



**KONİK IŞINLI BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİNİN KLİNİK
KULLANIMININ DEĞERLENDİRİLMESİ**

Muhsin Said KARATAŞ

**UZMANLIK TEZİ
AĞIZ, DİŞ VE ÇENE RADYOLOJİSİ ANABİLİM DALI**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

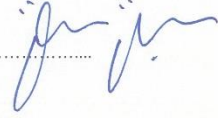
NİSAN 2019

Muhsin Said Karataş tarafından hazırlanan “Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografinin Klinik Kullanımının Değerlendirilmesi” adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından OY BİRLİĞİ / OY ÇOKLUĞU ile Gazi Üniversitesi Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalında UZMANLIK TEZİ olarak kabul edilmiştir.

Danışman: Prof. Dr. C. Özlem Üçok

Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim, Gazi Üniversitesi

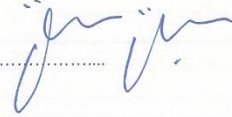
Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Uzmanlık Tezi olduğunu onaylıyorum/~~onaylamıyorum~~.....



Başkan: Prof. Dr. C. Özlem Üçok

Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim, Gazi Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Uzmanlık Tezi olduğunu onaylıyorum/~~onaylamıyorum~~.....



Üye: Prof. Dr. Meryem Toraman Alkurt

Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim, Gazi Üniversitesi

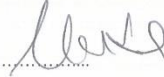
Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Uzmanlık Tezi olduğunu onaylıyorum/~~onaylamıyorum~~.....



Üye: Doç. Dr. Melda Mısırlıoğlu

Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim, Kırıkkale Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Uzmanlık Tezi olduğunu onaylıyorum/~~onaylamıyorum~~.....



Tez Savunma Tarihi:

Jüri tarafından kabul edilen bu tezin Uzmanlık Tezi olması için gerekli şartları yerine getirdiğini onaylıyorum.

.....
Prof. Dr. Nurdan Özmeriç Kurtuluş
Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı

ETİK BEYAN

Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada; tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi, tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu, tez çalışmada yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi, kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı, bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu, bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.



Muhsin Said KARATAŞ

30/04/2019

KONİK IŞINLI BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİNİN KLİNİK KULLANIMININ DEĞERLENDİRİLMESİ

(Uzmanlık Tezi)

Muhsin Said KARATAŞ

GAZİ ÜNİVERSİTESİ DIŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
AĞIZ, DIŞ VE ÇENE RADYOLOJİSİ ANABİLİM DALI

Nisan 2019

ÖZET

Diş hekimliği pratiğinde geniş bir kullanım alanı olan Konik Işınli Bilgisayarlı Tomografi (KIBT), panoramik radyografiden sonra maksillofasiyal görüntülemeye en önemli teknolojik ilerlemedir. KIBT tanı için mümkün olan en düşük dozda yeterli görüntü kalitesi sağlamalıdır. Bu amaçla kV ve mA ayarı, pozlama süresi, FOV sınırlandırılması gibi görüntüleme protokolleri uygulayıcılar tarafından bilinmelidir. KIBT'nin geliştirildiği 1990'lı yıllardan günümüze, KIBT'nin kullanımı ile ilgili çeşitli rehberler hazırlanmıştır. Bu rehberler genel olarak KIBT endikasyonları, görüntüleme protokolleri ve yasal sorumluluklar konularını içermektedir. Bu retrospektif çalışmada Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı'nda 2015 ve 2016 yıllarında KIBT görüntülemesi yapılan 4090 hastanın KIBT görüntüleri ve istem formları incelenerek, hastaların yaşı, cinsiyeti, KIBT endikasyonları, görüntüleme için seçilen FOV ve görüntülenen anatomik bölgelerin değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Çalışmamızda KIBT görüntülemesinin en çok sırasıyla implant planlaması, mandibular 3. molar dişlerin değerlendirilmesi ve lezyonların değerlendirilmesi amacıyla yapıldığı tespit edildi. KIBT görüntülemenin en çok sırasıyla 20-29, 50-59 ve 30-39 yaş gruplarında gerçekleştirildiği tespit edildi. Hastaların yaş ortalaması $37,9 \pm 17,1$ yaş olarak bulundu. Çalışmada en sık mandibula posteriorda (%41,45) tarama yapıldığı ve 20 cm FOV çapının (%58,5) kullanıldığı belirlendi. Çalışmada Phi korelasyon katsayısına göre; tarama bölgesi ve yaş arasında yaklaşık 0.46'lık, tarama bölgesi ve FOV çapı arasında 0.53'lük orta derecede ilişki bulundu. Pre-operatif implant planlaması ve lezyonların değerlendirilmesi endikasyonlarında tüm FOV çapı grupları arasında anlamlı farklılıklar gözlenmekle beraber, FOV çapı arttıkça endikasyon görülme sıklığının arttığı tespit edildi. Çalışmada FOV çapı ve yaş arasında pozitif yönlü zayıf bir ilişki bulundu. Çalışmada büyük çapta FOV kullanımının benzer çalışmalardan daha sık olması dikkat çekti. FOV'un daraltılması ile görüntüdeki artefakt miktarı azalır ve görüntü kalitesi artar bu nedenle bireye ve endikasyona uygun görüntüleme protokolünün seçilmesi diagnostik açıdan önemlidir. Rutin görüntüleme protokolünün uygulanması yerine hastaya uygun görüntüleme protokolünün seçimi, uygulayıcı ve hastanın maruz kalacağı iyonizan radyasyon riskini azaltır.

Bilim Kodu : 1044

Anahtar Kelimeler : KIBT, klinik uygulama, görüntüleme alanı, endikasyon

Sayfa Adedi : 102

Tez Danışmanı : Prof. Dr. Cemile Özlem ÜÇÖK

EVALUATION OF THE CLINICAL USE OF CONE BEAM COMPUTERIZED
TOMOGRAPHY
(Speciality Thesis)

Muhsin Said KARATAŞ

GAZİ UNIVERSITY
FACULTY OF DENTISTRY

April 2019

ABSTRACT

Cone Beam Computed Tomography (CBCT), which is widely used in dentistry practice, is the most important technological progress in maxillofacial imaging after panoramic radiography. CBCT should provide adequate image quality at the lowest possible dose for diagnosis. For this purpose, the imaging protocol such as kV and mA setting, exposure time, and limitation of the FOV field should be known to the practitioners. Since the 1990s, when the CBCT was developed, various guidelines have been prepared on the use of the CBCT. These guidelines generally include CBCT indications, imaging protocols and legal responsibilities. In this retrospective study, CBCT images and request forms of the 4090 patients who underwent CBCT imaging in 2015 and 2016 at Gazi University Faculty of Dentistry Department of Oral and Maxillofacial Radiology were examined. The aim of this study was to evaluate the age and gender of patients, CBCT indications, FOV and region of interest. The data obtained were examined and it was determined that CBCT imaging was performed mostly for preoperative implant planning (%30,98), examining mandible third molars and the lesions respectively. CBCT imaging was performed mostly at age groups of 20-29, 50-59 and 30-39. The average age was found to be $37,9 \pm 17,1$ years. It was determined that most of the scans were performed on the mandibular posterior (%41,4) and the maximum diameter of 20 cm FOV (%58,5) was used. In this study, according to the Phi correlation coefficient, a moderate correlation of 0.46 was found between the region of interest and age. That ratio was found to be 0.53 between FOV diameter and the region of interest. Although there were significant differences between all FOV diameters in indications for pre-operative implant planning and evaluation of lesions, it was determined that the frequency of indication increased with increasing FOV diameter. A weak positive relationship was found between FOV diameter and age. It drew attention that the use of large FOVs is more frequent than similar studies. Reducing the FOV diameter decreases the amount of artifact in the image and increases the image quality. Therefore, choosing the imaging protocol specific to the individual and the indication is important. The choice of the appropriate imaging protocol specific to the patient rather than the routine imaging protocol is very important as it may reduce the risk of ionizing radiation to the practitioners and patients.

Science Code : 1044

Key Words : CBCT, clinical application, field of view, indication

Page Number : 102

Supervisor : Prof. Dr. Cemile Özlem ÜÇOK

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgisi, sabrı ve anlayışı ile desteğini esirgemeyen, klinik ve uzmanlık eğitimi haricinde de kendisinden çok şey öğrendiğim, öğrencisi olmaktan mutluluk ve onur duyduğum değerli danışman hocam sayın Prof. Dr. C. Özlem ÜÇOK'a

En yoğun zamanlarında bile bana vakit ayıran, akademik rehberliği, bilgi ve tecrübelerinden çokca yararlandığım sayın Prof. Dr. İlkey PEKER'e

Mesleki bilgilerimi geliştirmemde tecrübe ve bilgilerini benimle paylaşan sayın Prof. Dr. Meryem TORAMAN ALKURT, sayın Prof. Dr. Zühre AKARSLAN ve sayın Prof. Dr. Kahraman Güngör hocalarıma,

Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalında birlikte çalıştığım tüm asistan diş hekimi arkadaşlarıma,

Özverili emekleri için her zaman sabır, sevgi ve destekleriyle yanımda olan canım aileme,

Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı'nın tüm çalışanlarına

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	iv
ABSTRACT.....	v
TEŞEKKÜR.....	vi
İÇİNDEKİLER	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ.....	x
ŞEKİLLERİN LİSTESİ	xi
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xii
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi.....	3
2.2. Konik Görüntü Üretim Bileşenleri.....	4
2.2.1. X-ışını üretimi	4
2.2.2. Görüntüleme protokolü	7
2.2.3. Gantri ve dedektör.....	10
2.2.4. Rekonstrüksiyon.....	14
2.3. Klinik Değerlendirme.....	17
2.3.1. Hasta seçimi	17
2.3.2. Hasta hazırlığı	18
2.3.3. Hasta sabitlemesi.....	18
2.3.4. Işınlama ayarlarının optimizasyonu	19
2.3.5. Görüntünün izlenmesi	21
2.3.6. Görüntü manipülasyonu	21
2.3.7. Görüntülerin yorumlanması	23
2.3.8. Arşivleme ve görüntü aktarımı	23

	Sayfa
2.4. KIBT'nin Güçlü Yönleri ve Sınırlamaları	23
2.4.1. Güçlü yönler.....	23
2.4.2. Sınırlamalar	24
2.5. Artefaktlar	24
2.5.1. Hasta ile ilgili artefaktlar.....	25
2.5.2. Edinme artefaktları.....	25
2.5.3. Tarayıcı ile ilgili artefaktlar	26
2.5.4. Konik ışın ile ilgili artefaktlar	26
2.6. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografide Radyasyon Dozunu En Aza İndirmek İçin Yöntemler.....	28
2.6.1. Hasta seçim kriterleri	28
2.6.2. Operatör eğitimi	29
2.6.3. Optimize görüntüleme protokolü	29
2.7. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografinin Diş Hekimliğinde Kullanımı	32
2.7.1. İmplant	32
2.7.2. Endodonti	33
2.7.3. Ortodonti	35
2.7.4. Periodontoloji.....	37
2.7.5. Cerrahi.....	37
2.7.6. Temporomandibular eklem	39
2.7.7. Hava yolu analizi	40
2.7.8. Adli diş hekimliği.....	41
2.7.9. Restoratif diş hekimliği.....	41
2.7.10. Pedodonti	41
3. AMAÇ.....	43
4. GEREÇ VE YÖNTEM	45

	Sayfa
5. İSTATİSTİKSEL DEĞERLENDİRME.....	51
6. BULGULAR	53
7. TARTIŞMA.....	71
8. SONUÇ VE ÖNERİLER	81
KAYNAKLAR	85
EKLER.....	97
EK-1. Etik kurul onayı.....	98
EK-2. Aydınlatılmış hasta onam formu.....	100
EK-3. Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi istem formu.....	101
ÖZGEÇMİŞ	102

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 2.1. Görüntüleme parametrelerinin görüntü kalitesi ve radyasyon dozuna etkisi	10
Çizelge 4.1. KIBT FOV modları	46
Çizelge 4.2. Planmeca Promax 3D Mid cihazının teknik özellikleri	47
Çizelge 4.3. Planmeca Promax 3D Mid cihazının pozlama (ekspozur) özellikleri	47
Çizelge 4.4. Tarama bölgeleri	48
Çizelge 4.5. KIBT istem nedenleri	48
Çizelge 6.1. Endikasyonların sıklığına göre frekans dağılımı.....	54
Çizelge 6.2. Yaş ortalaması, standart sapma, en küçük ve en büyük yaş listesi	55
Çizelge 6.3. Yaş gruplarının cinsiyete göre frekans dağılımı	56
Çizelge 6.4. Tarama bölgelerinin frekans dağılımı	57
Çizelge 6.5. FOV modlarının frekans dağılımı	59
Çizelge 6.6. Endikasyonların yaş gruplarına göre dağılımları	61
Çizelge 6.7. Endikasyonların Fov çapı düzeylerine göre dağılımları	62
Çizelge 6.8. Endikasyonların tarama bölgelerine göre dağılımları	65
Çizelge 6.9. Tarama bölgeleri ve fov çapı düzeyleri dağılımı (frekans ve sütun yüzdeleri).....	66
Çizelge 6.10. Tarama bölgeleri ve yaş grupları dağılımı (frekans ve sütun yüzdeleri).....	68
Çizelge 6.11. Fov çapı düzeyleri ve yaş grupları dağılımı (frekans ve sütun yüzdeleri).....	69

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 6.1. Endikasyonların sıklığına göre frekans dağılımı	53
Şekil 6.2. KIBT taraması yapılan hastaların cinsiyete göre yaş dağılımı	56
Şekil 6.3. Tarama bölgelerinin frekans dağılımı.....	58
Şekil 6.4. FOV modlarının frekans dağılımı.....	59
Şekil 6.5. Endikasyonlara göre fov çaplarının yüzdesel dağılımı.....	63
Şekil 6.6. FOV çaplarının tarama bölgelerine göre yüzdesel dağılımı	67
Şekil 6.7. Tarama bölgelerinde yaş gruplarının yüzdesel dağılımı.....	69
Şekil 6.8. FOV çaplarında yaş gruplarının yüzdesel dağılımı	70

SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Simgeler

%	Yüzde
μSv	Mikro Sievert
cm	Santimetre
KeV	Kiloelektronvolt
kV	Kilovolt
kVp	Kilovolt peak
mA	Miliamper
mAs	Miliamper saniye
mm ³	Milimetreküp

Kısaltmalar

Açıklamalar

AAE	American Association of Endodontists
AAOMR	American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology
ADA	Amerikan Dental Association
ALARA	As Low As Reasonably Achievable
BT	Bilgisayarlı Tomografi
CCD	Charge Coupled Device
CMOS	Complementary Metal-Oxide Semiconductor
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
FOV	Field of view
FPD	Flat Panel Detector
ICRP	International Commission on Radiological Protection
KIBT	Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi
MRG	Manyetik Rezonans Görüntüleme
ROI	Region of Interest

Kısaltmalar

Açıklamalar

SEDENTEX-CT

Safety and Efficiency of a New and Emerging Dental
X-ray Modality

TME

Temporomandibular Eklem



1. GİRİŞ

Radyoloji bilimi özellikle Bilgisayarlı Tomografi (BT) ve daha sonra keşfedilen Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG) teknikleri ile atılım yapmıştır. 1972 yılında keşfedilen ve günümüzde rutin olarak kullanılmakta olan BT, üç boyutlu maksillofasiyal görüntülemeye geniş yer bulmuştur. Rutin olarak kullanılan BT sistemlerinin en önemli problemleri maliyetlerinin yüksek olması, geniş bir alana ihtiyaç duyulması ve hasta radyasyon dozunun yüksek olmasıdır. 2000'li yılların başlarında özellikle medikal teknolojilerdeki gelişmelerle birlikte, diş hekimliği pratiğinde kullanılmak üzere daha az yer kaplayan ve daha düşük dozda çalışan BT'ler üretilmeye başlanmıştır. Bu cihazlarda iki boyutlu sensör ile birlikte konik şekilli x-ışını kullanılmakta, ışın ile sensörün basit bir dönüşü ile maksillofasiyal bölgeyle ilgili hacimsel veriler elde edilebilmektedir. Genel olarak görüntü kaynağı ve dedektör yapısı diğer tomografi sistemlerinden farklı olan bu yöntem "Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi" (KIBT) olarak adlandırılmıştır [1].

KIBT diğer BT cihazları ile karşılaştırıldığında daha az radyasyon ile görüntüleme olanağı sunmakla beraber, geleneksel radyografi yöntemlerinden daha fazla radyasyon dozu vermektedir. Bu nedenle KIBT'nin klinik kullanımı ile ilgili hem genel hemde ortodonti, endodonti ve implantoloji gibi özel alanlarda çeşitli öneri listeleri hazırlanmıştır [2-5]. Radyolojik görüntülemenin tartışmasız yararlarına rağmen, iyonize radyasyon riski nedeniyle her bir radyografik muayene dikkatli düşünülmelidir. SEDENTEX-CT'nin (Safety and Efficiency of a New and Emerging Dental X-ray Modality) yönergeleri 2011 yılında yayınlanmıştır. Bahsedilen kılavuz ilkeler, 2012 yılında Avrupa Komisyonu tarafından yayımlanan "172 sayılı Radyasyon Koruması" yayınında da bildirilmiştir. Genel olarak, SEDENTEX-CT yönergelerine göre, konvansiyonel radyografiden elde edilen bilgiler yetersiz olduğunda veya klinik bulgularla çeliştiğinde KIBT endikedir [5,6].

