık,
3. Bukkal kökün orta noktası ile bukkal alveolar kemik arasındaki horizontal mesafe,
4. Palatinal kökün orta noktası ile palatinal alveolar kemik arasındaki horizontal mesafe,

5. Bukkal kökün apeksi ile bukkal alveolar kemik arasında horizontal mesafe,
6. Palatinal kökün apeksi ile palatinal alveolar kemik arasında horizontal mesafe,
7. Bukkal kökün apeksi ile maksiler sinüs tabanı arasındaki en kısa vertikal mesafe,
8. Palatinal kökün apeksi ile maksiler sinüs tabanı arasındaki en kısa vertikal mesafe,
9. Bukkal ve palatinal kökler arasındaki en uzun mesafe,
10. Diş kökü apeksine en yakın bölgedeki maksiller sinüs tabanının maksimum kortikal kalınlığı,
11. 3 köklü molar dişler için distobukkal kökün orta noktası ile bukkal alveolar kemik arasındaki horizontal mesafe,
12. 3 köklü molar dişler için distobukkal kökün orta noktası ile palatinal alveolar kemik arasındaki horizontal mesafe,
13. 3 köklü molar dişler için distobukkal kökün apeksi ile maksiler sinüs tabanı arasındaki en kısa vertikal mesafe,
14. 3 köklü molar dişler için distobukkal kök ile palatinal kök arasındaki en uzak mesafe.

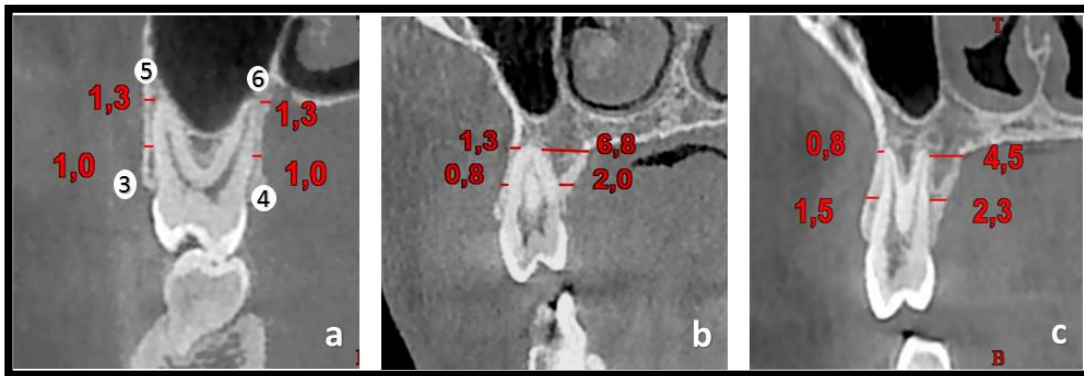


Şekil 3.7. Ölçümlerin şematik gösterimi.

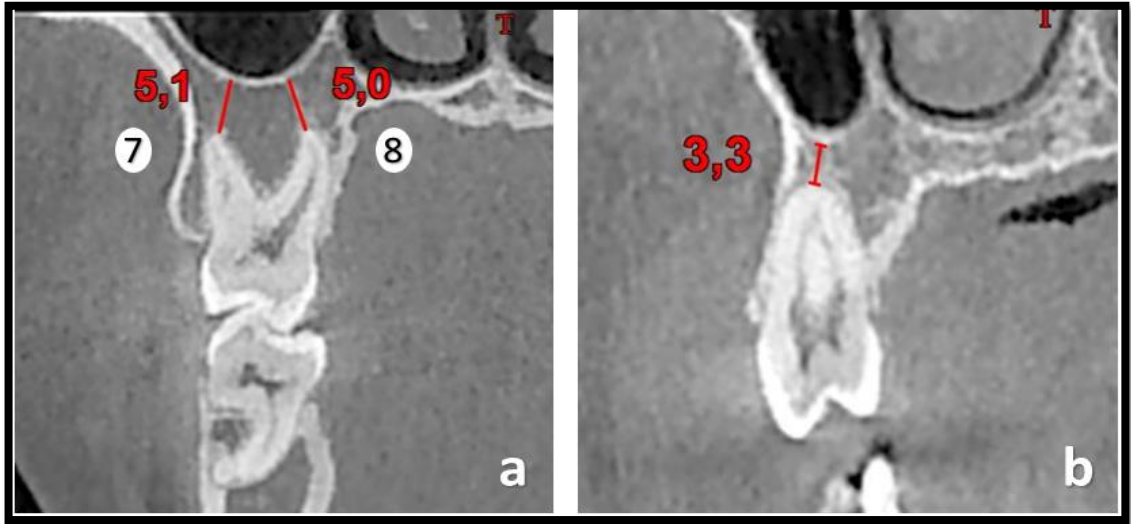
- KIBT de kros kesitlerde yapılan ölçümler aşağıdaki şekillerde tek tek gösterilmiştir;



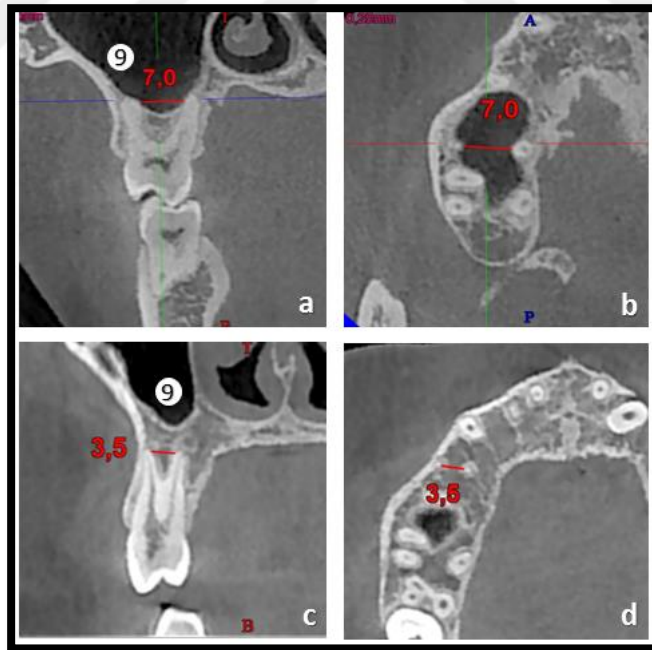
Şekil 3.8. Kros kesit görüntülerde bukkopalatinal kemik kalınlıklarının ölçümü. a: servikalde dişin bukkopalatinal kalınlığı (1) ve kökün orta üçlüsünde alveol kemğin en kalın olduğu mesafenin (2) ölçümü, b: Premolar dişte aynı ölçümün gösterimi.



Şekil 3.9. Kros kesit görüntülerde bukkal ve palatinalde kökü destekleyen kemik kalınlıklarının ölçümü. a: molar dişte bukkal (3,5) ve palatinal (4,6) kemik kalınlıklarının kökün orta üçlüsü ve apekte ölçümü, b: Ölçümlerin tek köklü premolar dişte gösterimi, c: ölçümlerin iki köklü premolar dişte gösterimi.

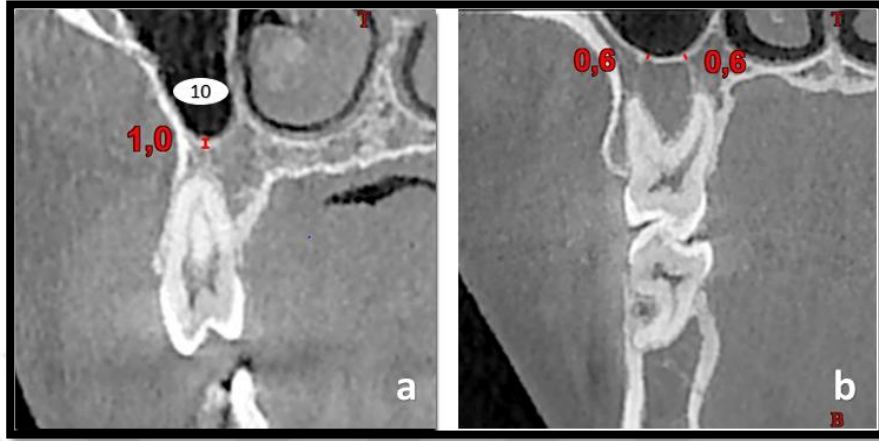


Şekil 3.10. Kros kesit görüntülerde köklerle sinüs tabanı arasındaki mesafenin ölçümü. a: bukkal (7) ve palatinal (8) köklerle maksiller sinüs arasındaki en kısa mesafenin ölçümü, b: Ölçümün tek köklü premolar dişte gösterimi.

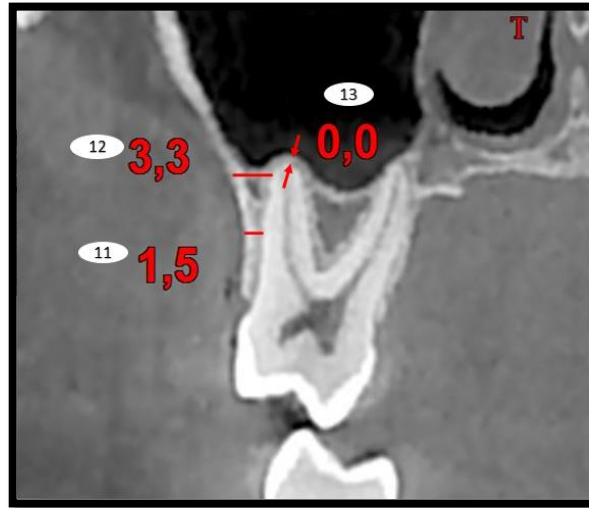


Şekil 3.11. Kökler arası mesafenin ölçümü. a: molar dişin meziobukkal kökü ile palatinal kökü arasındaki en uzak mesafenin (9) ölçümü, b: Kökler arası mesafenin aksiyalden ölçümü, c: İki köklü premolar dişin kökleri arasın en uzak mesafenin ölçümü, d: premolar diş için ölçümün aksiyalden gösterimi.

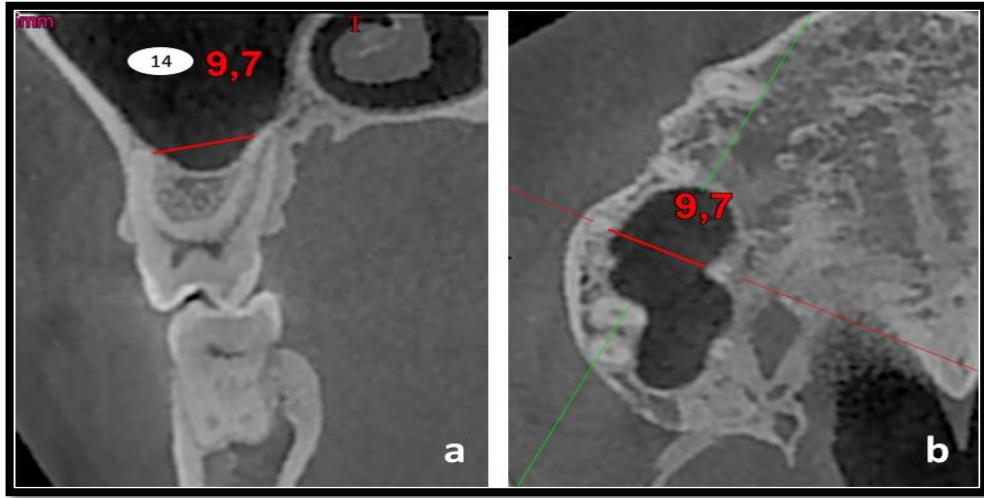
İki kökün birbirine füzyon olduğu özellikle premolar dişlerde karşılaşılan durumlarda iki kök arası mesafe '0 mm' olarak alınmıştır.



Şekil 3.12. Kros kesit görüntülerde maksiller sinüs tabanı kalınlığının ölçümü. a: kök apeksine en yakın bölgede maksiller sinüs tabanı ortalama kalınlığının (10) premolar diş için ölçümü, b: Sinüs tabanı kalınlığının molar diş bölgesinde bukkal ve palatinalde ölçümü.



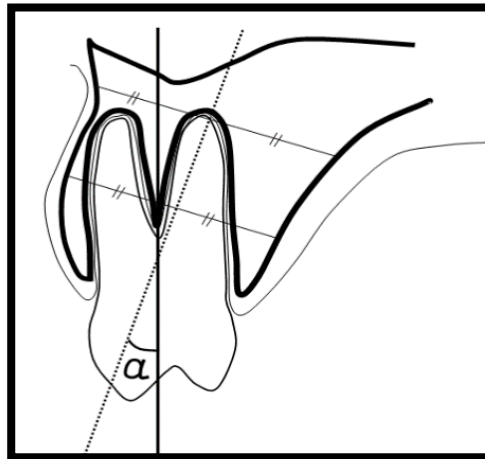
Şekil 3.13. Kros kesit görüntülerde üç köklü molar dişler için distobukkal kökte yapılan ölçümler (11,12,13).



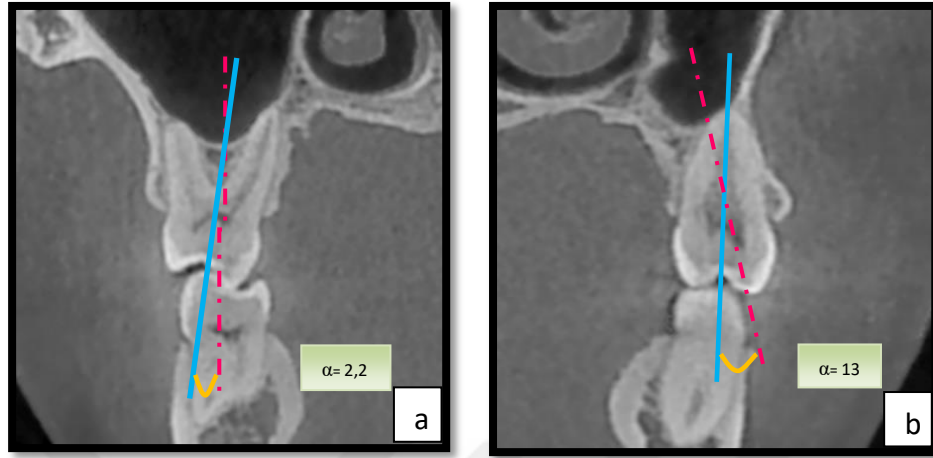
Şekil 3.14. Distobukkal kök ile palatinal kök arası mesafenin ölçümü. a: molar dişlerde distobukkal kök ile palatinal kök arası en uzak mesafenin ölçümü (14), b: ölçümün aksiyalden gösterimi.

3. 5. Dişin uzun aksı ile kret arasındaki açının ölçümü

Maksiller premolar ve molar dişlerin kretteki labio-palatinal konumunu belirlemek amacıyla Yoshimine ve ark. nın (3) kullandığı metodla dişlerin uzun aksı ile kretin uzun aksı arasındaki açı ölçüldü. Kros kesit KIBT görüntülerinde dişin uzun aksından geçen bir doğru çizildi. Alveol kretin uzun aksı; diş apeksi hizası ve kretin yaklaşık olarak en geniş yerinde çizilen birbirine paralel iki çizginin orta noktasını birleştiren doğru ile belirlendi (Şekil 3.15. ve Şekil 3.16.).



Şekil 3.15. Dişin uzun aksı ile kret arasındaki açının (α) ölçümünün şematik gösterimi.



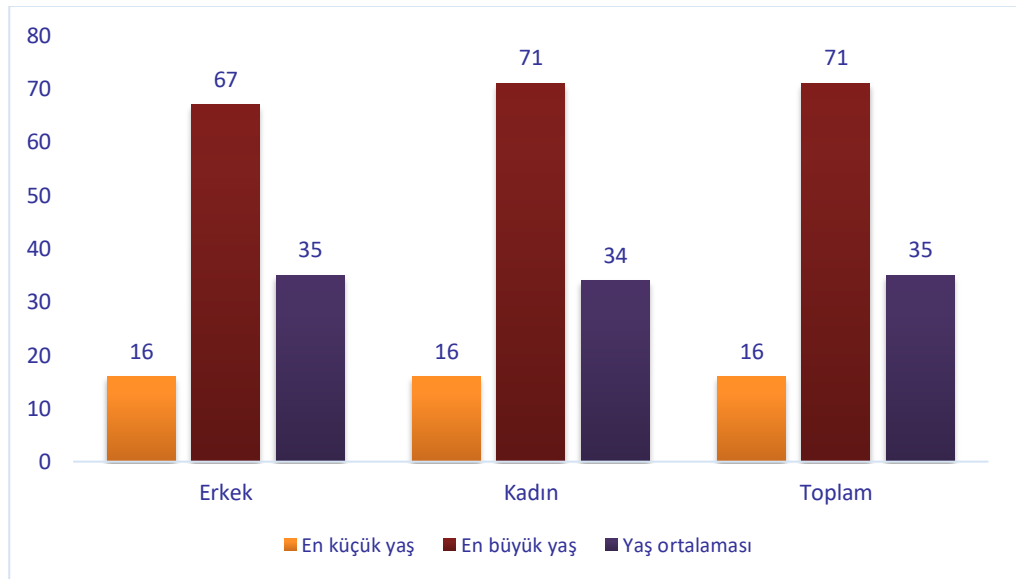
Şekil 3.16. Kros kesit KIBT görüntüsünde maksiller molar (a) ve premolar diş (b) ile kret arasındaki açının (α) ölçümü.

