

T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
AĞIZ, DİŞ VE ÇENE RADYOLOJİSİ ANABİLİM DALI

MAKSİLLER SİNÜS İLE DİŞ KÖKLERİNİN İLİŞKİSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİNDE
PANORAMİK RADYOGRAFLARIN TANISAL DOĞRULUĞUNUN KONİK İŞINLI
BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİK GÖRÜNTÜLERLE KARŞILAŞTIRMALI OLARAK
ARAŞTIRILMASI

Dt. Duygu ÖLMEZ

UZMANLIK TEZİ

ANKARA

2018

T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
AĞIZ, DİŞ VE ÇENE RADYOLOJİSİ ANABİLİM DALI

MAKSİLLER SİNÜS İLE DİŞ KÖKLERİNİN İLİŞKİSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİNDE
PANORAMİK RADYOGRAFLARIN TANISAL DOĞRULUĞUNUN KONİK İŞINLI
BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİK GÖRÜNTÜLERLE KARŞILAŞTIRMALI OLARAK
ARAŞTIRILMASI

Dt. Duygu ÖLMEZ

UZMANLIK TEZİ

TEZ DANIŞMANI

Dr. Öğr. Üyesi Nursel AKKAYA

ANKARA

2018

ONAY SAYFASI

15/11/2018

Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığına

Dt Duygu Ölmez'in 15/11/2018 tarihinde jürimiz önünde yaptığı savunmasında "Maksiller Sinüs İle Diş Köklerinin İlişkisinin Değerlendirilmesinde Panoramik Radyografların Tanısal Doğruluğunun Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografik Görüntülerle Karşılaştırmalı Olarak Araştırılması" başlıklı çalışması jürimiz tarafından Diş Hekimliğinde Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı : Prof. Dr. Sema DURAL



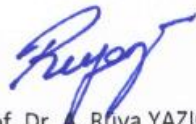
Tez Danışmanı : Dr. Öğr. Üyesi Nursel AKKAYA



Üye : Prof. Dr. Ayşe GÜLŞAHI



ONAY : Tıpta ve Diş Hekimliğinde Uzmanlık Eğitimi Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca yukarıda jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi tarafından kabul edilmiştir.



Prof. Dr. A. Rüya YAZICI
Dekan

YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI

Enstitü/Dekanlık tarafından onaylanan lisansüstü tezimin/raporumun tamamını veya herhangi bir kısmını, basılı (kağıt) ve elektronik formatta arşivleme ve aşağıda verilen koşullarla kullanıma açma iznini Hacettepe Üniversitesine verdiğimi bildiririm. Bu izinle Üniversiteye verilen kullanım hakları dışındaki tüm fikri mülkiyet haklarım bende kalacak, tezimin tamamının ya da bir bölümünün gelecekteki çalışmalarda (makale, kitap, lisans ve patent vb.) kullanım hakları bana ait olacaktır.

Tezin kendi orijinal çalışmam olduğunu, başkalarının haklarını ihlal etmediğimi ve tezimin tek yetkili sahibi olduğumu beyan ve taahhüt ederim. Tezimde yer alan telif hakkı bulunan ve sahiplerinden yazılı izin alınarak kullanılması zorunlu metinlerin yazılı izin alınarak kullandığımı ve istenildiğinde suretlerini Üniversiteye teslim etmeyi taahhüt ederim.

Yükseköğretim Kurulu tarafından yayınlanan “**Lisansüstü Tezlerin Elektronik Ortamda Toplanması, Düzenlenmesi ve Erişime Açılmasına İlişkin Yönerge**” kapsamında tezim aşağıda belirtilen koşullar haricince YÖK Ulusal Tez Merkezi / H.Ü. Kütüphaneleri Açık Erişim Sisteminde erişime açılır.

- Enstitü / Fakülte yönetim kurulu kararı ile tezimin erişime açılması mezuniyet tarihimden itibaren 2 yıl ertelenmiştir. ⁽¹⁾
- Enstitü / Fakülte yönetim kurulunun gerekçeli kararı ile tezimin erişime açılması mezuniyet tarihimden itibaren 6 ay ertelenmiştir. ⁽²⁾
- Tezimle ilgili gizlilik kararı verilmiştir. ⁽³⁾

15 / 11 / 2018

Duygu ÖLMEZ

i

¹“Lisansüstü Tezlerin Elektronik Ortamda Toplanması, Düzenlenmesi ve Erişime Açılmasına İlişkin Yönerge”

- (1) Madde 6. 1. Lisansüstü teze ilgili patent başvurusu yapılması veya patent alma sürecinin devam etmesi durumunda, tez **danışmanın**ın önerisi ve **enstitü anabilim dalının** uygun görüşü üzerine **enstitü** veya **fakülte yönetim kurulu** iki yıl süre ile tezin erişime açılmasının ertelenmesine karar verebilir.
- (2) Madde 6. 2. Yeni teknik, materyal ve metotların kullanıldığı, henüz makaleye dönüşmemiş veya patent gibi yöntemlerle korunmamış ve internetten paylaşılması durumunda 3. şahıslara veya kurumlara haksız kazanç imkanı oluşturabilecek bilgi ve bulguları içeren tezler hakkında tez **danışmanın**ın önerisi ve **enstitü anabilim dalının** uygun görüşü üzerine **enstitü** veya **fakülte yönetim kurulunun** gerekçeli kararı ile altı ayı aşmamak üzere tezin erişime açılması engellenebilir.
- (3) Madde 7. 1. Ulusal çıkarları veya güvenliği ilgilendiren, emniyet, istihbarat, savunma ve güvenlik, sağlık vb. konulara ilişkin lisansüstü tezlerle ilgili gizlilik kararı, **tezin yapıldığı kurum** tarafından verilir *. Kurum ve kuruluşlarla yapılan işbirliği protokolü çerçevesinde hazırlanan lisansüstü tezlere ilişkin gizlilik kararı ise, **ilgili kurum ve kuruluşun önerisi** ile **enstitü** veya **fakültenin** uygun görüşü üzerine **üniversite yönetim kurulu** tarafından verilir. Gizlilik kararı verilen tezler Yükseköğretim Kuruluna bildirilir.
Madde 7.2. Gizlilik kararı verilen tezler Yükseköğretim Kuruluna bildirilir. Kurum tarafından gizlilik kuralları çerçevesinde muhafaza edilir, gizlilik kararının kaldırılması halinde Tez Otomasyon Sistemine yüklenir

* Tez **danışmanın**ın önerisi ve **enstitü anabilim dalının** uygun görüşü üzerine **enstitü** veya **fakülte yönetim kurulu** tarafından karar verilir.

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca bana her konuda bilgisi, tecrübesi ve sonsuz sabrıyla yol gösteren, tez çalışmamız sırasında her aşamada destek olarak bu zorlu süreci tamamlamamı sağlayan, yalnızca bilimsel öğretileriyle değil insani ve ahlaki yönleriyle de beni eğiten, çalışma disiplini her zaman örnek alacağım değerli tez danışmanım Sayın Dr. Öğr. Üyesi Nursel Akkaya'ya,

Tez çalışmamın hazırlanabilmesi için uygun ortamı sağlayan ve tez jürimde bulunan bölüm başkanımız Sayın Prof. Dr. Sema Dural'a, tez jürime katılan Sayın Prof. Dr. Ayşe Gülşahi'na, uzmanlık eğitimim boyunca deneyimlerinden faydalandığım tüm Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı öğretim üyelerine,

Eğitimim süresince her türlü ihtiyacımda hep yanımda olan, sabrına ve kişiliğine hayran kaldığım saygıdeğer Dr. Öğr. Üyesi Gökçen Akçiçek'e, bilgi ve tecrübelerinden faydalandığım saygıdeğer Doç. Dr. Berna Çağırankaya'ya,

İstatistiksel değerlendirmelerdeki katkılarından dolayı Arş. Gör. Merve Başol ve Arş. Gör. Dinçer Göksülük'e,

3 yıl boyunca birlikte çalıştığım tüm asistan arkadaşlarıma,

Bugüne kadar her zaman en iyi eğitimi almamı sağlayan, doğrularıyla bana yol gösteren, beni ben yapan sevgili aileme,

Son olarak uzmanlık sürecinde ve tez çalışmam sırasında karşıma çıkan her zorlukta bana yardımcı olan, tüm sabrı ve sevgisiyle hayatımın her anında yanımda olan ve desteğini her zaman hissettiğim sevgili eşim Yunus Can Ölmez'e çok teşekkür ederim.

ÖZET

Ölmez, D. Maksiller Sinüs ile Diş Köklerinin İlişkisinin Değerlendirilmesinde Panoramik Radyografların Tanısal Doğruluğunun Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografik Görüntülerle Karşılaştırmalı Olarak Araştırılması. Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Uzmanlık Tezi, Ankara, 2018. Maksiller sinüs ile diş köklerinin ilişkili olması dental işlemler sırasında çeşitli komplikasyonlara yol açabilen bir durumdur. Bu çalışmanın amacı maksiller sinüs ile diş kökleri arasındaki ilişki tiplerinin ve sıklığının Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografik (KIBT) görüntüleme ile tanımlanması ve KIBT görüntüleme referans standart alınarak bu ilişki tiplerinin tanısında panoramik radyografların doğruluğunun incelenmesidir. 484 hastada toplam 3.621 adet sağlam dişin sinüsle ilişkisi değerlendirilmiştir. Diş köklerinin sinüsle ilişkisi; sınıf 0, kök apeksi ile sinüs arasında 0,5 mm'den fazla mesafe var; sınıf 1, kök apeksi ile sinüs arasında 0,5 mm'den az mesafe var; sınıf 2, kök apeksi sinüs tabanını oluşturuyor; sınıf 3, kök apeksi sinüsün içine uzanıyor şeklinde sınıflandırılmıştır. KIBT veri setinde ilişki tiplerinin diş tiplerine göre frekans dağılımını içeren tanımlayıcı analiz yapılmıştır. Panoramik radyografların doğruluğunun KIBT görüntüleme ile karşılaştırmalı olarak incelenmesi için McNemar-Bowker testi ve R programı kullanılmıştır. Sınıf 3 ilişkinin en sık görüldüğü dişler ikinci (%53,6) ve birinci molarlardır (%49,5). İkinci premolar (%43,6), birinci premolar (%85,1) ve kaninlerde (%89,9) en sık görülen ilişki tipi sınıf 0'dır. Panoramik radyografların doğruluk oranı ise %82 olarak hesaplanmıştır. Birinci ve ikinci molarların sinüsle olan yakın ilişkisi dental işlemler planlanırken göz önünde bulundurulmalıdır. Panoramik radyograflar, sinüs tabanının altında ve sinüsün içinde olan köklerin tespitinde daha doğru bilgi vermiştir.

Anahtar kelimeler: maksiller sinüs, diş kökleri, panoramik radyografi, KIBT

ABSTRACT

Ölmez, D. A Comparative Study of Diagnostic Accuracy of Panoramic Radiographs with Cone-Beam Computed Tomographic Images in the Evaluation of the Relationship of Maxillary Sinus and Root Tips. Hacettepe University Faculty of Dentistry, Speciality Thesis in Oral and Maxillofacial Radiology, Ankara, 2018. The proximity of the maxillary sinus and root tips is a condition that can lead to various complications during dental procedures. The aim of this study is definition the types and frequency of relationship between maxillary sinus and root tips by Cone Beam Computed Tomographic (CBCT) imaging and examination the accuracy of panoramic radiographs in terms of determination of relationship between maxillary sinus and root tips according to CBCT imaging which is accepted as reference standart. 3,621 intact teeth of 484 patients were evaluated. The relationship between root tips and sinus is classified as: class 0, more than 0.5 mm distance between the root apex and the sinus floor; class 1, less than 0.5 mm distance between root apex and sinus floor; class 2, root apex in contact with the sinus floor; class 3, root apex protrudes into the sinus cavity. In the CBCT data set, descriptive analysis including the frequency distribution of the relationship types according to the tooth types were performed. McNemar-Bowker test and R program were used to test the accuracy of panoramic radiographs by the comparative analysis with CBCT imaging. Class 3 relationship was the most frequently found at the second molars (53.6%) and the first molars (49.5%). The most frequent type of relationship for second premolars (43.6%), first premolars (85.1%) and canines (89.9%) was class 0. The accuracy of the panoramic radiographs was calculated as 82%. The close relationship between the first or the second molars and maxillary sinus should be considered before dental procedures. Evaluation of panoramic radiographs provides more accurate information about the root tips, which are below the sinus floor and protruded into the sinus cavity.

Key Words: maxillary sinus, tooth root, panoramic radiography, CBCT

İÇİNDEKİLER

ONAY SAYFASI	iii
YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI	iv
TEŞEKKÜR	v
ÖZET	vi
ABSTRACT	vii
İÇİNDEKİLER	viii
SİMGELER VE KISALTMALAR	x
ŞEKİLLER	xi
TABLolar	xii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Maksiller Sinüs	3
2.1.1. Maksiller Sinüs Embriyolojisi ve Gelişimi	3
2.1.2. Maksiller Sinüs Anatomisi	3
2.1.3. Maksiller Sinüsün Damar ve Sinirleri	5
2.1.4. Maksiller Sinüsün Diş Hekimliği Açısından Önemi	7
2.2. Maksiller Sinüs Görüntüleme Yöntemleri	9
2.2.1. Düz Grafiler	9
2.2.2. Water's Grafisi	9
2.2.3. Caldwell ve Lateral Grafiler	10
2.2.4. Submentoverteks Grafisi	10
2.2.5. Konvansiyonel Tomografi	11
2.2.6. Ultrasonografi	11
2.2.7. Manyetik Rezonans Görüntüleme	12
2.2.8. Anjiyografi	12
2.2.9. Pozitron Emisyon Tomografi	13
2.2.10. Panoramik Radyografi	13
2.2.11. Bilgisayarlı Tomografi	24

2.2.12. Konik Işınli Bilgisayarlı Tomografi	30
3. GEREÇ VE YÖNTEM	46
3.1. Etik Kurul Onayı	46
3.2. Hasta Grubunun Belirlenmesi	46
3.3. Radyografik Değerlendirmeler	47
3.3.1. Panoramik Radyografların Değerlendirilmesi	47
3.3.2. KIBT Uygulaması ve Değerlendirilmesi	49
3.4. Verilerin İstatistiksel Analizi	50
4. BULGULAR	52
4.1. Güvenirlik Çalışmaları	52
4.2. KIBT Görüntülerden Elde Edilen Tanımlayıcı Veriler	52
4.3. Panoramik Radyografik Değerlendirmeler	54
4.4. KIBT Görüntüler ve Panoramik Radyografların Karşılaştırma Sonuçları	54
5. TARTIŞMA	56
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	64
7. KAYNAKLAR	65

SİMGELER VE KISALTMALAR

ALARA	As Low as Reasonably Achievable
BT	Bilgisayarlı Tomografi
CBCT	Cone Beam Computed Tomography
cm	Santimetre
cm³	Santimetre Küp
FOV	Field of View
HU	Hounsfield Unit
KIBT	Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi
kVp	Kilovoltaj Pik
mA	Miliamper
ml	Mililitre
mm	Milimetre
MPR	Multiplanar Reformasyon
MRG	Manyetik Rezonans Görüntüleme
PET	Pozitron Emisyon Tomografi
ROI	Region of Interest
TME	Temporomandibuler Eklem

ŞEKİLLER

Şekil		Sayfa
Şekil 2.1.	Maksiller Sinüsün Ters Piramidal Şekli ve Orta Yüz Bölgesindeki Konumu.	4
Şekil 2.2.	Maksiller Sinüsün Arterleri.	6
Şekil 2.3.	Maksiller Sinüsün Sinir Donanımı.	6
Şekil 2.4.	Çekim Sırasında Birinci Moların Maksiller Sinüse Yer Değiştirmiş Distobukkal Kökünün Radyografik Görüntüsü.	8
Şekil 2.5.	Çekim Sırasında İkinci Moların Sinüs Yer Değiştirmiş Palatal Kökünün Sagital KIBT Görüntüsü.	8
Şekil 2.6.	Osteotom Tekniği Sırasında Maksiler Sinüse İlerlemiş İmplantın KIBT Görüntüsü.	8
Şekil 2.7.	İntraoral Kaynaklı Panoramik Radyografi.	16
Şekil 2.8.	Panoramik Görüntü Oluşturma.	17
Şekil 2.9.	Odak Ark Bölgesi.	17
Şekil 2.10.	Projeksiyon Geometrisinin Vertikal Boyutta Uzaysal İlişkilere Etkisi.	18
Şekil 2.11.	Piksel ve Voksel.	27
Şekil 2.12.	Hounsfield Skalası ve BT Numaraları.	27
Şekil 2.13.	Konik Işınlı Görüntüleme Geometrisi.	31
Şekil 2.14.	KIBT Ünitelerinde FOV Gösterimi.	33
Şekil 3.1.	1, 2 ve 3 Numaralı Sınıflandırmaların Şematik Çizimi.	48
Şekil 3.2.	Panoramik Radyografıta Maksiller Sinüs ve Dişler.	48
Şekil 3.3.	1, 2 ve 3 Numaralı Sınıflandırmalar için Kırpılmış Panoramik Radyograf Örnekleri.	49
Şekil 3.4.	0, 1, 2 ve 3 Numaralı Sınıflandırmaların Sagital KIBT Kesitlerinde Gösterimi.	50

TABLULAR

Tablo		Sayfa
Tablo 4.1.	Kök-Sinüs İlişki Tiplerinin Değerlendirilen Dişlere Göre Frekans Dağılımı (%).	53
Tablo 4.2.	Kök-Sinüs İlişki Tiplerinin Diş Tipine Göre Frekans Dağılımı (%).	54
Tablo 4.3.	KIBT Görüntüleme ve Panoramik Radyografik Değerlendirmelere Göre Kök-Sinüs İlişki Tiplerinin Frekans Dağılımı (%).	55

1. GİRİŞ

Maksiller sinüs ile diş köklerinin ilişkili olması durumunda ilgili dişlerde dental enfeksiyon geliştiğinde ya da bu dişlere uygulanacak tedaviler sırasında çeşitli komplikasyonlarla karşılaşılabilir. Dental enfeksiyonun sinüse yayılımı, kanal dolgu patlarının sinüse ilerlemesi, diş çekimi sırasında kök parçasının sinüse ilerlemesi ya da oroantral fistül oluşumu bu komplikasyonlardan bazılarıdır. Dişlerin anatomik yapılarla olan ilişkisinin en doğru şekilde belirlenmesi üç boyutlu görüntüleme yöntemleri ile mümkündür. 2000 yılında Amerikan Gıda ve İlaç Dairesi'nin (FDA) diş hekimliğinde kullanımını onaylamasından itibaren KIBT, dental uygulamalarda yaygın biçimde kullanılmaya başlanmıştır (1,2,3). KIBT, geniş bir anatomik bölgeden çok sayıda ince kesiti Bilgisayarlı Tomografik (BT) görüntülemeye göre daha kısa sürede elde edebilen bir yöntemdir. Küçük izotropik vokseller ile yüksek çözünürlükte görüntüler sunan KIBT görüntüleme her düzlemde doğru ölçümler yapılmasını sağlar (4,5,6). Ancak her hastada olası komplikasyonları öngörebilmek amacıyla konvansiyonel görüntüleme tekniklerine göre daha yüksek radyasyon dozu gerektiren ve maliyeti de daha fazla olan üç boyutlu görüntüleme yöntemlerinden faydalanmak olası değildir. Bu nedenle klinik uygulamada genellikle cerrahi işlem öncesi değerlendirme amacıyla panoramik ve periapikal radyograflar kullanılmaktadır.

Panoramik radyografi her iki dental arkı maksiller sinüsler, mandibula ve temporomandibular eklemleri (TME) içeren komşu anatomik yapılar ile bir arada görüntüleyebilen bir tekniktir. Bazı anatomik yapıların üst üste binmesi, horizontal/vertikal magnifikasyon ve kesitsel bilgi vermemesi gibi bazı dezavantajlarına karşın; geniş görüntü alanı, radyasyon dozu ve maliyetin düşük olması, hasta rahatlığı, uygulama kolaylığı ve kısa sürede elde edilebilmesi nedeniyle sık kullanılan bir yöntemdir (7). Bununla birlikte komplikasyon gelişme riskinin yüksek olduğu durumlarda ya da kapsamlı cerrahi işlemler öncesinde KIBT görüntüleme tercih edilir.

Bu çalışmanın amacı köklerin maksiller sinüsle ilişkili olmasına bağlı komplikasyon gelişme olasılığının yüksek olduğu durumlara ait bir öngörü oluşturabilmek için diş-sinüs

arasındaki ilişki tiplerini incelemek, diş-sinüs ilişkilerinin diş tiplerine göre görölme sıklığını tanımlamak ve işlem öncesi planlamada panoramik radyograflardan yararlanılması durumunda yapılan değerlendirmenin tanısal doğruluğunu belirleyerek bu değerlendirme için üç boyutlu görüntülemenin gerekli olup olmadığını araştırmaktır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Maksiller Sinüs

2.1.1. Maksiller Sinüs Embriyolojisi ve Gelişimi

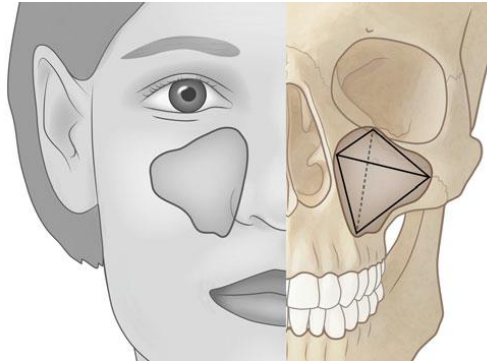
Maksiller sinüs intrauterin hayatta oluşan ilk sinüştür. Embriyolojik meatus medianın infundibulum bölgesinden köken alan maksiller sinüs, fetal yaşamın 10. haftasında primitif etmoid infundibulumun lateral duvarının müköz membranında katlantı halinde invajinasyonlar şeklinde oluşmaya başlar. Bu katlantıların birleşmesiyle 11. haftada maksiller sinüs primordiumu tek bir katlantı haline gelir. Erken dönemlerde burnun lateral duvarında yarık şeklinde bir kavite olan maksiller sinüs, 12. haftada üç boyutlu olarak incelenebilir hale gelir (8,9,10). Gelişimi her üç yönde de artarak devam eden maksiller sinüsün tabanı bebeklik döneminde orta meatus seviyesindedir. Doğumdan sonraki 4-5. aylarda infraorbital foramenin medialinde üçgen şeklinde görülen maksiller sinüsün tabanı, 8-9. yıllarda burun boşluğunun tabanı ile aynı seviyededir. Göz küresinin orbita tabanına basıncı, maksillanın üst kısmının fasiyal kaslarla çekilmesi, yumuşak damak kasları ve dişlerin sürmesi 3 yaşına kadar maksiller sinüsün gelişmesini etkileyen unsurlardır. 12 yaşında sert damak seviyesine ulaşan maksiller sinüsün gelişimi üçüncü molarlar sürünceye kadar devam eder. Hacmi doğumda 6-8 ml iken yetişkinlerde 14,75 ml'ye kadar ulaşır (10).

2.1.2. Maksiller Sinüs Anatomisi

Paranasal sinüslerin en büyüğü olan maksiller sinüs, ilk kez bir İngiliz cerrah Nathaniel Highmore (1613-1685) tarafından "**Highmore Antrumu**" olarak tanımlanmıştır (11). Orta yüz bölgesinde bilateral olarak bulunan maksiller sinüsün solunan havayı ısıtmak ve nemlendirmek, kafatasının ön kısmındaki kemiklerin ağırlığını azaltarak dengenin sağlanması, ses rezonansının ayarlanması ve koku almaya yardımcı olmak gibi pek çok fonksiyonu olduğu düşünülmektedir (12,13). Doğumdan itibaren var olan maksiller sinüs büyüme ve gelişimle birlikte, nazal kavitenin lateral duvarının tabanını

oluşturduğu, tepesi zigomatik kemiğe doğru uzanan piramidal bir şekil (Şekil 2.1) alır (14). Boyutları vertikal düzlemde 3,5 cm ve sagittal düzlemde 2,5 cm'dir. Anteroposterior derinliği ise 3,2 cm'dir. Ortalama hacmi 10-20 cm³ olan maksiller sinüs son boyutuna dış gelişiminin tamamlanması ile ulaşır (15). Maksiller sinüsün üst duvarını orbita tabanı, alt duvarını maksillanın alveoler prosesi oluşturur (16). Puberte çağında dental radyograflarda maksiller sinüs ve nazal kavitenin tabanı hemen hemen aynı seviyede izlenir. Genellikle simetrik bir büyüme gösteren maksiller sinüs yaşlı bireylerde, maksiller posterior bölgede alveoler prosese doğru uzanabilir ve tabanı nazal kavite tabanının daha aşağı seviyesinde görülebilir (7,10). Sinüsün ostiumu, burun boşluğunun lateral duvarının semilüner hiatusunun arka kısmında orta meatusa açılır. Diğer paranasal sinüsler de bu boşluğa açıldığı için bu bölge "osteomeatal kompleks" olarak adlandırılır (17).