SEDENTEX-CT yönergelerinde KIBT endikasyonları üç ana başlıkta önermektedir. Bu başlıklar, gelişmekte olan denstasyon (çocuk, genç erişkin hastalar), dental tedaviler (endodontik, periodontal ve periapikal hastalıklar) ve cerrahi uygulamalardır [5,6]. SEDENTEX-CT kılavuzu temel olarak KIBT'nin dişhekimliği uygulamalarına odaklanmışken, baş ve boyun bölgesindeki KIBT'ye yönelik diğer endikasyonlar şu şekildedir: paranasal sinüsler, tükürük taşları, yüz kemiklerinin kırıkları, yabancı cisimlerin lokalizasyonu ve üst hava yollarının değerlendirilmesidir [7,8].

KIBT'nin faydaları arasında sayılan radyasyon dozu; yine KIBT için dikkat edilmesi gereken konular arasındadır [1]. Radyasyondan korunmada üç temel ilke; uygulamanın gerekçesi (endikasyon), korumanın optimizasyonu ve doz limitlerinin uygulanmasıdır [9].

Dental KIBT'de önemli bir optimizasyon ilkesi, her bir tomografik inceleme için uygun hacim büyüklüğü seçimi ile ilgilidir. Birçok durumda, ilgili bölge taramadan önce tam olarak belirlenir; belirlenmediği durumlarda, gerekli hacim bir frontal ve lateral rehber görüntüsü alındıktan sonra ortaya çıkar. Hasta dozunu önemli ölçüde azaltacağı için, ilgili bölgenin görüntülenmesinde daima mevcut en küçük hacim büyüklüğü seçilmelidir. Yüksek ve düşük doz ayarları arasındaki seçim optimizasyon prensibine göre yapılmalı ve mümkün olan en düşük dozda teşhis için yeterli görüntü kalitesi sağlanmalıdır [10].

KIBT'de efektif doz çalışmalarında; dentoalveolar (yüksekliği 10 cm'den küçük) ve kranyofasiyal (yüksekliği 10 cm'den büyük) görüntüleme alanlarında efektif dozlar sırasıyla 11-674 μSv (ortalama:61 μSv) ve 30-1073 μSv (ortalama: 87 μSv) olarak bildirilmiştir [6]. Çeşitli dozimetrik çalışmaların doğruluk ve karşılaştırılabilirliği, değişken ölçüm metodolojisi nedeniyle sınırlı olsa da, KIBT'de efektif doz çalışmalarında, hasta dozlarının önemli ölçüde değiştiği ve bu durumun uygulanan ışınlama parametrelerinin geniş varyasyonunun doğrudan bir sonucu olduğunu göstermektedir. Dental KIBT'de kullanılan kV ile ilgili olarak, 70 ile 120 kV arasında değişen değerlere sahiptir ve bir standardizasyon yoktur. Klinik olarak uygulanan mAs değerleri çoğunlukla 25 ila 150 mAs arasındadır [10].

Bu retrospektif çalışmada, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı'nda 2015 ve 2016 yılları arasında yapılan tomografi görüntülemelerinde KIBT endikasyonlarının, kullanılan görüntüleme alanlarının (FOV - field of view) ve tarama yapılan anatomik bölgelerin değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Konik Işınli Bilgisayarlı Tomografi

Konik Işınli Bilgisayarlı Tomografi (KIBT) görüntülemesi, panoramik radyografiden sonra maksillofasiyal görüntülemede en önemli teknolojik ilerlemedir [11]. KIBT ilk olarak 1982 yılında anjiyografi uygulamalarında kullanılmış, daha sonra diğer medikal alanlara yayılmış ve sonunda maksillofasiyal bölgenin görüntülenmesinde kendisine en uygun uygulama alanını bulmuştur [12].

1990'ların başında, diş hekimliğinde maksillofasiyal görüntüleme amacıyla kullanılabilir kadar küçük, fiyatı uygun KIBT ünitelerinin yapımını kolaylaştırmak için dört teknolojik gelişme bir araya gelmiştir:

- Çok sayıda temel görüntüyü hızlı bir şekilde elde edebilen x ışını dedektörlerinin geliştirilmesi
- Uygun yüksek çıkışlı x-ışını tüplerinin geliştirilmesi
- Görüntü kazanım ve bütünleştirme algoritmalarının gelişimi
- Elde edilen fazla miktarda görüntü verisini işleyebilecek kadar güçlü, uygun fiyatta bilgisayarların geliştirilmesidir [11].

Konik ışınli bilgisayarlı tomografi, milimetrik çözünürlükte düzlemsel görüntüler sağlayan bir görüntüleme teknolojisidir [13]. KIBT maksillofasiyal görüntüleme konusunda geniş bir kabul görmüştür ve diş hekimliğinde çeşitli diagnostik incelemelerde konvansiyonel bilgisayarlı tomografinin yerini almıştır [14,15]. KIBT'nin ana avantajı medikal bilgisayarlı tomografi taraması ile karşılaştırıldığında daha düşük edinim süresi ve hasta dozudur [15-17].

KIBT tekniğinde x ışını kaynağı ve dedektör hastanın sabit olduğu görüntülenmek istenen bölgenin merkezinde sabitlenen rotasyon merkezi etrafında döner. Bu rotasyon merkezi tarama sonrası oluşturulan görüntü hacminin merkezidir [11]. X-ışın kaynağı ve dedektör inceleme alanının merkezi etrafında 180^0 ile 360^0 arasında dönerken, belirli derecedeki aralıklarda tek tek projeksiyon görüntüleri elde edilir. İnceleme alanına ait (100-600 arasında değişen) ardışık düzlemsel projeksiyonlar ham görüntü olarak da tanımlanan

verileri oluşturur [9,15,18,19]. Elde edilen bu iki boyutlu temel projeksiyonlar sefalometrik radyografik görüntülere benzerdir, fakat serideki her bir görüntü, bir sonrakinden belirli bir açı ile uzaklaşarak devam eder. Bu iki boyutlu projeksiyonlar rekonstrüksiyon algoritmaları uygulanarak voksellerden oluşan üç boyutlu hacimsel veri gruplarına dönüştürülür [15,20]. Konik ışın geometrisi hacimsel veriyi hızlı bir şekilde yakalar ve multidedektörlü bilgisayarlı tomografi ile bir hastanın görüntülenmesi için geçen zamanda KIBT ile çok sayıda hasta görüntülenebilir. Bu nedenle KIBT maliyeti önemli ölçüde düşürür [11].

Klinik uygulamada, KIBT taramalarının görüntü kalitesi ve KIBT'nin anatomik özellikleri ve patolojiyi gösterme kabiliyeti, bir dizi değişken tarafından etkilenir. Bu değişkenler; tarama ünitesi, görüntüleme alanı (FOV), incelenen nesne, tarama süresi, tüp voltajı (kV), tüm akımı (mA), voksel boyutu ve uzaysal çözünürlüktür. Vokselin boyutu, yükseklik, genişlik ve derinlik ile tanımlanır ve KIBT vokselleri izometriktir yani bu üç parametrede eşittir [21].

2.2. Konik Görüntü Üretim Bileşenleri

KIBT görüntü üretiminin üç ana bileşeni mevcuttur:

- X ışını üretimi
- X ışını algılama
- Görüntü rekonstrüksiyonu

Günümüzde kullanılan KIBT sistemlerinin x-ışını üretimi ve algılama özellikleri bu parametrelerdeki kendine özgü farklılıkları yansıtır [11].

2.2.1. X-ışını üretimi

KIBT görüntüleme, bir projeksiyon veri seti kazanımında hastanın sadece tek bir taraması yapıldığı içim teknik olarak basit olmakla birlikte; x-ışını üretiminde klinik olarak önemli çok sayıda parametre hem görüntü kalitesini hem de hasta radyasyon dozunu etkiler [18].

X ışını tüpü

X-ışını tüpü, boşaltılmış bir cam tüp içinde bir katot ve anottan oluşur. x-ışını üretimi süreci, katotta elektron üretimi ile başlar. Elektronlar anot ve katot arasında yüksek bir potansiyel farkı sağlayarak anota doğru hızlandırılır. Elektronlar katottan anota ilerledikçe, kinetik enerjileri artar. Elektronlar anota çarptığında bu kinetik enerji ısı ve x-ışınlarına dönüştürülür. Konik ışınli bilgisayarlı tomografi sistemlerinde, tüp başlığı bir C-kolu ile görüntü detektörüne (düz panel veya görüntü yoğunlaştırıcı) bağlanır. KIBT ünitesindeki kontrol panelleri, operatörün bu işlemin çeşitli parametrelerini düzenlemesine ve böylelikle üretilen x-ışını demetinin yapısını kontrol etmesine izin verir. Optimal pozlama faktörlerinin seçimi, görüntülerin tanı kalitesini ve ayrıca hasta radyasyon dozunu etkiler [22].

Katot

Katot, bir metalik filament bobininden oluşur. Bu bobini ısıtmak için düşük voltajlı bir akım kullanılır. Filamanın sıcaklığı yeterince yüksek olduğunda, tungsten atomlarının dış yörüngelerindeki elektronlar, bağlanma enerjilerini aşmak için yeterli enerjiyi emerler ve filamandan salınırlar. Yönlendirici başlık negatif olarak şarj edilir ve böylece elektronları anotun küçük bir alanına odaklar [22].

Anot

Bir x-ışını spektrumunda görünen ayırık zirveler karakteristik x-ışınlarının bir sonucudur ve elektron ışınının bir anot atomu ile etkileşimi, bir iç kabuktaki bir elektronun fırlatılmasıyla sonuçlandığında ortaya çıkar. Boş pozisyon, bir dış kabuktan bir elektron tarafından doldurulur, sonuç olarak bu durum fotonların, kabukların arasındaki enerji farkına karşılık gelen bir enerji ile salınmasıyla sonuçlanır. Bu nedenle, bu fotonların anot materyalinin karakteristiğini yansıtan spesifik enerji kuantı vardır [23].

Anot, bir bakır bloğu içine gömülmüş bir tungsten hedefinden oluşur. Elektronlar anotu vurdukça, kinetik enerjisi ısı ve x-ışınlarına dönüştürülür. X-ışınlarının üretimi, elektronun kinetik enerjisinin % 99'undan fazlasının ısıya dönüştüğü verimsiz bir süreçtir. Geri kalan

%1'lik enerji, öncelikle bremsstrahlung (yavaşlama) etkileşimleriyle x-ışınlarına dönüştürülür.

Odak noktası (fokal spot), elektronların çarptığı ve x-ışınlarının yayıldığı hedef alanıdır ve mümkün olduğunca küçük olmalıdır. Odak nokta boyutu ne kadar küçükse, görüntü o kadar keskin olur. KIBT birimleri, 0.15 mm ile 0.7 mm arasında değişen odak noktası boyutları ile sabit ya da döner anota sahiptir [22]. Odak noktası boyutunun küçülmesi ile x-ışını tüpü ve dolayısıyla KIBT ünitesinin maliyeti önemli ölçüde artmaktadır [11].

Filtre

Bremsstrahlung enerji spektrumu süreklidir, 0 keV (kiloelektron volt) -yavaşlama yok- ve maksimum değer -tam yavaşlama- arasında değişir. Bremsstrahlung spektrumu içsel (doğal) ve dışsal (eklenmiş) filtrasyon ile zayıflatılır. Filtrasyon olmadığında, foton insidansı artan enerji ile azalır. X-ışını tüpünden çıkmadan önce, x-ışını fotonları, esasen düşük enerjili fotonların emildiği tüp yuvası ile etkileşime girer. Düşük enerjili fotonların çoğunluğunun tüpten ayrılmamasını sağlamak için metalik tabakalar formundaki ilave filtreleme eklenir, çünkü bu fotonların hasta tarafından emilme olasılığı yüksektir, bir diğer deyişle düşük enerjili fotonlar hastanın radyasyon dozunun artışına neden olurken radyografik görüntüye katkıda bulunmaz. KIBT'de tipik olarak, 2.5 ve 10 mm arasında alüminyum eşdeğer kalınlıkta alüminyum veya bakır filtrasyon kullanır. X-ışını spektrumu filtre kalınlığı ile değişir, filtre kalınlığı arttıkça ortalama veya etkili enerji artar. Yüksek oranda filtrelenmiş x-ışınları radyasyon maruziyetinde bir azalmaya ek olarak, ışın sertleşmesinden de daha az etkilenir [23].

Tüp voltajı (kV)

Tüp voltajı katot ve anot arasındaki potansiyel farkı ifade eder. kV'nin artırılması, ışının nüfuz gücünü artırır. Artan kV, sinyal-gürültü oranını artırır, ve aynı zamanda hastanın daha yüksek bir dozda ışınlanmasına neden olur [22]. X-ışını atenüasyonu, x-ışını enerjisine bağımlı olduğu için dokular arasındaki kontrast farklılığı kV ile değişkenlik gösterir [24]. Filtreleme ile birlikte kV değeri hem görüntü kalitesi hem de radyasyon dozu için önemli olan x-ışını enerjilerinin spektrumunu belirler [25]. Her 5 kV'luk artışın diğer tüm parametreler aynı kaldığında dozu yaklaşık iki katına çıkarması nedeniyle; kV'ın

ayarlanması, doz üzerinde mA'den daha da büyük bir etkiye sahiptir [11]. Medikal BT' de kV 80-140 aralığında iken, KIBT'de cihaza bağlı olarak kV 80-120 aralığındadır ve sabit veya ayarlanabilir şekildedir.

Tüp akımı (mA)

Tüp akımı, katottan anoda elektronların akışıdır ve miliamper (mA) olarak ifade edilir. mA ayarı arttığında, katotta serbest kalan elektron sayısı artar ve sonuç olarak daha fazla x-ışını elde edilirken ışının ortalama ve en yüksek enerjileri aynı kalır. Bazı KIBT cihazlarında mA ayarlanabilir ve bu hastanın daha iri olmasını dengelemek için kullanılabilir [11,22]. Medikal BT'lerde mA 125-500 iken KIBT sistemlerinde 1 mA ile 20 mA aralığındadır. Işınlama süresi ve mA kombine edilerek mAs (miliamper saniye) olarak kullanılır. mAs dozla doğrusal orantılıdır [23].

2.2.2. Görüntüleme protokolü

Görüntüleme protokolü belirlenmiş inceleme amacına bağlı olarak, KIBT görüntüleme için bir dizi teknik ışınlama parametresinden oluşmaktadır. Görüntüleme protokolü hastanın en az radyasyona maruz kalmasıyla optimal kalitede görüntü sağlamak üzere geliştirilir. Belirli KIBT cihazlarında genellikle üreticinin sağladığı görüntüleme protokolleri mevcuttur. Bunlar en çok görüntüleme alanı, temel projeksiyon sayısı ve voksel çözünürlüğünde değişiklikler gösterir [11].

Işınlama ayarları

X-ışını demetinin kalite ve kantitesi tüp voltajı (kV) ve akımına (mA) bağlıdır. KIBT ünitesi üreticileri ışınlama faktörlerine ya sabit ışınlama ayarlarından bir seçim sunarlar ya da kullanıcının kV ve mA ya da her ikisinin “manuel” ayarlanmasına olanak tanır. Kullanıcılar bu parametrelerin hem görüntü kalitesini hem de hasta radyasyon dozunu etkilediğini bilmeli, göz önünde tutmalı ve ALARA (as low as reasonably achievable) ilkesini yerine getirmek için dikkatli seçim yapmalıdır. Işınlama parametreleri hem belirli hasta boyutu için hem de tanısal amaç için uygun olmalıdır [11].

Görüntüleme alanı (Field of view)

FOV çap x yükseklik ile ifade edilir. FOV, KIBT ile elde edilebilecek görüntülerin büyüklüğünü belirtir. KIBT tarayıcıları tüm kafa kemiklerini içeren hacimsel görüntüler alabildiği gibi, sadece birkaç dişi kapsayan küçük hacimsel taramalar da yapabilmektedir. İlgilenilen doku hacmi küçükse FOV'un küçük, büyük ise FOV'un büyük olması istenir [20,26]. Her hasta için görüntülenmek istenen alanın veya patolojik oluşumun özelliklerine göre inceleme alanı sınırlandırılarak uygun FOV seçilebilir [9,19,26]. Farklı KIBT sistemlerinde çok çeşitli büyüklüklerde FOV alanı mevcut iken, bazılarında ise FOV aralıkları sabittir. KIBT sistemlerinde mevcut FOV'a veya seçilen tarama hacmine göre çeşitli sınıflandırmalar vardır. Genelde kabul gören sınıflandırma:

- *Dentoalveolar (8 cm'den daha küçük FOV)
- *Maksillo-mandibular (8-15 cm arası FOV)
- *İskeletsel (15-21 cm arası FOV)
- *Baş boyun (21 cm'den daha büyük FOV) [12]

Görüntüleme alanının yükseklik ve genişliğinin kullanıcı tarafından ayarlanabilmesi, sadece ilgilenilen bölgenin radyasyona maruz kalması ve dolayısıyla hastaya ulaşan dozun azaltılması açısından önemlidir [9,26]. Günümüzde FOV'un küçültülmesi genellikle mekanik, bazen de elektronik olarak yapılabilmektedir. Mekanik yöntemde, ışın kaynağı bölgesinde bulunan ayarlanabilir vertikal ve horizontal kurşun bariyerlerle tarama alanı yüksekliği ve radyasyona maruz kalan hacmin dikey boyutları küçültülmekte ve primer kolimasyon sağlanmaktadır. Elektronik kolimasyonda ise dedektöre kaydedilen fakat ilgilenilen alanın dışında kalan veriler ortadan kaldırılmakta ve böylece sadece seçili bölgenin kaydedilmesi sağlanmaktadır. Bununla birlikte, tüm FOV'un ışınlanması nedeniyle, hastanın maruz kaldığı radyasyon miktarında azalma olmamaktadır.