3.3. İSTATİSTİKSEL YÖNTEM

İstatistiksel analizler IBM SPSS Statistics 20 (Statistical Package for the Social Sciences) ve MedCalc 12. 2. 1. 0 (MedCalc Software) istatistiksel analiz paket programları kullanılarak yapıldı. Verilerin normal dağılıma uygunluğu için Shapiro Wilk testinden yararlanıldı. Kategorik değişkenler n ve % değerleri ile gösterildi ve ki-kare analizinin exact yöntemi kullanılarak karşılaştırıldı. Sayısal verilerin birbirleri ile olan ilişkilerinin değerlendirilmesinde Spearman ve Pearson korelasyon testleri yapılmıştır. Ölçümlerin tutarlılığının değerlendirilmesi amacıyla görüntülerin %20 si 1 ay sonra tekrarlanarak kaydedildi. Gözlemci güvenirliliği için kappa katsayısı ve sınıf içi korelasyon katsayısı (intra-class korelasyon) kullanılmıştır. Anlamlılık düzeyi $p < 0.05$ olarak kabul edildi.

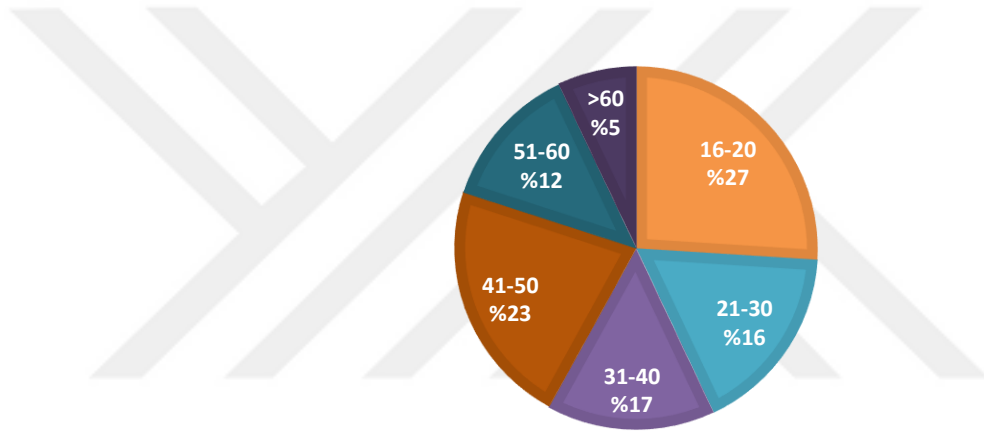
4. BULGULAR

Bu çalışmada toplam 100 adet KIBT görüntüsünde maksiller birinci ve ikinci premolar ve molar dişler ve maksiller sinüs ilişkisi değerlendirildi. Değerlendirilen dişlerden ileri derecede periodontal harabiyeti veya geniş periapikal lezyonu olan dişler, görüntü artefaktı olan kayıtlar çalışmadan çıkarıldı.



Şekil 4.1. Çalışmaya dahil edilen hastaların yaş ve cinsiyet dağılımları.

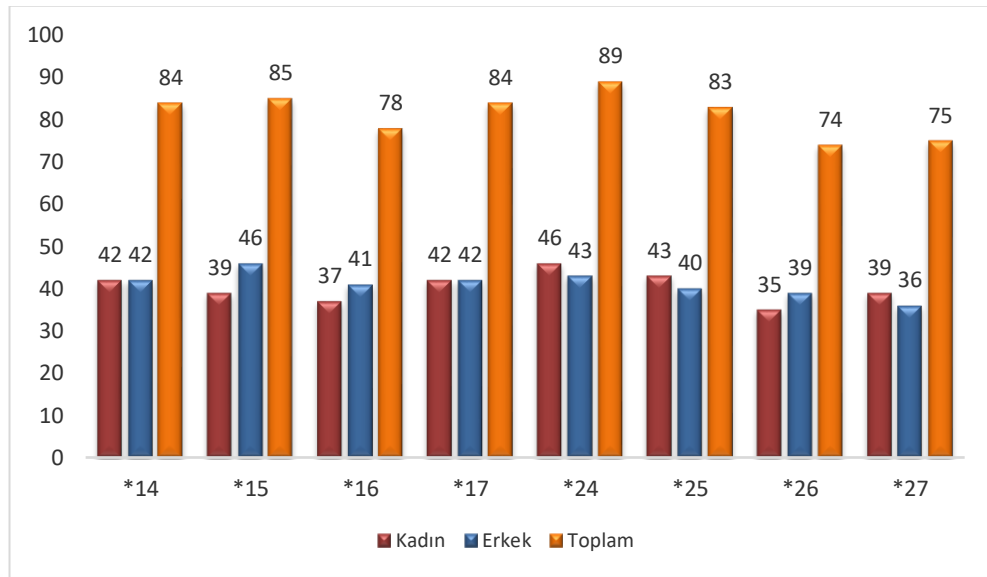
Değerlendirmeler 100 hastaya ait görüntü üzerinde yapıldı. Çalışma grubu yaşları 16-71 arasında ortalama 35.21 olan 51 erkek ile 49 kadın bireyden oluşmaktadır (Şekil 4.1.).



Şekil 4.2. Hastaların yaş aralıklarına göre dağılımı.

KIBT görüntüleri değerlendirilen hastaların yaş aralıklarına göre dağılımı Şekil 4.2. de gösterilmiştir.

Diş erüpsiyon prosesi tamamlanmazsa etrafındaki kemik yapı değişime uğrar ve apeksifikasyonun tamamlanmadığı durumlarda sinüsle diş kökü ilişkisini yorumlamak sağlıklı sonuç vermez. Bu nedenle minimum yaş premolar ve molar dişlerin erüpsiyon prosesini ve kök gelişimini tamamladığı apekslerinin kapandığı yaş dikkate alınarak belirlenmiştir.



*Dış numaraları FDI isimlendirme sistemine göre yazılmıştır.

Şekil 4.3. Çalışmada değerlendirilen premolar ve molar dişlerin toplam sayılarının cinsiyete göre dağılımı.

Kriterlere uyan toplamda 652 posterior diş çalışma kapsamında değerlendirildi. İncelenen dişlerin cinsiyete göre dağılımı Şekil 4.3.' de belirtilmiştir.

Tablo 4.1. Sağ maksiller posterior diş kökü apeksleri ile maksiller sinüs arasındaki ilişkinin ve cinsiyete göre dağılımları.

Dış No	Cinsiyet	Tip 1	Tip 2	Tip 3	Tip 4	Tip 5	Tip 6	Tip 7	Tip 8
14	Kadın	42
	Erkek	40	2
15	Kadın	30	6	.	1	2	.	.	.
	Erkek	33	7	.	1	5	.	.	.
16	Kadın	16	16	5	.	1	.	.	3
	Erkek	13	13	3	1	3	1	2	1
17	Kadın	16	16	8	1
	Erkek	16	13	6	1	3	.	1	3
Toplam		206	73	22	4	14	1	3	8

Kök apeksi ve maksiller sinüs tabanı arasındaki ilişki Kwak ve ark. (10) tarafından 5 sınıfa ayrılmıştı. Buna ek olarak hasta grubunda gözlenen 3 farklı ilişki daha tip 6-7-8 olarak eklenip maksiller sağ premolar ve molar dişlerdeki cinsiyete göre dağılımları Tablo 4.1.' de gösterilmiştir.

14 numaralı diş için kadın hastalarda değerlendirilen 42 dişin hepsinde Tip 1 ilişki gözlenmiş, erkekler de ise %95.2' inde Tip 1, %4.8'inde Tip 2 konfigürasyon gözlenmiştir. 14 numaralı dişte Tip 3, 4, 5, 6, 7, 8 'e rastlanmamıştır. 15 numaralı diş bakıldığında kadınlarda %76.9'unda Tip 1, %15.4 'inde Tip 2, %2.6'sinde Tip 4, %5.1'inde Tip 5; erkeklerde ise %71.7'inde Tip 1, %15.3'ünde Tip 2, %2.2'sinde Tip 4, %10.8'inde Tip 5 ilişki gözlenmiştir.

16 numaraya bakıldığında kadınlarda Tip 1 ve 2 ayrı ayrı dişlerin %39.1'unda, Tip 3; %12.1'inde, Tip 5; %2.4'ünde ve Tip 8 ilişki %7.3'ünde gözlenmiştir. Erkeklerde; Tip 1 ve 2 aynı oranda %35.1'inde, Tip 3 ve 5'te aynı şekilde ayrı ayrı %8.1 oranla eşit sayıda dişte, Tip 4, 6 ve 8 ise 1'er dişte (%2.73) gözlenmiştir. 17 numaralı dişte ise kadınlarda Tip 1 ve 2 ayrı ayrı dişlerin %39'unda , Tip 3 ve 8 sırayla %19.5 ve 1 %2.5 oranda görülmüştür. Erkeklerde bakıldığında Tip 1 - %37.2 ; Tip 2 - %30.2 ; Tip 3 - %14 ; Tip 4 ve 7 ayrı ayrı %2.4 ve Tip 5 ve 8 %6.9 oranlarında gözlenmiştir.

Sağ maksiller premolar ve molar dişlere bakıldığında Tip 1 anatomik ilişki %62 oranla en fazla görülen tiptir ve % 19 oranla Tip 2 onu takip etmektedir.

Tablo 4.2. Sol maksiller posterior diş kökü apeksleri ile maksiller sinüs arasındaki ilişkinin ve cinsiyete göre dağılımları.

Diş No	Cinsiyet	Tip 1	Tip 2	Tip 3	Tip 4	Tip 5	Tip 6	Tip 7	Tip 8
24	Kadın	41	1	1
	Erkek	46
25	Kadın	31	7	.	1	1	.	.	.
	Erkek	31	6	.	1	4	.	1	.
26	Kadın	13	14	4	3	1	.	1	2
	Erkek	13	12	4	2	4	.	1	.
27	Kadın	16	10	4	1	.	1	1	4
	Erkek	14	13	4	1	2	1	.	3
Toplam		205	63	17	9	12	2	4	9

Tablo 4.2.'te sol çenedeki dişler incelendiğinde; 24 numaralı dişte kadınlarda değerlendirilen dişlerde Tip 1 %95.4 oranla en çok gözlenen ilişki olmuştur, erkeklerde de incelenen birinci premolar dişlerin hepsinde Tip 1 görülmüş ve diğer sınıflamalara rastlanmamıştır. 25 numaralı dişe bakıldığında kadınlarda %77.5 oranında Tip 1, %17.5 Tip 2, %2.5 Tip 4 ve %2.5 oranında Tip 5; erkeklerde ise %72'sinde Tip 1, %14'sı Tip 2, %2.3'ü Tip 4, %9.4'ünde Tip 5, %2.3'sinde Tip 7 görülmüştür.

26 numaraya bakılığında; kadınlarda Tip 1; %34.3 , Tip 2; %36.8 ,Tip 3 ; %10.6, Tip 4; %7.8, Tip 5; %2.6, Tip 7; %2.6 ve Tip 8; %5.3 oranlarında görüldü. Erkeklerde; Tip 1; %36.1, Tip 2; %33.3, Tip 3; %11.1, Tip 4; %5.5, Tip 5; %11.1, Tip 7; %2.8 oranında görüldü, Tip 6 ve 8 gözlenmedi. 17 numaralı dişte ise kadınlarda Tip 1; %43.2, Tip 2; %27.1, Tip 3; %10.8, Tip 4; %2.7, Tip 6 ve 7 ise %2.7 'şer ve Tip 8; %10.8 oranında bulundu. Erkeklerle bakıldığında Tip 1; %36.8, Tip 2; %34.2, Tip 3; %10.6 Tip 4; %2.6, Tip 5; %5.3, Tip 6; %2.6 ve Tip 8; %7.9 oranında görülmüştür.

Sol maksiller premolar ve molar dişlere bakıldığında sağ tarafta olduğu gibi Tip 1 anatomik ilişki %63.8 oranla en fazla görülen tiptir ve % 19.6 oranla Tip 2 onu takip etmektedir.

Değerlendirilen dişlerin %25'i (163/652) sinüsle kontakta, %12'sinde (78/652) en az bir kök sinus içinde, %63 (411/652) da diş kökü sinus tabanından uzakta olarak bulunmuştur. Sadece molarlara bakıldığında %20'sinde diş kökleri sinüse penetre, %42 sinde sinüs tabanı ile kontakta.

Çalışma kapsamında incelenen 100 KIBT görüntüsünde 105 dişin bir veya daha fazla kökünün sinüs tabanının içinde (Tip 3-5), 136 dişin kökünün sinüs tabanı ile kontakta (Tip 2,6,7,8) olduğu ve 411 dişin kökünün sinüs tabanı ile arasında mesafe (Tip 1) bulunduğu saptandı.

Tiplerin yaş aralıklarına göre görülme oranları Tablo 4.3-5.'te gösterilmiştir. Tiplerin dağılımında dekatlar arasında istatistiksel anlamda önemli bir fark bulunmamıştır ($p>0.05$).

Tablo 4.3. Maksiller premolar diş kökü apeksleri ile maksiller sinüs arasındaki ilişkinin görülme oranlarının dekatlara göre dağılımı.

Birinci premolar dişler				İkinci premolar dişler			
Dekatlar	Tip 1	Tip 2	Tip 3	Tip 1	Tip 2	Tip 4	Tip 5
16-20	50 (%96.2)	2 (%3.8)		34 (%64.2)	12 (%22.6)		5 (%13.2)
20-30	27 (%96,4)		1 (%3,6)	20 (%64.5)	5 (%16.1)	2 (%6.5)	4 (%12.9)
30-40	25 (%100)			24 (%85.7)	2 (%7.1)	1 (%3.6)	1 (%3.6)
40-50	39 (%97.5)	1 (%2.5)		27 (%84.4)	4 (%12.5)	1 (%3.1)	
50-60	19 (%100)			16 (%94.1)	1 (%5.9)		
60<	9 (%100)			4 (%57)	3 (%43)		

Tablo 4.4. Maksiller birinci molar diş kökü apeksleri ile maksiller sinüs arasındaki ilişkinin görülme oranlarının dekatlara göre dağılımı.

Birinci molar dişler					
Dekatlar	Tip 1	Tip 2	Tip 3	Tip 4	Tip 5
16-20	13 (%25.5)	22 (%43.2)	9 (%17.6)	3 (%5.9)	4 (%7.8)
20-30	5 (%17.2)	15 (%51.7)	4 (%13.8)	1 (%3.5)	4 (%13.8)
30-40	14 (%53.8)	9 (%34.7)	3 (%11.5)		
40-50	13 (%56.5)	7 (%30.4)		2 (%8.8)	1 (%4.3)
50-60	6 (%46.2)	7 (%53.8)			
60<	4 (%66.7)	2 (%33.3)			

Tablo 4.5. Maksiller ikinci molar diş kökü apeksleri ile maksiller sinüs arasındaki ilişkinin görülme oranlarının dekatlara göre dağılımı.

İkinci molar dişler					
Dekatlar	Tip 1	Tip 2	Tip 3	Tip 4	Tip 5
16-20	14 (%30.4)	26 (%56.5)	4 (%8.7)	2 (%4.4)	
20-30	5 (%16.7)	2 (%43.3)	8(%26.7)	1 (%3.3)	3 (%10)
30-40	16 (%53.3)	2 (%16.6)	8 (%26.8)		1 (%3.3)
40-50	13 (%44.8)	13 (%44.8)	2 (%6.9)		1 (%3.5)
50-60	12 (%75)	4 (%25)			
60<	2 (%33.3)	4 (%66.7)			

Maksiller sinüs tabanı ile diş kökleri arasındaki ilişkiyi gösteren tiplerin dağılımında kadın ve erkekler arasında ve sağ ve sol taraflarda da istatistiksel anlamda bir fark bulunmamıştır ($p>0.05$).

- Yapılan ölçümlerin sonuçları sırasıyla tablolarda, önceden belirtilen kodlarına göre (1-14) verilmiştir;

Tablo 4.6. Birinci premolar dişlerde kros kesit görüntülerde yapılan ölçümlerin sonuçları ve cinsiyetlere göre dağılımları.											
Cinsiyet	Ölçümler	1*	2*	3*	4*	5*	6*	7*	8*	9*	10*
Erkek	Minimum	6.6	8.1	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.5	0.0	0.1
	Maksimum	15.2	18.0	3.3	4.5	8.7	9.7	22.9	23.5	6.0	1.8
	Ortalama	8.5	10.4	1.1	2.2	1.1	4.7	6.2	5.4	2.7	0.9
	SD	1.0	1.5	0.8	1.0	1.4	2.1	3.9	3.9	1.4	0.3
Kadın	Minimum	6.1	6.8	0.0	0.0	0.0	1.3	0.0	0.6	0.0	0.0
	Maksimum	11.0	13.3	2.4	5.1	7.6	10.8	7.3	17.1	11.0	1.3
	Ortalama	8.3	9.9	1.0	2.1	0.8	4.9	7.9	6.9	3.1	0.9
	SD	0.9	1.3	0.6	1.0	1.0	1.9	8.5	3.6	2.1	0.3
Toplam	Minimum	6.1	6.8	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.5	0.0	0.0
	Maksimum	15.2	18.0	3.3	5.1	8.7	10.8	22.9	23.5	11.0	1.8
	Ortalama	8.4	10.2	1.0	2.2	1.0	4.8	6.6	6.0	2.8	0.9
	SD	1.0	1.4	0.7	1.0	1.2	2.0	6.6	3.8	1.8	0.3

Sağ ve sol birinci premolar dişlere, kros kesit görüntülerde yapılan ölçümlerin değerleri Tablo 4.6. gösterilmiştir. Bu sonuçlara göre; servikal bölgede dişin bukko-palatal kalınlığı 8.4 ± 1 mm, kökün orta üçlüsünde bukkal ve alveolar kemikler arasında en geniş mesafeye bakıldığında alveol kemiğin kalınlığı 10.2 ± 1.4 mm, bukkal kökün ortasında kök yüzeyi ile bukkal alveolar kemik arasındaki horizontal mesafe 1 ± 0.7 mm, palatal kökün orta noktası ile palatal alveolar kemik arasındaki horizontal mesafe 2.2 ± 1 mm, bukkal kökün apeksi ile bukkal alveolar kemik arası horizontal mesafe 1 ± 1.2 mm, palatal kökün apeksi ile palatal alveolar kemik arası horizontal mesafe 4.8 ± 2 mm, bukkal kök apeksi ile maksiller sinüs tabanı arasındaki en yakın mesafe 7.1 ± 6.6 mm, palatinal kök apeksi ile maksiller sinüs tabanı

arasındaki en yakın mesafe 6 ± 3.8 mm, bukkal ve palatinal kökler arasındaki en büyük uzaklık 2.8 ± 1.8 mm, maksiller sinüs tabanının kök apeksine en yakın bölgedeki maksimum kortikal kalınlığı 0.9 ± 0.3 mm olarak bulunmuştur. Verilere göre birinci premolar dişlerin bukkalindeki kemik kalınlığı orta üçlüde ve apeks bölgesinde palatinaldeki kemik miktarından daha azdır.