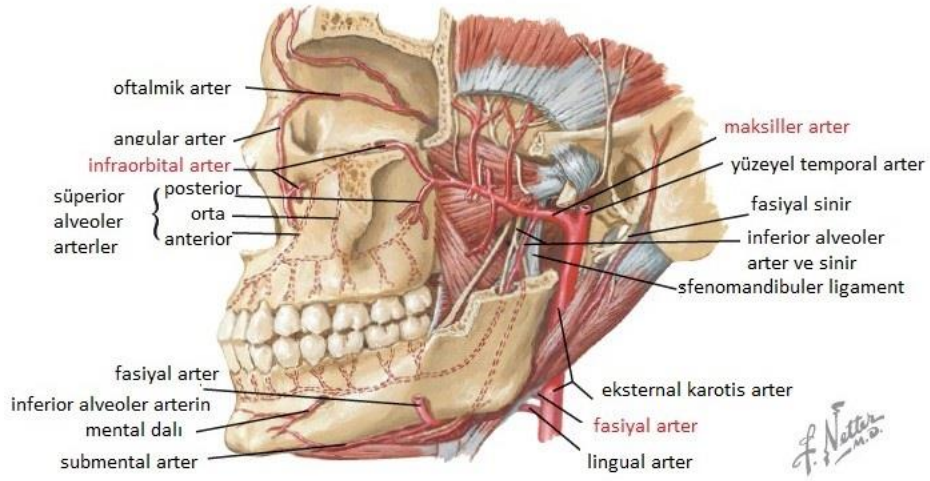
Tüm paranasal sinüsler solunum yolu epiteli ile örtülüdür. Paranasal sinüslerin mukozasında yoğunluğu fazla olan silyalı silindirik epitel hücreler, maksiller sinüsün ostiumu bölgesinde yarı yarıya azalır. Paranasal sinüslerin mukozası burun mukozasına kıyasla daha incedir (0,2-0,8 mm) ve submukozal bezlerin yoğunluğu daha azdır. Paranasal sinüsler içerisinde ise frontal, etmoid ve sfenoid sinüslere kıyasla maksiller sinüste kadeh hücre yoğunluğu fazladır (13).



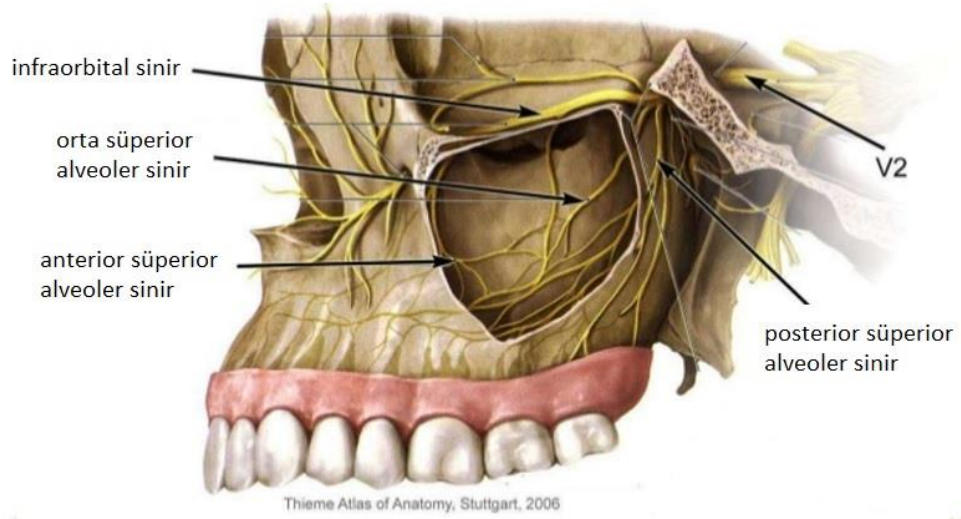
Şekil 2.1. Maksiller Sinüsün Ters Piramidal Şekli ve Orta Yüz Bölgesindeki Konumu (11).

2.1.3. Maksiller Sinüsün Damar ve Sinirleri

Maksiller sinüs, maksiller arterin dalları yoluyla vaskülarize edilir. Maksiller sinüs; infraorbital, posterior süperior alveoler, anterior süperior alveoler, majör palatin ve posterior lateral nazal arter olmak üzere pek çok arter tarafından beslenir (10,18). Posterior süperior alveoler ve infraorbital arterler maksiller arterin pterigopalatin kısmının, posterior lateral nazal arter ise maksiller arterin sfenopalatin kısmının bir dalıdır (11). Maksiller sinüsü besleyen damarlar Şekil 2.2'de gösterilmiştir. Venöz drenajı anteriorda anterior fasiyal ven ile, posteriorda maksiller ven ile sağlanmaktadır. Maksiller ven, süperfisiyal temporal vene katılır. Maksiller ven ayrıca pterigoid ven pleksusu ile anastomoz yapar. Pterigoid ven pleksusu kafa tabanına giden dural sinüslerle anastomoz yaptığı için maksiller sinüzitler menenjitte sebep olabilir (10). Lenfatik drenajı submandibular nodlara olur. Duyusal inervasyonunu ise infraorbital, anterior, median ve posterior süperior alveoler sinirler sağlar (15). Maksiller sinüsün sinir donanımı Şekil 2.3'te gösterilmiştir. Süperior alveoler sinir hem maksiller posterior dişleri ve hem de maksiler sinüs mukozasını innerve ettiği için sinüzitin oluşturduğu ağrılar diş ağrılarıyla karıştırılabilir. Posterior duvarda molarlara giden posterior-süperior damar ve sinirlerin geçtiği küçük foramenler bulunur. Maksiller artere komşuluğu nedeni ile pek çok cerrahi işlemde posterior duvara dikkat edilmesi gerekir (19). Sinüsü yanaktan ayıran anterior duvarda ise kesici ve kaninlere gelen anterior-süperior damar ve sinirler bulunur. Medial duvarda ise hiatus sinüs maksillaris adı verilen ve burun boşluğuna açılan büyük bir açıklık bulunur (20).



Şekil 2.2. Maksiller Sinüsün Arterleri (21).



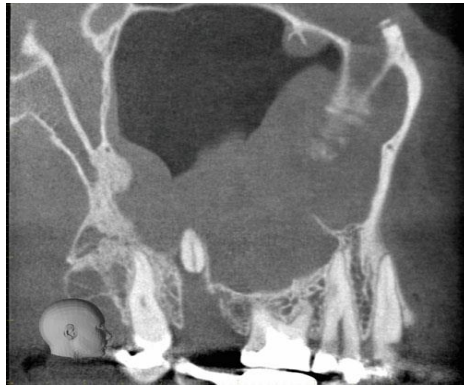
Şekil 2.3. Maksiller Sinüsün Sinir Donanımı (22).

2.1.4. Maksiller Sinüsün Diş Hekimliği Açısından Önemi

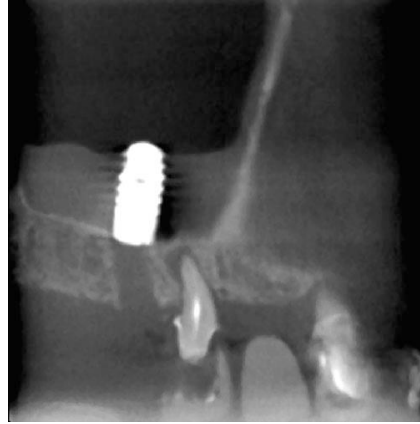
Molarların kökleri maksiller sinüs tabanı ile yakın ilişkidir. Üst molarların kökleri maksiller sinüse çıkıntı yapar ve bu dişlerin kökleri ince kompakt bir kemik tabaka ile örtülüdür. Radyografik olarak kökleri çevreleyen kemik tabakası, lamina dura ile sinüs tabanının füzyonu şeklinde görülür. Bazı durumlarda diş kökü doğrudan sinüsün müköz membranı ile ilişkidir. Üst molarların çekilmesi sırasında diş köklerinden biri kırılabilir ve kırılan kök maksiller sinüs içine yer değiştirebilir (7,16,23). Maksiller sinüse ilerlemiş kök ve implant örnekleri Şekil 2.4, Şekil 2.5 ve Şekil 2.6'da gösterilmiştir. Maksiller sinüs tabanının posterior dişlere olan bu yakınlığı ve sinüsün anatomik, patolojik ve fizyolojik özellikleri diş hekimleri için önemlidir. Periapikal lezyonlar, şiddetli periodontal hastalıklar, gömülü dişler, oroantral fistül oluşumu, kök kanal dolgu materyallerinin kanal dışına çıkması gibi pek çok dental durumda maksiller sinüs etkilenebilir (11). Hatta odontojenik enfeksiyonların tetiklediği benign veya malign tümörler, maksiller sinüs aracılığıyla daha kolay yayılım gösterebilir (24).



Şekil 2.4. Çekim Sırasında Birinci Moların Maksiller Sinüse Yer Değiştirmiş Distobukkal Kökünün Radyografik Görüntüsü (11).



Şekil 2.5. Çekim Sırasında İkinci Moların Sinüs Yer Değiştirmiş Palatal Kökünün Sagittal KIBT Görüntüsü (11).



Şekil 2.6. Osteotom Tekniği Sırasında Maksiler Sinüse İlerlemiş İmplantın KIBT Görüntüsü (11).

2.2. Maksiller Sinüs Görüntüleme Yöntemleri

Genel olarak radyolojik tanı yöntemleri düz grafiler (Waters, Caldwell, lateral, bazal, oblik ve submentoverteks grafiler), konvansiyonel tomografi, anjiyografi, ultrasonografi, Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG), Bilgisayarlı Tomografi (BT), KIBT görüntüleme yöntemlerini içermektedir (7). Her bir yöntem farklı bir tanısal yeti sunmaktadır ve farklı endikasyonlar için doğru seçim olabilmektedir. Son zamanlarda diş hekimliğinde KIBT görüntülemenin kullanımının artmasıyla maksiller sinüse ait anatomik ve patolojik yapıların ayrıntılı değerlendirilmesi mümkün hale gelmiştir (25).

2.2.1. Düz Grafiler

Paranasal sinüslerin görüntülenmesinde kullanılan konvansiyonel teknikler; Water's, Cadwell, lateral ve submentoverteks grafileridir.

2.2.2. Water's Grafisi

Water's grafisi paranasal sinüsler içerisinde özellikle maksiller sinüsün değerlendirilmesi için uygun bir metottur (26,27). Görüntüleme düzlemi başın önünde, orta hatta dik olacak ve kantomeatal çizgiyle 37 derece açı yapacak şekilde hasta konumlandırılır. Bunun için çene ucu görüntüleme düzlemine degecek şekilde hasta başını geriye atar. Merkezi ışın iki maksiller sinüsün ortasından geçecek şekilde tüp ayarlanır (7). Paranasal sinüslerin yanı sıra orbita, frontal sinüs, zigomatik kemik ve arklar, nazal septum ve konkalar, nazal kemikler de bu teknikle elde edilen görüntüde incelenebilir (28,29). Maksiller sinüsleri etkilemiş tümör ve kistlerin incelenmesi, hava-sıvı seviyesinin tespiti, maksillofasiyal bölge kırıklarının değerlendirmek için kullanılabilir. Waters' grafisi asimetrik pozisyon, yumuşak dokunun görüntüsü, değişken sinüs derinliği, pnömatizasyon azlığı ya da radyografik kalitenin yeterli olmaması gibi nedenlerle yanlış yorumlanabilmektedir (30). Water's grafisinin yetersiz kaldığı durumlarda üç boyutlu görüntüleme yöntemlerinin tercih edilmesi gerekir (31,32).

2.2.3. Caldwell ve Lateral Grafiler

Sfenoid sinüs ve sella tursikanın iyi bir şekilde izlendiği lateral grafilerde frontal sinüs ön ve arka duvarı da değerlendirilebilir (33). Maksiller sinüsler için ise kullanımı kısıtlı olan Caldwell grafileri özellikle frontal ve etmoid sinüslerin değerlendirilmesinde yararlıdır (34). Bu teknikte alın ve burun görüntüleme düzlemine degecek ve orbitomeatal çizgi görüntüleme düzlemine dik olacak şekilde hasta konumlandırılır. Merkezi ışın başın arkasından protüberansiya oksipitalisin 4 cm. altından görüntüleme düzlemine dik olarak ayarlanır (35).

2.2.4. Submentoverteks Grafisi

Sfenoid sinüslerin en iyi değerlendirildiği düz grafi olan submentoverteks tekniğiyle ayrıca nazal kavite, nazal septum, orbita, maksiller, etmoid ve frontal sinüsler, arka ve orta etmoid hücreler değerlendirilebilir. Bu teknikte görüntüleme düzlemi hastanın transvers düzlemine paralel, orta sagittal ve koronal düzlemlere dik yerleştirilir. Kantomeatal çizgi görüntüleme düzlemiyle 10 derecelik açı yapacak şekilde hastanın boynu geriye yatırılır. Merkezi ışın görüntüleme düzlemine dik olarak mandibulanın altından kafatasının verteksine doğru yönlendirilir (7).

Bu teknikler kısa zamanda görüntü elde edilebilmesi ve düşük maliyetli olmaları nedeniyle öncelikli olarak tercih edilmiş olan yöntemlerdir (25). Bu tekniklerde sinüslerdeki hava-sıvı seviyesi, mukozal kalınlaşma ya da opasifikasyonlar tespit edilebilir. Ayrıca radyasyon dozunun düşük olması ve uygulama kolaylığı bu tekniklerin diğer avantajlarıdır (36). Bununla birlikte, hastaya ideal pozisyonu vermedeki zorluk, üç boyutlu olan yapıların iki boyutlu görüntülerinin elde edilmesi nedeniyle çevre yapıların incelenecek doku üzerine süperpoze olması ve yumuşak doku patolojisi ile kemik destrüksiyonunu tespit etmedeki yetersizlik düz grafilerin dezavantajlarıdır (37). Çeneleri etkileyen durumların tanısında ve değerlendirilmesinde öncelikle klinik muayene ve konvansiyonel radyografi yöntemlerine başvurulmaktadır. Ancak bu yöntemlerle kemikteki küçük değişiklikleri tespit etmek mümkün olmamaktadır (38).

2.2.5. Konvansiyonel Tomografi

Konvansiyonel tomografi, dokunun bir düzleminin veya kesitinin görüntüsünü almak için kullanılan görüntüleme tekniğidir. Bu teknikte ilgilenilen düzlem dışında kalan alanlar tomografik yarı gölge hareketine göre bulanıklaştırılarak görüntü elde edilir. Daha yüksek kontrast çözünürlüğüne sahip BT, MRG ve KIBT kullanılmasıyla bu film-bazlı tomografi tekniğinin kullanımı oldukça azalmıştır. Diş hekimliğinde TME ve implant görüntüleme için kullanılır (7). 5 mm'lik aralıklarla alınan bazal kesitler, maksiller sinüsün lateral ve arka duvarları ile sfenoetmoidal resesi görüntülemek için kullanılır. İki boyutlu görüntüleme yöntemlerine göre kemik erozyonlarının değerlendirilmesinde daha etkili olan bu teknik yumuşak dokuların görüntülenmesinde yetersizdir (39).

2.2.6. Ultrasonografi

Ultrasonografi ilk olarak 1912'de batan Titanic yolcu gemisinin bulunması amacıyla uygulanmış olmasına karşın, tıp alanında 1950'li yıllarda kullanılmaya başlanmıştır (40). Ultrasonografi vücudu kesit şeklinde görüntüleyen bir yumuşak doku inceleme yöntemidir. Vücuda yüksek frekansta ses dalgaları (ultrason) gönderilir ve sesin dokulardan yansımaları (eko) kaydedilir. Ultrasonografi görüntüleri bu ekolardan oluşur. Dönen sesin frekans farkından akım bilgisi elde edilir (41). Çocuk ve yetişkinler için kullanıma uygun olan bu yöntemde hasta radyasyona maruz kalmamaktadır. Basit ve ağrısız bir teknik olan ultrasonografinin paranazal sinüsler için kullanımı fikri 1947'de ortaya atılmıştır. Ancak bu teknik sinüsteki kalınlaşmayı değerlendirebilmek için uygun değildir. Normal ve hava dolu bir sinüste ilk eko sensör-deri ara yüzünde, ikinci eko mukoza-hava ara yüzünde görülür. Sinüs sekresyonla doluyorsa, ultrason enerjisi sinüs posterior duvarında yalıtılarak proba döner ve ekranda bir eko okunur (42). Maksiller sinüsün görüntülenmesinde ultrasonografinin duyarlılığı %77, seçiciliği ise %80'dir (43).

2.2.7. Manyetik Rezonans Görüntüleme

İlk kez 1946 yılında Bloch ve Purcell tarafından tanımlanan MRG, yumuşak doku kontrast çözünürlüğü en yüksek olan radyolojik görüntüleme yöntemidir (40). 1980'lerde Hawkens tarafından ilk kez lezyon tespit edilmesiyle klinik kullanıma girmiş olan bu yöntem BT gibi bir kesit görüntüleme yöntemidir (41). MRG'de sinyal kaynağı olarak su ve yağda daha yoğun olmak üzere biyolojik dokularda yaygın olarak bulunan hidrojen atomu kullanılır. Dokuların görüntülerini elde etmek için hidrojen atomları taranır. Bu atomları bulmak için taranacak bölgeye yüksek manyetik alan uygulanır. Manyetik alanların oluşturduğu radyo dalgaları hidrojen atomlarını uyarır ve hidrojen atomları enerji salmaya başlar; salınan enerji cihaz tarafından algılanıp görüntüye aktarılır (44,45).

İyonize radyasyon kullanılmadan yüksek çözünürlükte görüntüler elde edilebilmesi sayesinde, MRG özellikle yumuşak dokuların incelenmesinde sıklıkla başvurulan bir yöntemdir. Dentomaksillofasiyal bölgede MRG; tükürük bezi hastalıkları, lenf bezleri ve kaslardaki patolojik değişiklikler, TME diski ve patolojileri, yağ dokuları, orofasiyal yumuşak doku lezyonları, tümör ve kistlerin değerlendirilmesinde kullanılır. Özellikle genç hastalarda implant uygulaması öncesi ve gömülü alt üçüncü molarların cerrahi öncesi değerlendirmesinde kullanılmaktadır. Diş hekimliğinde MRG tekniği sıklıkla TME'nin görüntülenmesinde kullanılır (46). MRG, sinonazal bölgede fungal ve bakteriyel enfeksiyonların ayırt edilmesinde kullanılır. Ayrıca malignite veya orbita kaynaklı hastalıklardan şüpheleniliyorsa BT ile birlikte kullanılabilir (37). Ancak sinüzit tanısında MRG BT'den üstün değildir. Bu yöntemin dezavantajları arasında yüksek oranda hatalı pozitif sonuçlar, sert dokularda düşük görüntü kalitesi ve yüksek maliyet sayılabilir (47).

2.2.8. Anjiyografi

Sinüs hastalıklarının tanısında minör rol oynayan anjiyografi invaziv bir yöntemdir. Anjiyografi, paranazal sinüslerde nadir olarak görülen, vasküler kökenli tümörlerin değerlendirilmesine yardımcı olan bir metottur. Bunun dışında kalan patolojilerin

değerlendirilmesinde tercih edilmez (25). Vasküler tümörü bulunan hastalarda, dijital subtraksiyon anjiyografisi, postoperatif skar dokusu ve rezidüel tümörün ayırımında fayda sağlar (48).

2.2.9. Pozitron Emisyon Tomografi

Pozitron emisyon tomografi (PET), çok kısa yarı ömürlü pozitron yayan radyonüklidlerin kullanıldığı nükleer tıp tanı yöntemidir (49). Klinik belirti vermeyen metastatik hastalıkların belirlenmesi için son yıllarda geliştirilen PET, son derece hassas bir yöntemdir. Bu yöntem metabolik aktivitesi artmış kanser hücrelerinin glukoz metabolizmasına ilişkin bilgi verir (50). Paranazal bölgede kanser ve metastaz vakalarında konvansiyonel yöntemlere yardımcı olarak yarar sağlar (51).

2.2.10. Panoramik Radyografi

Diş hekimliğinde intraoral radyografi önemli bir yere sahip olmasına rağmen bu yöntem anatomik yapıları bir bütün halinde gösteremediği için kullanımında bazı kısıtlamalar vardır. Maksiller ve mandibular dental arkları ve arklara komşu anatomik yapıları bir arada inceleyebilmek için diş hekimlerinin başvurduğu yöntem panoramik radyografidir (7,52).

2.2.10.1. Tarihçe

Diş hekimliğinde en önemli tanı yöntemlerinden biri olan radyografi, x-ışınlarının incelenecek olan vücut bölgesinden geçtikten sonra film ya da görüntü reseptörü aracılığıyla görüntüsünün elde edilmesi yöntemidir. Radyograflardan elde edilen bilgiler, hastalıkların tanısında ve tedavi planlamasında oldukça önemlidir (7).

1895 yılında Fizik Profesörü Wilhelm Conrad Roentgen, Crookes tüpünde boşlukta elektron transferi amacıyla deneyler yaptığı sırada tesadüfen x-ışınlarını keşfetmiştir. X-ışınları yüksek hızlı elektronların, yüksek atom numaralı metale çarpması sonucunda oluşmaktadır. Crookes tüpünde ortaya çıkan x-ışını, bu sırada tüpe yakın bir yerde bulunan ve x-ışını enerjisini görülebilir ışık enerjisine çeviren floresan özellikte bir

madde olan baryum platinosiyandır parlamaya neden olmuş ve bu durum Roentgen'in dikkatini çekmiştir. Roentgen, parlamayı izledikten sonra tüpten çıkan bir enerjinin varlığını tespit etmiş ve bilinmeyen ışınlar oldukları için "x-ışını" olarak adlandırmıştır. Bunun üzerine eşinin elini, içinde fotoğraf plağı bulunan bir kaset üzerine yerleştirerek parmak kemiklerinin ve iki yüzüğün fotoğraf plağında görüntüsünü elde etmiş ve bu gözlemini kesinleştirmiştir. Diş hekimliğinde radyografin ilk kim tarafından kullanıldığı kesin olarak ortaya konamasa da 1896 yılında Almanya'da Koenig ve Walkhoff, İngiltere'de Harrison ve Amerika'da Mortron ve Kells x-ışınları ile dişleri görüntülemiştir (7,53).

Panoramik radyograflar intraoral ya da ekstraoral yerleştirilmiş x-ışını kaynağı ile elde edilmiştir. Çene kemiklerinin intraoral x-ışını kaynağı ile görüntülenmesi fikri 1898 yılında Bouchacourt tarafından ortaya atılmıştır (54). 1943 yılında Koch & Sterzel adlı bir Alman firması tarafından x-ışını tüpü ile radyograf elde edilen cihazın patenti alınmış, 1946 yılında ise İsveçli araştırmacı Dr. Walter Ott tarafından ağız içine yerleştirilen x-ışını cihazları geliştirilmeye başlanmıştır (52). Dr. Ott'un yöntemi İngiliz radyolog Dr. Sidney Blackman tarafından modifiye edilerek Watson & Sons Ltd. şirketi tarafından "Panograf" olarak üretilmiştir (52,54). Panoramix, Status-X ve Stat Oralix intraoral anot yöntemi ile panoramik görüntü elde edilen cihazlardır.