Mekanik ve elektronik kolimasyon yapıldığında bilgisayarda işlenecek veri miktarı ve rekonstrüksiyon süresi azalmaktadır; ancak sadece primer kolimasyon inceleme alanına ve hastaya ulaşan x-ışınlarını sınırlayarak radyasyon miktarını düşürmektedir [9,11]. Primer kolimasyon uygulandığında saçılan (scatter) radyasyon, görüntü kirliliği ve artefakt miktarı azalır, kontrast olumlu etkilenir ve görüntülerin kalitesi artar [18,19,26].

Tek bir implant yerleştirilmesi planlanan bir hastada, FOV'u geniş olan ve tüm maksillofasiyal bölgeyi tarayan bir cihaz gerekli değilken, temporomandibular eklem (TME) erozyonlarının tanısında daha küçük FOV ve voksel sayısı söz konusu olduğunda daha net sonuçlar alındığı bildirilmiştir [20,27]. TME görüntülemesi gibi daha zor görüntülenen alanlar için daha büyük FOV aralığının kullanılması gerekebileceği de bildirilmiştir [12].

Görüntüleme alanının (FOV) taranmak istenen bölgeye indirgenmesi ile saçılan radyasyonda azalmaya ve sayesinde görüntü kalitesinin artmasına neden olur. Görüntüleme alanındaki azalma; kolimasyon tipi, mekanik kolimasyon miktarı, lokalizasyon ve makineye bağlı olarak genellikle %25 ile %66 arasında hasta dozunda azalma sağlar [11,24].

Işınlama süresi ve projeksiyon sayısı

Maruz kalma süresi, x-ışını üretiminin KIBT taraması sırasında gerçekleştiği toplam zamandır. KIBT taraması sırasında, ilgili alanın çoklu projeksiyonları değişen açılarda elde edilir. Çoğu KIBT cihazında, x-ışınları görüntülenmek istenilen alana atımlı şekilde yönlendirilir, böylece x-ışını üretimi sadece temel projeksiyonların elde edilmesi sırasında gerçekleşir. Bazı cihazlarda ışınlama süreklidir ve dedektör görüntü kaydetmediğinde bile hasta radyasyon almaya devam eder. Görüntülerin elde edildiği zamanda yönlendirilen atımlı bir ışın kullanılması hastanın radyasyon maruziyetini azaltır. Bazı cihazlarda tarama süresi sabittir ve operatör tarafından değiştirilemez. Birçok KIBT cihazı operatörün “yüksek hız” veya “yüksek çözünürlük” modları gibi çeşitli tarama modlarından birini seçmesine izin verir. Yüksek hızlı modlarda, temel projeksiyonların sayısı azalır, böylece tarama süreleri kısalmış olur, sonuç olarak hasta radyasyon maruziyeti azalır. Yüksek çözünürlüklü modlarda, temel projeksiyonların sayısı artar ve sonuç olarak tarama süresi, rekonstrüksiyon süresi ve hasta radyasyon dozu artar [22].

Rotasyon Açısı

360 dereceden daha az; kesik, eksik, sınırlı yada kesik yörüngede taranan rekonstrüksiyonu yapılmış görüntüler kayıp bilgi nedeniyle sınırlı açı artefaktlarına neden olabilir. Bunlar, daha fazla periferik tek yönlü çizgisel artefaktlar ve daha belirgin orta düzlem çanak

(cupping) ve foton açlığı (eksikliği) artefaktlarıdır. Kayıp veri; hasta anatomisiyle ilgili istatistiksel bilginin ve çok sayıda algoritma projeksiyon tamamlama tekniklerinin kullanımı içeren birçok yaklaşımla telafi edilebilir [11,24].

Çizelge 2.1. Görüntüleme parametrelerinin görüntü kalitesi ve radyasyon dozuna etkisi

Görüntüleme Protokolü	Uzaysal Çözünürlük	Kontrast	Gürültü	Artefakt	Radyasyon Dozu
FOV boyutu artarsa (α)	Değişmez	Azalır	Artar	Artar	Artar
kV artarsa	Değişmez	Azalır	Azalır	Değişmez (β)	Artar
mAs artarsa	Değişmez	Değişmez	Azalır	Değişmez	Artar
Voksel boyutu büyürse	Azalır	Değişmez	Azalır	Değişmez	Değişmez

(α) Işın sapması ve FOV'un kesilmesi gibi faktörlere bağlı olarak küçük görüntü kalitesi etkileri dikkate alınmamaktadır. (β) yüksek tüp potansiyeli değerinde ışın sertleşmesi biraz azalır [23].

Sonuç olarak pozlama parametreleri hastanın boyutu ve tanı amacı için uyumlu olmalıdır [23] ve kullanıcılar tüm parametrelerin görüntü kalitesi ve hastanın maruz kaldığı radyasyon dozuna etkisi olduğunu unutmamalıdır [28].

2.2.3. Gantri ve dedektör

KIBT sistemlerinde hastanın sabit kalması, gantri rotasyon hareketinin basit ve tek yönlü olması nedeniyle sistemin temel karmaşası dedektör ve veri işleme teknolojisindedir [20].

Gantri

Çoğu KIBT ünitelerinde yatay düzlemde dönen, hastanın oturması veya ayakta durmasına olanak sağlayan sabit bir C-kolu (x-ışını tüpü ile dedektörün C şekilli bir kol ile birbirine bağlı olduğu ve dönebildiği) kullanılır. FOV'un ilgilenilen bölgeye (ROI) göre konumlandırılması, özellikle küçük bir FOV taramasında yukarı aşağı hareketin yanı sıra C-kolunun sınırlı dönme (translation) hareketi de genellikle mümkündür. Sırt üstü hasta pozisyonunda kullanılan KIBT sistemlerinde ise tüp ve dedektörün dikey düzlemde döndüğü bir C-kolu veya sabit bir gantri kullanılır. Oturur yada ayakta pozisyonda taramanın yapıldığı KIBT üniteleri genellikle bir panoramik radyografi cihazından fazla yer işgal etmezken, yatar pozisyonda taramanın yapıldığı KIBT üniteleri daha geniş bir alana sahiptir.

X-ışını kaynağı-nesne mesafesi ve nesne-dedektör mesafesi tarayıcılar arasında önemli ölçüde farklılık gösterir. Odak nokta ile x-ışını kaynağı-nesne mesafesi ve nesne-dedektör mesafesi görüntü netliğini belirleyen önemli faktörlerdir. Bu geometrik faktörlerin neden olduğu kenar netliğinde bozulmaya yarı gölge ‘penumbra’ denir. Daha büyük x-ışını kaynağı-obje mesafesi, fokal spot bulanıklığının azalmasıyla daha keskin görüntülere yol açabilir, ancak daha kısa x-ışını kaynağı-obje mesafesi daha yüksek bir geometrik büyümeye (magnifikasyon) neden olur. Bu nedenle, ilk derinin ışınlanması ve x-ışını saçılımı gibi diğer faktörlere göre optimize edilebilen odak nokta bulanıklığı ve geometrik büyüme arasında bir denge vardır. Ek olarak, daha kısa nesne-dedektör mesafesi daha küçük dedektör alanlarının kullanılmasına izin verirken, daha kısa nesne-dedektör mesafesi dedektöre ulaşan saçılmış (scatter) radyasyonun oranının artmasına da neden olur. Pratikte, nesne-dedektör mesafesi odak noktası bulanıklığını azaltmak ve FOV değerini artırmak amacıyla mümkün olduğunca kısadır [23].

Dedektör

X-ışını dedektörleri gelen x-ışını fotonlarını bir elektrik sinyaline dönüştürür ve bu nedenle görüntüleme zincirinin önemli bir bileşenidir. Dönüşümün verimliliği ve hız, x-ışını dedektörlerinin temel özellikleridir [23]. KIBT sistemlerinde görüntüleri oluşturmak ve kaydetmek için alan dedektörleri kullanılmaktadır. Mevcut KIBT ünitelerinde küre şeklinde hacim oluşturan, genellikle daha iri ve hantal olan charge coupled device (CCD) dedektör veya geniş alanlı piksel dizisi içeren, hidrojenize amorf silikonlu ince film transistörü veya tamamlayıcı metal oksit yarı iletken (Complementary metal-oxide semiconductor-CMOS) diziler içeren düz panel dedektörler (Flat Panel Detector-FPD) bulunmaktadır [9,26]. Dedektörde algılanan x-ışınları talyumla güçlendirilmiş sezyum iyodid türü bir sintilatör vasıtasıyla görünür ışığa dönüştürülerek foto diyot dizilerine kaydedilir ve burada ışınların enerji yükü ile doğru orantılı olarak elektrik şarjı üretilir. Bu şekilde, dedektör her bir temel görüntü için x-ışını foton yüklerini kaydeder ve bilgisayara sinyal gönderir [9,26].

Radyografik yöntemlerde algılama ve aktarımında artan verimlilik, giderek daha küçük dedektör piksel boyutlarının kullanılmasına imkan vermektedir [24]. Erken nesil KIBT sistemlerinde görüntü yoğunlaştırıcı dedektörler yaygın kullanılmış olup [23], günümüzdeki KIBT sistemlerinin büyük çoğunluğu düz panel dedektörler kullanılmaktadır [11]. FPD

dizilerinin CCD'lerden daha fazla geometrik çözünürlük potansiyeline sahiptir [26]. Bu yüzden düz panel dedektörler (FPD) hasta radyasyon dozunu potansiyel olarak azaltır. Ayrıca düz panel dedektörlerin uzaysal ve kontrast çözünürlüğü daha yüksek olması nedeniyle daha az artefakt oluşturur. Konvansiyonel imaj güçlendiricilerin diğer dezavantajları; yüksek ağırlık ve kitlesi, geometrik kalibrasyona ihtiyaç duyması ve manyetik alandan etkilenebiliyor olmasıdır. Düz panel dedektörler konvansiyonel imaj güçlendiricilere (CCD) göre daha pahalıdır [12].

Voksel

KIBT görüntülerinin çözünürlüğü ve detayı hacimsel veri gruplarını oluşturan hacim elementlerine (voksellere) bağlıdır [9]. Medikal BT'de vokseller anizotropik olup, her üç düzlemde de eşit boyutlara sahip değildir, ancak KIBT cihazlarında voksellerin izotropik (tüm düzlemlerde eşit boyutta) olmaları nedeniyle milimetreden daha hassas rezolüsyona ulaşılması ve görüntülerin herhangi bir düzlemde yüksek doğrulukla rekonstrükte edilebilmesi mümkündür [18,26,29].

KIBT sisteminde voksel boyutları 0.4 mm^3 ile 0.075 mm^3 aralığında değişkenlik gösterir. Vokseller izotropik olduğu için KIBT görüntüleri herhangi bir düzlemde yüksek doğrulukla rekonstrükte edilebilir. Teorik olarak, KIBT yüksek kontrastlı yapıların geometrik çözünürlüğünü istenilen herhangi bir düzlemde geliştirebilir. Bu üstün geometrik çözünürlük yani aralarında çok az mesafe olan, farklı atenuasyon değerlerine sahip objeleri ayırtma yeteneği KIBT görüntülemenin en dikkat çekici özelliklerinden birisidir ve bu büyük ölçüde flat panel dedektör teknolojisinin ve izotropik veri elde edebilme yeteneğinin sonucudur [30]. Ek olarak BT'den farklı olarak KIBT'de konik şekilli x ışını demetinin kullanılması, tarayıcının büyüklüğü, radyasyon dozu ve tarama için geçen süre süre bariz şekilde azalmaktadır [12].

Bir KIBT görüntüsündeki nominal voksel boyutunun temel belirleyicisi dedektörün matris ve piksel boyutudur. Küçük pikseli dedektörler büyük pikseli dedektörlere göre voksel başına daha az x ışını fotonu yakalar ve daha fazla gürültü (noise) oluşturur. Sonuç olarak yüksek çözünürlüklü KIBT görüntülemesinde, tanısal görüntü kalitesini geliştirmek adına anlamlı bir sinyal/gürültü oranı elde etmek için daha yüksek dozajları kullanmak üzere tasarlanabilir [11].

Gri tonlama

Kontrast rezolüsyon farklı radyografik yoğunluğa sahip dokuların ayırt edilebilmesini ifade etmektedir [9]. KIBT görüntülemesinin atenüasyondaki farklılıkları, dedektörün ince kontrast farklarını gösterme yeteneği ile ilgilidir. Dedektörün ayırt edebileceği toplam gri ton sayısını ifade eden bir üstel ikili özelliğidir. Bu parametreye bit derinliği denir. 14-bitlik (2^{14}) bir dedektör 16384 gri tonu görüntüleyebilir. KBIT birimlerinin bit derinliği aralığı, 12 ve 16 bit arasında değişmektedir, bu da çok çeşitli kontrast ayırma kabiliyetini göstermektedir. Dedektör, bu derecedeki gri ölçekli ayırma sahip olmasına rağmen, kontrast çözünürlüğünü sınırlayan başka faktörlerde vardır. Bu faktörler görüntüleme yazılımı ve monitör ekranının bit derinliğinin düşük olması ve inceleme yapan klinisyenin görsel algısı kapasitesidir. Kontrast çözünürlüğü için bit derinliği önemli olsada, Amerikan Radyoloji Derneği (American College of Radiology) 8-bit derinlikten fazlasının kullanılmasının tanısız yorumlara ek bir yarar sağlamadığı sonucuna varmıştır [31,32]. KIBT görüntüleme daha yüksek bit derinliğine sahip görüntüleme mümkün olsa da, bu eklenen bilgi hesaplama süresinin artmasına ve büyük ölçüde dosya boyutu artışına neden olur [33].

Uzaysal çözünürlük

Voksel boyutunun genellikle uzaysal çözünürlük olarak algılandığı yanığı vardır [34-36]. Uzaysal çözünürlük birbirine yakın detayların algılanabilirliğidir ve teknik olarak uzaysal çözünürlük başlıca; dedektörün nominal piksel boyutu, ışın projeksiyon geometrisi, saçılan radyasyon, dedektör hareketine bağlı bulanıklık, doldurma faktörü (ışık toplayabilen bir piksel alanının fraksiyonu), fokal spot boyutu, temel görüntü sayısı ve rekonstrüksiyon algoritması gibi faktörler tarafından etkilenir [11,37,38] Uzaysal çözünürlüğün birden çok teknik faktörden etkilenmesi uzaysal çözünürlüğü etkileyen teknik parametrenin tahminini zorlaştırır [37].

KIBT sistemindeki uzaysal çözünürlük kısmen rekonstrüksiyon için kullanılan görüntü voksellerinin boyutuyla sınırlıdır. Ancak, yukarıda belirtilen sistem bulanıklığına neden olan etkenlerde uzaysal çözünürlüğü daha da sınırlar. Bazı bulanıklık kaynakları görüntü gürültüsünü (noise) azaltmak için alınan çeşitli mühendislik önlemlerinin bir yan etkisi

olarak ortaya çıkmaktadır. Diğer bulanıklık kaynakları x-ışını saptama işleminin fiziğinden kaynaklanır.

Dedektör parlaması, dedektöre çarpan x-ışını fotonlarının bir saçılma olayına neden olduğu bir etkidir ve bu durum birkaç komşu pikselde algılanacak bir sinyale neden olur. Sonuç olarak projeksiyon ve rekonstrüksiyon görüntülerinde bulanıklaşma meydana gelir. Benzer bir etki dedektör gecikmesidir; bir x-ışını çekiminde algılanan sinyalin, bir sonraki x-ışını atışı çekilmeden önce dağılmasının başarısız olmasıdır. Son olarak, rekonstrüksiyon sürecinde BT sistemi geometrisinin kusurlu modellenmesi de görüntüyü bulanıklaştırabilir. Hiçbir KIBT sistemi mükemmel bir koni şeklindeki x-ışını üretemez; çünkü x-ışınları kaynağın tek bir noktasından değil, yüzeyindeki farklı noktalardan yayılır. Ancak, bu etki, uzaysal çözünürlük pahasına, rekonstrüksiyon yazılımı tarafından genellikle göz ardı edilir [22].