Tablo 4.7. İkinci premolar dişlerde kros kesit görüntülerde yapılan ölçümlerin sonuçları ve cinsiyetlere göre dağılımları.

Cinsiyet	Ölçümler	1*	2*	3*	4*	5*	6*	7*	8*	9*	10*
Erkek	Minimum	6.6	7.8	0.0	1.0	0.0	2.3	0.0	0.0	0.0	0.0
	Maksimum	11.6	14.0	3.8	9.1	10.0	9.5	17.3	11.2	5.8	1.8
	Ortalama	8.6	10.6	1.8	2.6	2.4	5.8	2.9	1.9	3.0	0.7
	SD	0.8	1.3	0.9	1.1	1.7	1.6	3.5	2.5	1.4	0.4
Kadın	Minimum	6.2	7.6	0.0	0.5	0.0	3.5	0.0	0.0	0.0	0.0
	Maksimum	11.2	13.8	5.0	6.7	9.5	10.8	12.7	9.1	6.4	1.5
	Ortalama	8.5	10.5	1.9	2.3	2.1	6.2	3.5	3.0	3.1	0.8
	SD	0.9	1.3	1.0	1.0	1.6	1.7	3.1	2.7	1.7	0.3
Toplam	Minimum	6.2	7.6	0.0	0.5	0.0	2.3	0.0	0.0	0.0	0.0
	Maksimum	11.6	14.0	5.0	9.1	10.0	10.8	17.3	11.2	6.4	1.8
	Ortalama	8.5	10.6	1.8	2.5	2.3	6.0	3.2	2.3	3.0	0.8
	SD	0.9	1.3	0.9	1.1	1.6	1.6	3.3	2.6	1.5	0.4

Tablo 4.7.'de ise sağ ve sol ikinci premolar dişlerde yapılan ölçümlerin sonuçları gösterilmiştir. Bunlara göre; servikal bölgede dişin bukkal-palatinal kalınlığı 8.5 ± 0.9 mm, kökün orta üçlüsünde bukkal ve alveolar kemikler arasında en geniş mesafeye bakıldığında alveol kemiğin kalınlığı 10.6 ± 1.3 mm, bukkal kökün ortasında kök yüzeyi ile bukkal alveolar kemik arasındaki horizontal mesafe 1.8 ± 0.9 mm, palatal kökün orta noktası ile palatal alveolar kemik arasındaki horizontal mesafe 2.5 ± 1.1

mm, bukkal kökün apeksi ile bukkal alveolar kemik arası horizontal mesafe 2.3 ± 1.6 mm, palatal kökün apeksi ile palatal alveolar kemik arası horizontal mesafe 6 ± 1.6 mm, bukkal kök apeksi ile maksiller sinüs tabanı arasındaki en yakın mesafe 3.2 ± 3.3 mm, palatinal kök apeksi ile maksiller sinüs tabanı arasındaki en yakın mesafe 2.3 ± 2.6 mm, bukkal ve palatinal kökler arasındaki en büyük uzaklık 3 ± 1.5 mm, maksiller sinüs tabanının kök apeksine enyakın bölgesindeki maksimum kortikal kalınlığı 0.8 ± 0.4 mm olarak bulunmuştur. Verilere göre ikinci premolar dişlerde de bukkalindeki kemik kalınlığı orta üçlüde ve apeks bölgesinde palatinaldeki kemik miktarından daha azdır. Diş kökü apekslerinin de sinüse olan uzaklıkları birinci premolara göre daha azdır.

Tablo 4.8. Birinci molar dişlerde kros kesit görüntülerde yapılan ölçümlerin sonuçları ve cinsiyetlere göre dağılımları.

Cinsiyet	Ölçümler	1*	2*	3*	4*	5*	6*	7*	8*	9*	10*	11*	12*	13*	14*
Erkek	Min.	7.8	11.2	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
	Mak.	12.6	17.3	3.0	3.1	5.7	6.5	14.1	13.8	11.9	1.8	32.0	12.5	14.6	10.8
	Ort.	10.2	14.4	1.0	1.3	2.1	2.4	2.0	1.8	7.4	0.5	2.1	2.6	1.8	6.1
	SD	1.0	1.5	0.9	0.7	1.7	1.3	3.0	3.0	2.4	0.4	3.7	2.5	2.9	2.1
Kadın	Min.	8.2	11.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
	Mak.	13.1	17.0	3.8	2.8	6.3	6.6	12.0	10.3	13.2	1.8	5.8	6.5	12.3	11.5
	Ort.	10.3	14.4	1.1	1.0	1.8	2.1	2.0	2.2	8.0	0.6	1.8	2.0	1.8	7.3
	SD	0.9	1.3	0.8	0.7	1.7	1.2	2.9	2.7	2.4	1.4	1.2	1.7	2.6	2.4
Toplam	Min.	7.8	11.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
	Mak.	13.1	17.3	3.8	3.1	6.3	6.6	14.1	13.8	13.2	1.8	32.0	12.5	14.6	12.5
	Ort.	10.3	14.4	1.1	1.1	1.9	2.2	2.0	2.0	7.7	0.6	1.9	2.3	1.8	7.2
	SD	0.9	1.4	0.9	0.7	1.7	1.3	3.0	2.8	2.4	0.4	2.7	2.1	2.7	2.2

Tablo 4.8.'de birinci molar dişlerde yapılan ölçümlerin sonuçları gösterilmiştir. Verilere göre; servikal bölgede dişin maksimum bukko-palatal kalınlığı 10.3 ± 0.9 mm, kökün orta üçlüsünde bukkal ve alveolar kemikler arasında en geniş mesafeye bakıldığında alveol kemiğinin kalınlığı 14.4 ± 1.4 mm, meziobukkal kökün ortasında kök yüzeyi ile bukkal alveolar kemik arasındaki horizontal mesafe 1.1 ± 0.9 mm, palatal kökün orta noktası ile palatal alveolar kemik arasındaki horizontal mesafe 1.1 ± 0.7 mm, meziobukkal kökün apeksi ile bukkal alveolar kemik arası horizontal mesafe 1.9 ± 1.7 mm, palatal kökün apeksi ile palatal alveolar kemik arası horizontal mesafe 2.2 ± 1.3 mm, meziobukkal kök apeksi ile maksiller sinüs tabanı arasındaki en yakın mesafe 2 ± 3 mm, palatinal kök apeksi ile maksiller sinüs tabanı arasındaki en yakın mesafe 2 ± 2.8 mm, meziobukkal ve palatinal kökler arasındaki en büyük uzaklık 7.7 ± 2.4 mm, maksiller sinüs tabanının kök apeksine en yakın bölgesindeki maksimum kortikal kalınlığı 0.7 ± 1 mm, distobukkal kökün ortasında kök yüzeyi ile bukkal alveolar kemik arası horizontal mesafe 1.9 ± 2.7 mm, distobukkal kökün apeksi ile bukkal alveolar kemik arası horizontal mesafe 2.3 ± 2.1 mm, distobukkal kök apeksi ile sinüs tabanı arası en kısa mesafe 1.8 ± 2.7 mm, distobukkal kök ile palatal kök arası enuzak mesafe 7.2 ± 2.2 mm olarak bulunmuştur. Posteriora doğru diş palatinalden saran kemik miktarı azalmakta ve diş kökleri ile sinüs arası uzaklık kısalmakta, hatta kökler ile sinüs arasında kontak ya da kökün sinüse invazyonu artmaktadır. Meziobukkal kökün bukkalindeki kemik kalınlığı distobukkal kökten daha fazladır.

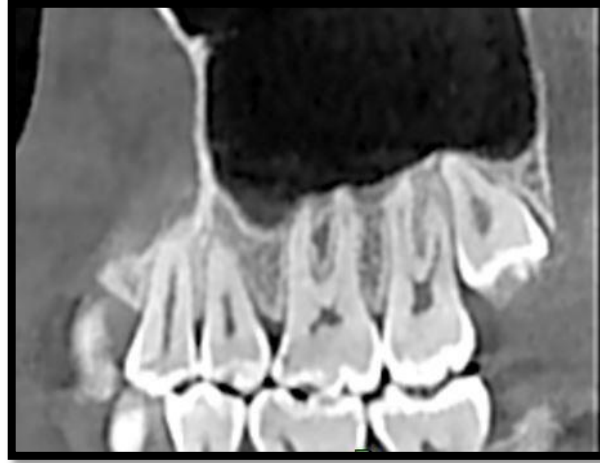
Tablo 4.9. İkinci molar dişlerde kros kesit görüntülerde yapılan ölçümlerin sonuçları ve cinsiyetlere göre dağılımları.

Cinsiyet	Ölçümler	1*	2*	3*	4*	5*	6*	7*	8*	9*	10*	11*	12*	13*	14*
Erkek	Min.	8.3	10.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
	Mak.	13.5	18.7	6.1	4.3	10.5	8.0	11.6	10.8	11.9	1.5	6.3	9.3	11.8	10.5
	Ort.	10.5	14.5	2.2	1.5	3.9	2.2	1.6	2.5	6.0	0.5	2.4	3.1	2.1	5.7
	SD	1.1	1.6	1.2	0.8	2.1	1.5	2.9	3.0	2.5	0.4	1.3	2.0	3.1	2.3
Kadın	Min.	8.0	10.9	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
	Mak.	12.3	18.1	5.5	3.5	9.3	5.3	8.8	9.3	12.1	1.3	4.6	23.0	10.1	10.9
	Ort.	10.3	14.5	2.3	1.6	4.2	2.1	1.0	1.9	6.2	0.6	2.2	3.4	1.5	5.8
	SD	1.1	1.4	1.0	0.9	1.8	1.2	1.7	2.3	2.6	0.3	1.2	3.0	2.2	2.6
Toplam	Min.	8.0	10.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
	Mak.	13.5	18.7	6.1	4.3	10.5	8.0	11.6	10.8	12.1	1.5	6.3	23.0	11.8	11.5
	Ort.	10.4	14.5	2.3	1.6	4.1	2.2	1.3	2.2	6.1	0.6	2.3	3.3	1.8	5.6
	SD	1.1	1.5	1.1	0.8	2.0	1.4	2.4	2.7	2.6	0.4	1.3	2.5	2.7	2.3

Tablo 4.9.'de ikinci molar dişlerde yapılan ölçümlerin sonuçları gösterilmiştir. Verilere göre; servikal bölgede dişin maksimum bukko-palatal kalınlığı 10.4 ± 1.1 mm, kökün orta üçlüsünde bukkal ve alveolar kemikler arasında en geniş mesafeye bakıldığında alveol kemiğın kalınlığı 14.5 ± 1.5 mm, meziobukkal kökün ortasında kök yüzeyi ile bukkal alveolar kemik arasındaki horizontal mesafe 2.3 ± 1.1 mm, palatal kökün orta noktası ile palatal alveolar kemik arasındaki horizontal mesafe 1.6 ± 0.8 mm, meziobukkal kökün apeksi ile bukkal alveolar kemik arası horizontal mesafe 4.1 ± 2 mm, palatal kökün apeksi ile palatal alveolar kemik arası horizontal mesafe 2.2 ± 1.4 mm, meziobukkal kök apeksi ile maksiller sinüs tabanı arasındaki en yakın mesafe 1.3 ± 2.4 mm, palatinal kök apeksi ile maksiller sinüs tabanı arasındaki en yakın mesafe 2.2 ± 2.7 mm, meziobukkal ve palatinal kökler arasındaki en büyük uzaklık 6.1 ± 2.6 mm, maksiller sinüs tabanının kök apeksine en yakın bölgedeki maksimum kortikal kalınlığı 0.6 ± 0.4 mm, distobukkal kökün ortasında kök yüzeyi ile bukkal alveolar kemik arası horizontal mesafe 2.3 ± 1.3 mm, distobukkal kökün apeksi ile bukkal alveolar kemik arası horizontal mesafe 3.3 ± 2.5 mm, distobukkal kök apeksi ile sinüs tabanı arası en kısa mesafe 1.8 ± 2.7 mm, distobukkal kök ile palatal kök arası enuzak mesafe 5.6 ± 2.3 mm olarak bulunmuştur. İkinci molarlarda birinci molarlara göre dişi bukkalden saran kemik miktarı artmaktadır.

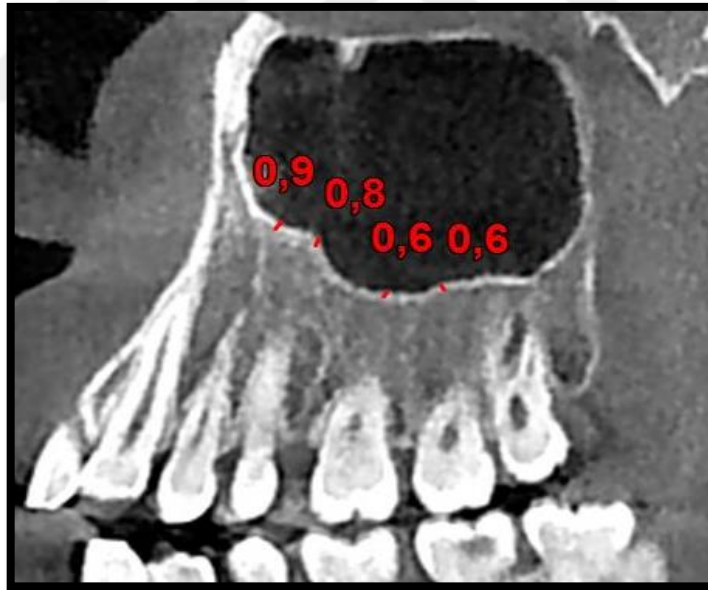
Bu sonuçlara göre;

- Sinüsle arasında ortalama olarak en kısa mesafe bulunan kök 1.3 mm ortalamayla ikinci molar dişin meziobukkal kökü olarak bulunmuştur.
- Sinüs tabanına en uzak kök ise ortalama 6.6 mm ile birinci premolar dişin bukkal köküdür.



Şekil 4.4. Diş kökleri ile sinüs arasındaki mesafenin sagittal KIBT üzerinde gösterimi.

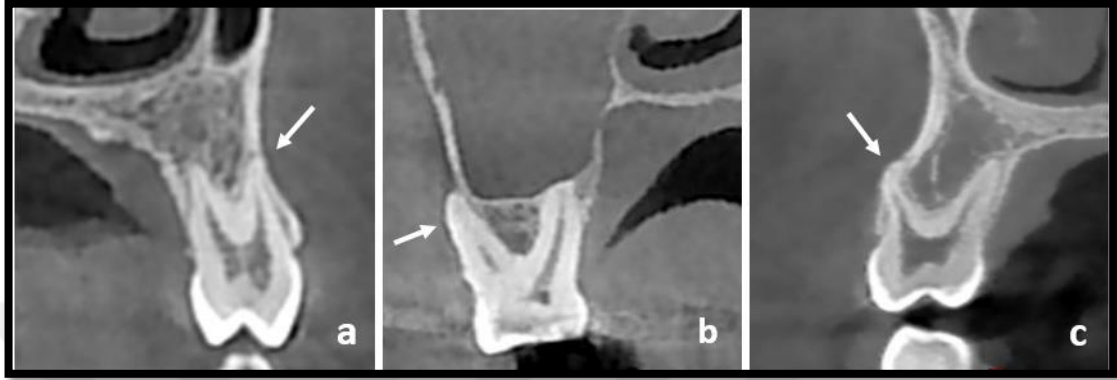
Sonuçlara göre posteriora yaklaştıkça diş kökleri ile sinus tabanı arasındaki mesafenin azaldığı söylenebilir (Şekil 4.4.).



Şekil 4.5. Maksiller sinüs tabanı kalınlığının posteriora doğru azaldığını gösteren sagittal KIBT görüntüsü.

Maksiller sinüs tabanı kalınlığı posteriora doğru azalmaktadır (Şekil 4.5.)
Dişi saran kemik kalınlıklarına bakıldığında birinci premolar dişin bukkal orta üçlü (1 mm) ve apeks (1 mm) bölgesindeki alveolar kemiği diğerlerine

oranla çok incedir. Palatinalde ise birinci molar dişin palatinal kökünün palatinalindeki kemik miktarı (1.1 mm-2.2 mm) diğerlerine göre daha azdır (Şekil 4.6.).



Şekil 4.6. Posterior dişlerde kemik desteği olmayan bölgeler. a: Premolar diş bukkal kökün apikal üçlüsünde bukkal kemikte perfore alan, b: molar dişin meziobukkal kökünün bukkal yüzeyinde kemikte perforasyon alanı, c: molar dişin meziobukkal kökünün ortasından apeksine kadar uzanan kemik perforasyon alanı.