X-ışını demetinin ekstraoral yerleştirildiği rotasyonel panoramik radyografi ise daha popüler olmuş bir yöntemdir (52). 1922 yılında ABD'li araştırmacı A. F. Zulauf, ağız içine yerleştirilmiş su geçirmez kurşun kaplı filme ekstraoral olarak rotasyonel x-ışını demeti göndererek alt veya üst çeneyi görüntüleyebildiği yöntemde kullandığı cihazın patentini "Panoramik X-ışını Ekipmanı" olarak almıştır (54). Dr. H. Numata ise 1933 yılında parabolik radyografi adını verdiği yöntemin sonuçlarını yayınlamış, 1934 yılında filmi ağız içinde dişlerin arkasına yerleştirerek x-ışını demetinin hasta etrafında rotasyon yapmasıyla radyograf elde ettiği deneylerini gerçekleştirmiştir (52,55). 1939 yılında Vieten ve Heckmann adlı araştırmacılar dar bir x-ışını demeti ile komşu anatomik yapıların süperpozisyonu olmadan kavisli yapıları görüntüleme yöntemini bulmuşlardır

(54,55). Bu yöntemden ilk bahseden Heckmann olmasına rağmen ilk kez uygulayan Paatero'dur (52). Helsinki Üniversitesi Diş Hekimliği Enstitüsü'nde çalışan, panoramik radyografinin babası kabul edilen Dr. Yrjö Veli Paatero 1946 yılında eski çalışmalardan habersiz, ekstraoral rotasyonel panoramik ünitenin prototipini tasarlamıştır (52,54). Numata'nın 1933 yılında önerdiği üniteye benzeyen bu prototipte ekstraoral yerleştirilmiş x-ışını tüpü sabit iken dişlerin lingualine yerleştirilmiş uzun kavisli film hastanın oturduğu koltuk ile birlikte tüpün etrafında dönmekteydi (54). Paatero parabolografi olarak adlandırdığı bu tekniği 1949 yılında ekstraoral yerleştirdiği film hasta ile birlikte aynı hızda ve tek bir vertikal eksende dönecek şekilde geliştirmiş ve ilerleyen zamanlarda bu tekniğe panoramik ve tomografi kelimelerinden türettiği pantomografi adını vermiştir (52). Paatero'nun 1950 yılında Washington Üniversitesi'nde birlikte çalıştığı Kumpula ve Nelson, elde edilen görüntüde dişlerin üst üste binmesi gibi problemlere çözüm üretmek için hastanın sabit kaldığı, film ve x-ışını tüpünün hasta etrafında döndüğü iki eksentrik rotasyon merkezli yöntemi geliştirmişlerdir (54,55). Aynı probleme çözüm üretmek için Paatero 1954 yılında ikisi eksentrik biri konsentrik olmak üzere üç rotasyonel eksenli ortoradyal panoramik üniteyi geliştirmiştir. Kurukafalarla yaptığı deneyler başarılı olunca bu yöneme ortoradyal çene pantomografisi yani ortopantomografi adını vermiştir. 1960 yılında Paatero'nun Niemen ile tasarladığı klinik olarak uygulanabilir Orthopantomograph, 1961 yılında ticari olarak üretilmiştir (52).

Teknolojinin ilerlemesiyle birlikte 1985'te Kashima ve arkadaşları tarafından bilgisayarlı panoramik radyografi ve 1991'de Mc David ve arkadaşları tarafından da dijital panoramik görüntüleme sistemleri tanıtılmıştır (55).

2.2.10.2. Panoramik Görüntü Oluşumu

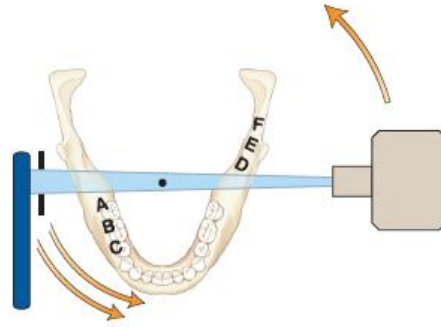
İntraoral kaynaklı panoramik radyografide görüntü, ağız içine yerleştirilen çubuk biçimli anottan çıkan x-ışınlarının alt veya üst çeneden geçerek ağız dışında esnek bir kasette bulunan filme ulaşmasıyla elde edilmekteydi (Şekil 2.7). Bu teknikte x-ışını

kaynağı, hasta ve film sabittir. Odak ve nesne mesafesi çok kısa olan bu teknik çok fazla iyonize radyasyon yaydığı için artık kullanılmamaktadır (56).

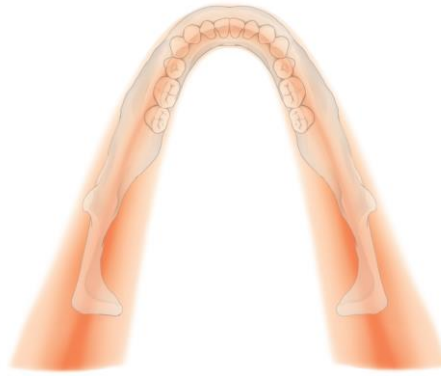


Şekil 2.7. İntraoral Kaynaklı Panoramik Radyografi (56).

Ekstraoral x-ışını kaynaklı panoramik radyografide, x-ışını kaynağı ve görüntü reseptörü hastanın başının etrafında döner (Şekil 2.8). Görüntüleme sırasında biri x-ışını kaynağı üzerinde ince bir girinti şeklinde x-ışınlarını dar bir demet haline getirmek için, diğeri nesne ve görüntü reseptörü arasında nesneden saçılan radyasyonu azaltmak için iki ayrı kolimatör kullanılır. Hastanın reseptöre yakın dentoalveoler yapılarını tarayan, kolimasyona uğramış x-ışını demetinin hızı ile reseptörün hızı aynıdır. Bu sayede hastanın reseptöre yakın olan yapılarından elde edilen görüntüdeki uzaysal ilişki, yapılar arasındaki gerçek ilişkiyi doğru bir şekilde yansıtır. Hastanın x-ışını kaynağına daha yakın olan yapıları ise hem distorsiyona uğrar hem de odak dışında kalır. Magnifikasyona da uğradıkları için elde edilen görüntü üzerinde ayrıca bir görüntü oluşturmazlar. Sonuç olarak sadece reseptöre yakın olan yapıların görüntüsü elde edilen görüntüde net olarak izlenir. Yapıların net olarak görüntülediği kavimli alana odak ark bölgesi (*focal trough*) adı verilir (Şekil 2.9). Anatomik yapı odak ark bölgesinin ne kadar merkezine konumlandırılırsa, radyografda o kadar net bir görüntü elde edilir. Bu odak ark bölgesinin dışında kalan yapılar ya bulanıklaşır ya da görüntüye girmez. Odak ark bölgesinin şekli ve genişliği; reseptör ile x-ışını tüp başlığının izlediği yol ve hızı; x-ışını demetinin hizalanması ve kolimatör genişliği ile belirlenir (7).

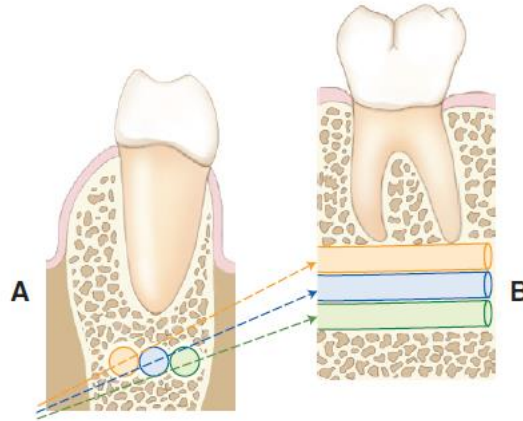


Şekil 2.8. Panoramik Görüntü Oluşturma (7).



Şekil 2.9. Odak Ark Bölgesi (7).

Panoramik görüntülerde x-ışını demeti açısına, x-ışını kaynağı-nesne mesafesine, nesnenin odak ark bölgesi içinde konumlanmasına bağlı olarak nesnenin boyut ve şeklinde distorsiyonlar görülür. Horizontal ve vertikal olarak görülen bu magnifikasyonlar panoramik radyograflar üzerinde yapılan ölçümlerde hatalı sonuçlar elde edilmesine yol açabilir. Horizontal magnifikasyonlar nesnenin odak ark bölgesi içindeki konumuna bağlıdır. Bu yüzden distorsiyonun büyüklüğü hastanın konumundan etkilenir. Vertikal magnifikasyon ise x-ışını kaynağı ve nesne arasındaki mesafeden etkilenir. Hafif kaudokraniyal eğilimli olan x-ışını açılanmasına bağlı olarak; radyasyon kaynağına daha yakın konumlanan yapılar uzak olanlara göre daha yukarıya yansıtılır (Şekil 2.10). Bu nedenle nesnelere arasında vertikal boyuttaki uzaysal ilişkiler, anatomik ilişkileri doğru bir biçimde yansıtmayabilir (7).



Şekil 2.10. Projeksiyon Geometrisinin Vertikal Boyutta Uzaysal İlişkilere Etkisi (7).

Panoramik radyografide nesnelere, buldukları yere göre gerçek, çift ve hayalet olmak üzere üç farklı şekilde görünebilirler. Rotasyon merkezi ile reseptör arasında kalan nesnelere gerçek görüntü oluşurken rotasyon merkezinin posteriorunda olup x-ışınına iki kere maruz kalan nesnelere çift görüntü oluşur. Hiyoid kemik, epiglot ve servikal vertebralar çift görüntü oluşan anatomik yapılardır. Eğer bir nesne rotasyon merkezi ile x-ışını kaynağı arasında kalırsa bu nesnenin hayalet görüntüsü oluşur. Hiyoid kemik ve servikal vertebralar hem çift hem de hayalet görüntü veren anatomik yapılardır. Bunların dışında mandibular ramus ve eğer varsa toka, küpe gibi metal aksesuarların da hayalet görüntüsü oluşur. X-ışını demetinin açısına ve nesnenin odak ark dışında oluşuna bağlı olarak hayalet görüntüde önemli ölçüde magnifikasyon olur (7).

2.2.10.3. Çalışma Prensipleri

Diş hekimliğinde rutin olarak kullanılan panoramik radyografi cihazları, x-ışınının rotasyon merkezine göre gruplara ayrılır. Rotasyon merkezleri sayı ve yerleşim yönünden cihazdan cihaza farklılık gösterir.

Tek rotasyon merkezli cihazlar

Tek rotasyon merkezli cihazlarda kolimatörle daraltılmış x-ışını, sabit bir kaynaktan gelir. Görüntü, kavimli yüzeylerin tomografisi prensibiyle oluşturulur. Çene

kavsine uygun biçimde şekillendirilmiş kaset ve hasta, birbirlerine zıt yönde aynı hızla dönerler. Dönüş sırasında üçüncü molar dişlerin önünde rotasyon merkezi oluşur. Ancak bu sistemde çeneler tek bir rotasyon merkezine sahip daire şeklinde kabul edildiği için görüntüde özellikle kanin ve premolar bölgede distorsiyonlar oluşur. Rotograf tek rotasyon merkezi ile çalışan panoramik radyografi cihazıdır (35,52,55,57).

İki rotasyon merkezli cihazlar

İki rotasyon merkezli cihazlar da tek rotasyon merkezli cihazlarda olduğu gibi kavisli yüzeylerin tomografisi prensibine dayanır. Ancak bu sistemlerde düz kaset kullanılır. Hastanın başı sabitken x-ışını tüpü ve kaset hastanın sol tarafının görüntüsünü oluşturacak şekilde sağ molarların önündeki ilk rotasyon merkezi etrafında döner. X-ışını kesilir ve hasta otomatik olarak 7,5-10 cm sağa kaydırılır. Tüp ve kaset oluşan ikinci rotasyon merkezi etrafında dönmeye devam eder ve sağ tarafın görüntüsü oluşturulur. Bu cihazın oluşturduğu görüntüde orta kısımda boş bir alan oluşur. Panorex bu prensipte çalışan cihazlara örnek olarak gösterilebilir (35,52,55,57).

Üç Rotasyon Merkezli Cihazlar

Üç rotasyon merkezli cihazlarda kaset kavislidir ve kendi etrafında döner. Hastanın başı sefalostat ile sabitlenirken tüp ve kaset hastanın başı etrafında aynı hızda ve ters yönde döner. Bu cihazlarda biri önde ikisi arkada üç rotasyon merkezi oluşur. Cihaz çalışmaya başladığında ilk rotasyon merkezi etrafında hastanın sol tarafının görüntüsü oluşur. Merkezi ışın sol kanine ulaştığında ikinci rotasyon merkezine geçilir ve kanin-kanin arası bölgenin görüntüsü oluşur. Merkezi ışın sağ kanine ulaştığında ise üçüncü rotasyon merkezi etrafında dönüşle birlikte hastanın sağ TME'sine kadar olan kısmının görüntüsü elde edilir. Paatero'nun tasarladığı Ortopantomograf bu şekilde çalışır. Üç rotasyon merkezli cihazlarda görüntü, bir ve iki rotasyon merkezli cihazlara göre daha iyidir (35,52,55,57).

Yer Değiştiren Rotasyon Merkezli Cihazlar

Modern panoramik cihazlar birden çok sabit merkez yerine sürekli hareket eden bir rotasyon merkezini kullanmaktadır. Bu özellik, dişleri ve destek kemiği en iyi şekilde gösterebilmek için odak ark bölgesinin şeklini optimize eder (7). Bazı panoramik cihazlarda odak ark bölgesinin şekli hastanın anatomisine uygun olarak şekillendirilebilir. Bu sayede çocuklarda veya farklı anatomik yapıya sahip bireylerde de optimum görüntü elde edilebilir (55).

2.2.10.4. Hasta Pozisyonlandırması

Hasta pozisyonlandırması panoramik radyografide oldukça önemlidir. Hastayı doğru bir şekilde pozisyonlandırmak tanı kalitesi yüksek radyograflar elde edilmesini sağlar. Baş boyun bölgesinde artefakta sebep olabilecek protez, kolye, küpe gibi diğer nesnelere çıkarılır. Konumlandırmada dikkat edilmesi gereken en önemli noktalardan bir tanesi dişlerin ve dental arkların odak ark bölgesi içerisinde yer almasıdır. Anteroposterior olarak konumu ayarlayabilmek için, sagittal düzlemi yere dik ve cihazın tam ortasında olacak şekilde duran hastanın cihazda bulunan ısırma çubuğundaki çentiğın tam üzerinden ısırması gerekir. Bu sayede odak ark bölgesi içinde yer alan anterior dişlerin birbiri üzerine süperpoze olması önlenmiş olur (7). Sert damağın maksiller diş köklerine süperpoze olmasını önlemek içinse hastanın Frankfurt horizontal düzleminin yere paralelliğinin sağlanması gerekir. Frankfurt horizontal düzleminin, sagittal düzlemin ve anteroposterior konumun ayarlanmasını kolaylaştırmak için çoğu cihazda lazer ışını bulunur. Çenenin ayarlanması için genel bir rehber olarak kulağın tragusu ile gözün dış kantusundan geçen hattın yere paralelliğine dikkat edilir (7). Cihazda bulunan sefalostatla hastanın başı sabitlenir. Hasta, cihazın yanlarından tutunup ayaklarını bir adım ileride birleştirdiğinde vertebraların ön bölgeye süperpozisyonunu önleyen doğru vücut pozisyonunu almış olur. Işınlamadan önce son olarak hastadan dilini damağına değdirmesi ve dudaklarını kapatması istenir. Bu sayede dil ve damak arasında kalan hava boşluğu kapatılarak, hava boşluğunun radyolüsent görüntüsünün maksiller

diş köklerine süperpozisyonu önlenmiş olur. Işınlama öncesi görüntünün bozulmaması için hastaya hareket etmemesi tembih edilmelidir (35,55).

2.2.10.5. Görüntüleme Hataları

Panoramik radyografi kompleks bir yöntemdir ve doğru uygulanmadığı takdirde tanıyı etkileyebilecek hatalı görüntü elde edilebilir. Hastaya bağlı artefaktlar, cihazın iç yapısına veya arızalanmasına bağlı artefaktlar ve uygulayıcıya bağlı hatalar olabilir. Bu hatalar hastanın hazırlanması, uygulama veya pozisyonlandırma sırasında meydana gelebilir. Bu hataların radyolog tarafından fark edilip tanımlanabilmesi ve eğer mümkünse önlenmesi oldukça önemlidir (58).

Hazırlık aşamasında yapılabilecek hata hareketli protez, kolye, küpe, gibi görüntüde artefakt oluşturabilecek nesnelerin çıkarılmamasıdır. Hastanın uygulama esnasında talimatlara uyması, elde edilecek görüntü kalitesini etkilemektedir. Işınlama sırasında kesinlikle hareket etmemesi ve dilini damağına değıdirmesi, hareket artefaktı ve süperior maksillada radyolüsent alan oluşmaması için gereklidir. Bu talimatlara çocukların ve bilişsel yetenekleri zayıf hastaların uyması, dolayısıyla tanı için uygun görüntü elde etmek daha zordur (7,58).

Hasta pozisyonlandırması sırasında meydana gelebilecek hatalar görüntüde distorsiyonlara sebep olur. İsrıma çubuğunun çentiğın tam üzerinden ısırılması anteroposterior konumu doğru ayarlamak için önemlidir. Hasta, çentik ağız içinde kalacak şekilde daha anteriorda konumlanırsa dişler ışın kaynağından kısmen uzaklaşacağı için anterior dişlerin meziodistal boyutu daralır ve premolarlar birbiri üzerine süperpoze olur. Eğer hasta, çentik ağız dışında kalacak şekilde posteriorda konumlanırsa anterior dişler ışın kaynağına kısmen yaklaşacağı için normalden daha geniş ve bulanık görünür. Hastanın orta hattı ısırma çubuğunun tam üzerinde konumlanmazsa yani hastanın başı sağa veya sola kayarsa radyografıta horizontal distorsiyon oluşur. Bu durumda başın kaydığı taraftaki dişler daralır ve birbiri üzerine süperpoze olur, diğeri taraftaki dişler daha genişlemiş gibi görünür. Hastanın başını öne

veya geriye eğdiği durumlarda ise Frankfurt horizontal düzleminin yere paralelliği sağlanamamış olur. Hasta başını öne eğerse alt anterior dişler bulanıklaşır ve hiyoid kemik mandibular anterior bölgeye süperpoze olur. Ayrıca mandibulanın simfiz bölgesi kesilebilir ve her iki mandibular kondil filmin üst kenarı dışında kalabilir. Hasta başını geriye doğru eğerse üst anterior dişler bulanıklaşır ve sert damak üst dişlerin köklerine süperpoze olur. Pozisyonlandırma sırasında vücut doğru pozisyona getirilmezse vertebraların hayalet görüntüsü radyografda radyopak alan şeklinde izlenir (7,35,55).

2.2.10.6. Avantajları

- Yüz kemiklerini, dental arkları, dişleri ve komşu anatomik yapıları kapsamlı biçimde gösterir.
- Tüm ağız serilerine göre daha düşük radyasyon dozu ile görüntü elde edilir.
- Hızlı ve kullanışlı bir tekniktir.
- Uygulaması intraoral tekniklere göre daha kolaydır.
- İntraoral teknikleri tolere edemeyen ve trismuslu hastalarda kullanılabilir.
- Ağız açıklığı kısıtlı olan ya da ağızını açamayan hastalarda uygulanabilir.
- Elde edilen görüntü hasta tarafından kolay algılanabildiği için hasta eğitimi ve motivasyonunda kullanıma uygundur (7,35,45,55,59).

2.2.10.7. Dezavantajları

- Çürük ve periodontal hastalık değerlendirmesi gibi detay gerektiren hastalıkların incelenmesinde intraoral radyografiler kadar kullanışlı değildir.
- Odak ark bölgesi dışında kalan yapılar net görüntülenemez.
- Nesne film mesafesi fazla olduğu için görüntüde magnifikasyon olur.
- Görüntüdeki distorsiyon ve magnifikasyonlar sebebiyle doğrusal ve açılal ölçümler güvenilir olmaz.
- Özellikle premolar bölgede dişlerin proksimal yüzeyleri süperpoze olur.

- Vertebraların süperpozisyonu sebebiyle anterior dişleri değerlendirmek zorlaşır.
- Konumlandırma hataları ve artefaktların olmamasına dikkat edilmesi gerekir.
- Panoramik radyografi cihazı periapikal radyografi cihazlarından daha pahalıdır (7,35,45,55).

2.2.10.8. Diş Hekimliğinde Kullanım Alanları

Panoramik radyografi, diş hekimliğinin tüm alanlarında kullanılabilir. Dişler, çene kemikleri, maksiller sinüs, TME gibi anatomik yapılar tek bir radyografda incelenebildiği için genellikle büyük patolojiler, kırıklar ve gelişim anomalilerinin değerlendirilmesinde sıklıkla başvuru bir görüntüleme yöntemidir. Bununla birlikte, detaylı inceleme gereken durumlarda ilave intraoral radyografik tekniklerle desteklenmesi gerekmektedir. Panoramik radyografların endikasyonları;

- Çenelerin ve dişlerin genel değerlendirmesi,
- Dişlerin gelişimi ve erüpsiyonunun değerlendirilmesi,
- Gömülü dişlerin konumunun değerlendirilmesi,
- Periodontal hastalıklarda kemik yapısının değerlendirilmesi,
- Tam dişsiz hastalara protez planlanması,
- Çene kemiklerini içeren patolojilerin incelenmesi,
- Çene ve yüz travmaları,
- Cerrahi işlemlerin planlanması ve postoperatif takibi,
- İmplantların planlanması ve işlem sonrası değerlendirilmesi,
- TME'nin genel değerlendirmesi,
- Ortodontik değerlendirmedir (7,35,55).

2.2.11. Bilgisayarlı Tomografi

Tomografi, vücuttan kesitler halinde görüntü alma işlemidir. BT ise tomografi prensibiyle vücudun belli bir bölgesinden geçen x-ışınlarının dedektörle algılanarak, elde edilen ardışık kesitsel görüntülerin bilgisayarda işlenmesiyle üç boyutlu görüntüleme sunan bir tekniktir. Cormack 1957-1963 yılları arasında rekonstrüktif tomografinin tıp alanında kullanımına dair araştırmalar yapmıştır. Teorinin uygulamaya geçirilmesi ise 1972 yılında, BT'nin mucidi olarak bilinen İngiliz mühendis Sir Godfrey Newbold Hounsfield tarafından gerçekleştirilmiştir. Araştırmaları sayesinde Cormack ve Hounsfield 1979 yılında fizik alanında Nobel ödülünü almışlardır (60).

2.2.11.1. Bilgisayarlı Tomografi Cihazlarının Gelişimi

Hounsfield tarafından tasarlanan ve oluşturulan EMI Mark 1 model birinci nesil BT cihazında, tek x-ışını kaynağı ve tek dedektör karşılıklı aynı yönde kayarak nesneyi taram. Sadece kraniyal incelemede kullanılan bu cihaz her bir taramada 160 ölçüm yapabilir ve tarama boyunca 180 derece döner (oku ve dön hareketi). Kesit alma süresi yaklaşık 5 dakika olan bu cihazlarda x-ışını demeti kalem şeklindedir (60).

Oku ve dön hareketini yapan ikinci nesil cihazlarda dedektör sayısı 30'a çıkarılmış, x-ışını demeti 10 derecelik yelpaze biçimini almıştır. Tarama süresi dedektör sayısı ile ters orantılı olarak kısalmıştır (61).

Üçüncü nesil cihazların temel farkı tüm görüntüleme alanını kapsayacak şekilde genişletilen x-ışını demetini karşılayacak çok sayıda (300-600) dedektör kullanılmasıdır. Ayrıca çözünürlüğü artırmak için hasta çevresinde dönüş açısı 360 dereceye çıkarılmıştır. Bu sayede tarama süresi oldukça kısalmış (kesit alma süresi 5 saniye) ve sadece kraniyal incelemede kullanılan BT tüm vücut için kullanılabilir hale gelmiştir. Dedektör kalibrasyonunun yeterli olmadığı durumlarda görüntü üzerinde artefakt oluşur (61,62).

Tüpten çıkan x-ışınlarının yelpaze şeklinde olduğu dördüncü nesil cihazlarda görüntü artefaktını önlemek için gantri açıklığına 4800 dedektör halka şeklinde yerleştirilmiştir. Çok fazla dedektör kullanıldığı için maliyeti artan bu cihazlarda

dedektörler sabitken tüp hareketlidir (*rotate-stationary* teknolojisi). Ayrıca tüpleri besleyen yüksek voltaj kabloları ortadan kaldırılmış, yüksek voltajın tüpün üzerinde kaymasının halka tarafından sağlandığı *slip-ring* teknolojisi kullanılmıştır (60,61).

Beşinci nesil BT cihazları kardiyak çalışmalar için geliştirilmiştir. 50 milisaniyeye düşürülen tarama süresi ile kalbin çalışırken kesit görüntüsünü incelemek mümkündür (61).

Helikal BT adı verilen altıncı nesil cihazlarda tüpün döndüğü süre boyunca hasta masası kaymaktadır. Bu kayma hareketi ile uyumlu olarak x-ışınlarının izlediği yol helikaldir. Tarama süresi tüm karın bölgesini 30 saniyede tarayacak kadar kısalmıştır. Bu sayede hareket artefaktı azaltılmıştır (61).

Tek seferde birden çok kesit alabilen yedinci nesil cihazlar çok kesitli BT (*multi-slice CT*) olarak adlandırılır. Bu cihazlarda kesit kalınlığını x-ışınının kolimasyonu değil dedektörün açıklığı belirler. Tüpten çıkan x-ışını demetinin aldığı kalın bir yelpaze şekline açık ışın geometrisi adı verilir. Tüpten çıkan x-ışınının en yüksek oranda kullanıldığı bu geometri sayesinde tarama süresi çok kısalmıştır. Üretilen ilk BT cihazı aynı anda iki kesit alırken çok kesitli cihazlarla 0,5 saniye ve daha kısa sürelerde kalınlığı 1 mm'nin altında olan 64 kesit alınabilmektedir (41).