Periodontal veya peri-implant uygulamaları veya endodontoloji gibi alanlarda ki dental görüntüleme için ince detayların görüntülenebilmesi açısından uzaysal çözünürlük önemli rol oynamaktadır [37]. Örneğin, periodontal ligament boşluğunun minimal genişliğinin yaklaşık 0.12 mm aralığında olduğu varsayılmaktadır [39]. Yayımlanan birçok makalede, KIBT tekniğinin BT ile karşılaştırıldığında yüksek çözünürlükte ve daha düşük radyasyona maruz kalma ile üç boyutlu kesit görüntüleri sunduğu bildirilmiştir [37]. Şu anda, “yüksek çözünürlüklü” makineler 80 mikron kadar küçük veya daha küçük olan en küçük voksel boyutlarını sunmaktadır [40] ve ayrıca bazı KIBT ünitelerinde görüntü çözünürlüğünün artırılması pozlama parametrelerinde ki değişikliğe neden olmazken bazı KIBT ünitelerinde düşük çözünürlük modu için düşük doz pozlama protokolleri vardır [41].

2.2.4. Rekonstrüksiyon

KIBT, tüm görüş alanını kapsayan üç boyutlu bir görüntü ile sonuçlandığından, fan-beam BT'ye kıyasla daha bilgilendirici ve hızlı veri elde etmek için geliştirilmiştir [15]. BT görüntü rekonstrüksiyonu işlemi, KIBT tarayıcısından veri elde etmek ve ardından iki boyutlu görüntüleri yeniden oluşturmakla başlar. Bu süreç sadece bir nesnenin üç boyutlu temsilini oluşturmaz, aynı zamanda görüntülerdeki artefaktı da azaltır [42].

Tek bir konik ışın rotasyonu 20 saniyeden daha kısa olmasına rağmen, bu sürede 150-600 arasında değişen görüntü çekilir. Her bir görüntü bir milyondan fazla pikselden oluşur ve her piksel 12 ile 16 bit veriye sahiptir. Veri miktarı, yeniden yapılandırma sürecinin uzamasına ve daha çok hesaplama yoğunluğuna neden olur [15].

Veri rekonstrüksiyon (yeniden yapılandırma) sürecinde bir dizi yazılım algoritması ile voksellerden hacimsel bir veri seti oluşturmak üzere bir dizi işlem gerçekleştirilir. Daha sonra hacimsel veri setinin kesiti alınarak görsel ortogonal (dikey) görüntüler sekonder olarak oluşturulur. Bu verilerin rekonstrüksiyonu hesaplama açısından karmaşıktır ve KIBT rekonstrüksiyonu kişisel bilgisayar tabanlı yapılır. Rekonstrüksiyon süreci, her biri birçok sayıda basamaktan oluşan iki temel aşamadan oluşur [11]. Bu aşamalar görüntü veri toplama ile başlayan ön işleme aşaması ile görüntü ilişkilerinin işlendiği ve üç boyutlu hacim oluşturmak için kesitlerin yeniden birleştirilmesinin yapıldığı rekonstrüksiyon aşamasıdır [15].

Ön işleme aşaması kazanım bilgisayarında yapılır. Ön işleme aşamasında düzlemsel projeksiyon görüntüsü alındıktan sonra bu görüntülerde, yapısal piksel hataları, projeksiyon çizgilerinden kaynaklanan lekeler, dedektörde duyarlılık farklılıkları, önceki projeksiyonun gizli görüntüsünün kaldırıldığı düzeltmelerden oluşur [11,23].

Rekonstrüksiyon bilgisayarında yapılan rekonstrüksiyon aşaması; bir görüntüyü çoklu projeksiyonlardan yeniden oluşturmak için kullanılan bir tekniktir. Yeniden oluşturulan görüntü nesnedeki farklı yoğunluktaki alanların göreceli x-ışını atenüasyonunu (zayıflamasını) temsil eder. KIBT'de taranan nesne voksellerin üç boyutlu matrisi olarak yeniden yapılandırılır. Her voksele vokselin içindeki materyalin atenüasyonuna göre bir gri değer atanır. Bu yığın üç boyut olarak veya iki boyut görselleştirme için farklı düzlemler boyunca görselleştirilebilir. Yeniden yapılandırılma hacmi sayesinde standart aksiyal, koronal ve sagittal kesitlerinin haricinde oblik kesitler elde edilebilir.

Genel olarak görüntü rekonstrüksiyonu üç kategoriye ayrılabilir: filtrelenmiş arka projeksiyon, cebirsel yeniden yapılandırma teknikleri ve istatistiksel yöntemler [23].

Konik ışın projeksiyonlarını yeniden yapılandırmak için Grangreat, Katsevich ve Feldkamp gibi üç popüler algoritma kullanılmaktadır. KIBT'de kullanılan en yaygın üç

boyutlu filtrelenmiş arka projeksiyon formu, basitliği ve hızlı rekonstrüksiyon süreleri sayesinde neredeyse tüm KIBT makinelerinde kullanılan Feldkamp-Davis-Kress algoritmasıdır. Popüler algoritmaların üçü de az veri kaybıyla yeniden oluşturulmuş görüntülerle sonuçlanır ve bir dereceye kadar etkili bir şekilde paralel hale getirilebilir. Katsevich ve Greangreat tarafından geliştirilen algoritmalar kesin görüntü rekonstrüksiyonlarını sağlar, ancak Feldkamp ve ark. yaklaşık görüntü rekonstrüksiyonları sağlar [42].

Feldkamp algoritması [43] ; esas olarak, KIBT görüntü rekonstrüksiyon problemini, dairesel odak noktası yörüngesini kullanarak fan-beam rekonstrüksiyon problemine dönüştürür [44]. Bu algoritma, Katsevich'in yaptığı gibi filtrelenmiş geri projeksiyon kullanır, ancak dairesel bir yörüngenin kullanılması nedeniyle, kesin rekonstrüksiyon sağlayamaz. Yaklaşık rekonstrüksiyon nedeniyle, yeniden oluşturulan görüntü yörüngeden uzak bölgelerde bulanıklılık ve projeksiyon görüntüsünde kısmı kayıp gibi daha fazla artefakta neden olur. Feldkamp ve arkadaşları koni açısı taslağını kullanır, eğer açı 10^0 'den az ise veya taranan nesnenin tek yörüngede sabit boyutları varsa tam rekonstrüksiyon verir [42,44].

Cebirsel yeniden yapılandırma teknikleri, görüntü rekonstrüksiyonunun (yani, her voksel için atenüasyon katsayısının), projeksiyon verilerinin ve mevcut görüntü tahmininin tekrar tekrar karşılaştırılmasıyla ardışık olarak tahmin edildiği, tekrarlı bir işlemi içerir. Bir başlangıç rekonstrüksiyonu elde edildikten sonra (örneğin, filtrelenmiş arka projeksiyon tarafından), görüntü, mevcut rekonstrüksiyon tahmininden kaynaklanan projeksiyon verisinin ne olduğuna göre ayarlanır. Bunlar gerçek projeksiyon verileri ile karşılaştırılır, ardından yeni, düzeltilmiş bir yeniden yapılandırma elde edilir. Bu işlem, belirli bir kabul edilebilirlik düzeyine ulaşılan kadar tekrarlanır. Bu tekrarlanan süreç nedeniyle cebirsel yeniden yapılandırma tekniği Feldkamp algoritmasından daha fazla hesaplama süresi gerektirir. Her ne kadar cebirsel yeniden yapılandırma teknikleri Feldkamp algoritmasından daha iyi görüntü kalitesi üretebilse de, bu yeniden yapılanma tekniklerinin hiçbiri, gerçek projeksiyon verilerinde her yerde bulunan gürültüyü açıkça hesaba katmaz [23].

İstatistiksel görüntü rekonstrüksiyonu, projeksiyon verilerinin istatistiksel modeline dayanan görüntüyü yeniden yapılandırma tekniğidir. İstatistiksel yöntemler, özellikle

düşük doz (yüksek gürültü-noise) ve / veya daha az sayıda projeksiyon altında Feldkamp algoritması rekonstrüksiyonu üzerinde yararları kanıtlanmış olsa da, büyük bir hesaplama süresi nedeniyle dental KIBT sistemlerinde yaygın olarak uygulanmazlar [23].

Görüntü dikme

Bazı durumlarda, ardı ardına çoklu taramalar elde edilir, bunlar daha sonra tek bir görüntüde birleştirilir (diğer bir deyişle dikilir). Dikme işlemi iki veya daha fazla küçük çaplı FOV'ları veya iki kısa FOV'u birleştirmek için yapılabilir. Taramalar arasında C-kolu veya sandalye (oturur pozisyonda çekilen KIBT) önceden ayarlanmış bir mesafe boyunca görüntüler arasında küçük bir çakışma bırakarak hareket eder. Görüntünün dikilmesi basit çakışma ile veya görüntü kaydı kullanılarak görüntülerin otomatik eşleştirilmesi ile birleştirilebilir [45].

2.3. Klinik Değerlendirme

2.3.1. Hasta seçimi

Diyagnostik radyografinin temel dayanağı, radyasyonun tanısal yararlarının radyasyona maruz kalma risklerinden çok daha ağır basmasıdır. Bu nedenle, tüm tanı amaçlı radyolojik muayenelerin temel gereksinimi, teşhis ve hasta yönetimi için değerli bilgiler sağlama potansiyeline sahip olmalarıdır. KIBT de dahil olmak üzere herhangi bir radyografik muayenenin, eksiksiz bir anamnez ve klinik muayene sonrasında yapılması gerektiği vurgulanmalıdır. Tanısal radyasyonun makul kullanımı, dişhekiminin, radyolojik muayenenin bu faydayı sağlayacağı klinik durumları tanımlamasını gerektirir. Seçim kriterleri terimi, hastanın anamnez ve klinik bulgularına dayanan bir dişhekiminin, radyografinin gerekli olduğu durumları tanımladığı ve gerekli teşhis muayenesini sağlayacak uygun radyografik muayeneyi öngördüğü bu sürece atıfta bulunmaktadır. Seçim kriterleri, hastanın radyasyon maruziyetini en aza indirmek için gerekli ve sıklıkla gözden kaçan bir yaklaşımdır [22].

Diş hekimlerinin uygun radyografik muayeneyi seçmelerine yardımcı olmak için kılavuzlar oluşturulmuştur. Örneğin Amerikan Oral ve Maksillofasiyal Radyoloji Akademisi (AAOMR) ve Amerikan Diş Hekimliği Birliği (ADA) tarafından KIBT'nin

klirik kullanımı üzerine ilkeler sunan raporlar yazılmıştır. Bu belgeler, KIBT görüntülemenin uygun kullanımı ve istemi hakkında rehberlik eder; inceleme yaparken hekim ve lisanslı kullanıcıların sorumluluklarını ayrıntılı olarak anlatır; uygun belgeleme ve radyasyon güvenliği konularını özetler; kalite kontrolü ve hasta eğitimi için tavsiyeler sunar [11,46,47]. Amerikan Endodontisler Birliği ve AAOMR 2011 yılında endodontik tedavide KIBT görüntülemenin kullanımına rehberlik etmek için ortak bir bildiri [48] yayınlamış ve 2015 yılında da güncellemiştir [2]. AAOMR 2012 yılında da dental implatolojide, 2013' de ortodontide KIBT görüntülemenin seçim kriterlerine vurgu yapmıştır [3,4]

Temelde KIBT görüntüleme tarama işlemi olarak değil, spesifik klinik uygulamalar için mevcut dental görüntüleme tekniklerine ek bir tanı aracı olarak kullanılmalıdır [49]. KIBT inceleme için endikasyonun, hasta kartına girilmesi ya da yazılı talep veya istem formu ile bilgilendirilmesi önerilir [11].

2.3.2. Hasta hazırlığı

KIBT taraması yapılacak hastaya tarayıcı birimine kadar eşlik edilmeli ve hasta başı sabitlenmeden önce hastaya uygun radyasyon bariyeri giydirilmelidir. Kurşun önlük kullanımı özellikle hamile ve çocuk hastalarda önerilir. Tiroid ışınlamasını azaltmak için kurşun yakalıkların kullanılması da önerilir. Tarama yapılmadan önce hastadan baş boyun bölgesindeki tüm metal aksesuar (gözlük, küpe ve pirsing dahil) ve metal protezlerini çıkarması istenir, metal içermeyen protezlerin (örnek hareketli tam plastik esaslı protezler) ise çıkartılması gerekli değildir [11,50,51].

2.3.3. Hasta sabitlemesi

KIBT görüntülemesi kullanılan cihaza bağlı olarak ayakta, oturur veya supin pozisyonda yapılabilir. Supin ünitler bazı fiziksel engelli hastalar için, tekerlekli sandalye kullanan hastalar için de yeterli yüksekliğin ayarlanamadığı durumda ayakta tarama yapan ünitler uygun olmayabilir. En rahatı oturur pozisyonda kullanılan üniteler olmasına rağmen, fiziksel engelli veya tekerlekli sandalye kullanan hastaların taramasına olanak tanımayabilir. Hasta başının sabitlenmesi çene desteği, ısırma çubuğu ve arka ya da yan baş destekleri gibi sabitleme aparatları ile yapılabilir. Tüm ünite sistemlerinde, herhangi bir

baş hareketi son görüntüyü bozduğu için hasta başının sabitlenmesi, hastanın konumlandırılmasından daha önemlidir [11,52].

Hasta hareketi, aynı anda birden fazla stabilizasyon yöntemi uygulandığında en aza indirilebilir. Baş hareketi ile görüntü ciddi oranda bozulacağı için hasta uyumunu sağlamak önemlidir. Hasta stabilizasyonu sağlandıktan sonra x-ışını demetinin doğru hizalanması yapılmalıdır. Hastayı doğru konumlandırmak için orta sagittal düzlem, Frankfurt horizontal (nasionorbita) düzlemi gibi fasiyal topografik düzlemler lazer ışıkları ile hizalancak şekilde ayarlanır [11]. Açık veya kapalı temporomandibular eklem ya da ortodontik görüntüleme gibi spesifik tarama yapılmadıkça dişler kapanışta olmamalı ancak çenelerin kapalı tutulması istenmelidir. Çenenin bir miktar açılması, karşı arktaki metal restorasyonlara bağlı artefaktın azalmasına neden olacağı için tek ark taramalarında yararlıdır.

Taramadan önce hastaya burnundan yavaşça nefes alması ve gözlerini kapatması istenir. Son öneri hastanın yüzün önünden geçen dedektörü takip etmesinin sonucu olarak hastanın hareket etme olasılığını azaltır [11].

2.3.4. Işınlama ayarlarının optimizasyonu

Koruma optimizasyonu Uluslararası Radyolojik Koruma Komisyonu (ICRP) tarafından, “maruz kalma olasılığı, maruz kalan kişi sayısı ve bireysel dozlarının büyüklüğü, ekonomik ve toplumsal faktörleri de dikkate alarak makul düzeyde elde edilebilecek kadar düşük tutulması gerekir” diye tanımlanmıştır [53].

KIBT sistemlerinde ölçülen efektif hasta dozu oranları cihazlara göre farklılık göstermekle birlikte, ortalama efektif dozlar 13 (minimum doz, küçük hacim)-82 (maksimum doz, geniş hacim) μSv arasındadır. Bu efektif dozlar bir serigrafi (13-100 μSv) ile aynı, ya da bir panoramik radyografinin (2,9-11 μSv) 4-15 katı eşdeğerine yakındır, medikal BT'den ise (1031-3324 μSv) 37-90 kat daha düşük dozlara karşılık gelmektedir [54].

X ışını demetinin kalite ve kantitesi tüp voltajı (kV) ve akımına (mA) bağlıdır. KIBT ünitesinde ışınlama faktörleri iki şekilde kontrol edilebilir. Bunlar üretici firma tarafından ayarlanan ‘sabit’ ışınlama ayarları ya da kullanıcıların kV veya mA ya da her ikisini ‘manuel’ ayarlamasıdır.

Optimizasyon açısından, kV ve mAs seviyeleri gerekli görüntü kalitesine ve hasta boyutuna göre seçilmelidir. Sabit doz seviyelerinde, KIBT'deki optimal kV ayarları görüntüleme görevine bağlıdır (örneğin, yüksek kontrastlı detayların veya düşük kontrastlı yumuşak dokuların görselleştirilmesi) [23]. X-ışınının kalite ve kantitesi kilovoltaj (kV) ve akım (mA) parametrelerine bağlı olduğundan, manuel ayarlı bir KIBT kullanıldığında bu parametrelerin görüntü kalitesini ve hastaya ulaşan radyasyon dozunu önemli ölçüde etkilediği göz önünde tutulmalıdır [9,55]. Belirli bir KIBT modeli üzerinde yapılan bir araştırmada artmış bir kV'nin, aynı doz seviyelerinde daha yüksek bir kontrast-gürültü oranı ile sonuçlandığı bildirilmiştir [56]. Periodontal aralık ve trabeküler kemik yapısındaki değişikliklerin fark edilmesini amaçlayan periapikal bölgenin tanısında, implant planlamasına oranla çok daha yüksek değerleri olan çekim parametrelerinin uygulanması gerektiği belirlenmiştir [57]. Ayrıca, implant planlama ve ortodontik tanı gibi daha düşük rezolüsyonlu görüntülerin kullanılabilirdiği alanlarda akım değerini %50' ye kadar azaltmanın efektif dozu da önemli ölçüde düşürdüğü bildirilmiştir [58].