Bukkolingual yönde de alveolar kemiğin en ince olduğu bölge birinci premolar bölgesi (10.2 mm), en kalın olduğu bölge ikinci molar (14.5 mm) bölgesidir.

Tablo 4.10. Bukkal kemik kalınlığı (No.5) ile sinüs mesafesi (No.7) arasındaki korelasyon.

Analiz edilen dişler	korelasyon katsayısı	
İkinci premolar	rho	p
No. 7	-0.147	0.045
Birinci molar		
No. 7	-0.508	<0.001
İkinci molar		
No. 7	-0.233	0.003

Korelasyon analizi; $p < 0.05$.

Bukkal kök apekslerinin sinüse olan uzaklıkları (No.7) ile bukkal kökün apeksi hizasındaki bukkal kemiğin horizontal mesafesi (No. 5) arasında ikinci premolar dişler ve molar dişler için negatif korelasyon bulunmuştur. Bu dişler için kökle sinüs tabanı arasındaki mesafe azaldıkça, kök apeksini bukkalden destekleyen kemiğin miktarının arttığı söylenebilir (Tablo 4.10).

Tablo 4.11. Kökler arası uzaklık (No. 9 ve 14) ile alveol kemiğin kalınlığı (No. 2) arasındaki korelasyon.

Analiz edilen dişler	korelasyon katsayısı	
Birinci premolar	r/rho	p
No. 9	r= 0.184	0.045
Birinci molar		
No. 9	rho= 0.2	0.014
No. 14	rho= 0.26	0.032

Korelasyon analizi; $p < 0.05$.

Diş köklerinin birbirine olan uzaklıkları (No. 9 ve 14) ve alveol kemiğin bukkopalatinal yönde en kalın mesafesi arasında birinci premolar ve molar dişler için pozitif korelasyon olduğu görülmüştür (Tablo 4.11).

Bu dişler için bukkal ve palatinal kökler arasındaki uzaklık arttıkça alveol kemiğin bukkopalatinal yöndeki kalınlığının da arttığı söylenebilir.

Ölçümlerin yaşla ilişkisi değerlendirildiğinde; sağ ve sol birinci molar dişlerin bukkal ve palatinalindeki kemik kalınlıkları (No. 3,4,5,6) ve ikinci molar dişlerin bukkalindeki kemik kalınlığı (No. 3,5) ile yaş arasında negatif korelasyon olduğu bulunmuştur. Bu dişler için yaş arttıkça bukkal ve palatinaldeki kemik kalınlıklarının azaldığı söylenebilir (16 numaralı diş için yaş ile No. 3,4,5 ve 6 kodlu ölçümler arasındaki korelasyonda sırasıyla; $p=0.000$ ve $r=-0.444$, $p=0.000$ ve $r=-0.365$, $p=0.000$ ve $r=-0.606$, $p=0.033$ ve $r=-0.242$, 26 numaralı diş için; $p=0.003$ ve $r=-0.345$, $p=0.047$ ve $r=-0.232$, $p=0.000$ ve $r=-0.487$, $p=0.014$ ve $r=0.284$, 17 numaralı diş için yaşla No. 3 ve 5

arasındaki korelasyonda; $p=0.005$ ve $r=-303$, $p=0.000$ ve $r=-389$, 27 numaralı diş için; $p=0.000$ ve $r=-438$, $p=0.000$ ve $r=-462$ 'dir.).

Tablo 4. 12. Dişin uzun aksı ile alveol kreti arasındaki açının (α) dişlere göre değerleri.				
Diş no	Minimum	Maximum	Mean	Std. Sapma
14	0,4°	20,4°	*8,88°	3,86
15	1,0°	22,0°	7,35°	3,84
16	0,3°	34,0°	5,43°	4,06
17	1°	21,2°	7,70°	3,98
24	2,1°	30,0°	*12,04°	4,61
25	2,9°	18,8°	*9,93°	4,01
26	1,9°	13,4°	5,23°	2,44
27	1,5°	16,7°	6,56°	3,16

KIBT'de kros kesit görüntülerde yapılan açı ölçümlerinin ortalamaları ve standart sapmaları dişler için ayrı ayrı Tablo 4.12. 'te gösterilmiştir. Birinci premolarların uzun aksı ile alveol kreti uzun aksı arasındaki açı (α) ortalama 9.88° (0.4°-30° arasında) ikinci premolarlarda 7.83° (1°-9.93° arasında), birinci molarlarda ortalama 5.32° (0.3°-5.43°), ikinci molarlarda ise ortalama 7.16° (1°-3.98°)' dir. Birinci ve ikinci premolarlarda molarlara oranla α açısı daha fazladır.

Tablo 4.13. Açısal ölçüm ile mesafe ölçümleri arasındaki korelasyon.

Analiz edilen dişler	korelasyon katsayısı	
Birinci premolar	rho	p
Num. 7	0.181	0.018
Num.8	0.252	0.008
İkinci premolar		
Num. 7	0.165	0.033
Num.8	0.332	0.034

Alfa açısı (α) ile bukkal ve palatal köklerin maksiller sinus tabanına olan uzaklıkları (Num. 7 ve 8) arasındaki ilişkiye bakıldığında, birinci ve ikinci premolar dişler için pozitif korelasyon bulunmuştur (Tablo 4.13.).

Bu sonuca göre premolar dişlerde diş kökleri sinus tabanı arasındaki mesafe arttıkça yani diş kökü sinüsten uzaklaştıkça, dişin kretle bukkolingual yönde yaptığı açı (α) artış göstermektedir.

Gözlemci içi uyum değerlendirmesinde kappa katsayısı, ağırlıklı kappa katsayısı ve intra-class korelasyon katsayısı kullanılmıştır. Bu analizin sonuçlarına göre:

Maksiller sinüs diş kökleri arasındaki ilişki için (Tip1-8): Birinci ve ikinci (bir ay sonraki ölçümler) değerlendirme arasında yüksek derecede uyum bulunmaktadır ($\kappa=0.917$; $p<0.001$).

Alfa açısı için : İlk ve ikinci (bir ay sonraki ölçümler) değerlendirmeler arasında yüksek derecede uyum bulunmaktadır. ($\kappa_w=0.923$; $p<0.001$).

Kemik kalınlığının ölçümleri için; İlk ve ikinci (bir ay sonraki ölçümler) ölçümler arasında iyi derecede uyum bulunmaktadır Bu değerlendirmenin sonuçlarına göre korelasyon katsayısı; birinci premolar dişler için 0.865 ($p<0.001$), ikinci premolar dişler için 0.809 ($p<0.001$), birinci molar dişler için 0.867 ($p<0.001$), ikinci molar dişler için de 0.845 ($p<0.001$) olarak bulunmuştur.

5. TARTIŞMA ve SONUÇ

Premolar ve molar dişlerin topografisinin, maksiller sinüsle olan ilişkilerinin 3-boyutlu KIBT kullanarak analiz edilmesi; klinisyenlere implant uygulaması, ortodontik tedavi ve periapikal cerrahi öncesi yararlı bilgiler sunar. Özellikle diş çekimi sonrası immedat implant tedavisinde, socketin hazırlanabilmesi için çekim öncesi kemiğin değerlendirilmesi, sonrasında uygulanacak işlem için rehber oluşturur. İmmedat implant tedavisi günlük pratikte yaygın karşılaşılan bir durumdur (3). Geleneksel implant tedavisi genel olarak dişsiz hastalar için planlanan bir tedavi olmasına rağmen, diş çekimi sonrası socketin korunup hazırlanması ve gerektiğinde greft uygulamasını içeren tek seans implant yerleşimi gibi bir tedavi seçeneği de vardır (15,16). Bununla birlikte, bu tedavi sıklıkla çekim sonrası devam eden kemik rezorpsiyonu nedeniyle bazı komplikasyonlarla sonuçlanabilir. Sonuç olarak morfolojik karakterin bilinmesi çekim sonrası dental implant yerleşimi tedavisinde uygun yaklaşımın seçimi için önemlidir. Ancak maksiller posterior bölgedeki alveolar kemiğin morfolojik özellikleri ile ilgili sınırlı sayıda bilgi mevcuttur (10).

Posterior dişlerin implant tedavisi ve periapikal cerrahi öncesi değerlendirilmesi için KIBT önerilmektedir. KIBT ile kortikal ve trabeküler kemik kalınlığı ve cerrahi yapılacak bölgedeki ilgili dişlerin kök eğimleri belirlenebilir (176). KIBT' nin birçok

avantajı olduğu bilinmektedir. Medikal BT ile kıyaslandığında daha düşük radyasyon dozu, daha kısa ekspoz süresi ve daha düşük maliyete sahiptir. Posterior maksillada KIBT ile yapılan submilimetre düzeyindeki doğrusal (lineer) ölçümlerin güvenilirliği kanıtlanmıştır (30). Bazı çalışmalarda (28,29) insan kafatası üzerinde yapılan ölçümlerde 0.01 mm'lik küçük bir ölçüm hatası bildirilmiş ve bunu engellemek için kemik yapıların değerlendirilmesinde daha yüksek çözünürlüklü görüntülerin gerekli olduğu vurgulanmıştır. Ayrıca Amerikan Oral ve Maksillofasiyal Radyoloji Akademisi, KIBT ile elde edilen kros kesit görüntülerin implant uygulanacak tüm bölgelerde kullanılabileceğini belirtmiştir. KIBT maksiller posterior dişlerin kökleri etrafındaki kemiğin, distorsiyon ve diş ve etrafındaki yapıların superpozisyonu olmadan gerçek 3 boyutlu görüntüsünü incelenme imkanı sunar (176,177). Bu nedenlerle maksiller premolar ve molar dişlerin topografik anatomisinin değerlendirilmesi ve maksiller sinüsle olan ilişkilerinin belirlenmesi için, sağladığı doğrusal ve açısız ölçümler ve 3 boyutlu değerlendirme olanağı ile uygun bir yöntem olarak görülmüştür (134).

Maksiller sinüs tabanı posterior dişlerin köklerinin altında veya komşu dişlerin arasında uzanarak girintiler oluşturabilir. Bu nedenle endodontik tedavi ve periapikal cerrahi öncesi dikkatli inceleme gereklidir. Diş kökleri ile maksiller sinüs tabanı arasındaki yakın ilişki, bakteriyel enfeksiyondan kaynaklanan periapikal hastalığın maksiller sinüse yayılmasını kolaylaştırır (178,179), mukositis ve sinüzite (179,180) ya da endoantral sendroma neden olabilir (181). Bu yakın ilişki endodontik tedavi sırasında kullanılan aletler, kanal dolgu patları, kanal içi kullanılan ilaçların sinüs mukozasında inflamatuvar cevap oluşturmasına ve periapikal cerrahi sırasında sinüs membranının perforasyonuna neden olabilir (110,123).

Posteriora doğru gittikçe diş kökleri ile maksiller sinüs tabanı arasındaki ilişkinin giderek yaklaştığı düşünülür (10,182). Ayrıca maksiller sinüsün dişlere en yakın bölgesi ikinci molar diş bölgesi olarak bilinir (182). Maksiller molar dişlerle maksiller sinüs ilişkisinin değerlendirilmesi molar bölgede sinüste oluşabilecek komplikasyonların sıklığının azalması açısından önemlidir (17,23,183-185). Bu ilişkiyi KIBT kullanarak tanımlayan az sayıda çalışma mevcuttur ve genellikle çocuk ve erişkin hastalar bu çalışmalara dahil edilmiştir (143). Çalışmasına üçüncü molar

diş dahil eden yazarlar bu dişin kök gelişiminin tamamlandığı 18 yaş baz alarak çalışma grubunun alt sınırını 21 yaş olarak almıştır (186). Bizde ikinci molar dişin kök gelişimini yaklaşık 14-15 yaş civarı tamamlaması nedeniyle en küçük yaşı 16 olan hastaları dahil ederek hasta grubumuzu oluşturduk.

Çeşitli yazarlar maksiller sinüsle premolar ve molar dişlerin ilişkisini incelemiştir (9, 134,150,182). Kwak ve ark. nın (10) 2003 yılında Kore popülasyonunda BT kullanarak yaptığı çalışmada, maksiller sinus ile maksiller molar dişler arasındaki vertikal ve horizontal ilişkiyi sınıflandırmıştır. Vertikal ilişkinin değerlendirilmesinde tez çalışmamızda kullanmış olduğumuz 5 tipten oluşan kategorizasyon kullanılmıştır. Aynı sınıflamayı Yoshimine ve ark. da (3) kullanmış ve her iki çalışmanın bulgularına göre vertikal ilişkiden en sık görüleni diş köklerinin sinüs tabanı ile kontakta olmadığı arada kemik mesafesinin bulunduğu Tip 1 sınıflama olmuştur. Kwak ve ark. (10) Tip 4 yani palatinal kökün sinüse penetre olduğu durumu, maksiller molarlarda bukkal kökün penetrasyonundan yani Tip 3'ten daha fazla bulmuştur. Bununla birlikte ikinci molarlarda Tip 4 gözlenmemiş ve Tip 3 sadece üç dişte (%14.2) görülmüştür. Yoshimine ve ark. da (3) birinci molar dişlerde Tip 3'e rastlamamış, molarlar arasında Tip 4'ü Tip 3'ten fazla bulmuştur. Jung ve ark. nın (142) çalışmasında ise molar dişlerin bir veya daha fazla kökünün sinüse protrüzyonu en sık görülen durum olarak bulunmuştur. Çalışmaya göre molar kökleri ile sinüs ilişkisi bukkal ve palatal köklere bakıldığında farklılık göstermektedir. Molarların bukkal kökünde sinüse protrüzyon oranı daha fazladır. Tip 2 yani köklerin sinüs tabanı ile kontakta olduğu durum birinci molar dişlerin palatal kökünde daha siktir. İkinci molar dişlerin palatal kökü de genelde sinüs tabanından ayrıdır ve arada mesafe bulunur. Ok ve ark. da (183) çalışmasında birinci premolarların %99.3'ünün, ikinci premolarların % 71.6'sının sinüs tabanından uzakta (Tip 1) olduğunu bulmuşlardır. Çalışmada molarlar arasında sinüs içinde görülme oranı en fazla olan kökün; birinci molarların palatinal kökü (%34.2) olduğu belirtilmiş, mezobukkal ve distobukkal kökleri ise sırasıyla %39.9 ve %39.7 oranlarında sinüs tabanından uzakta, sinüs tabanı ile en fazla kontakta olan kök ise %36.7 oranla ikinci molarların meziobukkal kökü olarak bulunmuştur. Bu tez çalışmasında da Kwak ve ark. (10) ve Yoshimine ve ark. nın (3) sonuçlarına benzer olarak Tip 1 sınıflama hem sağ hem sol tarafta en çok görülen tip (%65.7) olmuştur

fakat, diğer bulguların aksine Jung ve ark. (142) bulgularına benzer şekilde molarlarda; bukkal kökün sinüse penetrasyonu (Tip 3) palatinal kökten (Tip 4) daha fazla görülmüştür.

Kılıç ve ark. (143) premolar ve molar dişlerin kök apekslerini sinus içine penetre olmadan sinüs tabanına kontakta olarak yaklaşık %25.4 ve sinus içine penetre olarak da %10.5 vakada buldu. Pagin ve ark. da (144); %21.6 vakada diş kökü sinüs tabanı kontakta ve %14.3 vakada kökü sinüse penetre olarak bulmuştur. Bu bulgular çalışmamızın bulgularına benzer şekildedir; kökleri sinüs tabanı ile kontakta olan dişler %25, sinüse penetre olanlar da %12 oranında bulunmuştur. Shokria ve ark. (186) nın çalışmasında premolarlar genelde sinüs tabanından uzakta (Tip 1), molarlarında çoğunluğunda en az bir kökünün sinüs içinde (Tip 3,4,5) olduğu görülmüştür. Çalışmalar arasındaki farklar, farklı metodolojilerin kullanılmasına veya farklı toplumlarda yapılmasına bağlı olabilir. Örneğin Pagin ve ark. çalışması farklı genetik varyasyonların gözlemlendiği karışık bir toplumdan oluşan Brezilya'da yapılmıştır (144).

Freisfeld ve ark. nın (187) yaklaşık 12 yaş civarında 30 hastada (12 hasta 12 yaşında, 5'i 12 den küçük yaşta ve 13'ünün yaşı 12 den büyük) yaptıkları çalışmalarında, maksiller birinci molar dişlerin kökleri bilgisayarlı tomografi (BT) görüntüleri kullanılarak değerlendirilmiştir. 129 kökten 37'si (%28.7) sinüse protrüze olarak bulunmuştur. Pagin ve ark. nın (144) KIBT ile yaptığı çalışmasında 192 maksiller birinci molar diş sadece 23'ünün (%11.9) kökünün sinüs içinde olduğu görülmüştür. Bizim de KIBT ile yaptığımız incelemenin sonuçlarına göre 152 tane değerlendirilen birinci molar diştten 31 tanesinin (%20,3) en az bir kökünün maksiller sinüse penetre olduğu görüldü. Bu farklılıklar da, görüntüleme yönteminin farklı olmasından kaynaklanabilir. KIBT'de voksel boyutlarının izotropik olması nedeniyle bütün boyutlarda gerçeğe uygun daha hassas 3 boyutlu veri elde edilir (61,180,187).