2.2.11.2. Bilgisayarlı Tomografinin Elemanları

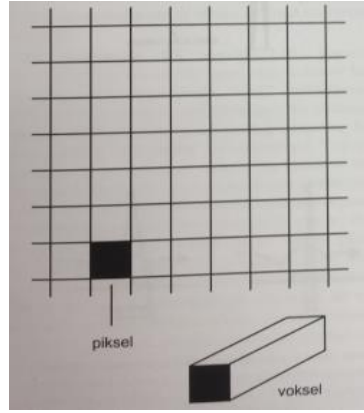
- Tüp; x-ışını kaynağıdır.
- Dedektör; tüpten çıkan ve yapılardan geçerken soğurulan veya zayıflayan x-ışınlarını algılar.
 - Sintilasyon dedektörleri
 - İyon odacıklı gazlı dedektörler
 - Çok sıralı dedektörler (35)
- Gantri; tüp ve dedektörün bulunduğu, ortasında hastanın girdiği yuvarlak bir açıklık olan platformdur.
- Masa; hastanın yattığı bölümdür ve değişik hızlarda hareket eder.

- Jeneratör; devamlı ve yüksek potansiyel farklı elektrik akımı sağlar.
- Bilgisayar; görüntü ham bilgisine dair işlemleri hızlı bir şekilde yapar.
- Konsol; alınan sinyalleri işleyen bilgisayar sistemini ve donanımı içerir (60).

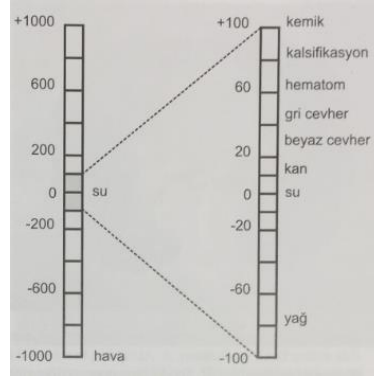
2.2.11.3. Görüntü Oluşumu

BT'de görüntü, x-ışınlarının dokulardan geçerken enerjilerini farklı oranda kaybetmesi ve ulaştıkları dedektörde algılanıp bilgisayarda işlenmesiyle oluşur. Dedektöre ulaşan x-ışınlarının enerjisinden dokunun x-ışını tutma miktarı ölçülür. Bu ölçümler bilgisayarda değerlendirilerek görüntü halini alır (35,40).

Dijital sistemlerde görüntü resmin en küçük elemanı olan piksellerden (*picture element*) ve bu piksellerin oluşturduğu örgü olan matriksten oluşur. Dijital görüntülerdeki piksel sayısı ne kadar fazla olursa çözünürlük o kadar iyi olur. BT'de görüntü üç boyutlu olduğu için ölçüm yapılan birimler vokseldir (*volume element*) (Şekil 2.11). Tabanını pikselin, yüksekliğini de kesit kalınlığının oluşturduğu dikdörtgen prizması şeklindeki her bir voksel x-ışını fotonları tarafından tarama boyunca çaprazlanır ve iletilen radyasyon yoğunluğu dedektörler tarafından ölçülür. Bu ölçümlerle dokunun dansitesi ve x-ışınlarının atenüasyon değeri her bir voksele özgün olarak tayin edilir. Dedektörlerin ölçtüğü sayısal değerler (BT numaraları), bu değerlere karşılık gelen siyah-beyaz arası renklere dönüştürülür. Bu dönüştürmede suyun x-ışınlarını tutma değerine karşılık gelen BT numarası 0 kabul edilir. Diğer değerler -1000 ile +1000 arasında değişen gri skalada ele alınır. Kemik veya kalsifikasyon gibi x-ışını fazla absorbe eden yapılar yüksek değerlere sahiptir ve beyaz görünür. X-ışınlarını daha az absorbe eden yağ -80, skalanın en altında kalan hava ise -1000 değerini alır. Bu skala adını yöntemi geliştiren Hounsfield'den alır ve skaladaki sayılar ise Hounsfield Birimi (HU) olarak adlandırılır (Şekil 2.12). Yoğunluğu görece yüksek olan beyaza yakın yapılar hiperdens, düşük olan siyaha yakın yapılar hipodens, yoğunluğu eşit yapılar izodens olarak adlandırılır (35,40,63).



Şekil 2.11. Piksel ve Voksel. (41)



Şekil 2.12. Hounsfield Skalası ve BT Numaraları. (41)

Bilgisayar 2000 civarı BT numarası tanır, ancak insan gözü 2000 gri ton arasındaki farkı tam olarak ayırt edemez. Bu yüzden sınırlı sayıda HU gösterilerek gözlemciye görüntüyü daha kolay yorumlama olanağı tanınır. Klinik açıdan kullanışlı bir gri skala elde etmeye yarayan bu işlem pencereleme olarak adlandırılır. Gri tonların dağılımını gösteren aralık pencere genişliği, bu genişliğin merkezindeki Hounsfield Birimi ise pencere seviyesidir. Pencere genişliği, incelemek istediğimiz yapıların HU değerlerini içine alan, diğerlerini dışarıda bırakan bir Hounsfield skalası oluşturur (35,63).

2.2.11.4. Görüntü Üzerindeki İşlemler

Dokular arasındaki farklılıkları ortaya koymada çözünürlük kavramı kullanılır. BT görüntülerinde boyutsal ve kontrast olmak üzere iki farklı çözünürlükten bahsedilebilir.

Boyutsal çözünürlük birbirine komşu yapıların ayırt edilebilmesidir. BT görüntülerinde boyutsal çözünürlük piksellerin dolayısıyla voksellerin küçültülmesiyle arttırılır. Böylece birbirine yakın iki noktanın ayırt edilmesi kolaylaşacaktır. Kontrast çözünürlük ise birbirinden farklı yoğunluktaki yapıların ayırt edilebilmesidir. BT görüntüsünde kontrast dokulardaki BT numarası (HU) farklılığıdır. Kontrast gürültüden etkilenir. X-ışını demeti doğrultusunda bulunan nesnelere atenüasyonlarına ek olarak saçılan fotonların atenüasyonlarının dedektörler tarafından kaydedilmesiyle görüntüde gürültü meydana gelir. Gürültü sebebiyle veri elde etme keskinliği azalır. Gürültüyü azaltmak, dolayısıyla kontrast çözünürlüğü arttırmak için x-ışını dozu veya kesit kalınlığı arttırılmalıdır (35,41,62).

Tomografi kesitini oluşturan alanın genişliğini gösteren parametre görüntü alanı (*Field of View: FOV*) olarak adlandırılır. İncelemenin amacına göre hasta tüpe yaklaştırılarak küçültülüp ya da uzaklaştırılarak büyütülüp boyutu uygulayıcı tarafından belirlenebilir. FOV küçültüldüğünde piksel sayısı değişmediğinden vokseller de küçülür; böylece boyutsal çözünürlük arttırılmış olur (62).

BT cihazı, koronal ve sagittal kesitler sınırlı olmak üzere çoğunlukla aksiyal ve gantriye açısı verilerek oblik kesitler alabilir. Bilgisayar programları sayesinde seri taramalardan elde edilen kesitler üst üste yerleştirilir ve istenen düzlemin pikselleri seçilerek yeni görüntü oluşturacak şekilde birleştirilir. Tek bir düzlemde tarama yapılmış hastadan diğer düzlemlerde görüntü oluşturulması işlemine çok düzlemli şekillendirilmiş görüntüleme (*multiplanar reformatted imaging - MPR*) adı verilir (35,62).

2.2.11.5. Artefaktlar

- Parsiyel hacim ortalaması artefaktı
- Hareket artefaktları
- Yıldız artefaktı
- Işın sertleşme (*beam hardening*) artefaktı
- Halka (*ring*) artefaktı (61)

2.2.11.6. Avantajları

- Kesit alınan bölgedeki tüm yapılar incelenebilir.
- Görüntüsü alınan bölgenin dışındaki yapıların süperpozisyonu olmaz.
- Görüntü işlenebilir ve üç boyutlu görüntü oluşturulabilir.
- Görüntü bilgisayar ortamında olduğu için kolay saklanabilir, iletilebilir ve taşınabilir.
- Gözle fark edilemeyecek yoğunluk farklarını sayısal değerlerle ortaya koyabilir.
- Küçük kontrast farklılıklarını ayırabilmesi sayesinde ayrıntıyı iyi gösterir.
- Kemiği iyi gösterdiği, hematomu ayırt edebildiği için travma hastalarında kullanılabilir.
- Dansiteyi saptayabildiği için dokuların veya tümörün içeriğinin sıvı, selüler ya da vasküler oluşu anlaşılabilir.
- Kemik yüksekliği ve hacmi hakkında bilgi verir.
- Mesafe ölçümü yapılabilir (35,63,64).

2.2.11.7. Dezavantajları

- Pahalı bir yöntemdir ve taşınmaz.
- Kesite girmeyen lezyonlar gözden kaçabilir.
- Artefaktlar görülür.
- Hastanın aldığı radyasyon dozu yüksektir.
- Yumuşak dokuları ayırt edebilme özelliği düşüktür. (35,63)

2.2.12. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi

BT pahalı ve karışık bir teknik olduğu ve hasta çok yüksek dozda iyonize radyasyona maruz kaldığı için diş hekimliğinde kullanımı sınırlıdır (65). Bilgisayarlı tomografilerin tarama süresini kısaltmak amacıyla konik ışınlı demet geliştirilmiş ve bu amaçla öncekilerden daha ucuz dedektörler kullanılmıştır (66). 1970'lerin sonlarına doğru geliştirilen KIBT öncülü volümetrik BT, 1982 yılında Mayo Klinik Biyodinamik Araştırmalar Laboratuvarı'nda anjiyografi, radyoterapi ve mamografi alanında kullanılmıştır (66,67). Bu teknolojinin diş hekimliğine girişi ise 1995 yılında olmuştur (66). 1999 yılında ise Attilio Tacconi ve Piero Mozzo'nun dentomaksillofasiyal kullanım için tasarladığı, tek bir rotasyonel tarama ile multiplanar projeksiyonlar oluşturabilen KIBT cihazı NewTom DVT 9000, QR Inc of Verona tarafından üretilmiştir (35,66). Mozzo ve arkadaşlarına göre üretilen bu cihazın görüntü kalitesi belirli tanı gereksinimleri için yeterli, geometrik kesinliği iyi, tarama süresi kısa ve absorbe edilen radyasyon dozu önemli ölçüde azdır (65). Diş hekimliğinde kullanıma uygun KIBT ünitelerinin yapımı için;

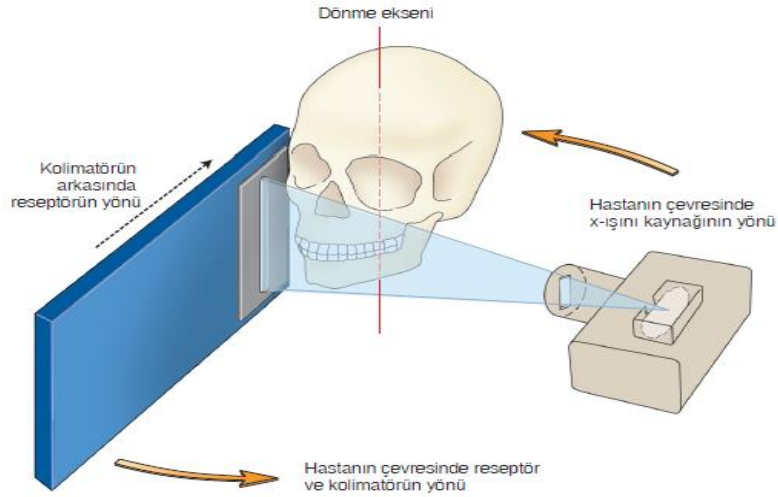
- Çok sayıda görüntüyü hızlı bir şekilde elde edebilen dedektörler,
- Yüksek çıkışlı x-ışını üreteçleri,
- Uygun görüntü kazanım ve bütünleştirme algoritmaları,
- Güçlü ve uygun fiyatlı bilgisayar teknolojileri bir araya getirilmiştir (7).

Yüksek çözünürlükte görüntü veren ve kemik yapıları değerlendirmede kullanışlı olan KIBT sayesinde 2000'li yıllarda diş hekimliğinde dentomaksillofasiyal radyoloji alanında yeni bir dönem başlamıştır (4).

2.2.12.1. Görüntüleme İlkeleri

KIBT görüntüleme, x-ışını kaynağı ve dedektörü taşıyan döner bir platform veya gantri kullanılarak yapılır. Konik veya piramidal radyasyon kaynağı ilgilenilen alana (*region of interest: ROI*) yönlendirilir ve atenüasyona uğrayan x-ışınları dedektöre yansıtılır. Radyasyon kaynağı ve dedektör, son görüntü hacminin merkezi olan sabit rotasyon merkezi etrafında döner (Şekil 2.13). X-ışını tüpü ve dedektörün yaptığı 180 ile

360 derece arasındaki rotasyon sırasında çok sayıda ardışık düzlemsel görüntü elde edilir. Bu görüntüler ham veriyi oluşturur ve ham verilerin oluşturduğu görüntü serilerinin tamamı projeksiyon verisi olarak adlandırılır. Fan şeklinde x-ışını kullanan BT'lerde her kesit ayrı ayrı tarama ve yapılandırma gerektirirken, konik ışın geometrisi hacimsel veriyi hızlı bir şekilde yakalar (68).



Şekil 2.13. Konik Işınlı Görüntüleme Geometrisi. (7)

2.2.12.2. Görüntü Üretim Bileşenleri

Üretilen cihazlarda kendine özgü farklar olmakla birlikte KIBT'de görüntü üretimi için x-ışınının üretimi, x-ışını algılama ve görüntünün rekonstrüksiyonu olmak üzere üç temel bileşen vardır (69). KIBT görüntülemesinde x-ışını üretiminde klinik olarak önemli olan çok sayıda etken hem görüntü kalitesini hem de hastanın aldığı radyasyon dozunu etkiler.

Hastanın Sabitlenmesi

KIBT incelemelerinde tarama hastanın oturduğu, ayakta durduğu veya sırtüstü uzandığı üç farklı pozisyonda yapılabilir. En rahatı oturur pozisyon olmasına rağmen fiziksel engeli olan veya tekerlekli sandalye kullanan hastalarda pozisyonlandırma zorluğu yaşanabilir. Ayakta kullanılan üniteler tekerlekli sandalye kullanan hastalar için uygun

seviyeye ayarlanamayabilir. Sirtüstü yatar pozisyonda kullanılan üniteler ise hem çok yer kaplar hem de fiziksel engelli hastalar için bu ünitelerin kullanımı zor olabilir. Ne şekilde kullanılıyor olursa olsun tüm sistemlerde önemli olan son görüntünün bozulmaması için çenelik, ısırma çubuğu gibi baş tutma mekanizmalarıyla başın sabitlenmesidir (70).

X-Işını Jeneratörü

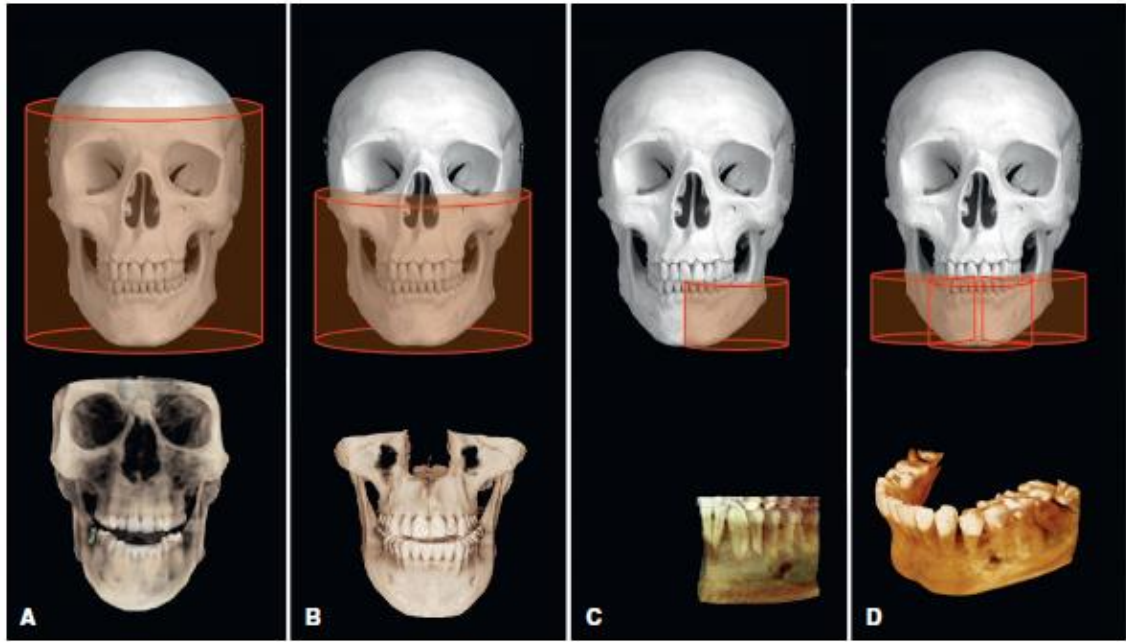
Rotasyon sırasında görüntü seti, atenüasyona uğrayan x-ışınının ardışık görüntüler şeklinde dedektör tarafından algılanmasıyla oluşur. X-ışını, dedektör aktivasyonu ile aynı anda olacak şekilde sürekli veya daha çok tercih edilen aralıklı biçimde üretilir. Bu teknikte fiili işleme süresi tarama süresinden yarı yarıya kısa olduğu için hastanın aldığı radyasyon dozu düşüktür. Aralıklı x-ışını demetinin varlığı ve görüntü alanının boyutuyla birlikte işleme parametrelerindeki değişiklik hastanın maruz kaldığı radyasyonun başlıca belirleyicileridir (71).

Tarama Hacmi

Görüntüleme alanının (FOV) boyutları ya da tarama hacmi başlıca dedektöre, ışın projeksiyon geometrisine ve kolimasyona bağlıdır. Hastanın maruz kaldığı radyasyonu azaltmak için ilgilenilen alanın görüntülemesinin en küçük hacimle sınırlandırılması istenir. Alan boyutunun hastanın ihtiyaçlarına göre seçilmesi hem gereksiz radyasyonu azaltır hem de görüntü kalitesini kötü yönde etkileyen saçılan radyasyonu azaltır (72). KIBT cihazları mevcut FOV veya seçilen tarama hacmi yüksekliğine göre kategorilere ayrılır:

- Sınırlı alan: 5 cm veya daha az (TME veya dental ark segmenti gibi lokalize alanlar)
- Dentoalveoler: 5 cm - 10 cm (maksilla ve/veya mandibulayı içeren tek ark veya interark mesafe)
- Maksillofasiyal alan: 13 cm'den fazla (altta yumuşak doku ve çene nasionu olmak üzere kraniofasiyal iskeletin çoğu) (73) (Şekil 2.14)

Büyük alan seçimi daha yüksek etkin radyasyon dozuna sebep olduğu için dental görüntülemeler için küçük görüntüleme alanı seçilmesi önerilir. Büyük görüntüleme alanı kullanımı ortodontik ve ortognatik tedavi planlaması gibi daha geniş inceleme gerektiren vakalarla sınırlandırılmıştır. (74)



Şekil 2.14. KIBT Ünitelerinde FOV Gösterimi (7).

Tarama Faktörleri

Tarama sırasında veri oluşturan görüntü sayısı; dedektör kare hızına, yörünge arkına, kaynağın ve dedektörün rotasyon hızına bağlıdır. KIBT cihazları yeterli veri elde etmek için sıklıkla tam bir dairesel yörünge kullanır. Ancak cihazlar gittikçe 360 dereceden düşük tarama arklarına sahip panoramik tasarımına benzemektedir. Sabit tarama arklarına sahip pek çok cihazın yanı sıra arkı sınırlamak için manuel kontrol seçeneği bulunan cihazlar da vardır. Sınırlı tarama arkı, süreyi ve radyasyon dozunu azaltır. Hasta hareketi görüntü çözünürlüğünü etkilediği için hareket artefaktını azaltmak amacıyla tarama süresinin mümkün olduğunca azaltılması istenir. Kısa tarama süresi,

dedektör kare hızının artırılmasıyla, projeksiyon sayısının azaltılması ya da tarama arkının küçültülmesiyle elde edilebilir (4).

Görüntü Dedektörleri

KIBT cihazlarında kullanılan dedektörler *image intensifier tube/charge-coupled device* (II/CCD) kombinasyonu veya düz panel dedektörler (*flat panel detectors*) olmak üzere ikiye ayrılır. Genellikle daha büyük ve hantal olan II/CCD üniteler daire şeklinde temel görüntü alanları (küre şeklinde hacimler) üretirken, düz panel dedektörler dikdörtgen şeklinde (silindir şeklinde hacimler) alanlar üretir. Günümüzdeki KIBT cihazların büyük çoğunluğunun kullandığı düz panel dedektörler, bir x-ışını sintilatör tabakası iştirilmiş geniş alanlı solid sensör paneline dayalı dolaylı bir dedektör kullanır. En yaygın düz panel konfigürasyonu, amorf silikondan yapılmış ince film transistörüne uygulanan sezyum iyodür sintilatöründen oluşur. Son zamanlarda, büyük *complementary metal oxide semiconductor* (CMOS) teknoloji dizisi de kullanılmıştır (75,76,77).

Voksel Boyutu

KIBT görüntülemenin çözünürlüğü ve dolayısıyla detayı vokseller tarafından belirlenir. KIBT görüntülemeye voksel boyutları, konvansiyonel BT'deki gibi kesit kalınlığına değil alan dedektöründeki piksel boyutuna bağlıdır. Çözünürlüğü belirleyen voksellerin boyutu yeni geliştirilen cihazlarda çözünürlük boyutları 76 μm 'ye kadar küçülebilmekle birlikte en sık kullanılan değerler 0,09 mm ile 0,4 mm arasında değişmektedir (4,78). Genel olarak KIBT cihazları, anizotropik çözünürlüklü BT cihazlarının aksine izotropik (üç boyutun tümü birbirine eşittir) voksel çözünürlükleri sağlar (71,79). Medikal BT görüntülerinde Z kenarının uzunluğu çeşitlilik gösterdiği için çoklu düzlemlerin ölçümleri tam olarak gerçekleştirilemez. Bu yüzden medikal BT dış hekimliğinde yeterli fayda sağlamaz (80).

Gri Tonlama

Dedektörlerin kontrasttaki farklılıkları açığa çıkarma yeteneği sistemin bit derinliği ile ilgilidir. Bit derinliği atenuasyonu gösteren gri tonların sayısını belirler. KIBT üniteleri 12 bit ya da daha fazla gri tonlama farklılıklarını kaydedebilen dedektörleri kullanır. 12-bit bir dedektör, kontrastı göstermek için 2^{12} yani grinin 4096 tonunu sağlar. KIBT görüntüleme daha yüksek bit derinliğinde görüntüler mümkün olmasına rağmen, bu derinlik ek bilgiye, hesaplama süresinin uzamasına ve çok daha büyük dosya boyutuna mal olur (75,81).

Rekonstrüksiyon

Temel projeksiyon kareleri elde edildikten sonra, hacimsel bir veri seti oluşturmak için verilerin işlenmesine primer rekonstrüksiyon denir. 20 saniyeden kısa tek bir konik ışın rotasyonunun ürettiği 100-600 arası projeksiyon karesinin her birinde 1 milyondan fazla piksel ve her pikselde 12-16 bit veri bulunur. Bu veri, rekonstrüksiyon denen bir süreçte bir dizi yazılım algoritması ile voksellerden oluşan hacimsel bir veri seti oluşturmak üzere işlenir. Sekonder olarak hacimsel veri setinin kesiti alınarak görsel ortogonal (dikey) görüntüler oluşturulur. Kazanım bilgisayar tarafından elde edilen veriler işleme bilgisayarına aktarılır. Geleneksel BT görüntülemenin aksine konik ışınlı veri rekonstrüksiyonu, işleme bilgisayar yerine kişisel bilgisayar tabanlı yapılır. Rekonstrüksiyon süreci, ön işleme ve rekonstrüksiyon olmak üzere her biri çok sayıda basamaktan oluşan iki aşamadan oluşur (7,70,82,83).

2.2.12.3. Klinik Değerlendirmeler

Hasta Seçim Kriterleri

Konik ışın demeti ile diğer dental radyografik yöntemlere göre radyasyon dozu daha fazla olduğu için hasta seçiminde ALARA prensibi doğrultusunda tanı için elde edilen yararlı bilginin radyasyonun olası etkilerine göre ağır basmasına dikkat edilmelidir.