Kesin olarak, voksel boyutunu değiştirmek radyasyon dozunu etkilemez, çünkü bu serbestçe ayarlanabilir bir yeniden yapılandırma parametresidir. Voksel boyutunu büyütme gürültüyü azaltırken görüntü netliğinin azalmasına neden olur [23].

Konik ışınli projeksiyon kazanım geometrisi, ışınlanan tüm temel görüntü projeksiyonları ile büyük bir hacim meydana getirir. Fotonların büyük bir kısmı Compton saçılması şeklinde etkileşime uğrar ve saçılan radyasyon üretir. Saçılan radyasyon miktarı genellikle, primer x-ışını demetinin içinde kalan toplam doku kitlesi ile orantılıdır; obje kalınlığı ve alan boyutu artıkça artar. Klinik uygulamalarda saçılan ve primer x-ışını oranları yaklaşık olarak; tek ışın BT görüntüleme için 0,01, yelpaze şeklinde ışın kullanan ve spiral BT görüntüleme için 0,05 - 0,15 arasındadır. KIBT görüntüleme de saçılan ve primer x-ışını oranı 0,4-2 aralığındadır. Saçılan x-ışınları objenin gerçek atenüasyonunu yansıtmamasına ve görüntüde bozulmaya neden olan gürültüye (noise) neden olur [11].

Optimizasyon açısından en basit görüntüleme parametresi FOV boyutudur, daha büyük FOV hastanın maruz kaldığı radyasyon dozunu artırır. Ek olarak, daha büyük FOV, detektöre ulaşan göreceli saçılmış radyasyon miktarını artırır ve bu da gürültü ve artefaktların artmasına neden olur. Öte yandan, küçük çaplı FOV, projeksiyon verilerini etkileyen FOV dışındaki asimetric kütlelerin mevcudiyetine bağlı olarak, kesilme etkisini

(lokal tomografi) arttırmaktadır. Rekonstrüksiyon algoritmaları bu etkiyi tam olarak telafi edemediğinden, gölgeleme (yani görüntünün bir tarafına doğru koyulaşma derecesi) ve kesikli artefaktlar gibi çeşitli görüntü sapmalarına yol açabilir. Bununla birlikte, lokal tomografi etkisi, çoğunlukla, zaten KIBT performansının kritik bir bileşeni olmayan gri değerlerin niceliksel kullanımını etkilemektedir. Bu nedenle, FOV her zaman yalnızca incelenmek istenilen bölgeyi (ROI) kapsayacak şekilde mümkün olduğunca küçük tutulmalıdır [23].

2.3.5. Görüntünün izlenmesi

Konik ışınlı bilgisayarlı tomografide rekonstrüksiyon işlemi iki boyutlu cross-sectional (çapraz kesit), aksiyal, sagittal ve konoral görüntü dizilerinden oluşan üç boyutlu matris oluşturur. Çok düzlemlili reformasyon penceresi, bu üç ortogonal düzlemsel görüntüde kesişim çizgileri veya çapraz kesişme yoluyla doğrudan yönlendirme ve navigasyona izin verir. Hacimsel görüntülerin oluşturulması, çok düzlemlili reformasyonun yanında kullanıcının görüntüleme alanını herhangi bir açıda kesmesine izin verir. Oblik düzlemdeki vokseller yatay veya dikey olarak hizalanmadığından, oblik reformasyon interpolasyon gerektirir. Oblik reformasyon elle veya otomatik olarak çizilen bir eğri boyunca gerçekleştirilir. Diş hekimliğinde en yaygın olarak yapay bir panoramik görüntü oluşturmak için dental ark boyunca bir çizgi çizilir. Bu yapay panoramik görüntünün ince olması nedeniyle genellikle alt ve üst çene dental arkının tek bir görüntüde görülmesi çoğu zaman mümkün değildir. Bu nedenle üst ve alt dental ark için ayrı eğri çizmek gerekmektedir. Yapay panoramik görüntülere ek olarak, panoramik eğriye dik çizgilerden kesit (crosssectional) görüntüleri elde edilebilir [23].

2.3.6. Görüntü manipülasyonu

Diğer dental radyografik uygulamaların aksine, KIBT görüntüleme sisteminde üç boyutlu bilgilerin ekranda görüntülenmesi spesifik protokollerin uygulanmasını gerektirir [9,20]. KIBT görüntülerinin yorumlanmasını daha verimli hale getirmek için üç aşamalı metodolojik bir yaklaşımı aşağıda sunulmuştur:

1) Verilerin düzeltilmesi: Başlangıç ayarı, Frankfurt düzlemi yere paralel ve orta hat düzlemi de Frankfurt düzlemine dik olacak şekilde hastanın anatomik yapılarının

düzeltilmesi ile görüntü verisinin yeniden konumlandırılmasını içermektedir. Daha sonrasında ise gri skala, parlaklık ayarı, kontrast düzeltilmesi ve özel filtrelerin uygulanması sağlanır. Kraniyofasiyal analizlerde volumetrik veriler düzeltilmelidir [9].

2) Verilerin incelenmesi: Görüntü sayılarının fazla olması sebebiyle her veri grubu dikey veri yığını boyunca kaydırma yapılarak incelenmelidir. Kaydırma işleminin süperioinferior yönde, yapılması ve sonra ters yönde işlemin tekrarlanması, TME bölgesi gibi kompleks alanlarda kaydırma işleminin yavaşlatılması önerilmektedir [9]. Bu teknikte tüm görüntüleme alanı üç ana kesitte toplam altı kere izlenerek kontrol edilmektedir.

3) Verilerin ekranda görüntülenmesi: KIBT yazılımları multiplanar reformasyonlar, indirekt hacim oluşturma, maksimum intensite (yoğunluk) projeksiyonu, direkt hacim oluşturma gibi hacimsel verilerin doğru yorumlanması için anatomik özellikleri ya da fonksiyonel yapıları ön plana çıkaran görüntü inceleme seçenekleri sunmaktadırlar. İnce kesit seçeneği detaylı görüntüleme için, kalın kesit seçimi de yapıların birbirleriyle komşuluklarını izlemek için tercih edilmelidir [9].

Multiplanar reformasyonlar genellikle üç boyutlu verilerin görülebilmesi ve ilgilenilen alandaki bir lezyon ya da spesifik bir yapının belirlenmesi için en standart ve en hızlı yöntemdir [18]. Hacim oluşturma bir veri grubu içinde seçilen voksellerin görüntülenmesi ile hacimsel bilginin görülebilmesini sağlayan tekniktir. Hacim oluşturma direkt ve indirekt olarak iki şekilde hazırlanabilir. Direkt hacim oluşturma yönteminde rastgele seçilen eşik voksel yoğunlukları değerinin altında veya üstünde olan tüm grilik değerlerinin elenmesi ile yapılır. İndirekt hacim oluşturma yönteminde ise koyu gri skala değerlerine sahip voksel dizisi grafiksel olarak bölümlere ayrılır. Bu segmentasyon sonucu, derinliği olan yüzey yapılandırması oluşturulur. Direkt hacim oluşturma yöntemi indirekt yöntemden daha basittir. En sık kullanılan direkt hacim oluşturma yöntemi maksimum intensite projeksiyonudur. Maksimum intensite projeksiyon görüntüleri belirli bir kalınlık içindeki en yüksek voksel değerlerinin görselleştirilmesi ile elde edilir. Rastgele seçilen bir eşik değerinin altında kalan voksel yoğunlukları elimine edilir. Bu psödo mod özellikle maksilofasiyal bölgenin yüzey morfolojisini göstermek için kullanılır [9,26].

2.3.7. Görüntülerin yorumlanması

KIBT’de anatomik ve patolojik bulguların yorumlanmasındaki başarı, kullanıcının yeterliliğine, deneyimine ve taranan görüntüleme alanına (FOV) bağlı olarak değişmektedir. Radyografik yorum yapabilmek için anatomik yapıların uzaysal ilişkilerinin anlaşılması ve maksillofasiyal bölgede bulgu veren farklı patolojilerin geniş kapsamlı olarak bilinmesi gerektiğinden, KIBT değerlendirmelerinin bir Ağız, Diş ve Çene Radyoloji uzmanı tarafından yapılmasına ve raporlandırılmasına dikkat edilmelidir [9,20,54].

2.3.8. Arşivleme ve görüntü aktarımı

KIBT görüntüleme tarama sonucu ortaya çıkan hacimsel görüntü verisi ve kullanıcılar tarafından oluşturulan görüntüler arşivlenmeli ve dağıtılmalıdır. Tarama verisinin yedeklenmesi genellikle kendi görüntü formatında yapılırken, görüntünün dışa aktarımı 3. sürüm Digital Imaging and Communications in Medicine standart dosya formatındadır. KIBT DICOM verileri, dental implant, protetik, ortognatik cerrahi gibi tedavi planlaması veya ortodontik ya da protetik sonuçların ön görülmesi amacıyla kullanılan simülasyon ve model oluşturmak amacı ile farklı bir özel yazılım programlarına aktarılabilir [11].

2.4. KIBT’nin Güçlü Yönleri ve Sınırlamaları

2.4.1. Güçlü yönler

KIBT tüm inceleme alanını kapsadığından, temel volumetrik görüntülerin oluşturulması için 360⁰ veya daha dar açılı tek bir gantri rotasyonu yeterlidir ve bu sebeple tarama zamanı medikal BT’den daha kısadır [9,26,29,54].

KIBT sisteminde hızlı tarama zamanı ve ışın kaynağının tek bir kez dönmesi nedeniyle efektif radyasyon dozu da daha düşüktür [18,54,59]

KIBT cihazları medikal BT cihazlarından daha basit ve daha ucuz olup, maksillofasiyal bölgedeki sert dokuların görüntü kalitesi ve uzaysal çözünürlüğü daha iyidir [27,29,54,59].

Özellikle kemik yapılar da birbirine komşu fakat farklı atenüasyon değerleri olan yapılar, milimetrik izotropik voksel çözünürlüğü sayesinde kolayca ayırt edilebilmektedir [27,54,59,60].

Çok düzlemlili rekonstrüksiyon, distorsiyon ve magnifikasyondan etkilenmeden gerçek boyutta ölçüm yapılabilmesi, görüntüde büyültme ve küçültme yapılabilmesi ve dipnot eklenebilmesi diğer avantajları arasında sayılmaktadır [9,19,20,26] .

2.4.2. Sınırlamalar

KIBT'lerde hastaya verilen radyasyon dozu iki boyutlu dental radyografilerden daha yüksektir. Bu nedenle, hastaya ulaşan dozu azaltmaya yönelik önlemler alınmalı ve yalnızca gereken durumlarda KIBT kullanılmalıdır [9,19,20,26,54,59].

Medikal BT' ye göre kontrast rezolüsyonu KIBT sistemlerinde yetersiz olduğundan, yumuşak dokuların görüntülenmesindeki etkinliği sınırlıdır [19,20,26,54,59].

KIBT'nin Hounsfield birimi ile uyumu yeterli değildir [9,26].

Medikal BT ince kesitler halinde görüntü alınması nedeniyle her bir görüntü alımı esnasında ince bir hacimden detektöre ulaşan x-ışınlarının saçılımı, KIBT'de geniş açıyla tüm hacimlerden kesit alındığından, bu hacimden detektöre ulaşan x-ışınlarının daha fazla saçılımı söz konusudur [26,54].

Işın sertleşmesi artefaktı x-ışın demetinin daha düşük enerjili olması nedeniyle KIBT'de BT'ye göre daha belirgindir. Metal restorasyonlar, braketter, implantlar ve kök kanal dolgu materyalleri koyu bantlar şeklinde artefaktlara ve görüntünün yetersiz yorumlanmasına neden olabilmektedir [9,19,59,61].

2.5. Artefaktlar

Artefakt; incelenen görüntüyle ilgili olmayan görüntü kusurlarıdır. Kullanılan teknoloji türü ne olursa olsun artefaktlar tanısal görüntü kalitesini etkilemektedir [15]. KIBT görüntüleri, daha düşük enerji spektrumunu kullanılması nedeniyle; konik ışın geometrisi; konik ışın ıraksaklığı (birbirinden gittikçe ayrılması), saçılma ve genellikle daha yüksek

gürültü düzeyinin neden olduğu aliasing (az örnekleme) artefaktları gibi ek faktörler nedeniyle BT görüntülerine göre kaçınılmaz olarak daha fazla artefakta sahiptir. Artefaktlar etyolojilerine göre sınıflandırılabilir [11].

2.5.1. Hasta ile ilgili artefaktlar

KIBT görüntüleme işlemleri sırasında, görüntüleme işleminden veya gantrinin dönmesinden korkma gibi nedenlere bağlı, baş sallama veya başın titremesi gibi hareketler görülebilir [62]. Hasta hareketleri, her bir imaj çok kısa sürelerde elde edildiği için bütün imajlarda büyük keskinlik problemi oluşturmayabilir. Fakat değişik derecelerde bulanıklıklar oluşturarak imaj rekonsrüksiyonunu direkt olarak etkiler [63].

Hareket artefaktları, yapılan hareketin tipine bağlıdır. Çekim sırasında dokular hareket ettiği, kaydedilen verinin voksellerinde hatalı kayıtlar olur ve bu da çift kenarlı yapıların görülmesi veya imaj keskinliğinde yetersizlikle sonuçlanır. Bununla birlikte, üç boyutlu imaj çözünürlüğünü artırmak için daha fazla sayıda iki boyutlu görüntü elde edildiği durumlarda, çekim süresi uzar ve bu durum istenmeyen hasta hareketlerinin gerçekleşmesi ile sonuçlanabilir. Özellikle imajların tanısal doğruluğunu tehlikeye düşürecek hareket artefaktları tespit edilirse çekim işleminin tekrarlanması tavsiye edilir [64].

KIBT görüntülerinde hareket artefaktı oranını ve bu artefaklara bağlı tanısal yetersizlik nedeniyle yapılan çekim tekrarlarını belirlemek amacıyla yapılan bir retrospektif çalışmada; ilk çekimlerin % 95,5'inde hareket artefaktı görülmediği, tüm çekimlerin % 99,5'inin çekim tekrarı gerektirmeyecek tanısal doğruluğa sahip olduğu ve 16 yaş altı ve 65 yaş üzeri hastalarda çekim sırasında oluşan hareket artefaktlarında artış görüldüğü bildirilmiştir [65].

2.5.2. Edinme artefaktları

X ışını demeti objeden geçerken, düşük enerjili fotonlar yüksek enerjili fotonlardan önce absorpsiyona uğrar. Bu olaya **ışın sertleşmesi** denir ve iki tip artefaktla sonuçlanır: (1) çanak (cupping) artefaktı farklı absorpsiyona bağlı metalik yapıların distorsiyonudur, (2)

iki yoğun obje arasında ortaya çıkabilen çizgiler ve koyu bantlardır [11]. Işın sertleşmesi artefaktı KIBT’de kV’ının BT’ye göre daha düşük olmasından dolayı daha belirgindir.

Taranan objede metal olması genel imaj kalitesini önemli ölçüde bozabilir ve teşhisi etkileyebilir. Işın sertleşmesi artefaktları; endodontik kanal dolum materyalinin etrafındaki siyah koyu bölgeler boşlukları ve dental implantların etrafındaki lineer düşük dansiteli alanlar osteointegrasyon kaybını taklit edebilir [66]. Kanal tedavili dişlerde çizgisel artefaktları azaltmak ve kanal tedavili dişlerin kök kırığı değerlendirmesinde tanısal doğruluğu artırmak amacıyla küçük boyutlu voksel kullanılması tercih edilmektedir [67]. Işın sertleşmesi tamamen önlenemediği için ilave filtrasyon teknikleri ile bu etkinin objeye ulaşmadan azaltılması hedeflenmektedir. Bu konuda ışın filtreleme teknikleri ve yazılımlar geliştirilmektedir [12].

2.5.3. Tarayıcı ile ilgili artefaktlar

Görüntü rekonstrüksiyonu için az sayıda temel görüntü oluşturulduğunda ya da rotasyon yörünge arkları eksik olduğunda objenin düşük örnekleme oluşabilir. Azalmış veri örneği, yanlış kayıt, keskin kenarlar ve daha gürültülü görüntülere yol açarak görüntüde ince çizgiler olarak görünür. Tarayıcı ile ilgili artefaktlar, tipik olarak dairesel veya halka şeklinde olan, tarayıcı algılama kusurları veya kalibrasyon yetersizliğinden kaynaklanan artefaktlardır.

X-ışını kaynağının dedektörle yanlış hizalanması hasta hareketine benzer şekilde çift kontur artefaktı oluşturur. KIBT zaman içinde hafif konfigürasyon değişikliğine uğrayabilir ve bu yüzden periodik olarak yeniden düzenlenmesi gerekebilir [11].