Sharan ve Madjar (146) yaşları 15 ile 57 arasında değişen hastaların BT görüntülerini değerlendirdi ve kökü sinüse penetre olan dişleri sırasıyla; 36 ikinci premolar dişin 4'ü (%11.1), 172 birinci moların 45'i (%26.1); ve 214 ikinci molar dişin 78'i (%36) olarak bulmuşlardır. Aynı çalışmada yazarlar sinüs tabanı ile diş köklerinin sinüs içine penetre olmadan sadece sinüs tabanı ile kontakta olduğu dişleri sırasıyla; 36

ikinci premolarların 12'si (%33.3), 172 birinci moların 51'i (%29.6), 214 ikinci moların 56'sı (26.1) olarak bulunmuştur (20). Pagin ve ark. ise (144) çalışmasında 70 ikinci premoların 2'sini (%2.8), 192 birinci moların 23'ü (%11.9), 237 ikinci molar dişin 55'inin (%23.2) köklerini sinüse penetre olarak bulunmuştur. Sinüs tabanına kontakta olan köklere bakıldığında ise ikinci premolarların %25.7'si, (18/70), birinci molarların % 23.9'u (46/192) ve ikinci molarların %22.7'sinde (54/237) görülmüştür. Hassan ve ark. (188) sinüs tabanına protrüze olan birinci premolar, ikinci premolar, birinci molar ve ikinci molar dişler sırasıyla %0, %1.4, %23.6, %17.9 oranlarında, kökü sinüs tabanı ile kontakta olanlar; %0.7, %4.1, %11.8, %17.2, kökle sinüs tabanı arasında mesafe bulunanlar %99.3, %94.5, %64.6, %64.8 oranlarında bulunmuştur. Bu çalışmanın sonuçlarına göre de; birinci premoların % 1.7'sinde (3/173), ikinci premoların %16'sında (27/168), birinci moların % 43.4'ünde (66/152), ikinci moların %42.1'inde (67/159) diş kökü sinüs tabanı ile kontakta. Kökü sinüse penetre olan dişlere bakıldığında ise; birinci premolar dişlerden sadece %0.05'i (1/173), ikinci premoların %9.5'i (16/168), birinci moların %20.3'ü (31/152) ikinci moların %18.8'i (30/159) olduğu görülmüştür. Bu farklılıklar seçilen yaş gruplarının farklı olmasına bağlı olabilir. Sinüs ve diş gelişiminin tamamen durduğu durumlarda da; farklı görüntüleme yöntemlerine bağlı olarak sonuçlar da farklılık göstermektedir.

Genelde birinci ve ikinci molar dişlerin kök apeksleri maksiller sinüs tabanı ile daha yakın ilişkiindedir. Çoğu çalışmada ikinci molar dişlerin bukkal köklerinin sinüs tabanına daha yakın olduğu bulunmuştur (182,189,190). Georgescu ve ark. (190) ikinci molar dişin meziobukkal kökünün sinüs tabanına en yakın kök olduğunu bildirmiştir ve Kılıç ve ark. (143) çalışmasında ise sinüs tabanına en yakın kökü ikinci molar dişin distobukkal kökü olarak bulunmuştur. Pagin ve ark. çalışmasında (144), toplamda 429 dişin 178'inde (%41.4) sinüs tabanı ile kök apeksi kontakta veya kök sinüse penetre olarak bulunmuştur. İkinci molar dişlerin meziobukkal köklerinde bu oran %60.7 (48/79)'dir. Bu bulgular Maillet ve ark. (191) BT kullanarak yaptığı kök apeksi ile sinüs tabanı arasındaki mesafenin ölçüldüğü çalışmanın bulgularıyla benzerlik gösterir. Çalışmalarında ölçümlerin ortalama değerleri karşılaştırıldığında sinüse en yakın kök ikinci molar dişin meziobukkal kökü olarak bulunmuştur. Çalışmanın bulguları değerlendirildiğinde odontojenik

sinüzitin maksiller birinci ve ikinci molarların meziobukkal ve palatal köklerinin sinüse olan bu yakınlığından kaynaklandığı sonucuna varılmıştır (191). Eberhardt ve ark. (182) yaptıkları çalışmada maksiller birinci ve ikinci molar dişlerin kökleri vakaların % 40'ında sinüs tabanı ile yakın ilişki göstermiştir. Ölçümlere göre maksiller ikinci molar dişin meziobukkal kökü sinüs tabanına en yakın (ortalama: 1.97), ikinci premolar dişin bukkal kökü ise sinüs tabanından en uzak (ortalama 7.05) olarak bulundu (158). Von ve ark. (192) da premolar dişlerde KIBT ile yaptıkları çalışmada birinci premolarların palatinal kökünün %7.2 ve ikinci premoların bukkal kökünün %2.5, palatinal kökünün %13.6 oranında sinüsün içinde olduğunu bulmuştur. Sinüse olan mesafelerine bakıldığında birinci premoların bukkal kökü 5.15-8.28 mm arasında, palatinal kökü 4.20-7.17 mm, ikinci premolar dişin bukkal kökü 2.32-3.28 mm, palatinal kökü 2.68-3.58 mm olarak ölçülmüştür. Kwak ve ark. nın (10) çalışmasına göre ise maksiller premolar ve molar dişlerin kök apeksleri ile maksiller sinus arasındaki ortalama mesafe ikinci molar dişin meziobukkal kökünde 0.83 mm ile birinci molar dişin palatinal kökünde 7.05 mm olmak üzere değişim gösterir. İkinci molar dişin distobukkal kökünün apeksi maksiller sinus duvarına en yakın (ortalama 2.74 mm) ve birinci molar dişin palatinal kökü ise sinüs tabanına en uzak (ortalama 6.27) olarak bulunmuştur. Çalışmamızda da diğer araştırmaların bulgularına benzer şekilde (158,162,167,168) sinüs tabanı en yakın diş kökü 1.3 mm ortalama ile ikinci molarların meziobukkal kökü bulunmuştur. En uzak kök değerlendirildiğinde ise; molarlar arasında sinüse en uzak 2.2 mm ortalama ile birinci molar dişin palatinal kökü, premolarlar da dahil edildiğinde 6.6 mm ortalama ile birinci premolar dişin bukkal kökü olmuştur. Kwak ve ark. (10) ve Yoshimine ve ark. (3) maksiller posterior dişlerin kök apeksleri ve maksiller sinüsün alt duvarı arasındaki mesafenin posteriora doğru azalma eğilimi gösterdiğini vurgulamaktadır (3,10). Bu bulgu Eberhardt ve ark. nın (182) BT ile yaptığı çalışmanın bulgularına ve bizim çalışmamızın sonuçlarına benzer; bu çalışma ve diğer iki çalışmada üçüncü molar diş dahil edilmeden değerlendirme yöntemi belirlenmiş ve sonuçlar yorumlanmıştır. Pagin ve ark. nın (144) çalışmasında ise diğerlerinin aksine üçüncü molarlarda diş kökü ve sinüs tabanı arasındaki mesafede azalma gözlenmemiş, yakınlık birinci ve ikinci molar dişler hizasında bulunmuştur. Bu durum sinüs tabanının konveks şeklinden kaynaklanabilir. Birinci ve ikinci molar bölgesinde

sinüs tabanı en alt seviyededir (193). Birinci ve ikinci molar dişlerin kök apeksleri sinüsle temas eder ve üçüncü molar dişlere yaklaştıkça sinüs tabanının konveks şekli nedeniyle diş köklerinden uzaklaşır (150).

Kökle sinüsün kontakta olduğu veya kökün sinüse penetre olduğu her iki durumda da KIBT görüntülerinde kökle sinüs tabanı arasında kemik gözlenmez, yani sinüse penetre olan kök apeksleri sadece oldukça ince bir kemik lameliyle ve sinüs membranıyla çevrilidir. Bazı durumlarda arada kemik lameli yoktur sadece membran bulunur (134). İncelenen görüntülerin 0.25 mm voksel boyutları olduğuna dikkat edilirse; çalışma daha küçük voksel boyutlarında yapıldığında sonuçlar da değişim gösterebilir. Bununla birlikte, literatürde kök apekslerinin sadece mukozayla kaplı olabileceği de belirtilmiştir (194). Böyle vakalarda voksel boyutunun bir önemi olmaz. Bununla birlikte bu parametreler literatürde henüz net değildir (144).

Çalışmamızda diş kökleri ile sinüs ilişkisini tanımlayan sınıflamalar (Tip1-8) arasında kadın ve erkekler karşılaştırıldığında Kılıç ve ark. (143) nın bulgularında benzer şekilde istatistiksel anlamda bir fark bulunmamıştır. Aksine Ok ve ark. (183) nın çalışmasında diş kökünün sinüse penetre olma durumu erkeklerde daha sık, sinüsle arasında mesafe olan köklerde kadınlarda daha sık görülmüştür. Ok ve ark. (183) çalışmasında sinüs diş ilişkisini dekatlara göre sınıflandırdığında anlamlı farklılıklar bulmuştur. Çalışmaya göre birinci premolar dişlerde beşinci ve altıncı dekatlarda sinüs tabanı ile diş kökünün kontakta olma oranının arttığı, ikinci premolar dişlerde ise azaltığı görülmüştür. Tip 1 dördüncü dekatta daha fazla bulunmuştur. Molar dişlerde ise yaş arttıkça diş kökünün sinüs tabanı ile kontakta veya sinüs içinde olma oranının arttığı görülmüştür. Molar diş köklerine bakıldığında, birinci dekattan sonra Tip 1 de artış gözlenmiş ve sinüse penetre olma oranının da birinci, ikinci ve üçüncü dekatlarda arttığı görülmüştür. Bizim bulgularımıza göre ise yaş aralıklarına göre tiplerin dağılımına bakıldığında istatistiksel olarak anlamlı bir azalma veya artma bulunmamıştır.

Maksiller posterior dişlerin vestibüler köklerinin genelde sinüsle yakın temas içinde olmasına rağmen, vestibüler köklere ulaşması palatinal köke ulaşmaktan daha kolaydır, tedaviler sinüs duvarını perfore etmeden yapılabilir (134). Bazı vakalarda kök apeksleri sinüs tabanı içindedir bu yüzden tedavi sinüs membranı yükseltilerek

yapılır (143,195). Maksiller premolar ve molar dişlerde apekse yönelik periapikal cerrahi işlemler sırasında komşu dişler zarar görebilir. Maksiller molar ve premolar dişlerin spesifik tedavisinde sinüs duvarı veya tabanında dikkatli bir şekilde pencere açmak gerekebilir. Sinüs membranının perfore olmamasına ve yabancı cisimlerin sinüse invaze olmamasına özen gösterilmelidir (148,150,151,196).

Yazarlar; yabancı cisimlerin cerrahi işlem sırasında maksiller sinüs içine invaze olması sonucu sinüs mukozasında kalınlaşma meydana geldiğini ve maksiller sinüzit semptomları görüldüğünü belirtmiştir. Yabancı cisimlerin sinüse girişini önlemek için Jerome ve Hill (197) sinüs açıklığında bloke etme amaçlı spanç kullanılmasını önermiştir. Friedman ve ark. (198) 94 diş köküne periapikal cerrahi uygulamıştır; bunlardan 12'si molar diş köküdür ve %11.8'inde maksiller sinüste açıklık meydana gelmiştir. Ericson ve ark. nın (196) çalışmasında da 159'dan fazla maksiller premolar ve molar diş periapikal cerrahi tedavi uygulamış ve vakaların % 18'inde sinüs duvarında veya tabanında açıklık meydana gelmiştir. Selden (199) ise çalışmasında periapikal cerrahi sırasında maksiller sinüs tabanının ekspoz olması sonucu orosinüzal ilişki meydana geldiğini belirtmiştir. Sonuç olarak, maksiller posterior bölgede sinüs ile diş kökü arasındaki alveolar kemiğin vertikal mesafesinin periapikal cerrahi işlemleri ve implant yerleştirmeden önce incelenmesinin tedavinin başarısı için önemli olduğu ileri sürülmektedir. Maksiller sinüzit, periodontal enfeksiyon ve implantın sinüse protrüzyonu gibi belirli komplikasyonlar maksiller birinci molar bölgesinde daha sık görülmektedir (13,17,18,185). Sharan ve Madjar (146) klinisyenlerin maksiller posterior bölgedeki bir dişi çekerken alveolar kemikte rezorpsiyon olma ihtimalinin ve sinüs perforasyon olasılığının farkında olması gerektiğini belirtmişlerdir.

Bukkal ve palatal alveolar kemik kalınlıkları estetik tedavi ve uzun dönem stabil dental implant tedavisi için çok önemlidir (21-24). Eberhardt ve ark. (182) yaptıkları çalışmada BT kullanılarak 12 otopsi örneği ve 38 insan örneği üzerinde, maksiller posterior diş köklerinin apeksi ile maksiller sinüs tabanı arasındaki mesafe ve ilgili dişlerin apeksleri hizasında lateral yüzeydeki kemik mesafesini ölçtü. Maksiller ikinci molar dişin meziobukkal kökü bukkal kemik yüzeyinden en uzak olarak (ortalama: 4.45) ölçüldü, ikinci premolar dişin bukkal kökü ise kemik yüzeyine en yakın (ortalama:1.63) olarak bulundu (182). Jung ve ark.' nın (142) bulgularına

bakıldığında bukkalden kökleri saran kemik, birinci moların meziobukkal kökünde en ince ve ikinci molarların meziobukkal kökünde de en kalın olduğu görülmüştür. Kwak ve ark. (10) çalışmasında bukkal kök apeksi ve bukkal alveolar kemik yüzeyi arasındaki en kısa mesafe birinci premolar bölgesinde (ortalama 1.99 mm), en uzun mesafe ise ikinci molar dişin meziobukkal kökünün olduğu bölgede (ortalama 5.48) görülmüştür. Çalışmanın sonuçlarına göre bukkal ve palatal alveolar kemik yüzeyleri arasındaki mesafe ikinci molar bölgesinde en fazla (ortalama 15.19 mm) birinci premolar bölgesinde de en azdır (ortalama 11.52 mm) Yoshimine ve ark.'da (3) benzer şekilde bukkal ve palatal alveolar kemik yüzeylerin arasındaki en kalın mesafeyi ikinci molar bölgesinde (ortalama 15.17) en kısa mesafeyi de birinci premolar (ortalama 9.53 mm) bölgesinde bulunmuştur. Bukkal kemik kalınlığının kökün orta üçlüsünde en ince olduğu bölge birinci moların distal kökünün (ortalama 1.05 mm) olduğu bölgede, apikalde en ince olduğu bölge ise birinci premolar dişin bukkal kökünün (ortalama 0.76 mm) olduğu bölgedir, palatal alveolar kemiğin ince olduğu bölgeyi ise ikinci molar diş olarak bulmuşlardır. Bu tez çalışmasının sonuçlarına göre de; bukkal ve palatal alveolar kemik yüzeyleri arasındaki en kısa mesafe Kwak ve ark.'nın (10) ve Yoshimine ve ark. nin (3) bulgularına benzer şekilde, birinci premolar (10.2 mm) bölgesinde, en uzun mesafe ikinci molar (14.5 mm) bölgesinde bulunmuştur. Ayrıca bukkal alveolar kemiğin horizontal kalınlığının kökün orta üçlüsünde ve apeksinde en ince olduğu bölgede 1 mm ortalama ile birinci premolar diş bölgesi, en kalın olduğu bölge ikinci molar dişin meziobukkal kökünün (2.3mm – 4.1mm) olduğu bölgedir. Bukkal alveolar kemik kalınlığının implant kuru bölgesindeki alveolar kemiğin fasiyal konveksitesi üzerinde etkisi vardır. Bu nedenle, maksiller birinci premolar dişlerin çekimi sırasında ince olan bukkal alveolar kemiğe gereksiz hasar vermemek için dikkatli işlem yapmak gerekir. Bununla birlikte çalışmamızda palatal alveolar kemiğin horizontal kalınlığı birinci molar bölgesinde (1mm orta üçlü -2.2 mm apeks) en ince olduğu görülmüştür.

KIBT'den elde edilen kros kesit BT görüntülerinde belirlenen maksiller sinus tabanının kortikal kalınlığı sinus tabanı agumentasyonunun başarılı olması için önemli bir parametredir (14,156). Harrison (147,200) maksiller sinüs tabanı minimum 0.5 mm kalınlığının; birinci premolar bölgesinde vakaların % 5'i, ikinci

premolar bölgesinde % 20'si, birinci molar bölgesinde %27'si, ikinci molar bölgesinde %46'sında ve üçüncü molar bölgesine ise %30'unda olduğunu bildirmiştir. Kwak ve ark. nın (10) çalışmasında ise ikinci molar dişin distobukkal kökünün olduğu bölgede sinüs tabanı kortikal kalınlığı en ince (yaklaşık 0.37 mm), ikinci premolarların apeksi hizası da en kalın (yaklaşık 0.77 mm) olduğu bölgedir. Yoshimine ve ark. ise (3) maksimum kortikal kalınlığı 1.13 mm ile birinci premolar bölgesinde, minimum kortikal kalınlığı ise 0.82 mm ile birinci molar dişin mezial bölgesinde bulmuştur. Bizim araştırmamızın verileride benzer şekilde; birinci premoların apeksi 0.9 mm ortalama ile en kalın, birinci ve ikinci moların apeksi 0.6 mm ortalama ile en ince olduğu bölgedir. Bu sonuçlara göre maksiller sinüs tabanı kortikal kalınlığının posteriora doğru azaldığı söylenebilir (3,10). Maksiller sinüs tabanının kalınlığı ve komşu dişlerle olan ilişkisi ortodontik diş hareketinin prognozunu belirlemede önemli bir faktördür. Bu sonuçlar ortodontik diş hareketini kontrol etmek ve tedavi sırasında diş hareketi için gerekli olan uygun kuvveti belirlemek için daha uygun bir dayanak sağlayacaktır (10).