Periapikal ya da panoramik radyografi gibi daha düşük dozlu görüntüleme yöntemlerinin tanı ve tedavide yeterli olmadığı durumlarda KIBT görüntülemeye başvurulabilir. Amerikan Oral ve Maksillofasiyal Radyoloji Akademisi (*American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology, AAOMR*) ve Amerikan Diş Hekimleri Birliği (*American Dental Association, ADA*); KIBT görüntülemenin uygun kullanımı, kullanıcıların sorumlulukları, belgeleme ve radyasyon güvenliği, kalite kontrolü ve hasta eğitimi hakkında bilgi veren kullanım rehberi yayınlamıştır (84). KIBT görüntüleme temelde tarama işlemi olarak değil, mevcut dental görüntüleme tekniklerine ek bir araç olarak kullanılmalıdır (7). Avrupa Dentomaksillofasiyal Radyoloji Derneği'nin (EADMFR) hazırladığı, Avrupa Radyasyondan Korunma Komisyonu'nun desteklediği projeye oluşturulan yönergede KIBT uygulamaları ve doz ayarlanması ile ilgili detaylı bilgi verilmiştir. Bu yönergeye göre KIBT görüntülemenin rutin olarak kullanılmaması, hastanın tedavisine katkıda bulunacak yeni bir bilgi sağlaması durumunda KIBT görüntülemeye başvurulması gerektiği bildirilmiştir (85).

Hasta Hazırlığı

Taramadan önce hastanın baş boyun bölgesindeki gözlük, takı ve metal destekli parsiyel protezler gibi metal içerikli tüm nesnelere çıkarılır. Hastanın başı sabitlenmeden önce uygun radyasyon koruyucusu kullanılmalıdır. Özellikle çocuklar ve hamile hastalar için kurşun önlük kullanımı ve taramaya engel olmadığı müddetçe tiroid koruyucu kurşun boyunluk önerilir. Baş hareketine bağlı görüntüdeki bozulmayı önlemek için KIBT ünitelerinde çenelik, baş desteği gibi baş sabitleyiciler bulunur. Gereken alanın görüntülenmesi ve hastayı doğru konumlandırmak için fasiyal topografik referans düzlemler veya oklüzal ve palatal düzlem gibi iç referans düzlemler lazer ışıklarla hizalanır. Aksi belirtilmedikçe karşıt arktaki metal restorasyonlardan kaynaklanan saçılmayı azaltabilmek için dişlerin tam oklüzyon durumundan çok istirahat pozisyonunda tutulması gerekir. Işınlamadan önce hastadan burnundan nefes alması,

mümkün olduğunda sabit kalması ve etrafında dönen dedektörü takip etmemesi için gözlerini kapalı tutması istenir (86).

Görüntüleme Protokolü

İnceleme amacına bağlı olarak görüntüleme protokolündeki parametreler, hastanın en az radyasyona maruz kaldığı optimum görüntü kalitesini sağlamak için düzenlenir. Kullanıcılar görüntüleme protokolünü seçerken parametrelerin görüntü kalitesini ve hastanın aldığı radyasyon dozunu etkileyebileceğini bilmelidir. X-ışını demetinin kalite ve kantitesi tüp voltajı (kVp) ve akımına (mA) bağlıdır. KIBT ünitelerinde sabit ışınlama ayarları veya kVp ve mA ayarlarının manuel olduğu iki seçenek mevcuttur. Işınlama parametreleri hastanın yapısına ve tanısal amaca uygun olarak seçilir.

Uzaysal Çözünürlük: Bir görüntünün ince detayları gösterebilme özelliğini ifade eden uzaysal çözünürlük; piksel boyutuna, ışın geometrisine, saçılan radyasyona, dedektör hareketine, ışık toplayabilen piksel alanının fraksiyonuna, fokal spot boyutuna, temel görüntü sayısına ve rekonstrüksiyon algoritmasına bağlıdır. Üreticiden üreticiye değişebilen, projeksiyon görüntülerinin elde edildiği voksellerin boyutunda değişiklik yapılabilir. Bu değişiklikler için görüntü dedektörü bir dizi pikselden veri toplar ve ortalamasını alır. Piksel seleleme adı verilen bu işlem sekonder rekonstrüksiyon süresini kısaltır. (87)

Tarama Süresi ve Projeksiyon Sayısı: Daha az artefaktlı ve görüntü kalitesi daha iyi olan rekonstrüksiyonu yapılmış görüntüler elde etmek için dedektör kare hızının ayarlanması gerekir. Bu ayarlama için temel görüntü projeksiyonunda artış yapılması rekonstrüksiyon süresinde uzamaya, dolayısıyla hastanın aldığı radyasyon dozunda artışa sebep olur.

Tarama Yörüngesi: 360 dereceden daha az yörüngede taranan görüntülerde kayıp verilerden kaynaklı sınırlı açı artefaktı olabilir. Hasta anatomisiyle ilgili istatistiksel bilgiler ve projeksiyon tamamlama algoritmalarıyla kayıp veriler telafi edilebilir.

Görüntü Alanı: Mekanik ya da elektronik olarak yapılabilen FOV ayarı ile sağlanan x-ışını demetinin kolimasyonu, ilgilenilen bölgenin aldığı radyasyonu sınırlandırır. Işınlama öncesi veya sonrası yapılabilen kolimasyon ile de x-ışını demetinin boyutunda mekanik küçülme yapılabilir. Dedektörde ilgi alanının çevresindeki verinin ortadan kaldırılmasıyla yapılabilen elektronik kolimasyon ise hasta radyasyon dozunda azalma sağlamadığı için pek tercih edilmez. FOV'un ilgilenilen bölgeye indirgenmesi saçılan radyasyonu azaltarak görüntü kalitesini artırır. FOV'daki küçülme; makineye, kolimasyon tipine, mekanik kolimasyon miktarına ve lokalizasyona bağlı olarak %25-60 oranında hasta radyasyon dozunda azalma sağlar (7,88,89).

Arşivleme, Dışa Aktarım ve Dağıtım

KIBT görüntüleme, biri tarama sonucu hacimsel görüntü verisi diğeri kullanıcı tarafından oluşturulan görüntü raporu olmak üzere iki veri ürünü ortaya koyar. Tarama verisi görüntü formatında yedeklenir. Görüntü verisinin dışa aktarımı ADA tarafından kabul edilen dental görüntüleme standardı olan 3. sürüm *Digital Imaging and Communications in Medicine* (DICOM v3) dosya formatında olmalıdır. Tüm görüntüleme yöntemlerini kapsayan bu format; tıp, diş hekimliği ve veterinerliğe ait tüm tanısal görüntülemeler için Uluslararası Standartlar Örgütü tarafından referans gösterilen standarttır. DICOM formatındaki KIBT verileri, tedavi sonuçlarının öngörülebilmesi için kullanılan simülasyonları sağlayan özel yazılım programlarına aktarılabilir (86).

2.2.12.4. Artefaktlar

Artefakt, görüntülenen nesnenin doğal yapısı dışındaki görüntü veya hatalar olarak tanımlanır. KIBT görüntü kalitesi bu artefaktlar sebebiyle bozulur. KIBT görüntüleri, daha düşük enerji spektrumu kullanılması; konik ışın geometrisi; konik ışın ıraksaklığı, saçılma, daha yüksek gürültü düzeyinin neden olduğu *aliasing* artefaktları gibi ek faktörler nedeniyle BT görüntülerine göre kaçınılmaz olarak daha fazla artefakta sahiptir (90).

Parsiyel hacim ortalaması, saçılma ve konik ışın etkisi olmak üzere ışın demetiyle ilgili projeksiyon geometrisi ve rekonstrüksiyon yöntemlerine bağlı 3 tip artefakt meydana gelir. Parsiyel hacim ortalaması konvansiyonel BT ve KIBT görüntüleme teknolojilerinde; taramanın voksel çözünürlüğü, görüntülenen nesnenin kontrast çözünürlüğünden büyük olduğu zaman görülen bir özelliktir. Eğer bir voksel, hem kemik hem yumuşak doku gibi farklı yoğunluktaki yapılar içeriyorsa bu durumda farklı dokuların ortalama değerinde bir görüntü oluşur. Parsiyel hacim ortalaması artefaktı, temporal kemik gibi Z eksenini yönünde hızla değişen bölgelerde daha çok görünür. Bu etkileri azaltmak için en küçük kazanım vokseli seçilebilir (91). Saçılma, madde ile etkileşimi sonucu yolundan sapan x-ışını fotonlarından kaynaklanır. Saçılma, ışın sertleşmesi artefaktlarına benzer şekilde çizgisel artefaktlara neden olur. Konik ışın etkisi ise tarama hacminin periferik kısımlarında muhtemel bir artefakt kaynağıdır. X-ışını demetinin iraksaklığı nedeniyle, görüntülenen alanın periferindeki yapılar x-ışını kaynağı hastanın karşı tarafındayken ışınlanır. Bu durumun sonucunda distorsiyon, çizgisel artefaktlar ve daha fazla periferik gürültü olur. İlgilenilen bölgenin ışın demetinin horizontal düzleminde konumlandırılmasıyla bu etki önlenir (91,92).

Tarayıcı ile ilgili artefaktlar, tarayıcı algılama kusurları ya da kalibrasyon yetersizliğinden kaynaklanan halka (*ring*) şeklinde çizgiler olarak görünür. X-ışını kaynağının hatalı hizalanması, hareket artefaktına benzer çift kontur artefaktı oluşturur. KIBT donanımının sürekli kullanımı, konfigürasyon değişikliklerine sebep olabileceğinden belirli aralıklarla düzenlenmesi gerekebilir (35,93).

Polikromatik x-ışınları nesneden geçerken, düşük enerjili fotonların yüksek enerjili fotonlardan önce absorpsiyona uğrayarak demetin ortalama enerjisinin artmasına ışın sertleşmesi denir. Bu olay sonucunda iki farklı artefakt meydana gelir. Biri farklı atenüasyon değerleri sebebiyle yüksek densiteli metalik nesneden uzaklaştıkça hipodens çukurlaşmalar şeklinde görülen çanak (*cupping*) artefaktı, diğeri yüksek densiteli nesnelerin x-ışınlarının dedektöre ulaşmasını engellemesiyle bu nesnenin etrafından yayılan ışınal çizgilenme (*streaking*) artefaktıdır. Metalik restorasyonlar ya da dental

implantlar gibi ışın sertleşmesine sebep olacak bölgelerin taramasından kaçınmak için ilgilenilen alan küçültülebilir, hasta pozisyonu değiştirilebilir veya dental arklar ayrılabilir. İlgilenilen alanda süperpozisyona sebep olacak takı gibi metalik nesnelere de çıkarılmalıdır (35,90,94).

Görüntüleme sırasında hastanın hareket etmesi verilerin yanlış kaydedilmesine sebep olabilir. Hasta hareketi rekonstrüksiyonu yapılmış görüntüde çift kontur olarak izlenir. Hastanın başı sabitlenerek ve ışınlama süresi kısa tutularak bu durum önlenir (95).

2.2.12.5. Hacimsel Veri Görüntüleme Aşamaları

Veri Düzenleme

KIBT görüntüleme elde edilen hacimsel veri seti, bilgisayar yazılımları kullanılarak her üç düzlemde yeniden düzenlenebilir. Veri setinde ilk olarak, hastanın anatomik yapıları simetrik olacak şekilde ya da bir referans düzleme göre düzenleme yapılır. Bu aşama, kesitsel ve transaksial görüntülerin ilgilenilen alana dik olarak hizalanması için önemlidir.

Veri İyileştirme

KIBT cihazları arasında veya seçilen tarama parametrelerine bağlı olarak aynı cihaz içerisindeki görüntüleri arasında densite ve kontrast farklılıkları olabilir. Görüntüyü iyileştirmek ve tanıyı kolaylaştırmak amacıyla kontrast ve parlaklık ayarları kemik lehine değiştirilebilir. KIBT yazılımı ön ayarlama yapsa da her bir tarama için parametrelerin iyileştirilmesi ve keskinleştirme, filtreleme gibi uygulamaların kullanımı önerilir.

Veri Görüntüleme

Düzlemlerde çok sayıda ortogonal görüntü bileşeni olduğu için, tüm kesitleri tek görüntü formatında incelemek kullanışlı değildir. Bu yüzden, ardışık ortogonal görüntü yığınının kaydırma yaparak incelemeyi dinamik bir şekilde yapmak gerekir. Hastalık

taramak ve asimetri varlığını saptayabilmek için kaydırmanın kraniyokaudal olarak ve sonra tersi yönde, daha karmaşık bölgelerde ise yavaşlayarak yapılması önerilir (7,35).

Veri Biçimlendirme

KIBT yazılımında, veri setinin belirli bölgelerini görüntülemek için pek çok biçimlendirme seçeneği mevcuttur. Detayı görmek için ince kesit, ilişkileri görmek için kalın kesit tercih edilmelidir. Genel olarak multiplanar reformasyon, ışın toplamı ve hacim oluşturma olmak üzere üç temel biçimlendirme seçeneği vardır.

Elde edilen hacimsel veri seti izotropik yapısı sayesinde ortognal olmadan kesitlendirilebilir. Eksen dışı iki boyutlu görüntüler elde edilebilen bu işleme multiplanar remorfasyon (MPR) adı verilir. İlgili çene arkı üzerinde manuel olarak birden fazla noktanın seçimiyle oluşturulan simülasyon çizgileri ile dental panoramik görüntü elde edilebilir. Panoramik görüntü benzeri bu distorsiyonsuz panoramik MPR rekonstrüksiyonları hekime fayda sağlar. Seri transkraniyal görüntüler MPR'ye dik ardışık görüntüler sağlar. Dişleri ve alveoler kemiği incelemek için ideal olan ve *cross-sectional* olarak adlandırılan bu görüntülerde kesit genişliği (kalınlığı) veya komşu iki görüntü arası mesafe (kesit aralığı) belirlenebilir.

Işın toplamı olarak adlandırılan görüntü tabakası ise ortognal veya MPR görüntü kesitlerinin komşu voksel sayısı arttırılarak kalınlaştırılmasıyla oluşturulur. Bu görüntü tabakasında magnifikasyon veya iraksaklık distorsiyonu yoktur ancak tüm hacimsel veri seti kullanıldığı için çok sayıda yapının süperpozisyonundan etkilenir.

Hacimsel veri setindeki voksellerin seçici gösterimiyle doğrudan veya dolaylı olarak hacim oluşturma tekniği kullanılabilir. Özel bir yazılım gerektiren dolaylı hacim oluşturma işlemi, voksellerin gri tonlamasının yoğunluk veya densite seçimini gerektiren zor ve karmaşık bir sistemdir. Anatomik ilişkileri incelemek için kullanılan bu sistemde solid veya transparan olmak üzere iki çeşit görüntü oluşturulabilir. Daha basit bir sistem

olan doğrudan hacim oluşturma işleminde ise isteğe göre belirlenen voksel yoğunluğunun altındaki ve üstündeki gri değerler ortadan kaldırılır. Bu işlemi yapabilen çok sayıda teknik içinden en yaygın kullanılanı maksimum yoğunluk projeksiyonudur (*Maximum Intensity Projection: MIP*). MIP görüntüler, ilgilenilen hacimde her voksel değerlendirilerek ve görüntüleme değeri olarak sadece en yüksek değer tanımlanarak elde edilir. MIP görüntüler gömülü dış lokalizasyonu, TME değerlendirmesi, kırıkların tanımlanması, cerrahi takip, servikal vertebra anomalilerinin değerlendirilmesi ve yumuşak dokuların distrofik kalsifikasyonlarının gösterilmesi için kullanılır. Minimum yoğunluk projeksiyonu (*Minimum Intensity Projection: MinIP*), gölgeli yüzey oluşturma (*Shaded Surface Rendering: SSR*) ve hacim oluşturma (*volume rendering: VR*) doğrudan hacim oluşturabilen diğer tekniklerdir (7,91,96).

2.2.12.6. Avantajlar

- Yüksek kontrastlı bölgeleri gösterebildiğinden kraniyofasiyal alandaki kemik ve dişlerin incelenmesine uygundur.
- Teknolojinin gelişmesiyle görüntülenen cismin piksel çözünürlüğü submilimetrik düzeyde ayarlanabilmektedir.
- Üç boyutlu görüntüler kişisel bilgisayarlarda aksiyal, koronal ve sagittal düzlemlerde düzenlenip incelenebilir.
- Yüksek kalitede düz panel dedektörleri sayesinde yüksek uzaysal çözünürlüğe sahiptir.
- Daha güçlü ve düşük maliyetli bilgisayar ve x-ışını tüpleri sayesinde konvansiyonel BT'ye kıyasla daha ucuz bir yöntemdir.
- Anatomik yapıların süperpozisyonu olmadan daha kesin geometrik görüntüler elde edilebilir.
- Çürükler, periapikal ve periodontal lezyonlar için hassasiyeti arttırılmıştır.
- İntraoral yerleşimli film veya sensörü olmadığı için hastalar tarafından kolay tolere edilebilen bir işlemdir.

- Etkin hasta dozu BT'ye kıyasla %98 oranında daha azdır.
- Tek rotasyonla görüntü elde edebildiği için konvansiyonel BT'den çok daha kısa ışınlama süresine sahiptir. Bu sayede hasta hareketine bağlı hareket artefaktı azalmıştır.
- Çene kemiklerini ve dişleri görüntülemek için özelleştirilmiş sekonder rekonstrüksiyon sayesinde BT'deki çizgisel artefaktlara kıyasla daha az görüntü artefaktı olur.
- Konvansiyonel BT'den daha az yer kaplar ve kloströfobik hastalar için uygundur (70,91,97).

2.2.12.7. Dezavantajlar

- Konvansiyonel BT cihazına göre maliyeti daha düşük olmasına rağmen diş hekimliği muayenelerinde kullanılmasını kısıtlayacak oranda yüksektir.
- Kontrast çözünürlüğü konvansiyonel BT'den daha düşük olduğu için yumuşak doku görüntüleme zayıftır.
- Görüntülerin değerlendirilmesi ve yorumlanabilmesi için yeterli bilgisayar, anatomi ve radyoloji bilgisi gerektirir.
- Konvansiyonel radyografi yöntemlerine göre daha yüksek etkin doz kullanılır.
- Geniş FOV seçildiğinde artan saçılma sebebiyle oluşan gürültü ve kontrast çözünürlüğüne bağlı olarak görüntü kalitesi azalır.
- Lamina durayı ve kemik detayını göstermede periapikal radyograflar kadar yeterli değildir.
- Görüntü kalitesini ve tanısal hassasiyeti zayıflatan artefaktlar oluşur.
- Görüntünün düzenlenmesi ve yorumlanması zaman alır (70,91,97).

2.2.12.8. Diş Hekimliğinde Kullanım Alanları

- Kemik içi patolojilerin tanısında
- Sinüs patolojilerinin tanısında
- Anatomik yapıların komşuluklarının değerlendirilmesinde
- Ortodontik ve ortognatik tedavi planlamasında;
 - Ortodontik değerlendirme ve sefalometrik analizlerde
 - Maksillofasiyal yapıların gelişimi, yaş ve havayolu fonksiyonlarının değerlendirilmesinde
 - Diş sürme bozukluklarında
 - Mini-vida yerleşiminde
 - Kraniyofasiyal yapılardaki gelişimsel anomali veya asimetride (98,99)
- Maksillofasiyal cerrahide;
 - Çene kemiklerini içeren patolojilerde
 - Gömülü veya süpernumere dişlerin anatomik yapılarla ilişkisinin değerlendirilmesinde
 - Trabeküler ve kortikal kemik yapıdaki değişikliklerde
 - Kemik grefti değerlendirmelerinde
 - Uyku apnesinde (66)
- İmplant planlamasında;
 - İmplantın kesin pozisyonunun belirlenmesinde
 - Sinüs yükseltme ameliyatlarında
 - İntraalveoler distraksiyon osteogenezinde
 - Kemik kalınlığı ve yüksekliğinin arttırılmasında
 - Anatomik yapıların ve varyasyonların değerlendirilmesinde
 - Model planlamasında (91)
- CAD/CAM rehberliğinde cerrahi uygulamalarda
- Periodontolojide;
 - Kemiğin morfolojik yapısını detaylandırmada

- Furkasyonların incelenmesinde
- Bukkal ve lingual defektlerin saptanmasında
- Kemik içi defektlerin, kistlerin, fenestrasyon ve dehisenlerin ölçümünde
- Rejeneratif periodontal tedavilerin takibinde (100)
- Endodontide;
 - Kök morfolojisinin değerlendirilmesinde
 - Enfeksiyonun yayılma yollarının incelenmesinde
 - Kök kanal dolgusunun bütünlüğünü görüntülemeye
 - Vertikal ve horizontal kök kırıklarında
 - Eksternal, internal veya inflamatuvar kök rezorpsiyonlarında
 - Kırık alet lokalizasyonunda
 - Travma sonrası dişlerin değerlendirilmesinde (80,101)
- TME değerlendirmelerinde;
 - Kondilin fossadaki doğru pozisyonunu görüntülemeye
 - Kondilin translasyon açısının ölçümünde
 - Glenoid fossa tepesinin ölçümünde
 - Maksillofasiyal travma, ağrı, disfonksiyon veya fibroosseöz ankilozlarda
 - Görüntü rehberliğinde yapılan tekniklerin güvenle uygulanmasında
 - TME ve oklüzyonun değerlendirilmesinde (91,102)
- Adli diş hekimliğinde (103)

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Etik Kurul Onayı

Çalışma protokolü Helsinki Bildirgesi'ndeki düzenlemeleri içerecek şekilde tanımlanan prensiplere uygun olarak hazırlanmış ve Hacettepe Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'na sunulmuştur. GO 18/192 proje numaralı çalışmamız, Hacettepe Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu tarafından 13.02.2018 tarihinde değerlendirilmiş ve 13.02.2018 tarihinde GO 18/192-22 numaralı karar ile çalışmamızın etik olarak uygunluğu onaylanmıştır. Görüntülerin kullanımı yalnızca sorumlu araştırmacılar ile sınırlandırılmıştır.

3.2. Hasta Grubunun Belirlenmesi

Çalışmamızda Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı'nda çeşitli sebeplerle elde edilmiş olan KIBT görüntüler ve panoramik radyograflar kullanılmıştır. Bu amaçla Kasım 2014 - Ocak 2018 tarihleri arasında elde edilmiş arşiv görüntülerinden 7027 hastaya ait KIBT görüntüsü incelenmiştir. Bu görüntüler arasından seçim ölçütlerini karşılayan ve aynı zamanda yeterli diagnostik kalitede panoramik radyografları da mevcut olan 484 hasta çalışmaya dâhil edilmiştir. Radyograf seçim ölçütleri şunlardır:

- Bireyin yaşının 18 yaş ve üstü olması
- Radyografik kalitenin diagnostik olarak uygun olması (artefakt bulunmaması ya da ilgili alanı içermeyen minimal artefakt varlığı)
- Görüntüleme alanının maksiller dental ark ve maksiller sinüsleri içermesi,
- Maksiller arkin en az bir yarım çene bölgesinde incelenecek dişlerden en az birinin bulunması,
- KIBT görüntüleme ve panoramik radyografin elde edildiği tarihler arasında 6 aydan fazla süre olmaması.

İlgili alanda kırık hattı ve/veya herhangi bir patoloji bulunan ya da cerrahi işlem uygulanmış olan hastalar çalışma dışı bırakılmıştır. Hastaların yaş, cinsiyet, dosya numarası ve radyografların elde edildiği tarihler kaydedilerek seçilen görüntüler rastgele numaralandırılmıştır.

3.3. Radyografik Değerlendirmeler

Çalışmamızda maksiller sinüs tabanı-diş kökleri arasındaki ilişki tiplerinin tanımlanması için KIBT görüntüler kullanılmış ve referans standart kabul edilmiştir. İlişki tiplerinin sıklığı ve diş tiplerine göre dağılımı referans standart olan KIBT değerlendirmeleri doğrultusunda analiz edilmiştir. Panoramik radyografik değerlendirmeler KIBT görüntülerden elde edilen veri ile karşılaştırılarak panoramik radyografi yönteminin kök-sinüs ilişkisini değerlendirmede sağladığı bilginin doğruluğu incelenmiştir.