2.5.4. Konik ışın ile ilgili artefaktlar

KIBT’nin projeksiyon geometrisi ve görüntü rekonstrüksiyon yöntemi konik ışınla ilgili 3 tip artefaktı meydana getirir.

Örnekleme Yetersizliği: Örnekleme frekansının azalmasına bağlı olarak gelişir. Örnekleme frekansı voksel boyutu arttıkça örnekleme frekansı azalır. İkinci bir etken x-ışın fotonlarının paralel olmamasıdır. KIBT’de görüntülenen alanın kaynağa olan uzaklığı arttıkça dedektörde o parçayı temsil eden foton sayısı doğrusal olarak azalır. Bu da

örnekleme yetersizliklerine neden olur. Projeksiyon sayısının azaltılması ya da küçük boyutlu dedektör ile büyük objenin taranması bu yetersizliği artırır. Örnekleme verisinin az olması durumunda, tarama alanında dens yapılar varsa hatalı kayıtlar, keskin kenarlar ve gürültünün artması söz konusu olabilir. Örnekleme yetersizliğinde görüntüde, görüntü alanının periferine doğru yayılan dalgalanmalar şeklinde ‘moire efekti’ veya ‘aliasing’ denilen çizgilenmeler izlenebilir. Yapıların ince detaylarının istendiği durumlarda örnekleme sayısı mümkün olduğunca artırılmalıdır ancak projeksiyon sayısının artmasının hastanın maruz kalacağı radyasyon dozunu da artıracığı unutulmamalıdır [12].

Parsiyel Hacim Etkisi: Hem KIBT hem de BT görüntülemenin bir özelliğidir. Seçilen voksel boyutu görüntülenen obje boyutundan daha büyük olduğu zaman oluşur. Örneğin 1 mm’lik bir voksel alanı içerisine hem kemik hem de yumuşak doku girdiğinde ilgili vokselin kontrastı sadece kemiği veya yumuşak dokuyu değil, iki dokunun tonlarının bir ortalaması şeklinde yansır. Ortaya çıkan görüntüde sınırlar ‘basamak’ görünümüne veya piksel yoğunluk seviyelerinin homojenitesi şeklindedir. Parsiyel volüm ortalaması Z ekseninde hızlı değişim gösteren bölgelerde (örneğin temporal kemik) görülür. Küçük voksel seçimi bu durumun etkisini azaltabilir [11,68]. Parsiyel hacim etkisini azaltmak için küçük voksel seçimi ve kesit kalınlığının azaltılması gerekir [12].

Konik Işın Etkisi: Konik ışın etkisi özellikle periferel bölgelerde potansiyel artefakt nedenidir. Hasta etrafında horizontal düzlemde dönen x-ışını demetinin ıraksaklığı nedeniyle, görüntü alanının en üstü ve en altındaki yapılar ancak x-ışını kaynağı hastanın karşı tarafındayken ışınlanır. Merkezdeki piksellerde daha fazla veri kaydedilirken periferdeki piksellerde daha az veri kaydedilmiş olur. Bu durum; imaj distorsiyonu, çizgisel artefaktlar ve daha fazla çevresel gürültü ile sonuçlanır. Bu etki, üreticilerin çeşitli konik ışın rekonstrüksiyon formlarını bir araya getirmesi ile en aza indirilir. Klinik olarak incelenecek bölgeyi x-ışını hüzmesinin horizontal planında konumlandırma ve x-ışını hüzmesinin uygun bir FOV alanı kullanarak kolimasyonu ile bu durum azaltılabilir [11,61,68].

2.6. Konik Işınli Bilgisayarlı Tomografide Radyasyon Dozunu En Aza İndirmek İçin Yöntemler

Teknik faktörler ve cihaz özelliklerine bağlı olarak KIBT dozları 19-122 μSv arasında değişmektedir. Periapikal radyografide doz 1-5 μSv , panoramik radyografide 20-50 μSv aralığındadır [26]. BT'ye göre avantaj olarak sayılan radyasyon dozu KIBT için dikkat edilmesi gereken konuların başındadır. KIBT konvansiyonel yöntemlerden daha fazla radyasyon dozuna sahiptir. Bu radyasyon dozu, özellikle ortodontik incelemeler için kullanılan yüksek FOV'lu incelemelerde geçerlidir [12].

Tıbbi bir radyografi muayenesi yaparken üç ana faktör dikkate alınmalıdır: X-ışını ünitesi, muayene olacak hasta ve hastanın görüntüsünü yakalamak için kullanılan reseptör. Bir hasta için radyolojik inceleme yapılığında temel olarak hasta dozu; x-ışını yoğunluğunun azaltılması, görüntüleme reseptörünün yakalama hızı ve kolimasyonunun artırılması ve hastanın x-ışınından korunması ile azaltılabilir. Koruyucu cihazlar arasında tiroid bezinin korunması için kurşun tiroid yakası, göz merceğinin korunması için kurşun gözlükler, beynin korunması için kurşunlu bir şapka ve vücut gövdesinin korunması için kurşun önlük bulunur [52].

2.6.1. Hasta seçim kriterleri

Avrupa Dentomaksillofasiyal Radyoloji Derneği'nin (European Academy of Dental and Maxillofacial Radiology) KIBT kullanımının temel prensipleri yönergesinde, KIBT incelemesinin sadece hastanın tedavisine yeni bir bilgi katacak ise alınması ve rutin olarak KIBT alınmasının kabul edilemez olduğunu belirtmiştir [69]. KIBT hastaları iyonlaştırıcı radyasyona maruz bıraktığı için hamile veya genç hastalar gibi bazı hastalarda yüksek risk oluşturabilir, bu yüzden hastalara radyasyon maruziyet riskleri ve görüntüleme tekniklerinin alternatifleri açıklanmalı ve bu açıklama hasta kayıtlarında kaydedilmelidir [4].

Hasta seçim kriterinde ALARA (As Low As Reasonably Achievable) prensibinin temel prensibi uygulanmalıdır: toplam potansiyel tanısal yararların, başlı başına radyasyona maruz kalmanın neden olabileceği zarardan daha fazla olması durumunda hasta ışınlanması gerçekleştirilmelidir. Konik ışına maruz kalma, hastaya diğer dental radyografik

işlemlerden daha fazla radyasyon dozu verir. Genelde, bir KIBT görüntüsü sadece, periapikal veya panoramik radyografi gibi daha düşük dozlu bir inceleme, hasta tanı ve tedavisi için gerekli bilgiyi sağlayamadığında kullanılmalıdır. KIBT görüntüleme özellikli klinik uygulamalar için mevcut dental görüntüleme tekniklerine ek bir tanısal araç olarak kullanılmalıdır. KIBT inceleme için endikasyonun, hasta dosyasına girilmesiyle yada yazılı talep veya istem formu ile belgelendirilmesi önerilir [11].

2.6.2. Operatör eğitimi

Klinisyenler, elde ettikleri görüntüleri yorumlamanın yanı sıra KIBT incelemesini gerçekleştirme konusunda yaşam boyu öğrenme yoluyla mesleki becerilerini kazanma ve geliştirme zorunluluğunu taşırlar. Klinisyenlerin, KIBT'nin teknik ve operasyonel yönleri hakkında bilgi sahibi olmaları ve KIBT'nin kullanımıyla ilgili bilimsel ilerlemeler ve sağlık riskleri hakkındaki güncel bilgileri korumak için sürekli eğitim kurslarına katılmaları gerekmektedir [4]. Her seviyede KIBT görüntülemesi yapan kullanıcılar bu teknolojinin kullanımında uygun eğitime sahip olmalıdır. Bu durum tanısal verimi artırıp, hasta dozunu indireceği için gereklidir. Eğitimin kapsamı, diş hekiminin KIBT görüntülemedeki rolüne bağlı olmalıdır. Hastalarında KIBT kullanarak tanı bilgisinden faydalanmak isteyen tüm diş hekimleri hastalarını seçebilmek için KIBT uygulamasına, avantajına ve sınırlarına, KIBT görüntüsünün üç boyutu ve multiplanar düzlem maniplasyonuna aşina olmalıdır. Bu bilgilere ek olarak dentomaksillofasiyal anatomi ve patolojik lezyonların KIBT görüntüleri bilinmelidir. Tanı verimi ve hasta yararını en üst düzeye çıkarmak için ilgili bölge dışında kalan alanlar üç düzlemde de gezinerek bütün KIBT hacmi yorumlanmalıdır. Gerektiğinde tüm KIBT hacmini rapor etmek için diş hekimleri Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi uzmanına danışmalıdır. Diş hekimi ve teknik personel makineye özgü parametrelerin teşhis kalitesi ve hasta dozuna etkilerini bilmelidir. Operatörler kalite, hasta dozu, veri depolama ve aktarma konularında uygun eğitimi almalıdır. Ayrıca, diğer herhangi bir radyografik muayenede olduğu gibi, bu bireyler radyasyondan korunma prensiplerini anlamak ve hasta dozunu azaltmak için aşağıdaki yöntemleri uygulamak zorundadır [22].

2.6.3. Optimize görüntüleme protokolü

Her ne kadar bir KIBT muayenesi yapmak göreceli olarak basit görünse de, KIBT birimlerinin operatörlerinin görüntüleme protokollerini optimize etmeleri yeterli

diyagnostik kalite korunarak, hastanın maruz kaldığı radyasyon dozunu mümkün olduğu kadar düşük tutulmasını sağlaması önemlidir. KIBT biriminde hem dozu hem de görüntü kalitesini etkileyen birkaç ayar (görüntüleme alanı, ışınlama faktörleri, tarama modu, rotasyon açısı) vardır [22].

Görüntüleme alanı (Field of view)

Görüntüleme alanı, KIBT incelemesinde etkili dozun değerlendirilmesinde önemli rol oynayan bir faktördür. kV ve mAs gibi tarama parametreleri aynı seviyede tutulduğunda, kullanılan görüntüleme alanı ne kadar büyük olursa, etkin doz da o kadar yüksek olur.

Teşhis için en küçük görüntüleme alanı kullanılmalıdır. Görüntüleme alanı büyüdükçe ışınlanan doku hacmi ve hastanın aldığı radyasyon dozu artar. Örnek olarak maksilla görüntülemesi için ışın maksillar bölgeye kolimine edilmez, böylelikle trioid bezi ve mandibular kemik iliğinin radyasyon maruziyeti azalır. Yüksek dozun yanı sıra geniş görüntüleme alanı daha çok saçılmış radyasyona ve sonucunda görüntü kalitesinden taviz verilmesine neden olur [70]. Librizzi ve ark. temporomandibular eklem erozyonlarını tespit etmek için görüntüleme alanının tanı etkinliği üzerine etkisini değerlendirdikleri çalışmada küçük görüntüleme alanının daha yüksek tanısal doğruluğu belirgin bir şekilde etkilediğini bildirmişlerdir. Bu nedenle, osteoartritik değişiklikler için temporomandibular eklemi incelemek üzere geniş bir görüntüleme alanı seçilmesi, hastanın daha yüksek bir doza maruz kalmasının yanı sıra teşhis kalitesinin de düşmesine neden olacaktır [70]. Bu amaçla hastalarından KIBT isteyen klinisyenler, görüntüleme alanına aşina olmalı ve her bir tanı için yeterli görmeyi sağlayacak en küçük olan görüntüleme alanını seçmelidir.

Işınlama faktörleri

Pozlama ayarları, teşhis görevi için optimize edilmeli, ayrıca hasta boyutu ve anatomik bölge de göz önünde bulundurulmalıdır. Bu durum görüntü kalitesi ve tekrar çekimleri azaltmak için gereklidir. Genellikle bu foton sayısını ve dolayısıyla radyasyon dozunu azaltmak için mA'nın azaltılmasıyla gerçekleştirilir. Böyle bir optimizasyon çocuk hastalarda tiroid bezi ve kemik iliğinin daha yüksek radyoduyarlılığından dolayı önemlidir.

Tarama modları

Bazı KIBT cihazları operatörün yüksek çözünürlüklü tarama modu gibi çeşitli tarama modlarından seçim yapmasına izin verir. Bu yüksek çözünürlüklü modlar, görüntüleri daha küçük bir voksel boyutunda elde eder. Sinyal-gürültü oranını arttırmak için, bu tarama modları, artmış bir mA veya daha fazla temel projeksiyon ile hasta dozunu artırır. Bu tarama modunu kullanmadan önce, belirli tanılama görevi için yüksek çözünürlük gereksinimi değerlendirilmelidir. Daha düşük çözünürlük modu yeterli teşhis bilgisi sağlıyorsa, artırılmış radyasyon dozu ek bir yarar sağlamadığı halde hastayı ek riske maruz bırakır. Örneğin, diş ve periapikal dokuların ve kök kırıklarının değerlendirilmesi daha yüksek çözünürlük gerektirirken, kraniyofasiyal asimetrinin değerlendirilmesi daha düşük çözünürlüklerde başarılı bir şekilde gerçekleştirilebilir. Bazı KIBT sistemlerinde daha yüksek çözünürlüklü tarama modlarında görüntüleme süresi uzadığından görüntü kalitesini bozabilecek ve hatta tanısız yetersizliğe neden olabilecek hasta hareketleri göz önünde bulundurulmalıdır [22].

Rotasyon açısı

Bazı KIBT sistemleri operatörün dönme açısının 360^0 yerine 180^0 olduğu pozlama modunun seçilmesine izin verir. Bu mod görüntü rekonstrüksiyonu için alınan temel projeksiyonların sayısı düşürür, böylece hastanın maruz kaldığı radyasyon dozu düşer. Azaltılmış temel projeksiyon sayısı göz önüne alındığında, görüntünün çözünürlüğü tam 360 derecelik bir dönüşle elde edilenden daha düşüktür ve temel projeksiyon sayısındaki azalma ile teşhis bilgisinin yeterliliği iyi araştırılmamıştır [22]

Trioid koruyucu yaka ve koruyucu önlükler

Hastaya tarayıcıya kadar eşlik edilmeli ve başı sabitlenmeden önce uygun kişisel radyasyon koruyucusu kullanılmalıdır. Kurşun önlük özellikle hamile hastalar ve çocuklarda kullanılmalıdır. Aynı zamanda tiroid bezlerinin ışınlanmasını azaltmak için, taramaya engel olmaması koşulu ile tiroid koruyucu boyunluğun kullanılması önemlidir [22]. KIBT’de trioid koruyucunun etkinliğinin araştırıldığı bir çalışmada trioid koruyucunun gevşek bağlandığında organ dozunun azalmasında etkili olmadığı, sıkı bağlandığında ise efektif organ dozunda triod bezi için %48.7, özafagus için %41.7

oranında azalma tespit edilmiştir [50]. KIBT incelemesinde kurşunlu gözlüklerin kullanımın araştırıldığı bir çalışmada dental görüntüleme klinik öneme sahip alanda görüntü kalitesini bozmadan göz merceğinin maruz kaldığı radyasyon dozunu %60'ın üzerinde azaltabileceği bildirildi.

2.7. Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografinin Diş Hekimliğinde Kullanımı

2.7.1. İmplant

KIBT; alveolar kemik yüksekliği, genişliği ve açısını gösteren cross-sectional görüntüler sağlar ve inferior alveolar sinir kanalı, maksillar sinüs gibi vital yapıları doğru bir şekilde belirler. İmplant bölgesinin değerlendirilmesi için en yararlı görüntü serileri; belirli bir bölgedeki aksiyal, biçimlendirilmiş panoramik ve cross-sectional görüntülerdir. Radyografik işaretleyicilerin bulunduğu tanı stenti önerilen implant yerlerinin referansını sağlar [11].

AAOMR'nin implantolojide KIBT kullanımını ile ilgili önerileri;

1. Dental implant hastasının ilk değerlendirilmesinde görüntüleme yöntemi olarak panoramik radyografi kullanılmalıdır.
2. Panoramik radyografiden alınan ön bilgileri tamamlamak için intraoral periapikal radyografi kullanılmalıdır.
3. Başlangıç tanısal görüntüleme olarak, KIBT dahil olmak üzere kesitsel görüntüleme kullanılmalıdır.
4. Herhangi bir potansiyel implant yerinin radyografik muayenesi, ilgili alana ortogonal olan çapraz kesit (crosssectional) görüntülemeyi içermelidir.
5. Potansiyel implant alanlarının preoperatif çapraz kesit görüntülemesi için KIBT tercih edilen görüntüleme yöntemi olarak düşünülmelidir.
6. Alan genişletme ve augmentasyon prosedürlerine ihtiyaç duyulduğunda KIBT düşünülmelidir.
7. Kemik hacim yetersizliklerini implant yerleştirilmeden önce tedavi etmek için kemik rekonstrüksiyonu ve augmentasyon prosedürleri yapılmışsa KIBT düşünülmelidir.

8. Klinik belirtiler veya semptomların yokluğunda, implantların postoperatif değerlendirmesi için intraoral periapikal radyografi, daha geniş implant tedavisi vakaları için panoramik radyografi kullanılmalıdır.
9. İmplantta hareketlilik varsa veya özellikle posterior mandibulada değişmiş his mevcutsa postoperatif kesitsel görüntüleme (özellikle KIBT) kullanılmalıdır.
10. Klinik olarak asemptomatik implantların periyodik olarak gözden geçirilmesi için KIBT görüntüleme kullanılmamalıdır.
11. İmplantın sökülmesi düşünülüyorsa, kesitsel görüntüleme için optimal olarak KIBT değerlendirilebilir [3].