Diş köklerinin birbiriyle olan anatomik ilişkisi konvansiyonel tekniklerle değerlendirildiğinde, alveolar kemik ve alveolar boşluklar iki boyuta indirildiği için sınırlı bilgi elde edilir. Yoshimine ve ark. (3) ve Kwak ve ark. (10) kökler arası mesafeyi incelediğinde birinci molar dişin meziobukkal kökü ile palatal kökü arasındaki mesafeyi diğerlerine oranla daha fazla bulmuştur. Ayrıca Kwak ve ark. (10); palatal ve distobukkal kök apeksleri arasındaki mesafe ve bukkal ve palatal alveolar kemik yüzeyleri arasındaki maksimum genişlik arasında pozitif kolerasyon bulunmuştur ($P < 0.05$). Diğer taraftan; bukkal kök apeksi ile bukkal alveolar kemik yüzeyi arasındaki mesafe ve bukkal kök apeksi ile maksiller sinüs arasındaki en kısa mesafe birbiriyle negatif kolerasyon göstermiştir. ($P < 0.05$). Arij ve ark.'nın (145) çalışmasında da bukkal kortikal kemiğinde değişiklik olan %80 hastanın bukkal köklerinin bukkal kortikal yüzeye çok yakın olduğu bulunmuştur (6). Jung ve ark.'nın (142) bukkaldeki kemik kalınlığı ile kök sinüs tabanı ilişkisi değerlendirdiğinde; kökün sinüs tabanı ile kontakta olduğu durumda bukkal kemik ince, kök sinüse protrüze olduğunda bukkaldeki kemik kalın olarak bulunmuştur. Bizim bulgularımıza göre kökün sinüse olan yakınlığı arttıkça bu çalışmalara (10,142) benzer şekilde bukkal kemik kalınlığının arttığı sonucuna varılmıştır.

Birçok araştırmacı diş çekiminden sonra maksiller sinüsün alt duvarının alveolar kemik hacminin azaldığını ve maksiller sinus hacminin arttığını bildirmiştir (13-17). Dental implantların ikinci molar bölgesinde vertikal kemik kaybı olduğu için palatal bölgeye eğimli olacak şekilde yerleştirilmesi önerilir (14,157). Eğer implant tedavisi çekim sonrası acil planlanıyorsa, klinisyenler kemiği mümkün olduğunca en yüksek hacimde koruyacak yöntemi, greftleme türünü belirlemeli ve soketi korumayı amaçlamalıdır. Dental implantın yerleştirme açısı ve maksiller sinüsün alt duvarının pozisyonu uygun implant yerleşimi açısından önemlidir. Bu tez çalışmasında kros kesit görüntülerde dişin uzun aksı ile alveol kemiğin uzun aksı arasındaki alfa açısı premolar bölgesinde (ort. 9.55) molar bölgedekinden (ort. 6.23) daha fazla bulunmuştur bu sonuç Yoshimine ve ark.'nın (3) bulgularına benzer şekildedir. Ayrıca, Yoshimine ve ark. (3) çalışmasında; maksiller sinüsün alt duvarı ve kök apeksleri arasındaki mesafe ve alfa açısı arasında birinci premolar bölgesi için pozitif kolerasyon bulunmuştur. Bu bulgu birinci premolar bölgesinde maksiller sinüsün yüksek pozisyonda olduğu durumlarda alfa açısının daha büyük; sinüsün düşük olduğu durumda alfa açısında daha küçük olduğunu gösterir. Bu çalışmanın sonucunda da Yoshimine ve ark. nin (3) sonuçlarına benzer şekilde birinci premolarlarda pozitif kolerasyon bulunmuş aynı şekilde ikinci premolar dişler içinde aynı ilişki olduğu görülmüştür.

Maksiller sinüs tabanının yüksek pozisyonda olduğu pek çok durumda konvansiyonel dental implant tedavisinde dişin uzun aksı boyunca uzun implant kullanımını tercih etme eğilimi vardır. Ancak, maksiller birinci molar bölgesinde implant uygulanmasının bukkal alveolar kemiğin perforasyonu ve implantın bukkal kemikten protrüze olması gibi riskleri vardır. Uzun bir implant yerleştirildiğinde implantın eğiminin dişin uzun aksına uygun olması gerekir, dik yerleştirildiği takdirde bu riskler daha çok görülür. Bu nedenle, Yoshimine ve ark. (3) çalışmasında, maksiller birinci premolar bölgesinde implantın doğru yerleştirilmesi için, alveol kemiğinin uzun ekseninin ve maksiller sinüs tabanının pozisyonunun değerlendirilmesini önermişlerdir. Dental implant yerleştirildiğinde uzun vadeli stabilizasyonu için implantın uzun aksının KIBT'nin kros kesit görüntülerinde belirlenmesi gerekmektedir.

Dişin kretle bukkolingual yönde yaptığı açı, uygun implant yerleşimi açısından önemlidir. Çalışmamızda kros kesit görüntülerde dişin uzun aksı ile alveol kemiğin uzun aksı arasındaki alfa açısı premolar bölgesinde molar bölgedekinden daha fazla bulunmuştur. Ayrıca birinci ve ikinci premolar dişlerin kretle yaptığı açı (α) arttıkça, diş köklerinin sinüsten uzaklaştığı görülmüştür. Dişi saran kemik kalınlıklarına bakıldığında birinci premolar dişin bukkal orta üçlü ve apeks bölgesindeki alveolar kemiği diğerlerine oranla çok incedir. Palatinalde ise birinci molar dişin palatinal kökünün olduğu bölgede kemik miktarı diğerlerine göre daha azdır. Bukkolingual yönde de alveolar kemiğin en ince olduğu bölge birinci premolar bölgesi, en kalın olduğu bölge ikinci molar bölgesidir. Bu sonuçlara göre kemik desteği açısından posterior dişler arasında en zayıf olan birinci premolar dişin; ortodontik tedavisinde bukkal fenestrasyon ve dehisens gibi komplikasyonların önlenmesi açısından dikkatli olunmalı ayrıca; bu dişlerin çekimi sonrası implant tedavisi planlanıyorsa çekim soketi komprese edilmeden varolan kemiği korumaya yönelik çalışılmalıdır.

Değerlendirilen dişlerin %25'i sinüsle kontakta, %12'sinde en az bir kök sinus içinde, %63'ünde diş kökü sinus tabanı arasında mesafe olduğu görülmüştür. Sadece molarlara bakıldığında ise; %20'sinde diş kökleri sinüse penetre, %42' sinüs tabanı ile kontakta. Sinüsle arasında en kısa mesafe bulunan kök 1.3 mm ortalama ile ikinci molar dişin meziobukkal kökü olarak bulunmuştur. Sinüs tabanına en uzak kök ise ortalama 6,6 mm ile birinci premolar dişin bukkal köküdür. Bu durumda posteriora yaklaştıkça diş kökleri ile sinus tabanı arasındaki mesafenin azaldığı, kökün sinüse penetrasyon oranının arttığı söylenebilir. Bunun sonucunda; özellikle birinci ve ikinci molar bölgesinde uygulanacak periapikal cerrahi, endodontik tedavi ve çekim öncesi, sinüs perforasyonu intrüzyonu vb. komplikasyonları daha sık görülür. Bu nedenlerle başarılı fonksiyonel ve estetik sonuçlara ulaşmak için, lokal risk faktörlerini belirlemek amacıyla çekim, endodontik tedavi, implant tedavisi ve ortodontik tedavi öncesi dikkatli değerlendirme yapmak gerekir. Bu bulguların klinikte, özellikle dental implant uygulaması sırasında önemli etkileri vardır ve maksiller molar bölgeyi içeren komplikasyonların azalması için gereklidirler.

Sonuç olarak, KIBT detaylı, birebir ve kesitsel görüntüler sağlaması sebebiyle diş ve çevre yapıların anatomik ilişkilerini, alveol kemiğinin morfolojik özelliklerini 3

boyutlu değerlendirme imkanı sunar. Tedavi planlaması sırasında, maksiller sinus tabanı ile posterior diş kökü apeksleri arasındaki ilişkiyi belirlemeye yardımcı olur. Bu nedenlerle tez çalışmasında; tedavi planının belirlenmesi ve muhtemel komplikasyonların önlenmesinde KIBT ile değerlendirmenin önemli rolü olduğu sonucuna varılmıştır.



6. KAYNAKLAR

1. Gray H, Lewis WH. Anatomy of the human body. Lea and Febiger, 1918; 20: 1821–1865.
2. Calandriello R, Tomatis M. Simplified Treatment of the Atrophic Posterior Maxilla via Immediate Early Function and Tilted Implants: A Prospective 1-Year Clinical Study. *Clinical implant dentistry and related research* 2005; 7: 1.
3. Yoshimine SI, Nishihara K, Nozoe E, Yoshimine M, Nakamura N. Topographic analysis of maxillary premolars and molars and maxillary sinus using cone beam computed tomography. *Implant dentistry* 2012; 21.6: 528-535.
4. Mejäre I, Stenlund H, Zelezny H. Caries incidence and lesion progression from adolescence to young adulthood: a prospective 15-year cohort study in Sweden. *Caries research* 2004; 38(2): 130-141.
5. Atalay B. İleri derecede rezorbe maksillaların zigomatik implantlarla rehabilitasyonu rehabilitation of severe atrophied maxillas with zygomatic implants. *Journal of istanbul university faculty of dentistry* 2010; 44(2): 133.
6. Brodala N. Flapless surgery and its effect on dental implant outcomes. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009; 24: 118-125.
7. Misch CE. *Contemporary implant dentistry*. St. Louis CV Mosby Co 1999; 2: 76-194.
8. McGrowan DA, Baxter PW, James J. *The Maxillary Sinus and its Dental Implications*. London Wright Co 1993; 1: 1–25.
9. Waite DE. Maxillary sinus. *Dental Clinics of North America* 1971; 15: 349-368.

10. Kwak HH, Park HD, Yoon HR, et al. Topographic anatomy of the inferior wall of the maxillary sinus in Koreans. *International journal of oral and maxillofacial surgery* 2004; 33.4: 382-388.
11. Sicher H, Lloyd Dubrul E. *Oral Anatomy*. St. Louis: Mosby Co 1975; 6: 315
12. Engstrom H, Chamberlain D, Kiger R, Egelberg J. Radiographic evaluation of the effect of initial periodontal therapy on thickness of the maxillary sinus mucosa. *Journal of Periodontology* 1988; 59: 604–698.
13. Barcelos MJR, Novaes Júnior AB, Conz MB, Harari ND, Vidigal Júnior GM. Diagnosis and treatment of extraction sockets in preparation for implant placement: report of three cases. *Brazilian Dental Journal* 2008; 19: 159–164.
14. Hatano N, Shimizu Y, Ooya K. A clinical long-term radiographic evaluation of graft height changes after maxillary sinus floor augmentation with a 2:1 autogenous bone/xenograft mixture and simultaneous placement of dental implants. *Clinical Oral Implants Research* 2004; 5: 339–345.
15. Brkovic BM, Prasad HS, Konandreas G, et al. Simple preservation of a maxillary extraction socket using beta-tricalcium phosphate with type I collagen: preliminary clinical and histomorphometric observations. *Journal of Canadian Dental Association*. 2008; 74: 523–528.
16. Sharan A, Madjar M. Maxillary sinus pneumatization following extraction: a radiographic study. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 2008; 23: 48–56.
17. Jung JH, Choi BH, Jeong SM, et al. A retrospective study of the effects on sinus complications of exposing dental implants to the maxillary sinus cavity. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology and oral radiology* 2007; 103: 623–625.
18. Ganz SD. Bone grafting assessment: focus on the anterior and posterior maxilla utilizing advanced 3-D imaging technologies. *Dental Implantology Update* 2009; 20: 41–48.
19. Fuhrmann R, Bucker A, Diedrich P. Radiological assessment of artificial bone defects in the floor of the maxillary sinus. *Dentomaxillofacial Radiology* 1997; 26: 112–116.
20. Wehrbein H, Bauer W, Wessing G, Diedrich P. The effect of the maxillary sinus floor on orthodontic tooth movement [in German]. *Fortschr Kieferorthop* 1990; 51: 345-351.

21. Branemark PI. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery* 1977; 16: 1–132.
22. Rosen A, Gynther G. Implant treatment without bone grafting in edentulous severely resorbed maxillas: a long-term follow-up study. *Journal of Oral Maxillofacial Surgery* 2007; 65: 1010–1016.
23. Tyndall DA, Price JB, Tetradis S, et al. Position statement of the American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology on selection criteria for the use of radiology in dental implantology with emphasis on cone beam computed tomography. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology and oral radiology* 2012; 113: 817–826.
24. Nowzari H, Molayem S, Chiu CH, Rich SK. Cone beam computed tomographic measurement of maxillary central incisors to determine prevalence of facial alveolar bone width ≥ 2 mm. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 2010; 14: 595–602.
25. Bornstein MM, Wolner-Hanssen AB, Sendi P, von Arx T. Comparison of intraoral radiography and limited cone beam computed tomography for the assessment of root-fractured permanent teeth. *Dental Traumatology: Official Publication of International Association for Dental Traumatology* 2009; 25: 571-577.
26. Bouquest A, Coudert JL, Bourgeois D, Mazoyer JF, Bossard D. Contributions of reformatted computed tomography and panoramic radiography in the localization of third molars relative to the maxillary sinus. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology and Endodontics* 2004; 98: 342–347.
27. Neugebauer J, Ritter L, Mischkowski RA. Evaluation of maxillary sinus anatomy by cone-beam CT prior to sinus floor elevation. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 2010; 5: 258–265.
28. Hashimoto K, Kawashima S, Araki M, et al. Comparison of image performance between cone-beam computed tomography for dental use and four-row multidetector helical CT. *Journal of Oral Science* 2006; 48: 27–34.
29. Hashimoto K, Arai Y, Iwai K, et al. comparison of a new limited cone beam computed tomography machine for dental use with a multidetector row

- helical CT machine. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology and Endodontics* 2003; 95: 371–377.
30. Louble M, Assche N, Carpentier K, et al. Comparative localized liner accuracy of small-field cone-beam CT and multislice CT for alveolar bone measurements. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology and Endodontics* 2008; 105: 512–518.
 31. Rydberg J, Liang Y, Teague SD. Fundamentals of multichannel CT. *Radiologic Clinics of North America* 2003; 41: 465-474.
 32. Brooks SL. Computed Tomography. *Dental Clinics of North America* 1993; 37: 575-590.
 33. Harorlı A, Akgül MH, Dağistan S. *Dişhekimliği Radyolojisi*, 1.Baskı, Erzurum 2006: p317-327.
 34. Miloğlu Ö. Temporomandibular eklem disfonksiyonu olan hastalardaki kondiller kemik değişikliklerinin internal düzensizlik (disk deplasmanı) ile olan ilişkisinin incelenmesi, Doktora Tezi, Atatürk Üniversitesi, Erzurum 2009.
 35. Abrahams J. Dental CT imaging:A look at the jaw. *Radiology*, 2001; 219: 334-345.
 36. White SC, Pharoah MJ. *Oral Radiology—principles and interpretation*, 5th edn. Mosby, St. Louis, 2004: p684-788.
 37. Yayınları M. *Bilgisayarlı Tomografi Cihazları*. Ankara 2011: 5-23.
 38. Oyar O. *Radyolojide Temel Fizik Kavramlar*. 1. Baskı. Nobel Tıp Kitapevleri, 1998: p34-35.
 39. Şişman Y. Temporomandibuler disfonksiyonlu bireylerde ki kondiler kemik değişikliklerinin panoramik radyografi, transkraniyal radyografi ve bilgisayarlı tomografi bulgularının karşılaştırılması, Doktora Tezi, Selçuk Üniversitesi, Konya 2004.
 40. Burstein J, Mastin C, Le B. Avoiding injury to the inferior alveolar nerve by routine use of intraoperative radiographs during implant placement. *The Journal of Oral Implantology* 2008; 34: 34-38.
 41. Sukovic P. Cone beam computed tomography in craniofacial imaging. *Orthodontics & Craniofacial Research* 2003; 6: 31-36.

42. Etöz M. Nazopalatin kanalın ve varyasyonlarının konik ışıklı bilgisayarlı tomografi ile değerlendirilmesi. Doktora tezi Erciyes Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü 2013.
43. Kal Bİ. Dental amaçla kullanılan farklı tomografi cihazlarından absorbe edilen radyasyon dozlarının karşılaştırmalı incelemesi, Doktora Tezi, Ege Üniversitesi, İzmir 2009.
44. Rydberg J, Buckwalter KA, Caldemeyer KS, et al. Multisection CT: Scanning techniques and clinical applications. Radiographics : A Review Publication of The Radiological Society of North America 2000; 20: 1787-1806.
45. Frei C, Buser D, 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 2004; 15: 490-497.
46. Başa O. Alt çene kanalını çevreleyen kemiğin kalınlığının ve yoğunluğunun bilgisayarlı dental volümetrik tomografi ile değerlendirilmesi, Master Tezi, Yeditepe Üniversitesi, İstanbul 2009.
47. Tal H, Moses OA. Comparison of panoramic radiography with computed tomography in the planning of implant surgery. Dentomaxillofacial Radiology 1991; 20: 40-42.
48. Harorlı E, Yılmaz AB, Akgül HM. Kemiği ilgilendiren diğer lezyonlar, dişhekimliğinde radyolojide temel kavramlar ve radyodiagnostik. 1. Baskı, Atatürk Üniversitesi, Erzurum, 2001: p231-232.
49. Dicle O. Bilgisayarlı Tomografi Genel Kullanım Rehberi. Trd Yeterlilik Kurulu, Rehberler ve Standartlar Komitesi, 2008.
50. Brenner DJ, Hall EJ. Computed tomography-an increasing source of radiation exposure. N Eng J Med 2007; 357: 2277-2284.
51. Farman AG, Scarfe WC. The Basics of Maxillo-facial Cone Beam Computed Tomography. Seminars in Orthodontics 2009; 15: 2-13.
52. Robb RA. The dynamic spatial reconstructor: an x-ray video-fluoroscopic CT scanner for dynamic volume imaging of moving organs. Medical Imaging, IEEE Transactions on 1982; 1(1): 22-33.