3.3.1. Panoramik Radyografların Değerlendirilmesi

Çalışmamızda Orthophos XG 5 (Sirona Dental Company, Bensheim, Germany; 60–90 kVp, 3–16 mA, 14 s) ya da Veraview IC5 (Morita Corporation, Kyoto, Japan; 60–70 kVp, 1–7.5 mA, 5.5–10 s) panoramik radyografi cihazlarıyla hastanın fiziksel yapısına uygun görüntüleme parametreleri ile elde edilmiş, yeterli görüntü kalitesinde olan mevcut panoramik radyograflar kullanılmış, hastalardan ilave bir radyograf isteğinde bulunulmamıştır. Çalışmaya dahil edilen radyograflar Windows 10 Fotoğraf Görüntüleyici (Microsoft, Redmond, WA) kullanılarak 14.0 Lenovo c460 monitörde uygun ışıklandırma koşullarında altında maksiller sinüs tabanı ile maksiller kaninler, birinci ve ikinci premolarlar, birinci ve ikinci molarların kökleri arasındaki ilişki yönünden değerlendirilmiştir.

Dış kökleri aşağıdaki biçimde sınıflandırılmıştır:

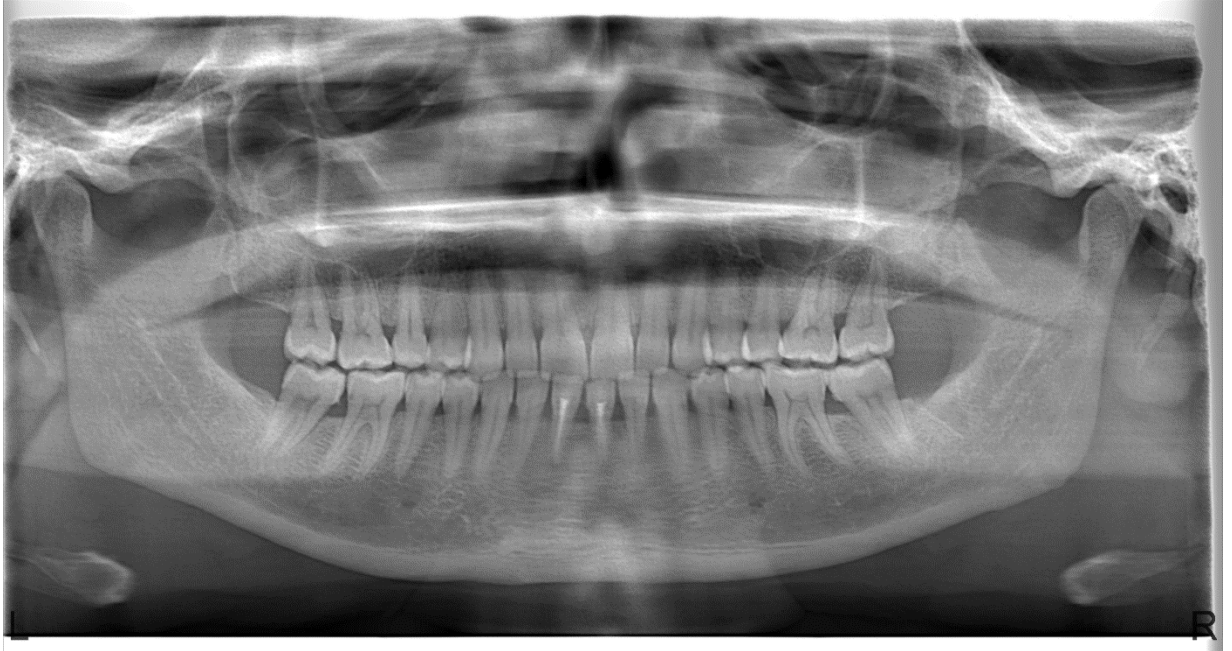
Sınıf 1; kök apeksi ile sinüs tabanı arasında mesafe var,

Sınıf 2; kök apeksi sinüs tabanını oluşturacak şekilde kök-sinüs arasında yakın ilişki var,

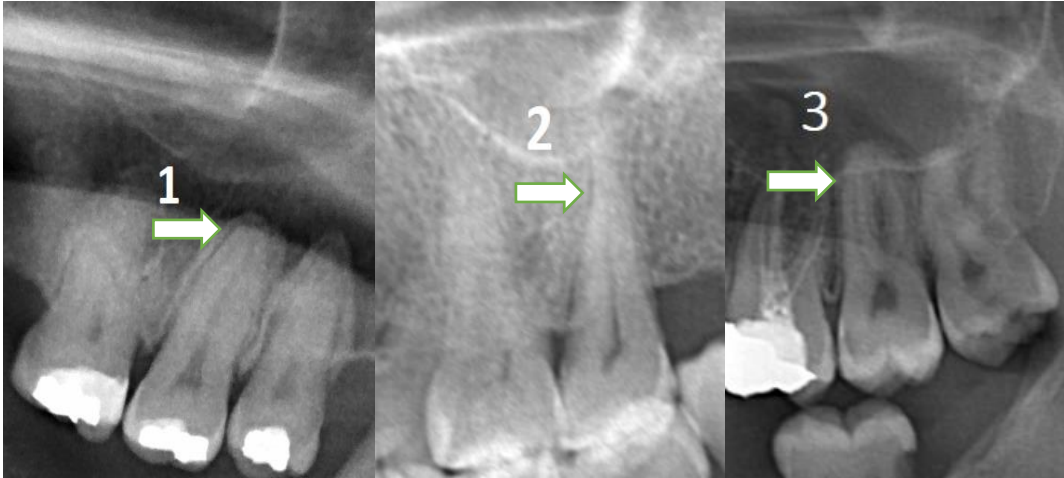
Sınıf 3; kök apeksi sinüs içinde izlenimi verecek biçimde maksiller sinüs tabanının üzerinde gözleniyor (104).



Şekil 3.1. 1, 2 ve 3 Numaralı Sınıflandırmaların Şematik Çizimi.



Şekil 3.2. Panoramik Radyografda Maksiller Sinüs ve Dişler.



Şekil 3.3. 1, 2 ve 3 Numaralı Sınıflandırmalar için Kırılmış Panoramik Radyograf Örnekleri.

Gözlemci-içi ve gözlemciler arası uyumun test edilmesi amacıyla en az iki hafta ara verilerek rastgele seçilen 65 panoramik radyografda 547 diş, kök-sinüs ilişkisi yönünden iki gözlemci tarafından bağımsız olarak değerlendirilmiştir. Gözlemciler büyütme, densite ve kontrast ayarı gibi özelliklerin kullanılması yönünden kısıtlanmamıştır. Diş tipleri, numaraları, radyografik skorlamalar excel dosyasına kaydedilmiştir.

3.3.2. KIBT Uygulaması ve Değerlendirilmesi

Çalışmada i-CAT Next Generation (Imaging Sciences International, Hatfield, PA, USA) KIBT görüntüleme cihazı ile elde edilen görüntüler kullanılmıştır. Işınlama parametreleri; 120 kVp tüp voltajı ve görüntüleme alanına, voksel boyutuna göre farklı tüp akımı (3-7 mA) ve ışınlama süresi seçilerek ayarlanmaktadır. Görüntüler i-CAT Vision yazılımı (version 1.9.3.14, Imaging Science International, Hatfield, PA, USA) yardımıyla görüntülenmiş ve mesafe ölçümleri yapılmıştır. KIBT görüntüleri iki gözlemci tarafından birlikte değerlendirilmiştir. Cross-sectional, sagittal ve koronal kesitlerde 1 mm kesit kalınlığında incelenen her bir diş için kök-sinüs ilişki tipi kaydedilmiştir. Bu amaçla kök ucu-sinüs tabanı arasındaki mesafeye göre sınıflandırma için çok köklü dişlerde her bir kökten ölçüm yapılmış ve kök-sinüs arası mesafenin en kısa ölçüldüğü köke göre sınıflandırma yapılmıştır.

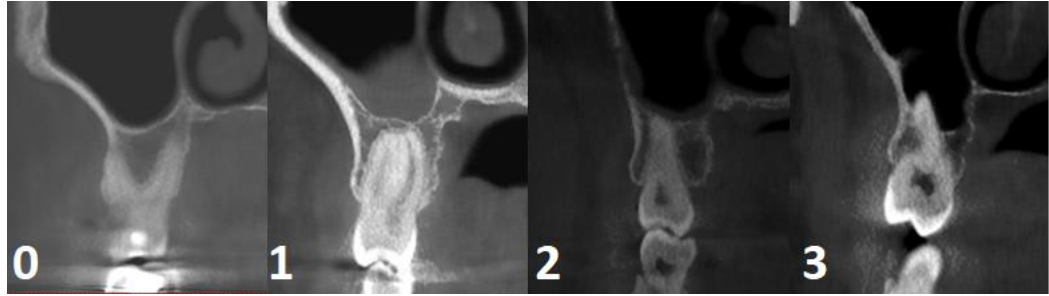
KIBT görüntülerde kök-sinüs tabanı arasındaki ilişki aşağıdaki şekilde sınıflandırılmıştır:

Sınıf 0; kök apeksi ile sinüs tabanı arasında 0,5 mm'den fazla mesafe var,

Sınıf 1; kök apeksi ile sinüs tabanı arasında 0,5 mm'den az mesafe var,

Sınıf 2; Kök apeksi, sinüs tabanını oluşturacak şekilde sinüs tabanı ile temas halinde,

Sınıf 3; kök apeksi sinüs içine uzanacak şekilde maksiller sinüs tabanının üzerinde gözleniyor.



Şekil 3.4. 0, 1, 2 ve 3 Numaralı Sınıflandırmaların Sagittal KIBT Kesitlerinde Gösterimi.

Her bir yarım çene bölgesi kaninlerden itibaren posterioara doğru değerlendirilerek uygun dişler skorlanmıştır. Kanal tedavili, gömülü veya lezyonlu dişler kaydedilmiş ve değerlendirme dışı bırakılmıştır.

Panoramik radyograflarda süperpozisyon nedeniyle değerlendirilemeyen dişler çalışma dışı bırakılmıştır.

3.4. Verilerin İstatistiksel Analizi

Verilerin analizi için SPSS v.21.0 (IBM SPSS Statistics for Windows, Armonk, NY: IBM Corp.) istatistik programı kullanılmıştır. Gözlemci-içi ve gözlemciler arası uyumun değerlendirilmesi için sınıf içi korelasyon (*intra / inter class correlation: ICC*) katsayısı kullanılmıştır. KIBT görüntülerinin değerlendirilmesi sonucu elde edilen veriler referans standart kabul edilmiştir. Referans standart kabul edilen KIBT veri setinde ilişki tiplerinin diş tiplerine göre frekans dağılımını içeren tanımlayıcı analiz yapılmıştır. KIBT ve

panoramik radyografik değerlendirmelerin karşılaştırabilmesi amacıyla, KIBT inceleme verilerinde "0" ve "1" grupları birleştirilerek yeniden dzenlenmiş ve çapraz tablo oluşturulmuştur. Panoramik radyografların kök-sinüs ilişkisinin görüntülenmesi yönünden diagnostik doğruluğunun KIBT görüntüleme ile karşılaştırmalı olarak incelenmesi için McNemar-Bowker testi kullanılmıştır. Panoramik radyografların doğruluğunun hesaplanması için R programı kullanılmıştır (105).

4. BULGULAR

4.1. Güvenirlik Çalışmaları

Çalışmamızda 286 (%59,1) kadın, 198 (%40,9) erkek olmak üzere toplam 484 hastanın panoramik ve KIBT görüntüleri değerlendirilmiştir. Yaş aralığı 18-84 olan hastaların ortalama yaşı $38,11 \pm 13,68$ olarak tespit edilmiştir.

Gözlemci-içi güvenilirlik için korelasyon katsayısı 0,982; gözlemciler arası uyum için ise 0,937 olarak bulunmuştur. Bu sonuçlar gözlemci-içi ve gözlemciler arasında mükemmel uyum olduğunu ifade etmektedir (106).

4.2. KIBT Görüntülerden Elde Edilen Tanımlayıcı Veriler

484 maksiller KIBT görüntü serisinin incelenmesi sonucu 833 dişin eksik olduğu, 257 dişte kanal tedavisi bulunduğu, 69 dişte periapikal lezyon varlığı, 51 dişin gömülü olduğu tespit edilmiştir. Lokal görüntü artefaktları sebebiyle değerlendirilemeyen 9 diş ile birlikte çalışmaya dahil edilmeyen diş sayısı toplam 1.219'dur.

Sinüsle ilişkisi değerlendirilen 3.621 dişin 1.821'i (%50,3) sağ maksiller bölgede, 1.800'ü (%40,7) ise sol maksiller bölgede bulunmaktadır. KIBT görüntülerde incelenen kök-sinüs ilişki tiplerinin, değerlendirilen dişlere göre frekans dağılımı Tablo 4.1'de sunulmuştur. Diş tipinden bağımsız olarak kök-sinüs arasında 0,5 mm'den fazla mesafenin bulunduğu diş sayısı 1.856 (%51,2), kökün sinüs içine uzandığı diş sayısı ise 811 (%22,4) olarak belirlenmiştir.

Tablo 4.1. Kök-Sinüs İlişki Tiplerinin Değerlendirilen Dişlere Göre Frekans Dağılımı (%).

	Kök-sinüs ilişki sınıflandırması				Toplam
	0	1	2	3	
<i>Sağ</i>					
Kanin	365 (89,9)	28 (6,9)	7 (1,7)	6 (1,5)	406 (100)
Birinci premolar	336 (85,9)	27 (6,9)	24 (6,1)	4 (1,0)	391 (100)
İkinci premolar	166 (48,1)	56 (16,2)	78 (22,6)	45 (9,3)	345 (100)
Birinci molar	43 (14,1)	42 (13,8)	72 (23,6)	148 (48,8)	305 (100)
İkinci molar	40 (10,7)	48 (12,8)	95 (25,4)	191 (51,1)	374 (100)
<i>Sol</i>					
Kanin	366 (89,9)	27 (6,6)	11 (2,7)	3 (0,7)	407 (100)
Birinci premolar	326 (84,2)	35 (9,0)	22 (5,7)	4 (1,0)	387 (100)
İkinci premolar	132 (39,1)	64 (18,9)	90 (26,6)	52 (15,4)	338 (100)
Birinci molar	41 (13,7)	25 (8,4)	82 (27,4)	151 (50,4)	299 (100)
İkinci molar	41 (11,1)	31 (8,4)	90 (24,4)	207 (56,1)	369 (100)
Toplam	1.856 (51,2)	383 (10,6)	571 (15,8)	811 (22,4)	3.621 (100)

Sağ ve sol maksiller bölgeler arasında her bir diş grubu için istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0,05$). Bu nedenle sağ/sol ayırt edilmeksizin, KIBT görüntülerden elde edilen veriler diş tiplerine göre gruplandırılmış ve Tablo 4.2'de sunulmuştur. Kökün sinüs içine uzandığı sınıf 3 ilişkinin en sık rastlandığı diş tipi ikinci molarlardır (%53,6). Bunu sırasıyla birinci molarlar (%49,5), ikinci premolarlar (%14,2), birinci premolarlar (%1,1) ve kaninler (%1,1) izlemektedir. Köklerin sinüs tabanını oluşturduğu sınıf 2 ilişki ise birinci molarlar (%25,6), ikinci molarlar (%24,9) ve ikinci premolarlarda (%24,6) benzer sıklıkta görülmektedir. Birinci premolar ve kaninlerde sınıf 2 ilişkinin düşük sıklıkta olduğu belirlenmiştir (sırasıyla %5,9 ve %2,3).

Köklerle sinüs arasında 0,5 mm'den az mesafenin bulunduğu sınıf 1 ilişki birinci (%11) ve ikinci molarlarda (%10,6) en az rastlanan durumdur. Bu durum birinci ve ikinci premolarlarda sırasıyla %7,9 ve %17,5; kaninlerde ise %6,7 sıklıkta tespit edilmiştir.

Köklerin sinüsle arasında 0,5 mm'den daha fazla mesafe olduğu sınıf 0 ilişki ise en sık kaninlerde (%89,9), ardından sırasıyla birinci premolarlar (%85,1) ve ikinci premolarlarda (%43,6) saptanmıştır. Birinci ve ikinci molarlarda ise sınıf 0 ilişkinin daha az sıklıkta olduğu belirlenmiştir (sırasıyla %13,9 ve %10,9).

Tablo 4.2. Kök-Sinüs İlişki Tiplerinin Diş Tipine Göre Frekans Dağılımı (%).

	Kök-sinüs ilişki sınıflandırması				Toplam
	0	1	2	3	
Kanin	731 (89,9)	55 (6,7)	18 (2,3)	9 (1,1)	813 (100)
Birinci premolar	662 (85,1)	62 (7,9)	46 (5,9)	8 (1,1)	778 (100)
İkinci premolar	298 (43,6)	120 (17,5)	168 (24,6)	97 (14,2)	683 (100)
Birinci molar	84 (13,9)	67 (11,0)	154 (25,6)	299 (49,5)	604 (100)
İkinci molar	81 (10,9)	79 (10,6)	185 (24,9)	398 (53,6)	743 (100)
Toplam	1.856 (51,2)	383 (10,6)	571 (15,8)	811 (22,4)	3.621 (100)

4.3. Panoramik Radyografik Değerlendirmeler

KIBT görüntüleri değerlendirilen tüm hastaların ayrıca panoramik radyografları da değerlendirilmiştir. Panoramik radyograflarda lokal görüntü artefaktları, süperpozisyonlar gibi sebeplerle 185 diş değerlendirilememiştir.

4.4. KIBT Görüntüler ve Panoramik Radyografların Karşılaştırma Sonuçları

Panoramik radyograflardan elde edilen verileri KIBT görüntülerden elde edilen verilerle kıyaslamak amacıyla uygulanan McNemar-Bowker testi ile elde edilen analiz sonuçları Tablo 4.3'te sunulmuştur. Her iki yöntemle de değerlendirilebilen diş sayısı 3.436'dır. KIBT görüntülerde incelenen dişlerin %61,8'inin sınıf 1 ilişki tipinde olmasına karşın, panoramik radyograflarda sınıf 1 ilişki tipine %57,8 oranında rastlanmıştır. Diğer bir deyişle, KIBT görüntüler ile sınıf 1 ilişki tipinde olduğu saptanan dişlerin %90'ı panoramik radyograflar ile doğru şekilde sınıflandırılabilmiştir. KIBT görüntülerde %15,7 sıklıkta olduğu belirlenen sınıf 2 ilişki panoramik radyograflarda %11,8 oranında izlenmiştir. Bu bulgular panoramik radyografların sinüs ile sınıf 2 ilişki gösteren dişlerin sadece %40,5'inin doğru olarak sınıflandırılmasını sağladığını göstermiştir. KIBT görüntülerin %22,5'inde görülen sınıf 3 ilişki panoramik radyograflarda değerlendirilen dişlerin %30,3'ünde tespit edilmiştir. Panoramik radyografların sınıf 3 ilişkinin değerlendirilmesinde referans standarda göre başarı oranı %89,8'dir. Toplam olarak bakıldığında iki görüntüleme yöntemi de dişlerin %55,6'sını sınıf 1, %6,3'ünü sınıf 2, %20,2'sini ise sınıf 3 olarak değerlendirmiştir. Bu sonuçlar incelendiğinde panoramik

radıyografaların sinüsün içine uzanmayan sınıf 2 ilişki gösteren köklerin sınıf 3 ilişki grubunda sinüs içindeymiş gibi sınıflandırma eğiliminde olduğu ve sinüse uzanan bir kökün yanlışlıkla sinüsle ilişkili değil grubunda sınıflandırılmasının daha az olası olduğu göze çarpmaktadır. Her bir sınıflama için kesişen değerler doğrultusunda R programı ile yapılan analiz sonucu panoramik radyografaların tanısal doğruluğu %82 olarak hesaplanmıştır.

Tablo 4.3. KIBT Görüntüleme ve Panoramik Radyografik Değerlendirmelere Göre Kök-Sinüs İlişki Tiplerinin Frekans Dağılımı (%).

Görüntüleme Yöntemlerine Göre Sınıflandırmalar		KIBT			Toplam
		1	2	3	
Panoramik	1	1.912 (90,0)	65 (12,1)	10 (1,3)	1.987 (57,8)
	2	120 (5,6)	218 (40,5)	69 (8,9)	407 (11,8)
	3	93 (4,4)	255 (47,4)	694 (89,8)	1.042 (30,3)
Toplam		2.125 (100)	538 (100)	773 (100)	3.436 (100)

* $P < 0,05$; McNemar-Bowker testi

5. TARTIŞMA

Maksiller sinüs ile diş köklerinin ilişkili olması hem dental enfeksiyon varlığında hem de dental işlemler sırasında ve sonrasında çeşitli komplikasyonlar gelişmesine yol açabilecek bir durumdur. Bu durum maksiller sinüzit için bir risk faktörü olarak tanımlanmaktadır (107). Maksiller molarlarda gelişen dental enfeksiyonlar maksiller sinüse yayılım gösterebilir (108,109). Çekim sonrasında da maksiller sinüsün mukoza kalınlığına bağlı olarak dental patolojilerin maksiller sinüse yayılım gösterebildiği bildirilmiştir (110,111). Ayrıca diş-sinüs arasında yakın ilişki bulunması kanal tedavisi ile ilişkili komplikasyonlara da yol açabilmektedir (112).

Çekim sırasında bu yakın ilişki nedeniyle kök parçasının maksiller sinüs içine ilerlemesi karşılaşılabilecek diğer bir komplikasyondur (113,114,115). Ayrıca, posterior maksiller bölgede uygulanan cerrahi işlemlerde sinüs membranında perforasyon oluşma olasılığı bulunmaktadır. Sinüs membranı perforasyonlarının en sık olarak birinci molarlar bölgesinde olduğu ve birinci molar çekimini takiben perforasyon oluşma sıklığının %3,8 olduğu rapor edilmiştir (116,117). Premolar ve molarlara uygulanan apikal cerrahi işlemlerde ise %9,6 sıklıkta perforasyon olduğu bildirilmiştir (118). Sağlıklı dokudaki küçük perforasyonlar soket kan pıhtısıyla dolarak normal iyileşme sürecine girdiğinde kendiliğinden kapanabilmektedir. Ancak çapı 5 mm.'den daha geniş olan bir oroantral birleşim kendiliğinden kapanamamaktadır (119). Maksiller sinüsle ilişkili bir dişin çekiminden sonra oluşan oroantral birleşim tedavi edilmediğinde oroantral fistüle dönüşebilmektedir (120,121). Oberli ve ark. (118) apikal cerrahi işlemler sırasında %50 sıklıkta oroantral birleşim meydana geldiğini bildirmişlerdir.

Maksiller posterior dişler bölgesine planlanan cerrahi işlemlerden önce, hekimin bu bölgeyi ayrıntılı biçimde değerlendirmesi önemlidir (122). Diş köklerinin yakın komşuluğundaki anatomik yapılarla ilişkisinin tam olarak anlaşılması, işlem sonrası komplikasyon oluşma olasılığının en aza indirilmesini sağlar. Panoramik radyografi planlanan cerrahi işlem öncesi dişlerin çevre yapılarla ilişkisinin değerlendirilmesi için diş

hekimleri tarafından sıklıkla tercih edilen bir görüntüleme yöntemidir (123). Bununla birlikte, anatomik yapılar hakkında iki boyutlu bilgi veren bu yöntem ile bukkolingual yönde değerlendirme yapabilmek mümkün olmadığı için, yapıların derinliği hakkında bilgi elde edilemez (52). Ayrıca anatomik yapıların görüntüde süperpozisyonu da ilgili bölgenin tam olarak değerlendirilememesine yol açabilir (35). Panoramik radyografinin yetersiz kaldığı bu tür durumlarda işlem öncesi değerlendirme için üç boyutlu görüntüleme yöntemlerinden faydalanılmaktadır. Baş boyun bölgesindeki yapıların süperpozisyon olmadan görüntülenmesi için genellikle diş hekimliğinde tercih edilen üç boyutlu görüntüleme yöntemi KIBT'dir (53). ALARA prensibi doğrultusunda, hekim hastanın gereksinimleri doğrultusunda görüntüleme isteğinde bulunmalı ve kâr/zarar oranını her zaman göz önünde bulundurmalıdır. Bu nedenle KIBT gibi konvansiyonel görüntüleme yöntemlerine göre hasta radyasyon dozunun yüksek olduğu üç boyutlu görüntüleme yöntemlerinin seçiminde klinik gereksinimin doğru şekilde belirlenmesi çok önemlidir. Radyasyon dozunun ve maliyetin görece düşük olması sebebiyle panoramik radyograflar cerrahi işlem öncesi değerlendirme amacıyla sıklıkla tercih edilen bir yöntemdir (123). Çalışmamızda klinik uygulamada sık kullanılan bir yöntem olan panoramik radyografinin kök-sinüs ilişkisinin değerlendirilmesinde referans standart olan KIBT görüntüleri ile karşılaştırıldığında ne ölçüde doğru bilgi verdiğinin incelenmesi amaçlanmıştır. Bunun yanı sıra incelenen bir grup hastada diş kökleri-maksiller sinüs arasındaki vertikal ilişki tipleri ve sıklığını da tanımlamak hedeflenmiştir.