2.7.2. Endodonti

KIBT, endodontik tanı için rutin olarak veya klinik belirtiler ve semptomların yokluğunda tarama amacıyla kullanılmamalıdır. Klinisyenler, sadece görüntüleme ihtiyacı düşük doz iki boyutlu radyografi ile karşılanamadığında KIBT kullanmalıdır [2].

KIBT aksesuar kanalları, kalsifiye kanalları, kök eğriliğini tespit etmede iki boyutlu görüntülemelere göre gelişmiş bir görüntüleme imkanına sahiptir. Kök uzunluğu, kanal morfolojisi, eğrilik açısı gibi köklerle ilgili ölçümler, KIBT ile kolaylıkla yapılabilmektedir [71]. KIBT'nin periapikal lezyonların erken dönemde saptanmasında iki boyutlu radyografilerden daha iyi olduğu bildirilmiştir [72]. Kanal tedavili veya tedavi edilmemiş bir diş ile ilgili lokalize edilemeyen semptomların varlığında ve klinik ve periapikal radyografik muayenede hastalık bulgusu tespit edilemediğinde, KIBT daha önce teşhis edilememiş patolojilerin varlığını ortaya çıkarabilir [73,74]. KIBT ağrının odontojenik nedeninin teyit edilmesinde yardımcı olabileceği gibi odontojenik olmayan nedenlerin belirlenmesini de sağlayabilir [75]. KIBT ile dental anomalilerin teşhisi ve kanal morfolojisinin belirlenmesi erken tedaviyle diş kayıplarının engellenmesine imkan sağlar [76]. KIBT'nin peripapikal mikrocerrahi planlamasında etkili bir araç olduğu bildirilmiştir [77].

Kök kırıkları ile ilgili KIBT ile yapılmış çok fazla sayıda çalışma mevcuttur. Retrospektif bir klinik araştırmada KIBT'lerin kök kırıklarının saptanmasında periapikal radyografilerden daha başarılı olduğu [78], benzer şekilde kanal tedavili ve kanal tedavili olmayan dişlerde vertikal kök kırıklarının araştırıldığı bir çalışmada KIBT'nin periapikal

radyografilere göre doğruluğunun daha yüksek olduğu bildirilmiştir [79]. KIBT'nin eksternal ve internal enflamatuar rezorpsiyon tanısı koymada doğruluğu periapikal radyografiye göre anlamlı olarak daha yüksek bulunmuştur [80]. Yapılan çalışmalarda, KIBT'nin konvansiyonel periapikal radyografilere göre hem horizontal hem de vertikal kök kırıklarının belirlenmesinde daha yararlı olduğu ortaya konulmuştur [12].

2015 yılında AAOMR'nin AAE (American Association of Endodontists) ile birlikte hazırladığı [2] endodontide KIBT kullanımını ile ilgili öneriler;

- 1- İntraoral radyografiler endodontik hastanın değerlendirilmesinde tercih edilen görüntüleme yöntemi olarak düşünülmelidir.
- 2- Sınırlı FOV alanlı KIBT, tedavi edilmemiş veya daha önce endodontik olarak tedavi edilen dişlerle ilişkili çelişkili veya spesifik olmayan klinik belirtiler ve semptomlarla başvuran hastalarda tanı için tercih edilen görüntüleme modalitesi olarak akla gelmelidir.
- 3- Sınırlı FOV alanlı KIBT, mandibular ön dişler, maksiller ve mandibular premolar ve molar dişler ile dental anomaliler gibi ekstra kanallar ve şüpheli karmaşık morfoloji potansiyeli olan dişlerin ilk tedavisi için tercih edilen görüntüleme yöntemi olmalıdır.
- 4- Preoperatif KIBT alınmamışsa, sınırlı FOV KIBT kalsifiye kanalları tanımlama ve lokalizasyonu için tercih edilen görüntüleme yöntemi olarak dikkate alınmalıdır.
- 5- İntraoral radyografiler, acil postoperatif görüntüleme için tercih edilen görüntüleme yöntemi olarak düşünülmelidir.
- 6- Klinik muayene ve iki boyutlu intraoral radyografi, dikey kök kırığının saptanmasında yetersiz ise, sınırlı FOV alanlı KIBT, tercih edilen görüntüleme yöntemi olmalıdır.
- 7- Sınırlı FOV alanlı KIBT endodontik tedavide iyileşme göstermeyen vakalarda cerrahi, cerrahi olmayan veya diş çekimi gibi ileri tedavi ihtiyacını belirlemede tercih edilen görüntüleme yöntemi seçeneğidir.
- 8- Sınırlı FOV alanlı KIBT, taşınmış kök kanal dolgusu, kırılmış endodontik aletler ve perforasyon lokalizasyonu gibi endodontik tedavi komplikasyonlarını değerlendirmek ve cerrahi olmayan retreatment tedavisi için tercih edilen görüntüleme yöntemi olmalıdır.
- 9- Sınırlı FOV alanlı KIBT, kök apeks veya apekslerini lokalize etmek ve komşu anatomik yapılara olan yakınlığı değerlendirmek için cerrahi tedavi planlaması için tercih edilen görüntüleme yöntemi olarak düşünülmelidir.

- 10- Sınırlı FOV alanlı KIBT, implantların cerrahi olarak yerleştirilmesi için tercih edilen görüntüleme yöntemi olarak akla gelmelidir [3].
- 11- Diğer gelişmiş görüntüleme yöntemlerini gerektirebilecek diğer maksillofasiyal veya yumuşak doku hasarı yokluğunda sınırlı FOV alanlı KIBT, dento-alveoler travmanın, kök kırıklarının, lüksasyonun veya dişlerin yer değiştirmesinin ve lokalize alveoler kırıkların teşhis ve tedavi planlaması için tercih edilen görüntüleme yöntemi olarak düşünülmelidir [81].
- 12- Sınırlı FOV alanlı KIBT, eksternal ve internal rezorptif defektlerin lokalizasyonunda ve ayırımında; uygun tedavi ve prognozun belirlenmesinde tercih edilen görüntüleme yöntemidir [82,83].

Yayınlanan bu öneri listesinde endodontide KIBT kullanımının hep sınırlı FOV alanı ile belirtilmesi dikkat çekmiştir.

2.7.3. Ortodonti

KIBT hem yetişkin hem de pediatrik hastalarda tanı ve tedavi planlaması için ortodonti alanında özel uygulamalar bulmuştur. KIBT görüntüleme ortodonti alanında iki önemli katkı sağlar. Birincisi, ortodontik tanı, sefalometrik analiz ve tedavi planlamasında halen kullanılan çok sayıda doğrusal düzlemsel projeksiyonun tek bir KIBT taramasından elde edilebilmesidir. İkincisi ve daha önemlisi, KIBT verilerinin daha önce ortodontik uygulamada bulunmayan özgün görüntüleri sağlamak için rekonstrüksiyonun yapılabilmesidir [4,11]. KIBT görüntülemenin tanısav avantajları en çok kök rezorbsiyonu, gömülü ve süpernumere dişlerin pozisyonu ve komşu kök ya da diğer anatomik yapılarla ilişkisinin görüntülenmesi gibi dental yapısal anomalilerin tanımlamasında rapor edilmiştir [11].

KIBT görüntülemesinin mini vida ve ankraj apereylerinin yerleştirilmesinde kılavuz olarak kullanılabilceğı bildirmiştir [84]. Başka bir çalışmada, iki boyutlu radyograflerin mini vida yerleşimi için yeterli bilgi sağladığını, KIBT'nin hem maliyetinin hem de hasta radyasyon dozunun daha fazla olması nedeniyle mini vida yerleşimi için rutin olarak kullanılmamasını tavsiye etmişlerdir [85]. Gömülü dişlerin lokalizasyonunun, dişlerin kök açılarının ve morfolojilerinin belirlenmesinde konvansiyonel radyograflerin yetersiz kaldığı olgularda, geleneksel olarak sefalometrik radyografler üzerinde gerçekleştirilen

analizlerin KIBT ile daha detaylı ve net yapılabileceği bildirilmektedir [19,86]. Maksilla ve mandibulanın uzaysal ilişkisinin belirlenmesi, çene boyutu ve diş mesafesi arasındaki ilişkinin saptanması, kök uzunluğu ve kök hizalanmasının değerlendirilmesi KIBT ile mümkün olmaktadır [19,59]. Farklı zamanlarda alınan üç boyutlu görüntülerin karşılaştırılması ile görüntüler milimetrik düzeyde kıyaslanarak, tedavi öncesi, tedavi bitimi ve tedavi sonrasında durum değerlendirmesi yapılabilir. Üç boyutlu bilgisayar verilerinden modeller elde edilebilir ve ortognatik cerrahi uygulamaları öncesinde operasyon daha doğru olarak planlanabilir [26,59].

Birçok ortodonti hastası büyüme döneminde olan çocuklardır. Bu yüzden radyasyonun etkilerine karşı daha hassaslardır [87]. AAOMR 2013 yılında ortodontide KIBT kullanımı ile ilgili öneriler [4] sunmuştur;

1-KIBT inceleme kararı özellikle bir çocuk veya genç yetişkin hastada, hastanın öyküsüne, klinik muayenesine, mevcut radyolojik görüntülemeye, teşhis ve/veya tedavi planına sağlanacak faydanın radyasyona maruz kalma potansiyel risklerinden ağır basmasına bağlıdır.

2- Görüntülemenin gerekli olduğu sorun, düşük doz konvansiyonel dental radyografi ya da alternatif iyonlaştırıcı olmayan görüntüleme yöntemleri ile yeterince cevaplandırılmadığında KIBT kullanılmalıdır.

3- Ortodonik çalışma modeli üretmek gibi veri elde etmek amacıyla hastalar üzerinde KIBT kullanmaktan kaçının, alternatif olarak iyonlaştırıcı olmayan yöntemler kullanılabilir.

4- Görüntülenmek istenen bölgede yeterli görselleştirmeye izin verecek kadar FOV'u kısıtlayan, minimum pozlama (kV ve mA) ve temel görüntü sayısında KIBT görüntüleme protokolü uygulanmalıdır.

5- KIBT konvansiyonel görüntülemeden daha yüksek radyasyona maruz kalmayla sonuçlanacaksa sadece bir lateral sefalogram ve/veya panoramik görüntü elde etmek için KIBT taramasından kaçınılmalıdır.

6- Tanı veya tedavi planlaması için KIBT çalışmasının endike olduğu veya son KIBT taramasının geçerli olduğu durumlarda, ilave olarak konvansiyonel iki boyutlu radyografiler kullanmaktan kaçınılmalıdır.

2.7.4. Periodontoloji

KIBT mevcut kemik miktarı, kraterler, furkasyon defekti, krestal kemik kaybı, fenestrasyonlar ve dehisensleri tespit eder. KIBT'nin bu alandaki yararlılığına rağmen, periodontal kemik desteğinin rutin bir görüntüleme yöntemi olarak gösterilmemiştir [88].

KIBT, kemiğin ayrıntılı morfolojisini elde etmek için kullanılmış ve direkt periodontal prob ile ölçüm kadar doğru sonuç alınmıştır [89,90]. KIBT periodontal defektlerin furkasyon tutulumunu değerlendirmek için kullanılabilir ve klinisyenlerin rejeneratif periodontal tedavinin cerrahi sonuçlarını değerlendirmelerine olanak tanır [89,91]. Klinik ve konvansiyonel radyografik muayenelerin gerekli bilgileri sağlamadığı durumlarda; ancak, sınırlı hacimde, yüksek rezolüsyonlu KIBT, kemik içi defektleri ve furkasyon lezyonlarında endike olabilir. Bu nedenle, karmaşık periodontal defektlerin tedavisinde hangi cerrahi tedavinin seçileceğinde rol oynayabilir [89,92]

2.7.5. Cerrahi

KIBT ile elde edilen üç boyutlu görüntüler, çene patolojilerinin tam yerini ve kapsamını araştırmak ve gömülü veya süpernumere dişleri belirlemek ve bu dişlerin çevre dokularla olan ilişkisini değerlendirmek için kullanılmaktadır [93]. Çok düzlemsel görüntüleme kemik rezorbsiyonun varlığı ve derecesi, komşu kemik sklerozu, kortikal kemikte ekspansiyon, internal ve eksternal kalsifikasyon ve çevre vital anatomiye yakınlık hakkında önemli bilgiler sağlar [94]. KIBT görüntüleri lezyonun düzensiz kenarlarını belirleyebilir böylelikle malign bir lezyonun erken evrelerinde bilgi sağlayabilir ve bunu medikal bilgisayarlı tomografiye göre daha düşük radyasyon dozunda ve düşük maliyette yapmaktadır [95].

İnferior alveolar kanalın yeri ve üçüncü molar kök yapılarına yakın teması, dentoalveoler cerrahide risk faktörleridir. Kanalın yerini belirlemek için panoramik veya periapikal radyografiler için görüntü analizi prensipleri geliştirilmiştir. Bununla birlikte, inferior

alveolar kanal, kıvrımlı bir yol izleyebilir ve iki boyutlu görüntüde güvenilir bir şekilde yorumlanamayabilir. KIBT'nin çoklu düzlemsel görüntülemesi, sadece kanalın izlenmesi için değil, aynı zamanda bir bifurkasyonlu ya da trifurkasyonlu kanalın değerlendirilmesinde de yararlıdır [96]. Panoramik radyografi ile karşılaştırıldığında, KIBT görüntüleri üçüncü molar diş çekiminde daha iyi risk değerlendirmesine izin verir [97]. Panoramik veya periapikal radyograflar, gömülü maksiller kaninlerin yerini tespit etmek ve lateral kesici dişlerin kökleriyle ilişkilerini tanımlamak için çoğu zaman yetersizdir. Ortodontik braket yerleşimi için kanin diş kuronunun cerrahi olarak açığa çıkartılmasında KIBT kullanımı farklı yatay ve dikey açılarla elde edilen görüntülerle yapılan tahmin çalışmasının komplikasyonunu ortadan kaldırabilir [98].

KIBT görüntüleri düşük kontrastlı (yumuşak doku) çözünürlüğe sahip olsa da, karotis ateroskleroza gibi yumuşak doku kalsifikasyonlarında medikal BT'den daha iyi olabilirler [99]. Tonsilolit ve sialolit gibi diğer kalsifikasyonlar KIBT görüntülerinde yeterince görülebilir [100]. Stilyoid ligamentin ossifikasyonu panoramik radyografide kolaylıkla teşhis edilebilmesine rağmen ligamentin diğer yapılarla olan ilişkisi, KIBT'nin üç boyutlu rekonstrüksiyonu ile daha iyi değerlendirilebilir [98]. Metal objelerin neden olduğu görüntü artefaktı KIBT'de BT'ye göre daha azdır. Bu nedenle, KIBT ateşli silah yaralanması gibi yüzdeki metal nesnelerin değerlendirilmesi için daha iyi bir görüntüleme yöntemidir [101].

KIBT görüntüleri, kemik grefti alıcı alanlarının ameliyat öncesi ve sonrası değerlendirilmesinde, çenelerin osteonekroz (bisfosfonatlarla ilişkili olanlar gibi) değişikliklerini ve paranazal sinüs patolojisini değerlendirmek için kullanılır [93]. KIBT görüntülerinde ince periosteal kemik tabakaları okluzal radyografiye göre daha iyi görüntülenmektedir ve osteomyelitle ilişkili küçük kemik sekestraları cross-sectional (kesitsel) görüntüleme daha iyi tanımlanmaktadır. İmplant planlaması ve orofasiyal ağrı nedeni olarak sinüs hastalığını dışlamak için maksillar sinüslerin durumunu belirleme önemlidir.

Sinüs patolojilerinin nedeni odontojenik etkenler olabilir. KIBT, periapikal lezyonların maksiller sinüslere uzantı durumu hakkında tanı bilgisi sağlarken, aynı zamanda sinüs septası ve ekzostozların varlığı gibi sinüs lifting planlamasında güvenilir bilgi verir. KIBT'nin yumuşak doku çözünürlüğü zayıf olması nedeniyle bir KIBT taramasında

sinüste bir kitle genellikle tekdüze bir yoğunluğa sahiptir. Bu nedenle, yoğunluğun sıvı ya da yumuşak doku olduğunun ayırt edilmesi güvenilir değildir. Sinüs kitlesinin büyüklüğü ve kenarları, sinüs duvarlarının durumu ve ostiumun tıkalı ya da açık olması gibi değerlendirmede KIBT verisine güvenilebilir. Bazı yazılımlar ile hava boşluğu ölçümü yapılabilir. Fungal sinüzitte sıklıkla kalsifiye materyal birikir ve KIBT ile bu kalsifiye materyaller sinüzitin yumuşak doku bileşeninden kolaylıkla ayırt edilebilir [98].