53. Miracle AC, Mukherji SK. Conebeam CT of the head and neck, part 2: clinical applications. *American Journal of Neuroradiology* 2009; 30.7: 1088-1095
54. Chen B, Ruola N. Cone-beam volume CT breast imaging: Feasibility study. *Medical physics* 2002; 29(5): 755-770.
55. Machin KWS. Cone-beam X-ray microtomography of small specimens. *Physics in Medicine and Biology* 1994; 39: 1639.
56. Harrison RM, Farmer FT. The determination of anatomical cross sections using a radiotherapy simulator. *British Journal of Radiology* 1978; 59: 448-453.
57. Kau CH, Božič M, English J, et al. Cone-beam computed tomography of the maxillofacial region—an update. *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery* 2009; 5(4): 366-380.
58. White SC, Pharoah MJ. Cone beam computed tomography. St Louis CV Mosby 2009; 6: 456-532.
59. Samur S. Diş hekimliğinde cone beam bilgisayarlı tomografi. *ADO Klinik Bilimler Dergisi* 2009; 3: 346-351.
60. Uysal S. Konik Işınli Bilgisayarlı Tomografi. *Turkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences Special Topics* 2010; 1: 36-43.
61. Scarfe WC, Farman AG. What is Cone-Beam CT and How Does it Work? *Dental Clinics of North America* 2008; 52: 707-730.
62. Howerton WB, Mora MA. Advancements in Digital Imaging: What is New and on the Horizon? *The Journal of the American Dental Association* 2008; 139: 20-24.
63. Danforth RA, Dus I, Mah J. 3D volume imaging for dentistry: a new dimension. *Journal of California Dental Association* 2003; 31: 817–823.
64. Winter AA, Pollack AS, Frommer HH, Koenig L. Cone beam volumetric tomography vs medical CT scanners. *New York State Dental Journal* 2005; 71: 28 –33.
65. Stavropoulos A, 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 Investigation* 2007; 11: 101-106.

66. White SC. Cone beam imaging in dentistry. *Health Physics* 2008; 95: 628-637
67. Bornstein MM, Balsiger R, Sendi P, von Arx T. Morphology of the nasopalatine canal and dental implant surgery: a radiographic analysis of 100 consecutive patients using limited cone-beam computed tomography. *Clinical oral implants research*, 2011; 22: 295-301.
68. Cotton TP, Geisler TM, Holden DT, Scwartz SA, Schindler WG. Endodontic applications of cone-beam volumetric tomography. *Journal of Endodontics* 2007; 33: 1121-1132.
69. Özer SY. Konik ışınli bilgisayarlı tomografi'nin endodontide uygulama alanları. *Gazi üniversitesi dişhekimliği fakültesi dergisi* 2010; 27(3): 207.
70. Doğramacı EJ, Rossi Fedele G, Mc Donald F. Clinical importance of incidental findings reported on small-volume dental cone beam computed tomography scans focused on impacted maxillary canine teeth. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology and oral radiology* 2014; 118: 205-209.
71. Ericson S, Kurol PJ. Resorption of incisors after ectopic eruption of Maxillary canines: a CT study. *Angle Orthodontist* 2000; 70.6: 415-423.
72. Sümbüllü MA. Maksiller sinüs enflamatuvar hastalıklarında volumetrik dental tomografinin tanı değeri ve bulguların waters pozisyonunda çekilen paranasal sinüs radyogramı ile karşılaştırılması, *Doktora Tezi, Atatürk Üniversitesi, Erzurum* 2010.
73. Scarfe WC, Farman AG, Sukovic P. Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. *Journal of the Canadian Dental Association* 2006; 72: 75-80.
74. Bianchi SD, Anglesio S, Castellano S, Rizzi L, Ragona R. Absorbed doses and risk in implant planning: comparison between spiral CT and cone-beam CT. *Dentomaxillofacial Radiology* 2001; 30: 28.
75. Eggers G, Mühling J, Hofele C. Clinical use of navigation based on cone-beam computer tomography in maxillofacial surgery. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 2009; 47.6: 450-454.
76. Sisman Y, Sekerci AE, Payveren Arıkan M, Sahman H. Diagnostic accuracy of cone-beam CT compared with panoramic images in predicting retromolar

- canal during extraction of impacted mandibular third molars. *Medicina oral, patologia oral y cirugia bucal* 2015; 20(1): 74.
77. Sahman H, Sisman Y, Sekerci AE, et al. Detection of bifid mandibular condyle using computed tomography. *Medicina oral, patologia oral y cirugia bucal* 2012; 17(6): 930.
78. Aksoy S. Konik ışınli komputerize tomografi kullanılarak üç boyutlu olarak paranasal sinüs ve varyasyonlarının üst havayolu anatomisi ile birlikte incelenmesi. Doktora tezi, Yakın Doğu Üniversitesi, Kıbrıs 2013.
79. Mah JK, Danforth RA, Bumann A, Hatcher D. Radiation absorbed in maxillofacial imaging with a new dental computed tomography device. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology and oral radiology* 2003; 96: 508–513.
80. Tsiklakis K, Donta C, Gavala S, et al. Dose reduction in maxillofacial imaging using low dose Cone Beam CT. *European Journal of Radiology* 2005; 56: 413–417.
81. Ziegler CM, Woertche R, Brief J, Hassfeld S. Clinical indications for digital volume tomography in oral and maxillofacial surgery. *Dentomaxillofacial Radiology* 2002; 31: 126–130.
82. Scarfe WC, Farman AG. *Cone-Beam Computed Tomography, Oral Radiology: Principles and Interpretation*. White SC. PMJ, Mosby 2009: 123-211.
83. Carter L, Farman AG, Geist J, et al. American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology executive opinion statement on performing and interpreting diagnostic cone beam computed tomography. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology and Endodontics* 2008; 106: 561-562
84. Seth V, Kamath P, Vaidya N. Cone beam computed tomography: third eye in diagnosis and treatment planning. *International journal of orthodontics Milwaukee, Wis*, 2011; 23: 17-22.
85. Şekerci AE. Mandibular gömülü üçüncü büyük azı dişler ile mandibular kanal arasındaki ilişkinin dental volümetrik tomografi ile değerlendirilmesi. Doktora tezi, Erciyes Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü 2012.
86. Scarfe WC, Farman AG. *Cone-Beam Computed Tomography, Oral Radiology: Principles and Interpretation*. White SC. PMJ, Mosby 2009: 123-211.

87. Kamburoğlu K, Acar B, Yakar EN, Paksoy CS. Dentomaksillofasiyal Konik Işın Demetli Bilgisayarlı Tomografi Bölüm 1: Temel Prensipler (derleme). ADO Klinik Bilimler Dergisi 2012; 6: 1125-1136.
88. Lagravère MO, Fang Y, Carey J, et al.. Density conversion factor determined using a cone-beam computed tomography unit NewTom QR-DVT 9000. Dentomaxillofacial Radiology 2006; 35: 407-9.
89. Leung CC, Palomo L, Griffith R, Hans MG. Accuracy and reliability of cone-beam computed tomography for measuring alveolar bone height and detecting bony dehiscences and fenestrations. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics 2010; 137(4): 109-119.
90. Bornstein MM, Scarfe WC, Vaughn VM, Jacobs R. Cone beam computed tomography in implant dentistry: a systematic review focusing on guidelines, indications, and radiation dose risks. The International journal of oral & maxillofacial implants 2013; 29: 55-77.
91. Singh B, Narang RS, Arora PC, Manchanda AS, Kaur A. Cone beam computerised tomography a new ray for diagnosis in dental radiology. Indian Journal of Comprehensive Dental Care 2014; 4(2).
92. Mraiwa N, Jacobs R, Van Cleynenbreugel J, et al. The nasopalatine canal revisited using 2D and 3D CT imaging. Dentomaxillofacial Radiology 2004; 33: 396-402.
93. Ito K, Gomi Y, Sato S, Arai Y, Shinoda K. Clinical application of a new compact CT system to assess 3D images for the preoperative treatment planning of implants in the posterior mandible: A case report. Clinical Oral Implants Research 2001; 12: 539-542.
94. Mah P, Reeves TE, McDavid WD. Deriving Hounsfield units using grey levels in cone beam computed tomography. Dentomaxillofac Radiol. 2010; 39: 323–35.
95. Valiyaparambil JV, Yamany I, Ortiz D, Shafer DM, Pendrys D, Freilich M. Bone quality evaluation: comparison of cone beam computed tomography and subjective surgical assessment. Int J Oral Maxillofac Implants. 2012; 27: 1271–1277.
96. Parsa A, Ibrahim N, Hassan B, et al. Reliability of voxel values in computed tomography for preoperative implant planning assessment. Int J Oral Maxillofacial Implants. 2012; 27: 1438–1442.

97. da Silva Campos MJ, de Souza TS, Júnior SLM, Fraga MR, Vitral RWF. Bone mineral density in cone beam computed tomography: Only a few shades of gray. *World journal of radiology*, 2014; 6: 607.
98. Hsu JT, Chang HW, Huang HL, et al. Bone density changes around teeth during orthodontic treatment. *Clin Oral Investig*. 2011; 15: 511-519.
99. Aranyarachkul P, Caruso J, Gantes B, et al. Bone density assessments of dental implant sites: 2. Quantitative cone-beam computerized tomography. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2005; 20: 416-424.
100. Salimov F, Tatli U, Kürkçü M, et al. Evaluation of relationship between preoperative bone density values derived from cone beam computed tomography and implant stability parameters: a clinical study. *Clinical Oral Implants Research*. 2014; 25(9): 1016-1021.
101. Naitoh M, Hirukawa A, Katsumata A, Ariji E. Evaluation of voxel values in mandibular cancellous bone: relationship between cone-beam computed tomography and multislice helical computed tomography. *Clin Oral Implants Res*. 2009; 20: 503-506. 10.1007/s00784-
102. Silva IMDCC, Freitas DQD, Ambrosano GMB, Bóscolo FN, Almeida SM. Bone density: comparative evaluation of Hounsfield units in multislice and cone-beam computed tomography. *Brazilian oral research*, 2012; 26: 550-556.
103. Kau CH, Richmond S, Palomo JM, Hans MG. Three-dimensional cone beam computerized tomography in orthodontics. *Journal of Orthodontics* 2005; 32: 282-293.
104. Cevidanes SHL, Styner AM, Proffit RW. Image analysis and superimposition of 3- dimensional cone-beam computed tomography models. *american journal of orthodontics and dentofacial orthopedics* 2006; 129: 611-618.
105. Aboudara CA, Hatcher D, Nielsen IL, Miller A. A three dimensional evaluation of the upper airway in adolescents. *Orthodontics and Craniofacial Research*. 2003; 6: 173-175.
106. Üreyen Kaya B. Endodontide Konik Işınli Bilgisayarlı Tomografinin Uygulama Alanları. *Derleme EÜ Dişhek Fak Derg* 2012; 33: 21-31.

107. Şener EB, Baksi G. Peridontal Patolojilerin Tanısında Kullanılan Görüntüleme Teknikleri Bölüm 1: İki ve Üç boyutlu Görüntüleme Sistemleri. EÜ Diş Hek Fak Derg 2013; 342:79-85.
108. Grimard BA, Hoidal MJ, Mills MP, et al. Comparison of clinical, periapical radiograph, and cone-beam volume tomography measurement techniques for assessing bone level changes following regenerative periodontal therapy. *Journal of Periodontology* 2009; 80: 48-55.
109. De Faria Vasconcelos K, Evangelista K, Rodrigues C, et al. Detection of periodontal bone loss using cone beam CT and intraoral radiography. *Dentomaxillofacial Radiology* 2012; 41: 64-69.
110. Umetsubo OS, Gaia BF, Costa FF, Cavalcanti MGP. Detection of simulated incipient furcation involvement by CBCT: an in vitro study using pig mandibles. *Brazilian oral research* 2012; 26 :341-347.
111. Raiput A, Talwar S, Chaudhary S, Khetatpal A. Successful management of pulpo-periodontal lesion in maxillary lateral incisor with palatogingival groove using CBCT scan. *Indian Journal of Dental Research* 2012; 23: 415-418.
112. Wu MK, Shemesh H, Wesselink PR. Limitations of previously published systematic reviews evaluating the outcome of endodontic treatment. *International Endodontic Journal* 2009; 42: 656-666.
113. Simon JH, Enciso R, Malfaz JM, et al. Differential diagnosis of large periapical lesions using cone-beam computed tomography measurements and biopsy. *Journal of Endodontics* 2006; 32: 833-837.
114. Mora MA, Mol A, Tyndall DA, Rivera EM. In vitro assessment of local computed tomography for the detection of longitudinal tooth fractures. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology and Endodontics* 2007; 103: 825-829.
115. Coşkuner GH, Kocadereli İ. Farklı malokluzyonlarda temporomandibular eklem pozisyonlarının değerlendirilmesi. *Acta Odontologica Turcica* 2013; 30: 157.
116. Tatlı DU, Keleş DB, Emin ESEN, Öztunç H. Unilateral kondiler hiperplazinin konik ışınli bilgisayarlı tomografi ile değerlendirilmesi: iki olgu sunumu ve literatür derlemesi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2010: p3.

117. Wessely MA, Young MF. Magnetic resonance imaging of the temporomandibular joint. *Clinical Chiropractic* 2008; 11: 37-44.
118. Manfredini D, Guarda-Nardini L. Ultrasonography of the temporomandibular joint: a literature review. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2009; 38: 1229-36.
119. Hilgers ML, Scarfe WC, Scheetz JP, Farman AG. Accuracy of linear temporomandibular joint measurements with cone beam computed tomography and digital cephalometric radiography. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics* 2005; 128(6): 803-811.
120. Büyük SK, Ramoğlu Sİ. Ortodontik Teşhiste Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi. *Sağlık Bilimleri Dergisi (Journal of Health Sciences)* 2011; 20(3): 227-234.
121. Fullmer JM, Scarfe WC, Kushner GM, Alpert B, Farman AG. Cone beam computed tomographic findings in refractory chronic suppurative osteomyelitis of the mandible. *The British Journal of Oral & Maxillofacial Surgery* 2007; 45: 364-371.
122. Stuehmer C, Essig H, Bormann KH, et al. Cone beam CT imaging of airgun injuries to the craniomaxillofacial region. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 2008; 37: 903-906.
123. Yang F, Jacobs R, Willems G. Dental age estimation through volume matching of teeth imaged by cone-beam CT. *Forensic Science International* 2006; 159: 78-83.
124. Sutton RN. The practical significance of mandibular accessory foramina. *Aust Dent J* 1974; 19: 167-173.
125. Katakami K, Mishima A, Shiozaki K, et al. Characteristics of accessory mental foramina observed on limited cone-beam computed tomography images. *J Endod* 2008; 34: 1441-1445.
126. Sisman Y. Detection and characterization of the mandibular accessory buccal foramen using CT. *Dentomaxillofacial Radiology* 2012; 41: 558-563.
127. Rouas P, Nancy J, Bar D. Identification of double mandibular canals: literature review and three case reports with CT scans and cone beam CT. *Dentomaxillofacial Radiology* 2007; 36: 34-38.
128. Elsabaa HM. *Oral biology* 2012-2013: 3.
129. Sato S, Arai Y, Shinoda K, Ito K. Clinical application of a new cone-beam computerized tomography system to assess multiple two-dimensional images

- for the preoperative treatment planning of maxillary implants: case reports. *Quintessence International* 2004; 35: 525-528.
130. Pietrokovski J. The bony residual ridge in man, *Journal of Prosthetic Dentistry* 1975; 34: 456-462.
 131. Williams PI, Warwick R. *Gray's anatomy*. WB Saunders. Philadelphia, 1980; 36.
 132. Zinreich SJ, Kennedy DW, Rosenbaum AE, et al. Paranasal sinuses: CT imaging requirements for endoscopic surgery. *Radiology* 1987; 163: 769-775
 133. Pramond JR. *Textbook of dental radiology*. 2011; 2: 245-246.
 134. Hauman CHJ, Chandler NP, Tong DC. Maxillary sinus implications Endodontic implications of the maxillary sinus: a review. *International Endodontic Journal* 2002; 35: 127–141.
 135. Sadler TW. *Langman's Medical Embryology*. Baltimore, USA: Williams & Wilkins 1995; 7: 312–346.
 136. Netter FH. *Atlas of Human Anatomy* (6 th ed), Elsevier Health Sciences, 2014: 44.
 137. Bailey BJ. *Head and Neck Surgery. Otolaryngology*. Philadelphia, USA: Lippincott-Raven Publishers 1998; 2: 418–420, 458–460.
 138. Donald PJ, Gluckman JL, Rice DH. *The Sinuses*. New York, USA: Raven Press 1995.
 139. Schuh E, Schmiedl W, Vogel G. Anatomic limits of endosseous implantation. *Zeitschrift Stomatologie* 1984; 81: 244–248.
 140. Wehrbein H, Diedrich P. The initial morphological state in the basally pneumatized maxillary sinus—a radiological-histological study in man [in German]. *Fortschr Kieferorthop* 1992; 53: 254-62.
 141. Mustian WF. The floor of the maxillary sinus and its dental and nasal relation. *Journal of American Dental Association* 1933; 20: 2175-2187.
 142. Jung YH, Bong-Hae C. Assessment of the relationship between the maxillary molars and adjacent structures using cone beam computed tomography. *Imaging science in dentistry* 2012; 42.4: 219-224.
 143. Kilic C, Kamburoglu K, Yuksel SP, Ozen T. An assessment of the relationship between the maxillary sinus floor and the maxillary posterior

- teeth root tips using dental cone-beam computerized tomography. *European journal of dentistry* 2010; 4: 462.
144. Pagin O, Centurion BS, Rubira Bullen IRF, Capellozza ALA. Maxillary sinus and posterior teeth: accessing close relationship by cone-beam computed tomographic scanning in a Brazilian population. *Journal of endodontics* 2013; 39.6: 748-751.
 145. Ariji Y, Obayashi N, Goto M, et al. Roots of the maxillary first and second molars in horizontal relation to alveolar cortical plates and maxillary sinus: computed tomography assessment for infection spread. *Clinical oral investigations* 2006; 10(1): 35-41.
 146. Sharan A, Madjar D. Correlation between maxillary sinus floor topography and related root position of posterior teeth using panoramic and kros kesit computed tomography imaging. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 2006; 102(3): 375-381.
 147. Harrison DF. Oro-antral fistula. *British Journal of Clinical Practise* 1961; 15: 169- 174.
 148. Watzek G, Bernhart T, Ulm C. Complications of sinus perforations and their management in endodontics. *Dental Clinics of North America* 1997; 41: 563-583.
 149. Daimaruya T, Takahashi I, Nagasaka H, et al. Effects of maxillary molar intrusion on the nasal floor and tooth root using the skeletal anchorage system in dogs. *Angle Orthotics* 2003; 73: 158-166.
 150. Wallace JA. Transantral endodontic surgery. *Oral Surgery Oral Medicine and Oral Pathology* 1996; 82: 80-83.
 151. Persson G. Periapical surgery of molars. *International Journal of Oral Surgery* 1982; 11: 96-100.
 152. Tronje G, Eliasson S, Julin P, Welander U. Image distortion in rotational panoramic radiography. II. Vertical distances. *Acta Radiologica Diagnosis* 1981; 22: 449-455.
 153. Reddy MS, Mayfield-Donahoo T, Vandervan FJ, Jeffcoat MK. A comparison of the diagnostic advantages of panoramic radiography and computed tomography scanning for placement of root form dental implants. *Clinical Oral Implants Res* 1994; 5: 229-38.