Çalışmamızda kanin, birinci premolar, ikinci premolar, birinci molar ve ikinci molar dişler değerlendirilmiş, üçüncü molarlar çalışmaya dahil edilmemiştir. Üçüncü molarların morfolojik ve gelişimsel varyasyon gösterme olasılığı sıktır. Ayrıca üçüncü molar çekimi sırasında kök-maksiller sinüs ilişkisinin yanı sıra dişin oklüzal seviyesi, ikinci molarla ilişkisi, angulasyon derecesi gibi çeşitli faktörler komplikasyon gelişme olasılığını etkileyebilir. Üçüncü molarlar için risk değerlendirmesinde bu faktörlerin tamamının incelenmesi gerektiğinden bu dişler çalışma kapsamına alınmamıştır (124).

Maksiller sinüsün gelişimi üçüncü molarlar sürene kadar devam edebilmekle birlikte, genel olarak dental gelişimin 18 yaşında tamamlanmasıyla birlikte maksiller sinüs orta yüz bölgesindeki konumunu alır (10). Bu nedenle çalışmamıza 18 yaşın altındaki bireyler dahil edilmemiştir.

Çalışmamızda sağ ve sol yarım çenelerdeki dişler ayrı ayrı incelendiğinde ilişki tipleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Benzer sonuçlar Kılıç ve ark. (104) ve Göller-Bulut ve ark.'nın (125) çalışmalarında da bildirilmiştir. Bu nedenle dişlerin kök-sinüs ilişki tiplerinin incelenmesinde sağ veya sol yarım çene ayırt edilmeksizin veriler diş tiplerine göre analiz edilmiştir.

Bu çalışmada KIBT görüntülerin değerlendirilmesi sonucunda kök ucu ile sinüs tabanı arasında 0,5 mm'den fazla mesafenin olduğu (sınıf 0) ilişki en sık görülen (%51,2) ilişki tipidir. Kök ucu ile sinüs arasında temas olmadan 0,5 mm'den az mesafenin bulunduğu (sınıf 1) ilişki ise en az sıklıkla (%10,6) rastlanan ilişki tipidir. Kök-sinüs arasında mesafe bulunan bu iki grup birleştirilip tek bir grup olarak değerlendirildiğinde, tüm dişlerin %61,8'inin sinüs tabanı ile arasında mesafe olduğu görülmüştür. Göller-Bulut ve ark.'nın (125) çalışmasında mesafe ölçümü yapılmadan kök ucu ile sinüs arasında temas olmaması tek bir grup olarak ele alınmış ve en sık görülen ilişki tipi (%60,7) olduğu belirlenmiştir. Kılıç ve ark. (104) da en sık rastlanan ilişki tipi bakımından çalışmamızla benzer sonuç bildirmiştir. Çalışmamızda %22,4 oranında görülen köklerin sinüs içine uzandığı (sınıf 3) ilişki, Lopes ve ark.'nın (126) çalışmasında en sık görülen ilişki tipi (%38) olmuştur. Lopes ve ark.'nın (126) sınıflandırmasında köklerin sinüsün dışında ve içinde olduğu alt gruplar çalışmamızla benzerlik gösterse de, diş köklerinin sinüs tabanına temas ettiği bir grup bulunmamaktadır. İlişki tiplerinin sıklığı bakımından Lopes ve ark.'nın (126) çalışması ile çalışmamızın sonuçları arasındaki farklılık, sınıflandırma tiplerinin farklı olmasından kaynaklanıyor olabilir.

Çalışmamızda birinci ve ikinci molarlarda en sık görülen ilişki tipi köklerin sinüse uzandığı sınıf 3 ilişki olmuştur (sırasıyla %49,5 ve %53,6). Shahbazian ve ark.'nın (127)

çalışmasında birinci molarlar için bu ilişki tipinin görülme sıklığı çalışmamızla benzerdir (%54). İkinci molarlar için ise daha düşük sıklıkta (%38) bulunmuştur. Sonuçlar arasındaki bu farklılık sinüs tabanına yakın kökler için bu iki çalışmada kullanılan sınıflandırmaların farklı kategoriler içermesinden kaynaklanıyor olabilir. Ayrıca Shahbazian ve ark.'nın (127) 157 hastada 461 moları değerlendirdiği bu çalışmanın örneklem boyutunun çalışmamızdan küçük olması da farklı sonuçlar elde edilmesi ile ilişkili olabilir.

Jung ve Cho (128), maksiller molarların komşu yapılarla ilişkisini KIBT görüntüleri ile vertikal ve horizontal olarak değerlendirdikleri çalışmada en sık olarak diş köklerinin sinüs içinde olduğu ilişki tipinin saptandığını bildirmişlerdir ve bu sonuç çalışmamızla uyumludur. Bu ilişki tipinin sıklığı birinci ve ikinci molarlar için sırasıyla %32,5 ve %36,7 olarak belirlenmiştir. Aynı sınıflandırmanın kullanıldığı Kwak ve ark. (129) ve Yoshimine ve ark.'nın (130) çalışmalarında ise ikinci molarlarda en sık görülen ilişki tipi köklerin sinüs dışında olmasıdır. Birinci molarlarda en sık görülen ilişki Kwak ve ark.'nın (129) çalışmasında köklerin sinüs dışında olması, Yoshimine ve ark.'nın (130) çalışmasında ise köklerin sinüs tabanını oluşturmasıdır. Bu iki çalışmada bildirilen sonuçların çalışmamız ile farklılık göstermesinin nedeni, bahsedilen çalışmalarda örneklem sayısının çok sınırlı olmasıyla açıklanabilir. Her bir kökün ayrı ayrı da değerlendirildiği Jung ve Cho'nun (128) çalışmasında bukkal ve palatinal kökler sinüsle ilişkileri bakımından birbirinden farklılık göstermiştir. Bukkal köklerin maksiller sinüs içinde bulunma sıklığı palatinal köklerden fazla bulunmuştur. Maksiller sinüse en yakın köklerin ise maksiller ikinci molarların meziobukkal kökleri olduğu tespit edilmiştir. Jung ve Cho'nun (128) bildirdiği bu sonuçlar Eberhardt ve ark.'nın (131) çalışmasının sonucunu desteklemektedir. 12 otopsi örneği ve 38 üst çenenin BT ile değerlendirildiği Eberhardt ve ark.'nın (131) çalışmasında molarların kökleri premolarlara göre sinüse daha yakın mesafede bulunmuştur. İkinci molarların meziobukkal köklerinin sinüse yakınlığı $0,83 \pm 0,49$ mm iken sinüse en uzak diş olan birinci premolarların bukkal ve palatinal köklerinin sinüsle arasındaki mesafe sırasıyla $6,18 \pm 1,60$ ve $7,05 \pm 1,92$ mm olarak bildirilmiştir. Çalışmamızda ise KIBT görüntülerde kök ucu ile sinüs tabanı arasındaki mesafelerin ölçümü $0,5$ mm'nin altında ve $0,5$ mm'ye eşit veya

üstünde olmak üzere iki gruba ayrılmış ve ölçüm mesafesi mm cinsinden kaydedilmemiştir. Ancak ilişki tipi açısından bakıldığında birinci premolarlarda en sık görülen ilişkinin kök uçlarının sinüsten uzak, ikinci molarlarda ise en sık görülen ilişkinin köklerin sinüs içinde olması; Eberhardt ve ark.'nın (131) yaptığı bu ölçümlerle uyumluluk göstermektedir.

Çalışmamızda birinci premolarların yalnızca %1,1'inde kök-sinüs ilişkisi saptanmıştır. İkinci premolarlarda ise kök-sinüs ilişkisinin görülme sıklığının birinci premolarlardan fazla olduğu (%14,2) belirlenmiştir. Birinci ve ikinci premolarlar için en sık görülen ilişki tipi kök-sinüs arasında 0,5 mm'den fazla mesafenin olduğu sınıf 0 ilişkidir (sırasıyla %85,1 ve %43,6). Bu sonuç Yoshimine ve ark. (130), Ok ve ark. (132) ve Nishihara ve ark.'nın (133) çalışmaları ile uyumludur. Bu bulgular doğrultusunda maksiller birinci premolar köklerinin sinüsle ilişkili olma durumunun çok nadir olduğu sonucuna varılabilir. Yoshimine ve ark. (130) birinci ve ikinci premolarlarda maksiller sinüsle ilişkili köke rastlamamışlardır. Bu sonuç, çalışmanın örneklem boyutunun 30 hasta ile sınırlı olmasından kaynaklanıyor olabilir.

Toplam 813 kaninin kök-sinüs ilişkisinin değerlendirildiği bu çalışmada kökün sinüsle ilişkili olması durumu (sınıf 3) %1,1, kökün sinüs tabanını oluşturması (sınıf 2) %2,3, kök-sinüs arasında 0,5 mm'den az mesafe bulunması (sınıf 1) %6,7, mesafenin 0,5 mm'den fazla olması (sınıf 0) %89,9 olarak tespit edilmiştir. Literatürde kaninlerin sinüs ile ilişkisini değerlendiren sadece iki çalışmaya rastlanmıştır (127,134). Shahbazian ve ark.'nın (127) posterior maksillayı panoramik ve KIBT görüntülerde değerlendirdikleri çalışmada kaninlerde kök-sinüs ilişkisine çok düşük sıklıkta rastlandığı belirtilmiş, ancak rakamsal değeri ifade edilmemiştir. Kaninlerin dahil edildiği diğer çalışmada ise sinüsle ilişki tespit edilmemiştir (134). Her iki çalışmada da sıklıkla görülen ilişki tipi köklerin sinüs tabanına 0,5 mm'den daha uzak oluşudur (127).

Çalışmamızın sonucunda kök-sinüs ilişkisinin görülme sıklığı molarlarda premolarlardan daha fazladır. Birinci ve ikinci molarlarda en sık görülen ilişki tipi sırasıyla

%49,5 ve %53,6 sıklıkla köklerin sinüs içine uzanmasıyken, birinci premolarlarda bu ilişki tipi oldukça düşük (%1,1) frekanstadır. Molarlara uygulanacak cerrahi işlemler sırasında bu dişlerde köklerin sinüsle ilişkili olmasının sık rastlanan bir durum olması dikkate alınmalıdır. İkinci premolarlarda en sık görülen ilişki tipi birinci premolarlarda olduğu gibi köklerin sinüsten uzak konumlanması olmasına rağmen, ikinci premolarların sinüsle ilişkisi (%14,2) birinci premolarlara göre (%1,1) fazladır. Hekimlerin kök kanal tedavisi ve cerrahi işlemler sırasında bu ilişki tipinin olası olduğunu göz önünde bulundurmasında fayda vardır.

Literatürde maksiller posterior dişlerin çevre anatomik yapılarla ilişkisinin incelenmesinde üç boyutlu bir görüntüleme yöntemi ile konvansiyonel radyografi yöntemlerini kıyaslayan sınırlı sayıda çalışma bulunmaktadır (126,127,135). Bu sebeple çalışmamızda sık başvurulan bir görüntüleme yöntemi olan panoramik radyografinin, dişlerin maksiller sinüsle ilişkisini değerlendirmedeki doğruluğu da incelenmiş ve %82 olarak bulunmuştur. Bu oran, panoramik radyografinin kök-sinüs ilişkisinin incelenmesinde orta düzeyde güvenilir bir yöntem olduğunu ifade etmesine karşın, doğruluk oranını etkileyen yanlış pozitif bulguların klinik olarak risk oluşturan durumların gözden kaçmasına yol açmaması nedeniyle rutin klinik işlemler için kullanılabilir olduğu sonucuna varılabilir.

Çalışmamızda referans standart olarak kabul edilen KIBT görüntülerde kök-sinüs arasında mesafe olan dişlerin %90'ı panoramik radyograflarla doğru olarak sınıflandırılmıştır. Bu oranının yüksek olması panoramik radyograflarda kök-sinüs arasında mesafe olduğu görüldüğünde, bu ilişki tipi açısından yanlış payının düşük olduğunu ifade etmektedir. KIBT görüntülerde kökün sinüs içerisinde sınıflandırıldığı olguların da %89,8'i panoramik radyograflar ile doğru olarak sınıflandırılmıştır. Bir başka deyişle panoramik radyograflarda kökün sinüs içerisinde olduğu görüldüğünde bu durumun doğru belirlenmiş olma olasılığı fazladır. Lopes ve ark. (126) da panoramik radyografların, köklerin maksiller sinüs ile arasında mesafe olduğu ve köklerin sinüs

içinde yer aldığı iki farklı durumu değerlendirmek için yeterli olduğunu bildirmiştir. Ancak, çalışmamızda köklerin sinüsün tabanını oluşturduğu ilişki tipindeki dişlerin %40,5'i doğru sınıflandırılmış; %47,4'ünde yanlış pozitif sonuç elde edilerek sinüsle ilişkili olarak sınıflandırıldığı görülmüştür. Bu durumda kökün sinüs tabanını oluşturduğu dişlerde, panoramik radyografların kökü sinüs içine uzanmış gibi gösterme eğiliminde olduğu düşünülebilir. Bu yanlış pozitif sonuç, x-ışınlarının kaudokraniyal eğilimine bağlı olarak panoramik radyograflarda görülen vertikal magnifikasyon sebebiyle olabilir (7).

KIBT görüntüleme ile değerlendirilen dişlerin %22,5'inin (773 diş) maksiller sinüs ile ilişkili olduğu belirlenmiştir. Ancak bu ilişki panoramik radyograflarda dişlerin %30,3'ünde (1.042 diş) görülmüştür. Çalışmamızın sonucunda panoramik radyografların KIBT görüntülemeye göre diş köklerini sinüs içinde göstermeye daha yatkın olduğu tespit edilmiştir. Literatürde benzer sonuçların bildirildiği çalışmalar mevcuttur (104,126,135). Lopes ve ark. (126) KIBT görüntülerde dişlerin %38,1'ini (126 diş), panoramik radyograflarda ise dişlerin %47,9'unu (158 diş) sinüsle ilişkili bulmuşlardır. Kılıç ve ark. (104), maksiller posterior diş köklerinin sinüsle ilişkisini değerlendirdikleri çalışmada, panoramik radyograflarda sinüsün içinde gözlenen 64 kökün KIBT görüntülerde yalnızca 37'sinin sinüsle ilişkili olduğunu tespit etmişlerdir. Panoramik radyografların köklerin sinüsle olan ilişkisini olduğundan daha yakın göstermesi, x-ışını demetinin projeksiyon açısı ve sinüsün aslında bukkalinde veya lingualinde yer alan diş köklerinin, bu iki boyutlu bir görüntüleme yönteminde sinüsün üzerine süperpoze olmasından kaynaklanıyor olabilir.

Lopes ve ark. (126) kök-sinüs arasındaki mesafeyi panoramik radyograflarda ve KIBT görüntülerde ölçmüş; ölçüm mesafesinin panoramik radyograflarda daha kısa olduğunu bildirmişlerdir. Sharan ve Madjar (135) panoramik ve BT görüntülerde yaptıkları ölçümlerde, panoramik radyograflarda sinüs içinde görülen kök uzunluğunun BT görüntülere kıyasla 2.1 kat daha fazla olduğunu bildirmişlerdir. Her iki çalışmada da

tomografi görüntülerinde sinüsün medial ve lateralinde konumlanan köklerin çoğu panoramik radyograflarda sinüsün içinde görünmüştür.

Jung ve Cho (124), maksiller üçüncü molar dişleri panoramik radyografi ve KIBT görüntüleme ile değerlendirmişlerdir. Bu çalışmanın sonucunda; panoramik radyograflarda maksiller üçüncü molar diş kökleri sinüse süperpoze olmuş görünüyorsa, bu durumda sinüs perforasyonunu önlemek için anatomik ilişki hakkında daha fazla bilgi edinilmesi gerektiğini vurgulamışlardır. Horizontal ilişkiyi daha ayrıntılı değerlendirmek için KIBT kullanıldığında sinüs tabanının çoğunlukla köklerin bukkalinde yer aldığını belirtmişlerdir. Ayrıca radyografik değerlendirmelerin karşılaşılabilecek komplikasyonları öngörme konusunda ne kadar yeterli olduğunu belirlemek için daha fazla çalışmaya ihtiyaç olduğunu vurgulamışlardır.

Panoramik radyograflarda köklerin sinüs içinde olduğunu gösteren belirteç olup olmadığının araştırıldığı bir çalışmada maksiller sinüs tabanının kesinti uğramasının, kökün sinüs içinde olduğunun bir işareti olabileceği vurgulanmıştır. (126). Ancak bu durumu inceleyen başka bir çalışmaya rastlanmamıştır. Bu sebeple ileride yapılacak çalışmalarda maksiller posterior diş köklerinin sinüsle olan ilişkisini panoramik radyograflarda değerlendirebilmesini sağlayan radyografik bulguların detaylı olarak araştırılması klinik açıdan faydalı sonuçlar sağlayabilir.

Çalışmamızda dişlerin sinüsle olan ilişkisi değerlendirilirken her bir kökten ölçüm yapılmış ve kök-sinüs arası mesafenin en kısa ölçüldüğü köke göre sınıflandırma yapılmıştır. Her bir kökün sinüsle ilişkisi birbirinden farklı olabileceği için sonraki çalışmalarda çok köklü dişlerin her bir kökü tek tek sınıflandırılıp yorumlanabilir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu tez çalışmasında KIBT görüntüleme ile dişler ve maksiller sinüs arasındaki ilişki tiplerini ve sıklığını tanımlamak, KIBT görüntüleme referans standart kabul edilerek dişler ve maksiller sinüs arasındaki ilişkinin belirlenmesinde panoramik radyografların doğruluğunu incelemek amaçlanmıştır. Elde edilen sonuçlara göre:

- Maksiller molarların köklerinin sinüsle ilişkili olma sıklığı yüksektir. Maksiller birinci premolar ve kaninlerin sinüsle ilişkili olma sıklığı molarlara göre oldukça düşüktür. Bu durum ilgili dişlere uygulanacak dental işlemler sırasında göz önünde bulundurulmalıdır.
- Maksiller diş köklerinin sinüsle ilişkili olmadığı durumları tanımlamada panoramik radyografların doğruluğu yüksektir.
- Panoramik radyograflar kökleri sinüs içine uzanan maksiller dişleri görüntülemeye başarılıdır. Ancak köklerin sinüs tabanını oluşturduğu olgularda yanlış pozitif sonuç vererek kökün sinüse uzandığı algısını oluşturabilmektedir. Bu durum planlanan dental tedaviler için risk oluşturan durumları gözden kaçırmaya sebep olmamaktadır. Bu nedenle çalışmamızın bulguları doğrultusunda kök-sinüs ilişkisinin değerlendirilmesi amacıyla kompleks cerrahi işlemler dışındaki klinik uygulamalarda üç boyutlu görüntüleme gereksinimi bulunmadığı düşünülmektedir.

7. KAYNAKLAR

1. Danforth RA. Cone beam volume tomography: a new digital imaging option for dentistry. *J California Dent Assoc.* 2003; 31(11):814-815.
2. Arnheiter C, Scarfe WC, Farman AG. Trends in maxillofacial cone-beam computed tomography usage. *Oral Radiology.* 2006; 22(2):80-85.
3. Setzer FC, Hinckley N, Kohli MR, Karabucak B. A survey of cone-beam computed tomographic use among endodontic practitioners in the United States. *J Endod.* 2017; 43(5):699-704.
4. Scarfe WC, Farman AG, Sukovic P. Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. *J Can Dent Assoc.* 2006; 72(1):75-80.
5. Cotton TP, Geisler TM, Holden DT, Schwartz SA, Schindler WG. Endodontic applications of cone-beam volumetric tomography. *J Endod.* 2007; 33(9):1121-1132.
6. Kim S, Choi Y, Hwang E, Chung K, Kook Y, Nelson G. Surgical positioning of orthodontic mini-implants with guides fabricated on models replicated with cone-beam computed tomography. *Am J Orthodont Dentofac Orthoped.* 2007; 131(4):82-89.
7. White SC, Pharoah MJ. *Oral radiology principles and interpretation.* 7th ed. White SC, editor. St. Louis, Missouri: Elsevier; 2014.
8. Chanavaz M. Maxillary sinus: anatomy, physiology, surgery, and bone grafting related to implantology-eleven years of surgical experience (1979-1990). *J Oral Implantol.* 1990; 16(3):199-209.
9. Asami R, Sato I, Miwa Y, Imura K, Sunohara M, Kawai T, et al. Understanding the formation of maxillary sinus in Japanese human fetuses using cone beam CT. *Surg Radiol Anat.* 2010; 32(8):745-751.
10. Som PM, Curtin HD. *Head and neck imaging.* 4th ed. Som PM, Curtin HD, editors. St. Louis, Missouri: Mosby; 2003.
11. von Arx T, Lozanoff S. *Clinical oral anatomy a comprehensive review for dental practitioners and researchers* von Arx T, Lozanoff S, editors. Switzerland: Springer International Publishing; 2017.
12. van den Bergh JPA, ten Bruggenkate CM, Disch FJM, Tuinzing DB. Anatomical aspects of sinus floor elevations. *Clin Oral Impl Res.* 2000; 11(3):256-265.

13. Gerçeker M. Kulak burun boğaz hastalıkları ve baş boyun cerrahisi. Gerçeker M, editor. Ankara: Medikal Network Nobel Tıp Kitabevi; 2014.
14. du Toit DF, Nortjé C. The maxillae: integrated and applied anatomy relevant to dentistry. *SADJ*. 2003; 58(8):325-330.
15. Koç C. Temel rinoloji. Koç C, editor. Ankara: Güneş Tıp Kitabevleri; 2009.
16. Cumhuriyet M. Temel anatomi. Cumhuriyet M, editor. Ankara: METU PRESS; 2001.
17. Stammberger HR, Kennedy DW. Paranasal sinuses: anatomic terminology and nomenclature. The anatomic terminology group. *Ann Otol Rhinol Laryngol Suppl*. 1995; 104(10):7-16.
18. Rosano G, Taschieri S, Gaudy JF, Fabbro MD. Maxillary sinus vascularization: A cadaveric study. *J Craniofac Surg*. 2009; 20:940-943.
19. Güven O, Kaymak TE. İmplantolojide maksiller sinüsün önemi ve sinüs lifting işlemleri. *Türkiye Klinikleri J Dental Sci-Special Topics*. 2010; 1(1):31-39.
20. Güven O. Diş hekimliğinde maksiller sinüs problemleri ve tedavileri. 2nd ed. Güven O, editor. Ankara: Ankara Üniversitesi; 1995.
21. Norton NS. *Netter's head and neck anatomy for dentistry*. 2nd ed. Norton NS, editor. Philadelphia: Elsevier Saunders; 2007.
22. Schuenke M, Schulte E, Scumacher U. *Thieme atlas of anatomy general anatomy and musculoskeletal system*. 2nd ed. Schuenke M, Schulte E, Scumacher U, editors. New York: Thieme; 2006.
23. Hiatt JL, Gartner LP. *Textbook of head&neck anatomy*. 4th ed. Hiatt JL, Gartner LP, editors. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins; 2009.
24. Bornstein MM, von Arx T, Altermatt HJ. Loss of pulp sensitivity and pain as the first symptoms of a Ewing's sarcoma in the right maxillary sinus and alveolar process: Report of a case. *J Endod*. 2008; 34(12):1549 –1553.
25. Koçak N. Maksiller sinüsün radyolojik tanı yöntemlerinin ve anatomik limitasyonlarının tedavi planlamasında rolü. *J Dent Fac Atatürk Uni*. 2017 (in press); doi:10.17567/ataunidfd.296422.

26. Konen E, Fabiel M, Kleinbaum Y, Wolf M, Lusky A, Hoffman C, et al. The value of the occipitontental (Waters') view in diagnosis of sinusitis: A comparative study with computed tomography. *Clin Radiol*. 2000; 55(11):856-860.
27. Akoğlu E, Okuyucu Ő, Karazincir S, Balcı A. Maksiller sinüs mukozal inflamatuvar patolojilerinin değerlendirilmesinde Waters' grafisinin değerı. *KBB - Forum*. 2007; 6(4):112-114.
28. Dolan KD. Radiographic anatomy of the nasal sinuses. *Otolaryngol Clin North Am*. 1971; 4(1):13-24.
29. Yanagisawa E, Smith HW. Radiology of the normal maxillary sinus and related structures. *Otolaryngol Clin North Am*. 1976; 9(1):55-81.
30. Timmenga N, Stegenga B, Raghoobar G, van Hoogstraten J, van Weissenbruch R, Vissink A. The value of Waters' projection for assessing maxillary sinus inflammatory disease. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2002; 93(1):103-109.
31. Koşar U, GÜney A, Karademir A, Kacar M, Őirin F. Kronik sinüzit tanısında waters grafisinin yüksek rezolüsyonlu bilgisayar tomografisi ile karşılaştırılması. *Türkiye Klinikleri J Med Sci*. 1996; 16(3):216-220.
32. Sümbüllü MA, Çakur B, Harorlı A. Antral retansiyon kistinın radyolojik tespiti; dental volumetrik tomografi ile waters pozisyonunda çekilen paranasal sinüs radyogramın karşılaştırılması. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg*. 2011; 21(2):63-67.
33. Akan H. Baş boyun radyolojisi. Akan H, editor. Ankara: Akademisyen Kitabevi; 2008.
34. Kronemer KA, McAlister WH. Sinusitis and its imaging in the pediatric population. *Pediatr Radiol*. 1997; 27(11):837-846.
35. Harorlı A. Ağız, diş ve çene radyolojisi Harorlı A, editor. İstanbul: Nobel Tıp Kitabevleri; 2014.
36. Batra PS. Radiologic imaging in rhinosinusitis. *Cleve Clin J Med*. 2004; 71(11):886-888.
37. Eggesbø HB. Radiological imaging of inflammatory lesions in the nasal cavity and paranasal sinuses. *Eur Radiol*. 2006; 16(4):872-888.