154. Tyndall AA, Brooks SL. Selection criteria for dental implant site imaging: a position paper of the American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontics* 2000; 89: 630-637.
155. Buser D, Mericske-stern R, Bernard P, et al. Long-term evaluation of non submerged ITI implants. Part 1: 8-year life table analysis of a prospective multi-center study with 2359 implants. *Clinical Oral Implants Research* 1997; 8: 161–172.
156. Schwartz Z, Goldstein M, Raviv E, et al. Clinical evaluation of demineralized bone allograft in hyaluronic acid carrier for sinus lift augmentation in humans: a computed tomography and histomorphometric study. *Clinical Oral Implants Research* 2007; 18: 204–211.
157. Kapila S, Conley RS, Harrell WE. The current status of cone beam computed tomography imaging in orthodontics. *Dentomaxillofacial Radiology* 2011; 40; 24–34.
158. Sakakura CE, Morais JA, Loffredo LC, Scaf G. A survey of radiographic prescription in dental implant assessment. *Dentomaxillofacial Radiology* 2003; 32: 397-400.
159. Friedlander LT, Cullinan MP, Love RM. Dental stem cells and their potential role in apexogenesis and apexification. *International endodontic journal* 2009; 42: 955-962.
160. American Academy on Pediatric Dentistry Clinical Affairs Committee-Developing Dentition Subcommittee, and American Academy on Pediatric Dentistry Council on Clinical Affairs. "Guideline on management of the developing dentition and occlusion in pediatric dentistry." *Pediatric dentistry* 2008; 30(7): 184.
161. Wennstrom JL. Mucogingival considerations in orthodontic treatment. *Seminars in Orthodontics* 1996; 2; 46–54.
162. Machen DE. Legal aspects of orthodontic practice: risk management concepts: periodontal disease in orthodontic practice. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 1989; 95; 445–447.
163. Kapila SD. *Cone Beam Computed Tomography in Orthodontics: Indications, Insights, and Innovations*. Blackwell Publishing, USA, 2014: 293-300.

164. McKee IW, Glover KE, Williamson PC, et al. The effect of vertical and horizontal head positioning in panoramic radiography on mesiodistal tooth angulations. *Angle Orthodontist* 2001; 71; 442–451.
165. Hardy TC, Suri L, Stark P. Influence of patient head positioning on measured axial tooth inclination in panoramic radiography. *Journal of Orthodontics* 2009; 36(2): 103-110.
166. Dholakia KD, Bhat SR. Assessment of the reliability of root angulations on panoramic radiographs. *Orthodontics: The Art and Practice of Dentofacial Enhancement* 2011; 12(2); 96–107, 103–110.
167. Pfeiffer P, Bewersdorf, S, Schmage, P. The effect of changes in head position on enlargement of structures during panoramic radiography. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 2012; 27(1): 55–63.
168. Rakosi T, Graber TM. *Orthodontic and Dentofacial orthopedic treatment*. Georg Thieme Verlag KG, Stuttgart, Germany, 2010; p20.
169. Garrett BJ, Caruso JM, Rungcharassaeng K, et al. Skeletal effects to the maxilla after rapid maxillary expansion assessed with cone-beam computed tomography. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2008; 134.1: 8–9.
170. Kartalian A, Gohl E, Adamian M, Enciso R. Cone beam computerized tomography evaluation of the maxillary dentoskeletal complex after rapid palatal expansion. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2010; 138(4); 486–492.
171. Tai K, Hotokezaka H, Park JH, et al. Preliminary cone-beam computed tomography study evaluating dental and skeletal changes after treatment with a mandibular Schwarz appliance. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2010; 138(3): 262
172. Cattaneo PM, Treccani M, Carlsson K, et al. Transversal maxillary dentoalveolar changes in patients treated with active and passive self-ligating brackets: a randomized clinical trial using CBCT-scans and digital models. *Orthodontics & Craniofacial Research*, 2011; 14(4): 222–233.
173. Corbridge JK, Campbell PM, Taylor R, Ceen RF, Buschang PH. Transverse dentoalveolar changes after slow maxillary expansion. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2011; 140(3): 317–325.

174. Molen AD. Considerations in the use of conebeam computed tomography for buccal bone measurements. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2010; 137(4): 130–135.
175. Patcas R, Muller L, Ullrich O, Peltomäki T. Accuracy of cone-beam computed tomography at different resolutions assessed on the bony covering of the mandibular anterior teeth. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2012; 141.1: 41–50.
176. Patel S, Dawood A, Ford P, Whaites E. The potential application of cone beam computed tomography in the management of endodontic problems. *International Endodontic Journal* 2007; 40: 818–830.
177. Howe RB. First molar radicular bone near the maxillary sinus: a comparison of CBCT analysis and gross anatomic dissection for small bony measurement. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 2009; 108: 264–9.
178. Bornstein MM, Wasmer J, Sendi P, et al. Characteristics and dimensions of the Schneiderian membrane and apical bone in maxillary molars referred for apical surgery: a comparative radiographic analysis using limited cone beam computed tomography. *Journal of Endodontics* 2012; 38: 51–57.
179. Lu Y, Liu Z, Zhang L, et al. Associations between maxillary sinus mucosal thickening and apical periodontitis using cone-beam computed tomography scanning: a retrospective study. *Journal of Endodontics* 2012; 38: 1069–1074.
180. Nurbakhsh B, Friedman S, Kulkarni GV, Basrani B, Lam E. Resolution of maxillary sinus mucositis after endodontic treatment of maxillary teeth with apical periodontitis: a conebeam computed tomography pilot study. *Journal of Endodontics* 2011; 37: 1504–1511.
181. Selden HS. Endo-Antral syndrome and various endodontic complications. *Journal of Endodontics* 1999; 25: 389–393.
182. Eberhardt JA, Torabinejad M, Christiansen EL. A computed tomographic study of the distances between the maxillary sinus floor and the apices of the maxillary posterior teeth. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology* 1992; 73: 345–346.

183. Ok E, Güngör E, Çolak M, et al. Evaluation of the relationship between the maxillary posterior teeth and the sinus floor using cone-beam computed tomography. *Surgical and Radiologic Anatomy* 2014; 36(9): 907-914.
184. Benavides E, Rios HF, Ganz SD, et al. Use of cone beam computed tomography in implant dentistry: the International Congress of Oral Implantologists consensus report. *Implant dentistry* 2012; 21: 78–86.
185. Ganz SD. Implant complications associated with two- and three dimensional diagnostic imaging technologies. In: Froum SJ, ed. *Dental Implant Complications Etiology, Prevention, and Treatment*. West Sussex, United Kingdom: Wiley-Blackwell 2010: 71–99.
186. Shokri A, Lari S, Yousefi F, Hashemi L. Assessment of the Relationship between the Maxillary Sinus Floor and Maxillary Posterior Teeth Roots using Cone Beam Computed Tomography. *The journal of contemporary dental practice* 2014; 15(5): 618.
187. Freisfeld M, Drescher D, Schellmann B, Schüller H. The maxillary sixth-year molar and its relation to the maxillary sinus. A comparative study between the panoramic tomogram and the computed tomogram. *Fortschr Kieferorthop* 1993; 54: 179–186.
188. Hassan BA. Reliability of periapical radiographs and orthopantomograms in detection of tooth root protrusion in the maxillary sinus: correlation results with cone beam computed tomography. *Journal of oral & maxillofacial research* 2010; 1.1.
189. Yoon HR, Park CS. A radiologic study of the relationship of the maxillary sinus floor and apex of the maxillary molar. *Journal of korean acad oral and maxillofacial radiology* 1998; 28: 111-126.
190. Georgescu CE, Rusu MC, Sandulescu M, Enache AM, Didilescu AC. Quantitative and qualitative bone analysis in the maxillary lateral region. *Surgical and Radiological Anatomy* 2012; 34: 551-558.
191. Maillet M, Bowles WR, McClanahan SL, John MT, Ahmad M. Cone-beam computed tomography evaluation of maxillary sinusitis. *Journal of Endodontics* 2011; 37: 753–757.

192. Von Arx T, Fodich I, Bornstein MM. Proximity of premolar roots to maxillary sinus: a radiographic survey using cone-beam computed tomography. *Journal of endodontics* 2014; 40(10): 1541-1548.
193. Chanavaz M. Maxillary sinus: anatomy, physiology, surgery, and bone grafting related to implantology—eleven years of surgical experience (1979-1990). *Journal of oral implantology* 1990; 16: 199–209.
194. Bouquet A, Coudert JL, Bourgeois D, Mazoyer JF, Bossard D. Contributions of reformatted computed tomography and panoramic radiography in the localization of third molars relative to the maxillary sinus. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 2004; 98: 342–347.
195. García B, Martorell L, Martí E, Peñarrocha M. Periapical surgery of maxillary posterior teeth. A review of the literature. *Medicina Oral Patologia Oral y Cirugia Bucal* 2006; 11: 146.
196. Ericson S, Finne K, Persson G. Results of apicoectomy of maxillary canines, premolars and molars with special reference to oroantral communication as a prognostic factor. *International Journal of Oral Surgery* 1974; 3: 386-393.
197. Jerome CE, Hill AV. Preventing root tip loss in the maxillary sinus during endodontic surgery. *Journal of Endodontics* 1995; 21: 422-424.
198. Friedman S, Lustmann J, Shaharabany V. Treatment results of apical surgery in premolar and molar teeth. *Journal of Endodontics* 1991; 17: 30-33.
199. Selden HS. The interrelationship between the maxillary sinus and endodontics. *Oral Surgert, Oral Medicine, Oral Pathology* 1974; 38: 623-629.
200. Harrison DFN. Surgical anatomy of maxillary and ethmoidal sinuses a reappraisal. *Laryngoscope* 1971; 81: 1658–1664.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı Soyadı: Duygu Göller Bulut

Uyruğu: T.C

Medeni durum : Evli

Doğum Tarihi ve Yeri: 23.06.1989 / Bursa

Tel: 0554 640 6640

E-mail: duygugoller@hotmail.com

EĞİTİM

Derece	Kurum	Mezuniyet Tarihi
Lise	Bursa Erkek Lisesi	2007
Yüksek Lisans	Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2012

İŞ DENEYİMLERİ

Yıl	Kurum	Görev
Ekim 2012-Kasım 2012	Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yenimahalle Semt Poliklinikleri	Diş Hekimi
2012-	Erciyes Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş ve Çene Radyolojisi AD.	Araştırma Görevlisi

Uzmanlık tezi ve Danışmanı: Maksiller Premolar ve Molar Dişlerin Topografik Analizinin Ve Maksiller Sinüsle İlişkilerinin Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi İle Değerlendirilmesi. Danışman: Prof. Dr. Yıldırım Şişman

Uzmanlık bitirme tarihi: Aralık 2015

Yabancı Dil: İngilizce, YDS Eylül 2015: 77,5

Bilimsel Kuruluşlara Üyelikler:

Oral Diagnoz ve Maksillofasial Radyoloji Derneği

A. Uluslararası hakemli dergilerde yayınlanan makaleler

1. **Goller-Bulut, D.**, Sekerci, A. E., Köse, E., & Sisman, Y. (2015). Cone beam computed tomographic analysis of maxillary premolars and molars to detect the relationship between periapical and marginal bone loss and mucosal thickness of maxillary sinus. *Medicina oral, patologia oral y cirugia bucal*. 2015 Sep 1;20(5):e572-e579.
2. **Bulut, Duygu Göller**, et al. Evaluation of Root Morphology and Root Canal Configuration of Premolars in Turkish Individuals using Cone-Beam Computed Tomography. *European Journal Of Dentistry* 2015.
3. Sekerci AE, Sisman Y, Etoz M, **Goller Bulut D**. Aberant Anatomical Variation of Maxillary Sinus Mimicking Periapical Cyst: A Report of Two Cases and Role of CBCT in Diagnosis. *Case Reports in Dentistry* 2013; doi /10.1155/2013/757645.
4. **Bulut, Duygu Göller**, et al. "A Report of Case: Central Giant Cell Granuloma, Diagnose, Treatment and Follow-Up." *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology*, 119.3 (2015): e127.
5. Canger, E. M., **Bulut, D. G.**, Kütük, N., & Günhan, Ö. (2015). Keratocystic Odontogenic Tumor: A Case Report. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology*, 119(3), e129.
6. Köse E, Şekerci AE, Canger EM, **Bulut DG**, Şişman Y. Cone beam computed tomographic analysis of nasal septal deviation, concha bullosa, osteomeatal complex disease, odontogenic lesion and presentation of their possible effect on maxillary sinus. *Journal of Oral and Maxillofacial Radiology / May 2015 / Vol 3*. DOI: 10.4103/2321-3841.157607.
7. **Bulut DG**, Şekerci AE, Köse E, Şişman Y. Cone beam computed tomographic analysis of maxillary premolars and molars to detect the relationship between marginal and periapical bone loss and mucosal thickness of maxillary sinus.

Journal of Oral and Maxillofacial Radiology / May 2015 / Vol 3. DOI: 10.4103/2321-3841.157607

8. **Bulut DG**, Köse E, Özcan G, Şekerci AE, Canger EM, Şişman Y. A cone-beam computed tomography study of root morphology and root canal configuration of premolars in Turkish individuals. Journal of Oral and Maxillofacial Radiology / May 2015 / Vol 3. DOI: 10.4103/2321-3841.157607

B. Ulusal hakemli dergilerde yayınlanan makaleler :

1. Canger, E. M., **Bulut D. G.**, Kütük, N., Günhan, Ö. (2015). Parakeratotik Tip Keratokistik Odontojenik Tümör: Olgu Sunumu. ADO Klinik Bilimler Dergisi.

C. Poster Bildirileri

1. **Goller Bulut D**, Canger EM, Soylu E, Çubukçu G ‘A report of case: Central Giant Cell Granuloma, Diagnose, Treatment and Follow Up’ 17th International Congress on Oral Pathology and Medicine 25-30 Mayıs 2014/ İstanbul
2. Canger EM, **Goller Bulut D**, Kütük N, Günhan Ö “ Keratocystic Odontogenic Tumor :A Case Report”17th International Congress on Oral Pathology and Medicine 25-30 May 2014/ İstanbul
3. **Goller Bulut D**, Şekerci AE, Köse E, Şişman Y ‘Maksiller Posterior Dişlerde Meydana Gelen Marjinal Ve Periapikal Kemik Kaybı İle Maksiller Sinüs Mukoza Kalınlığı Arasındaki Olası İlişkinin Konik Işınli Bilgisayarlı Tomografi İle Değerlendirilmesi” Oral Diağnoz ve Maksillofasiyal Radyoloji Derneği 6. Ulusal Sempozyumu ve 1. Uluslararası Katılımlı Kongresi 17-19 Nisan 2015/İzmir
4. **Goller Bulut D**, Köse E, Özcan G, Şekerci AE, Canger EM, Şişman Y “Bir Türk Populasyonunda Maksiller ve Mandibular premolar Dişlerin Kök Morfolojisi Ve Kanal Konfigürasyonunun Konik Işınli Bilgisayarlı Tomografi İle İncelenmesi” Oral Diağnoz ve Maksillofasiyal Radyoloji Derneği 6. Ulusal Sempozyumu ve 1. Uluslararası Katılımlı Kongresi 17-19 Nisan2015/İzmir

5. Köse E, Şekerci AE, Canger EM, **Goller Bulut D**, Özcan G, Şişman Y Nazal Septum Deviasyonu, Konka Büllöza, Osteomeatal Kompleks Hastalıklarının ve Odontojenik Lezyonların Maksiller Sinüse Olan Potansiyel Etkilerinin Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi ile Değerlendirilmesi Oral Diagnoz ve Maksillofasiyal Radyoloji Derneği 6. Ulusal Sempozyumu ve 1. Uluslararası Katılımlı Kongresi 17-19 Nisan 2015/İzmir