38. MacDonald-Jankowski DS, Orpe EC. Computed tomography for oral and maxillofacial surgeons. Part 2: Cone-beam computed tomography. *Asian J Oral Maxillofac Surg.* 2006; 18(2):85-92.
39. Harnsberger HR, Babbel RW, Davis LW. The major obstructive inflammatory patterns of the sinonasal seen on screening sinus computed tomography. *Seminars in US, CT and MR.* 1991; 12(6):541-560.
40. Oyar O. Radyolojide temel fizik kavramlar. Oyar O, editor. İstanbul: Nobel Tıp Kitabevleri; 1998.
41. Tuncel E. Radyolojiye giriş radyolojik görüntüler nasıl oluşur ve ne işe yarar? Tuncel E, editor. Bursa: Uludağ Üniversitesi Basımevi; 2009.
42. Revonta M, Blokmanis A. Sinusitis diagnostic methods. *Can Fam Physician.* 1994; 40:1969-1976.
43. Van Dujin NP, Brouwer HJ, Lamberts H. Use of symptoms and signs to diagnose maxillary sinusitis in general practice: comparison with ultrasonography. *Br Med J.* 1992; 305(6855):684-687.
44. Fosbinder R, Orth D. Essentials of radiologic science Sabatini P, editor. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins; 2012.
45. Whaites E, Drage N. Essentials of dental radiography and radiology. 5th ed. Whaites E, Drage N, editors. London: Churchill Livingstone; 2013.
46. Aksoy S. Konik ışınli komputeriize tomografi kullanılarak üç boyutlu olarak paranasal sinüs ve varyasyonlarının, üst havayolu anatomisi ile birlikte incelenmesi. PhD Thesis. Lefkoşa: Yakın Doğu Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi; 2013.
47. Okuyemi KS, Tsue TT. Radiologic imaging in the management of sinusitis. *Am Fam Physician.* 2002; 66(10):1882-1886.
48. Erich H. Radiology of the nose and paranasal sinuses for the endoscopic sinus surgeon. In Stucker FJ, de Souza C, Kenyon GS, Lian TS, Draf W, Schick B, editors. *Rhinology and Facial Plastic Surgery.* Berlin: Springer; 2009. p. 507-512.
49. Sakamoto H, Nakai Y, Ohashi Y, Okamura T, Ochi H. Positron emission tomographic imaging of head and neck lesions. *Eur Arch Otorhinolaryngol.* 1997; 254(1):123-126.

50. Goh J, Lim K. Imaging of nasopharyngeal carcinoma. *Annals Academy of Medicine Singapore*. 2009; 38:809-816.
51. Lamarre ED, Batra PS, Lorenz RR, Citardi MJ, Adelstein DJ, Srinivas SM, et al. Role of positron emission tomography in management of sinonasal neoplasms—a single institution's experience. *Am J Otolaryngol*. 2012; 33(3):289-295.
52. Langland OE, Sippy FH. Anatomic structures as visualized on the orthopantomogram. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol*. 1968; 26(4):475-484.
53. Evlice Keleş B, Öztunç H. Dijital radyografi ve diş hekimliğinde ileri görüntüleme yöntemleri. *Arşiv Kaynak Tarama Dergisi*. 2013; 22(2):230-238.
54. Rushton VE, Rout J. Panoramic radiology. Wilson NHF, editor. London: Quintessence Publishing; 2006.
55. Özcan İ. Diş hekimliğinde radyolojinin esasları konvansiyonelden dijital. Özcan İ, editor. İstanbul: İstanbul Medikal Sağlık ve Yayıncılık; 2017.
56. Fuhrmann A. Dental radiology Fuhrmann A, editor. Stuttgart: Thieme; 2015.
57. Bayırlı G. Röntgen ışınları ve diş hekimliğinde uygulamalar. Bayırlı G, editor. İstanbul: İstanbul Üniversitesi Basımevi; 1994.
58. Pandolfo I, Mazziotti S. Orthopantomography Pandolfo I, Mazziotti S, editors. Milan: Springer; 2013.
59. Çelik İ, Toraman M, Mıhçıoğlu T, Ceritoğlu D. Dental implant planlamasında kullanılan radyografik yöntemlerin değerlendirilmesi. *Türkiye Klinikleri J Dental Sci*. 2007; 13(1):21-28.
60. Sancak İT. Temel radyoloji. Sancak İT, editor. Ankara: Güneş Tıp Kitabevleri; 2015.
61. Tuncel E. Klinik radyoloji. 2nd ed. Tuncel E, editor. İstanbul: Nobel Tıp Kitabevleri; 2012.
62. Kaya T, Adapınar B, Özkan R. Temel radyoloji tekniği. Kaya T, editor. İstanbul: Güneş & Nobel Tıp Kitabevleri; 1997.
63. Jackson SA, Thomas RM. Kolaylaştırılmış kesitsel görüntüleme. Tunacı A, editor. İstanbul: İstanbul Medikal Yayıncılık; 2009.

64. Seth V, Kamath P, Venkatesh MJ, Prasad R, Vishwanath. Cone beam computed tomography: third eye in diagnosis and treatment planning. *Virtual Journal of Orthodontics*. 2011; serial online([http:// www.vjo.it](http://www.vjo.it)).
65. Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, Tinazzi Martini P, Bergamo Andreis IA. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. *Eur Radiol*. 1998; 8(9):1558-1564.
66. Jaju PP. Cone beam computed tomography: A clinician's guide to 3D imaging Jaju PP, editor. London: The Health Sciences Publisher; 2015.
67. Miracle AC, Mukherji SK. Conebeam CT of the head and neck, part 1: Physical principles. *Am J Neuroradiol*. 2009; 30:1088- 1095.
68. Palomo MJ, Kau CH, Bahl L, Hans MG. Three-dimensional cone beam computerizes tomography in dentistry. *Int Dent SA*. 2006; 9(6):40-49.
69. Dugal R, Gupta AK. Cone beam computed tomography: A review. *Universal Research Journal of Dentistry*. 2011; 1:30-37.
70. Gupta M, Mishra P, Srivastava R, Jyoti B. Cone beam computed tomography: A new vision in dentistry. *Digital Medicine*. 2015; 1(1):7-16.
71. Scarfe WC, Farman AG. What is cone-beam CT and how does it work? *Dent Clin N Am*. 2008; 52:707-730.
72. Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, Brooks SL, Howerton WB. Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT. *Dentomaxillofac Radiol*. 2006; 35(4):219-226.
73. Scarfe WC, Li Z, Aboelmaaty W, Scott SA, Farman AG. Maxillofacial cone beam computed tomography: essence, elements and steps to interpretation. *Aust Dent J*. 2012; 57(1):46-60.
74. Kamburoğlu K, Acar B, Yakar EN, Paksoy CS. Dentomaksillofasiyal konik ışın demetli bilgisayarlı tomografi bölüm 1: Temel prensipler (derleme). *ADO Klinik Bilimler Dergisi*. 2012; 6(1):1125-1136.
75. Katsumata A, Hirukawa A, Okumura S, Naitoh M, Fujishita M, Arijji E, et al. Effects of image artifacts on gray-value density in limited-volume cone-beam computerized tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 2007; 104(6):829-836.

76. Podgorsak AR, Venkataraman AC, Nagesh SV, Bednarek DR, Rudin S, Siddiqui A, et al. Use of material decomposition in the context of neurovascular intervention using standard flat panel and a high-resolution CMOS detector. *Proc SPIE Int Soc Opt Eng.* 2018; doi: [10.1117/12.2292564].
77. Jain A, Takemoto H, Silver MD, Nagesh SVS, Ionita CN, Bednarek DR, et al. Region-of-interest cone beam computed tomography (ROI CBCT) with a high resolution CMOS detector. *Proc SPIE Int Soc Opt Eng.* 2015; doi:10.1117/12.2081450.
78. Maret D, Molinier F, Braga J, Peters OA, Telmon N, Treil J, et al. Accuracy of 3D reconstructions based on cone beam computed tomography. *J Dent Res.* 2010; 89(12):1465-1469.
79. Hodez C, Griffaton-Taillandier C, Bensimon I. Cone-beam imaging: Applications in ENT. *Eur Ann Otorhinolaryngol Head Neck Dis.* 2011; 128(2):65-78.
80. Özer Y. Konik ışınli bilgisayarlı tomografinin endodontide kullanım alanları. *GÜ Dış Hek Fak Derg.* 2010; 27(3):207-217.
81. Wang F, Huang W, Wu , MFJ, Sheridan RA, Wang HL, et al. Accuracy of cone beam computed tomography grayscale density in determining bone architecture in the posterior mandible: An in vivo study with microcomputed tomography validation. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2017; 32(5):1074-1079.
82. Siewerdsen JH, A JD. Cone-beam computed tomography with a flat-panel imager: magnitude and effects of x-ray scatter. *Med Phys.* 2001; 28(2):220-231.
83. Tozoğlu Ü. Konik ışınli bilgisayarlı tomografinin alışma prensibi ve kullanım alanları. *Turkiye Klinikleri J Oral Maxillofac Radiol-Special Topics.* 2016; 2(1):9-13.
84. Affairs TADACoS. he use of cone-beam computed tomography in dentistry: an advisory statement from the American Dental Association Council on Scientific Affairs. *J Am Dent Assoc.* 2012; 143(8):899-902.
85. Orhan K. Dış hekimliğinde konik ışınli komputerize tomografinin (KIKT) yeri ve önemi. *7tepe Klinik.* 2012; 3(3):6-17.
86. Iannucci JM, Howerton LJ. *Dental radiography principles and techniques.* 4th ed. Iannucci JM, Howerton LJ, editors. Missouri: Elsevier; 2012.

87. Brüllmann D, Schulze RKW. Spatial resolution in CBCT machines for dental/maxillofacial applications—what do we know today? *Dentomaxillofac Radiol.* 2015; 44(1):20140204.
88. Buzug TM. *Computed tomography from photon statistics to modern cone-beam CT* Buzug TM, editor. Berlin: Springer; 2008.
89. Pauwels R, Araki K, Siewerdsen JH, Thongvigitmanee SS. Technical aspects of dental CBCT: state of the art. *Dentomaxillofac Radiol.* 2015; 44:20140224.
90. Schulze R, Heil U, Grob D, Bruellmann DD, Dranischnikow E, Schwanecke U, et al. Artefacts in CBCT: a review. *Dentomaxillofac Radiol.* 2011; 40:265-273.
91. Karjodkar FR. *Essentials of oral and maxillofacial radiology.* Karjodkar FR, editor. New Delhi: Jaypee Brothers Medical Publishers; 2014.
92. Esmaeili F, Johari M, Haddadi P. Beam hardening artifacts by dental implants: Comparison of cone-beam and 64-slice computed tomography scanners. *Dent Res J (Isfahan).* 2013; 10(3):376-381.
93. Katsumata A, Hirukawa A, Noujeim M, Okumura S, Naitoh M, Fujishita M, et al. Image artifact in dental cone-beam CT. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 2006; 101(5):652-657.
94. Zhang Y, Zhang L, Zhu R, Lee AK, Chambers M, Dong L. Reducing metal artifacts in cone-beam CT images by preprocessing projection data. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2007; 67(3):924-932.
95. Kalabalık F, Tarım Ertuş E. Konik ışınli bilgisayarlı tomografide artefakt çeşitleri ve nedenleri. *J Dent Fac Atatürk Uni.* 2016; 15:162-167.
96. Gonzalez SM. *Interpretation basics of cone beam computed tomography.* Gonzalez SM, editor. Pondicherry: Wiley Blackwell; 2014.
97. Samur S. Diş hekimliğinde cone beam bilgisayarlı tomografi. *ADO Klinik Bilimler Dergisi.* 2009; 3(2):346-351.
98. Sarment D. *Cone beam computed tomography oral and maxillofacial diagnosis and applications* Sarment D, editor. Singapore: John Wiley & Sons; 2014.
99. Kapila SD, M NJ. CBCT in orthodontics: assessment of treatment outcomes and indications for its use. *Dentomaxillofac Radiol.* 2015; 44:20140282.

100. Aljehani YA. Diagnostic applications of cone-beam CT for periodontal diseases. *Int J Dent.* 2014; doi: [10.1155/2014/865079].
101. Scarfe WC, Levin MD, Gane D, Farman AG. Use of cone beam computed tomography in endodontics. *Int J Dent.* 2009;(doi:10.1155/2009/634567).
102. Larheim TA, Abrahamsson AK, Kristensen M, Arvidsson LZ. Temporomandibular joint diagnostics using CBCT. *Dentomaxillofac Radiol.* 2015; 44:20140235.
103. Maret D, Peters A O, Dedouit F, Telmon N, Sixo M. Cone-beam computed tomography: a useful tool for dental age estimation? *Med Hypotheses.* 2011; 76(5):700-702.
104. Kilic C, Kamburoglu K, Pehlivan Yüksel S, 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. *Eur J Dent.* 2010; 4:462-467.
105. Team RC. R Foundation for Statistical Computing. [Online].; 2018. Available from: <http://.R-project.org/>.
106. Koo TK, Li MY. A guideline of selecting and reporting intraclass correlation coefficients for reliability research. *J Chiropr Med.* 2016; 15:155-163.
107. Bertrand B, Rombaux P, Eloy P, Reyckler H. Sinusitis of dental origin. *Acta Otorhinolaryngol Belg.* 1997; 51(4):315-322.
108. Arijji Y, Obayashi N, Goto M, Izumi M, Naitoh M, Kurita K, 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. *Clin Oral Invest.* 2006; 10:35-41.
109. Obayashi N, Arji Y, Goto M, Izumi M, Naitoh M, Kurita K, et al. Spread of odontogenic infection originating in the maxillary teeth: Computerized tomographic assessment. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2004; 98:223-231.
110. Bornstein MM, Wasmer J, Sendi P, Janner SF, Buser D, von Arx T. 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. *J Endod.* 2012; 38:51-57.
111. Lu Y, Liu Z, Zhang L, Zhou X, Zheng Q, Duan X, et al. Associations between maxillary sinus mucosal thickening and apical periodontitis using cone-beam computed tomography scanning: a retrospective study. *J Endod.* 2012; 38(8):1069-1074.

112. Güneri P, Kaya A, Çalışkan K. Antroliths: Survey of the literature and report of a case. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2005; 99(4):517-521.
113. Barclay JK. Root in the maxillary sinus. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1987; 64(2):162-164.
114. Sims AP. A dental root in the ostium of the maxillary antrum. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 1985; 23(1):67-73.
115. Oberman M, Horowitz I, Ramon Y. Accidental displacement of impacted maxillary third molars. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1986; 15(6):756-758.
116. Punwutikorn J, Waikakul A, Pairuchvej V. Clinically significant oroantral communications – a study of incidence and site. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1994; 23(1):19-21.
117. Hirata Y, Kino K, Nagaoka S, Miyamoto R, Yoshimasu H, Amagasa T. A clinical investigation of oro-maxillary sinus perforation due to tooth extraction. *The Journal of the Stomatological Society.* 2001; 68(3):249-253.
118. Oberli K, Bornstein MM, von Arx T. Periapical surgery and the maxillary sinus: radiographic parameters for clinical outcome. *Pathol Oral Radiol Endod.* 2007; 103:848-853.
119. Yavuz GE, Ögütçen M. Ada flebiyle kapatılan bir olgu nedeniyle oroantral fistül kapama tekniklerine bakış. *G.Ü. Dişhek. Fak. Der.* 1990; 7(1):99-117.
120. Howe GL. Some complications of tooth extraction. *Ann R Coll Surg Engl.* 1962; 30(5):309-323.
121. Güven O. A clinical study on oroantral fistulae. *J Craniomaxillofac Trauma.* 1998; 26(4):267-271.
122. Bouquet A, Coudert JL, Bourgeois D, Mazoyer JF, Bossard D. Contributions of reformatted computed tomography and panoramic radiography in the localization of third molars relative to the maxillary sinus. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2004; 98:342-347.
123. Erdem T, Barut O. Diş hekimliğinde geleneksel radyografiler. *Türk Diş Hekimleri Birliği Dergisi.* 2006; 96:46-51.

124. Jung YH, Cho BH. Assessment of maxillary third molars with panoramic radiography and cone-beam computed tomography. *Imaging Sci Dent.* 2015; 45:233-240.
125. Goller-Bulut D, Sekerci AE, Köse E, Sisman Y. 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. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2015; 20(1):572-579.
126. Lopes LJ, Gamba TO, V BJ, Q FD. Comparison of panoramic radiography and CBCT to identify maxillary posterior roots invading the maxillary sinus. *Dentomaxillofac Radiol.* 2016; 45:1-6.
127. Shahbazian M, Vandewoude C, Wyatt J, Jacobs R. Comparative assessment of panoramic radiography and CBCT imaging for radiodiagnostics in the posterior maxilla. *Clin Oral Invest.* 2014; 18:293-300.
128. Jung YH, Cho BH. Assessment of the relationship between the maxillary molars and adjacent structures using cone beam computed tomography. *Imaging Sci Dent.* 2012; 42:219-224.
129. Kwak HH, Park HD, Yoon HR, Kang MK, Koh KS, Kim HJ. Topographic anatomy of the inferior wall of the maxillary sinus in Koreans. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2004; 33:382-388.
130. 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 Dent.* 2012; 21:528-535.
131. 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 Surg Oral Med Oral Pathol.* 1992; 73:345-346.
132. Ok E, Güngör E, Çolak M, Altunsoy M, Nur BG, Ağlarıcı OS. Evaluation of the relationship between the maxillary posterior teeth and the sinus floor using cone-beam computed tomography. *Surg Radiol Anat.* 2014; 36:907-914.
133. Nishihara K, Yoshimine SI, Goto T, Ishihata K, Kume KI, Yoshimura T, et al. Topographic analysis of the maxillary premolars relative to the maxillary sinus and the alveolar bone using cone beam computed tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* 2017; 123(5):606-612.

134. Shahbazian M, Vandewoude C, Wyatt J, Jacobs R. Comparative assessment of periapical radiography and CBCT imaging for radiodiagnostics in the posterior maxilla. *Odontology*. 2015; 103:97-104.
135. Sharan A, Madjar D. Correlation between maxillary sinus floor topography and related root position of posterior teeth using panoramic and cross-sectional computed tomography imaging. *Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2006; 102(3):375-381.
136. Maegawa H, Sano K, Kitagawa Y, Ogasawara T, Miyauchi K, Sekine J, et al. Preoperative assessment of the relationship between the mandibular third molar and the mandibular canal by axial computed tomography with coronal and sagittal reconstruction. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2003; 96(5):639-646.
137. Rosano G, Taschieri S, Gaudy JF, Fabbro MD. Maxillary sinus vascularization: A cadaveric study. *J Craniofac Surg*. 2009; 20:940-943.
138. Tantanapornkul W, Okouchi K, Fujiwara Y, Yamashiro M, Maruoka Y, Ohbayashi N, et al. A comparative study of cone-beam computed tomography and conventional panoramic radiography in assessing the topographic relationship between the mandibular canal and impacted third molars. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2007; 103(2):253-259.
139. von Arx T, Gerber C, Hardt N. Periradicular surgery of molars: a prospective clinical study with a one-year follow-up. *Int J Endod*. 2001; 34:520-525.
140. Sharan A, Madjar D. Correlation between maxillary sinus floor topography and related root position of posterior teeth using panoramic and cross-sectional computed tomography imaging. *Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2006; 102(3):375-381.
141. Bell GW. Use of dental panoramic tomographs to predict the relation between mandibular third molar teeth and the inferior alveolar nerve. Radiological and surgical findings, and clinical outcome. *Br J Oral Maxillofac Surg*. 2004; 42(1):21-27.
142. García B, Martorell L, Martí E, Peñarrocha M. Periapical surgery of maxillary posterior teeth. A review of the literature. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2006; 11:E146-150.
143. Gutmann JL, Harrison JW. Posterior endodontic surgery: anatomical considerations and clinical techniques. *Int Endod J*. 1985; 18(1):8-34.

144. Hauman CH, Chandler NP, Tong DC. Endodontic implications of the maxillary sinus: a review. *Int Endod J.* 2002; 35(2):127-141.
145. Miller CS, Nummikoski PV, Barnett DA, Langlais RP. Cross-sectional tomography. A diagnostic technique for determining the buccolingual relationship of impacted mandibular third molars and the inferior alveolar neurovascular bundle. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1990; 70(6):791-797.
146. Rood JP, Shehab BA. The radiological prediction of inferior alveolar nerve injury during third molar surgery. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 1990; 28(1):20-25.
147. Sandhu S, Kaur T. Radiographic evaluation of the status of third molars in the Asian-Indian students. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2005; 63(5):640-645.
148. Wallace JA. Transantral endodontic surgery. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1996; 82(1):80-83.
149. Tantanapornkul W, Okochi K, Bhakdinaronk A, Ohbayashi N, Kurabayashi T. Correlation of darkening of impacted mandibular third molar root on digital panoramic images with cone beam computed tomography findings. *Dentomaxillofac Radiol.* 2009; 38:11-16.
150. von Arx T, Fodich IBMM. Proximity of premolar roots to maxillary sinus: A radiographic survey using cone-beam computed tomography. *J Endod.* 2014; 40(10):1541- 1548.
151. 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. *Dentomaxillofac Radiol.* 1992; 23(3):163–168.
152. Öhman A, Kivijarvi K, Blomback U, Flygare L. Pre-operative radiographic evaluation of lower third molars with computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol.* 2006; 35(1):30-35.

ⁱ“Lisansüstü Tezlerin Elektronik Ortamda Toplanması, Düzenlenmesi ve Erişime Açılmasına İlişkin Yönerge”

- (1) Madde 6. 1. Lisansüstü teze ilgili patent başvurusu yapılması veya patent alma sürecinin devam etmesi durumunda, tez **danışmanın** önerisi ve **enstitü anabilim dalının** uygun görüşü üzerine **enstitü** veya **fakülte yönetim kurulu** iki yıl süre ile tezin erişime açılmasının ertelenmesine karar verebilir.
- (2) Madde 6. 2. Yeni teknik, materyal ve metotların kullanıldığı, henüz makaleye dönüşmemiş veya patent gibi yöntemlerle korunmamış ve internetten paylaşılması durumunda 3. şahıslara veya kurumlara haksız kazanç imkanı oluşturabilecek bilgi ve bulguları içeren tezler hakkında tez **danışmanın** önerisi ve **enstitü anabilim**

dalının uygun görüşü üzerine **enstitü** veya **fakülte yönetim kurulunun** gerekçeli kararı ile altı ayı aşmamak üzere tezin erişime açılması engellenebilir.

- (3) Madde 7. 1. Ulusal çıkarları veya güvenliği ilgilendiren, emniyet, istihbarat, savunma ve güvenlik, sağlık vb. konulara ilişkin lisansüstü tezlerle ilgili gizlilik kararı, **tezin yapıldığı kurum** tarafından verilir *. Kurum ve kuruluşlarla yapılan işbirliği protokolü çerçevesinde hazırlanan lisansüstü tezlere ilişkin gizlilik kararı ise, **ilgili kurum ve kuruluşun önerisi** ile **enstitü** veya **fakültenin** uygun görüşü üzerine **üniversite yönetim kurulu** tarafından verilir. Gizlilik kararı verilen tezler Yükseköğretim Kuruluna bildirilir.
- Madde 7.2. Gizlilik kararı verilen tezler gizlilik süresince enstitü veya fakülte tarafından gizlilik kuralları çerçevesinde muhafaza edilir, gizlilik kararının kaldırılması halinde Tez Otomasyon Sistemine yüklenir

* Tez **danışmanının** önerisi ve **enstitü anabilim dalının** uygun görüşü üzerine **enstitü** veya **fakülte yönetim kurulu tarafından karar verilir.**