KIBT orta yüz ve orbita kırıklarının araştırılması ve yönetiminde kırık sonrası değerlendirme, maksillofasiyal kemiklerin operasyon öncesi ve sonrası görüntülenmesi ve ateşli silah yaralanması ile ilgili prosedür sırasında intraoperatif navigasyon amacıyla kullanılabilir [93]. Günümüzde çoğu dental KIBT ünitesinde, görüntü alımı sırasında hastanın dik oturma veya ayakta durma pozisyonunda olmasını gerektirmektedir. Bu nedenle, bu tip bir KIBT ünitesi, servikal vertebranın da travmaya maruz kaldığından şüphelenildiği ve boynun stabilize olduğu durumlarda uygun olmayabilir. Çene ve vücudun diğer kısımlarını içeren otomobil veya endüstriyel kazalarda MRG ile birlikte veya tek başına medikal BT görüntüleme daha iyi bir görüntüleme seçeneğidir. Kırık teşhisinde KIBT'nin rolü, düşme, sporla ilgili yaralanma veya bir saldırı sonucu meydana gelen diş veya çene kırıkları ile sınırlı gibi görünmektedir [98].

Ortognatik cerrahi için, KIBT DICOM verileri fiziksel stereolitografik model veya sanal üç boyutlu model üretmek için kullanılabilir [102]. Bu üç boyutlu rekonstrüksiyonlar, büyüme ve gelişim anomalileri, büyük tümörler ve yer değiştirmiş kırık olgularında komşu yapıların morfolojik analizi ve mekansal ilişkileri için faydalıdır [103].

2.7.6. Temporomandibular eklem

KIBT ile TME incelemesinde uygun görüntüleme alanı seçimi teşhise faydalı görüntülerin elde edilmesi ve hasta dozunun azaltılması açısından önemlidir. Geniş görüntüleme alanı ile elde edilen KIBT görüntülerine kıyasla, sağ ve sol TME görüntüleme prosedürünün (küçük görüntüleme alanları ile aynı anda) daha düşük efektif doz oluşturduğu bildirilmiştir [104,105]. KIBT; TME’de kondiler kemik yapı değişiklikleri, TME’i içeren gelişimsel anomaliler ve travmatik yaralanmaların değerlendirilmesinde, osteofit, erozyon, kırıklar, ankiloz, gelişimsel anomaliler gibi patolojik değişikliklerin belirlenmesinde; ağız açık ve kapalı konumda kondilin pozisyonunun belirlenmesinde kullanılmaktadır. KIBT ile

TME görüntülenmesi için, hastanın tedavi prosedürüne ne kadar katkıda bulunacağı ve tedavi planını ne kadar değiştireceğini düşünerek KIBT çekimine karar verilmelidir [105,106].

KIBT görüntüleme, temporomandibular eklem (TME) hastalıklarında kemiğin morfolojik özellikleri, eklem boşluğu ve fonksiyonunun analiz ve tanısını kolaylaştırmak için kondil ve çevre yapıların çok düzlemlili üç boyutlu görüntülerini sağlar. KIBT dejeneratif eklem hastalığının özelliklerini ve kondilin gelişimsel anomalilerini, ankiloz ve romatoid artriti gösterebilir [11].

TME'in KIBT görüntülenmesinin önemli bir avantajı, kondil hacminin ve yüzeyinin doğru ölçümüne izin vermesidir. Bu ölçümler, TME disfonksiyonları olan hastaları tedavi ederken klinik uygulamada son derece avantajlıdır [107]. TME'deki eroziv değişiklikler, 12 inç FOV'a kıyasla 6 inç FOV'da KIBT kullanılarak daha etkili şekilde teşhis edilir [70]. TME'de KIBT ile manyetik rezonans görüntüleme (MRG) arasında yapılan karşılaştırmalı bir çalışmada KIBT'nin boyuttaki değişikliklerden ziyade şekil değişikliklerini (düzleşme, osteofit, erozyon gibi) tespit etmede KIBT'nin MRG'den daha iyi olduğu belirtilmiştir. Bu durumu MRG'nin sınırlı uzaysal çözünürlüğü ve klinik kullanımda artmış kesit kalınlığı nedeniyle olduğu sonucuna varmışlardır [108]. KIBT fark edilmediğinde yüz gelişimine zarar verebilen ve büyüme değişikliklerine neden olan juvenil idiopatik artritli erken evrelerinin tanısında önemli rolü vardır. KIBT, bu hastalarda TME hasarını kondil ve mandibular hacimleri ölçerek kullanılabilir [109]. Juvenil idiopatik artritli çocuklarda kondiller asimetri çok yaygındır. KIBT'de korteks içinde küçük erozyonlardan kondil başının neredeyse tamamen deformasyonuna kadar çeşitli kondiller yıkım modelleri izlenebilir [110].

2.7.7. Hava yolu analizi

Uykuda obstrüktif solunum bozukluğu ve üst solunum yolu rezistansı sendromu gibi uykuda solunum bozukluğu rahatsızlığı sıklıkla tıkanıklık veya artmış hava yolu direnci ile ilişkilidir ve KIBT ile teşhis edilemez. KIBT, hava yolunun anatomik değerlendirmesinde ve hava yolunu destekleyen yapıların görüntülenmesinde rol oynayabilir [111]. KIBT hava yolu anatomisinin boyutlarını ve şeklini değerlendirmek ve hava yolu boyutlarında bir değişikliğe katkıda bulunabilecek hava yolu ve bitişik bölgeleri tanımlamak için yardımcı

bir role sahiptir [112]. Farinks yumuşak dokusu ile havayolu alanı arasında KIBT ile manuel, yarı otomatik veya tam otomatik segmentasyon yapılabilmesi ile nazofarinks, orofarinks ve hipofarinks alanları ölçülebilir ayrıca havayolları hacimsel olarak ölçülebilir [12].

2.7.8. Adli diş hekimliği

Adli bilimlerde kilit bir unsur olan birçok diş yaşı tahmin metodu, literatürde tanımlanmıştır. Yaşla birlikte dişin dentin, sement ve pulpası fizyolojik ve patolojik değişiklikler gösterir. Adli diş hekimliğinde KIBT, bir kişinin yaşını pulpa-diş oranı gibi morfolojik değişiklikleri ölçerek tahmin yapabilmek için invazif olmayan bir yöntemdir [93].

2.7.9. Restoratif diş hekimliği

KIBT'in okluzal çürük teşhisinde geleneksel radyografi ve fosfor plaklara göre daha üstün olduğu; ara yüz çürüklerinin teşhisinde KIBT ile geleneksel radyografi ve fosfor plaklar arasında anlamlı bir fark bulunmadığı bildirilmiştir [113]. KIBT'nin kavitasyon oluşturmamış ara yüz çürüklerinin teşhisinde dijital intraoral radyografilerden daha üstün olduğu da bildirilmiştir [114]. Buna karşın KIBT'nin kullanımının bitewing radyograflarla desteklenen görsel muayeneye kıyasla üstünlüğünün ortaya konulamadığı da tebliğ edilmiştir [115,116]. KIBT geleneksel radyografilerden daha yüksek radyasyon dozunda görüntüleme gerçekleştirmesinden dolayı bu durumlarda rutin olarak kullanılacak bir yöntem değildir [117]. Bu bilgiyle uyumlu olarak, literatüre göre okluzal çürükleri tespit etmek için KIBT kullanılmayacağı da bildirilmiştir [93]. Sonuç olarak KIBT, çürük teşhisi için rutin primer yöntem olarak kabul edilmez.

2.7.10. Pedodonti

KIBT'nin pedodontik kullanımına yönelik klinik rehber ve protokoller henüz geliştirilmemiştir. Bunun temel sebebi çocuk hastaların daha yüksek efektif dozlara maruz bırakılmalarını doğurabilecek rutin endikasyonların bulunmamasıdır [26]. Bu nedenle KIBT kullanımına yönelik spesifik rehberler belirlemek yerine, uygulamanın gereksiz radyasyon maruziyetine yol açıp açmayacağı değerlendirilmektedir [118,119].

Çocuk dişhekimliğinin önemli bir çalışma alanı olan çürük tespitinde KIBT'nin kullanımının bitewing radyograflarla desteklenen görsel muayeneye kıyasla üstünlüğü ortaya konulamamıştır [115,116]. Bu nedenle çocuk dişhekimliğinde KIBT'nin yararlılığı daha çok çocuğun genel sağlığı ile alakalı benign ve malign tümörler, kemik hastalıkları, spesifik inflamasyonlar veya diğer özel patolojik durumlar gibi çocuklardaki bazı özel tıbbi durumlarla sınırlı kalmaktadır [118,119]. Kök kırıklarında, kompleks dentoalveoler travma olgularında ve ortodontik olarak sürdürülmesi planlanan gömülü dişlerin cerrahi planlamasında KIBT kullanımı önemli avantajlar sağlayabilmektedir. Ancak bu durumlarda bile KIBT kullanımını bireysel olgu düzeyinde değerlendirilmesi gerekir. Geleneksel radyografi tekniklerinde olduğu gibi, KIBT incelemelerinde de çocuğa kurşunlu tiroid koruyucu kullandırmanın yararlı etkileri olduğu bilinmektedir [120].

3. AMAÇ

Yapılan bu retrospektif çalışmada, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı'nda gerçekleştirilen tomografi görüntülerinin; endikasyonları, lokalizasyonları, kullanılan FOV (field of view) modlarının yaş ve cinsiyete göre değerlendirilmesi amaçlanmıştır.





4. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu retrospektif çalışmada Ocak 2015 – Aralık 2016 tarihleri arasında Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı'na Diş Hekimliği Fakültesi klinikleri, ağız diş sağlığı merkezleri, özel hastane ve kliniklerden yönlendirilerek KIBT taraması yapılan 4090 hastanın KIBT istem formları ve KIBT görüntüleri değerlendirildi. KIBT taraması öncesi tüm hastalardan, engelli ve çocuk hastalar için hasta velilerinden aydınlatılmış onam formu alındı.

Çalışmada kullanılan Planmeca Promax 3DMid görüntüleme protokolünde kVp ve mA sabit olup, tüm FOV çaplarında 90 kVp ve 12mA'dır. Tarama süresi FOV çapına bağlı olarak 20 cm FOV çapında 13-14 saniye, diğer FOV çaplarında 11-12 saniyedir. Voksel boyutu 20 cm FOV çapında 0,4mm, diğer FOV çaplarında 0,2 mm'dir.

Tüm taramalarda kullanılan KIBT cihazı Planmeca Promax 3DMid cihazında hastalar için mevcut olan FOV modları seçenekleri çizelge 4.1'de gösterilmiştir. KIBT cihazında yer alan anot voltajı ve anot akımı değerleri, fokal spot büyüklüğü, tarama dedektörünün şekli, tarama rotasyonu dereceleri, tarama zamanı standart rekonstrüksiyon süresi çizelge 4.2'de, cihaza ait pozlama seçenekleri ve değerleri ise çizelge 4.3'te gösterilmiştir.

Hekimler tarafından belirtilen KIBT istem nedenleri (klinik endikasyonlar) çizelge 4.5'de başlıklar halinde kaydedilmiştir. Kaydedilen endikasyonlar 40 başlıkta toplanmıştır. Form bilgilerinin anlaşılmadığı, eksik veya yetersiz form bilgisi ile başvuran hastaların hekimleri ile iletişime geçilerek bilgiler formlara doldurulmuştur. KIBT çekim kararı en son Gazi Üniversitesi Ağız Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı'nda uzmanlık yapan hekimlerin değerlendirilmesi sonucunda alınmış olup, böylelikle gereksiz ışınlamalardan ve yanlış endikasyonlardan kaçınılmıştır.

KIBT görüntülemesi sonrası görüntünün özelliklerini oluşturan kVp, mA, tarama süresi değerleri not edilmiştir. Tomografik görüntülemelerde kullanılan FOV modları (çizelge 4.1), tarama bölgesi (çizelge 4.5), hasta yaşı ve cinsiyeti standart formlara kaydedilmiştir.

Elde edilen veriler kullanılarak;

1. Endikasyonların sıklığına göre frekans dağılımı
2. Yaş ortalaması, standart sapma, en küçük ve en büyük yaş listesi
3. Yaş gruplarının (0-9, 10-19, 20-29, 30-39, 40-49, 50-59, 60-69 ve 70-79) frekansı ve cinsiyete göre frekans dağılımı
4. Tarama bölgelerinin frekans dağılımı
5. FOV frekansı dağılımı
6. Yaş gurubu ve cinsiyete göre endikasyon dağılımı
7. Yaş grubu ve cinsiyete göre FOV dağılımı
8. Yaş grubu ve cinsiyete göre tarama bölgesi dağılımı
9. Endikasyona göre FOV dağılımı
10. Tarama bölgesi frekans dağılımı
11. Endikasyona göre tarama bölgesi ve FOV dağılımı
12. Tarama bölgesine göre FOV dağılımı sayısal ve yüzdesel olarak incelenmiştir.

Yapılan incelemede istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar meydana getiren bulgular belirlenmiştir.

Çalışma Gazi Üniversitesi Etik Komisyonu tarafından 08.05.2018 tarihinde onaylanmıştır.

Çizelge 4.1. KIBT FOV modları

1-Tooth tek çene	40x50 mm
2-Tooth alt-üst çene	40x80 mm
3-Teeth 70 tek çene	80x50 mm
4-Teeth 90 tek çene	100x60 mm
5-Teeth 70 alt-üst çene	80x80 mm
6-Teeth 90 alt-üst çene	100x100 mm
7-Jaw tek çene	200x60 mm
8-Jaw alt-üst çene	200x100 mm
9-Face tek çene	200x100 mm
10-Face çift çene	200x170 mm
11-TME	80x80 mm

Çizelge 4.2. Planmeca Promax 3D Mid cihazının teknik özellikleri

Anot Voltajı	60-90 kV, 60-120 kV
Anot Akımı	1-12 mA
Fokal Spot (Noktası)	0.5 mm sabit anot
Tarama Dedektörü	Flat panel
Tarama Rotasyonu	360 ⁰ - 200 ⁰ rotasyon
Tarama Zamanı	9-33 saniye
Standart Rekonstrüksiyon Süresi	2-55 saniye

Çizelge 4.3. Planmeca Promax 3D Mid cihazının pozlama (ekspojur) özellikleri

Jeneratör	Sabit potansiyelli, mikro işlemci kontrollü, rezonans modu, çalışma frekansı:80-160 kHz, güç katsayısı düzeltici, standart IEC 60601-2-7'ye uygun
X ışını tüpü	Toshiba D-054SB, Toshiba D-059SBR veya SXR 130-10-0.5SC
Fokal spot boyutu	0.5x0.5mm, ICT 60336
Anot voltajı	Panoramik: 60-84kV 3D: 60-90kV veya 60-120kV
Anot akımı	1-14mA
Işınlama süresi	Panoramik: 2.7-16saniye SmartPan: 2.5-15.6 saniye 3D: 3-36 saniye
Tarama süresi	14-35 saniye
Tarama açısı	2000-3600
SID	600mm
Dedektör-hasta mesafesi	minimum 150mm
Magnifikasyon	Panoramik: 1.4 3D: 1.8/1.42/1.38
Panoramik Görüntü Boyutu	SmartPan:190x100 mm (gerçek boyut)
Lineer voltaj	100-240V~±10%, 50 veya 60Hz, güç faktörü düzeltici
Lineer akım	8-15 Amper
Soğutma periyodu	Otomatik Kontrol

Çizelge 4.4. Tarama bölgeleri

1-Mandibula
2-Maksilla
3-Mandibula anterior
4-Mandibula posterior
5-Maksilla anterior
6-Maksilla posterior
7-Maksilla ve mandibula
8-Maksillofasiyal bölge
10-Mandibula ramus
11-Mandibular kondil

Çizelge 4.5. KIBT istem nedenleri

1-Pre-operatif implant planlaması
2-Lezyon/lezyonların değerlendirilmesi
3-Mandibular 3. molar diş köklerinin mandibular kanal ile ilişkisinin değerlendirilmesi
4-Gömülü dişlerin (3.molar hariç) lokalizasyonu ve anatomik yapılarla ilişkisinin değerlendirilmesi
5-TME patolojilerinin değerlendirilmesi
6-Paranasal sinüs patolojilerinin değerlendirilmesi
7-Travma geçirmiş hastaların fraktür yönünden değerlendirilmesi
8-Dudak-damak yarığının değerlendirilmesi
9-Post-operatif implant değerlendirmesi
10-Post-operatif lezyon cerrahisi değerlendirilmesi
11-Sürmüş dişlerin köklerinin maksiller sinüsle ilişkisinin değerlendirilmesi
12-Pre-operatif ortognatik cerrahi
13-Post-operatif ortognatik cerrahi
14-Maksiller 3. molar dişlerin değerlendirilmesi
15-Kök artık/artıklarının değerlendirilmesi
16-Post-operatif travma kontrolü
17-Yumuşak doku şişliklerinin değerlendirilmesi
18-Periapikal lezyon/lezyonların değerlendirilmesi

Çizelge 4.5. (devam) KIBT istem nedenleri

19-Osteonekroz bölgesinin değerlendirilmesi
20-Fasiyal ağrı değerlendirmesi
21-Enfeksiyonun değerlendirilmesi
22-Apeks dışına taşmış kanal patının değerlendirilmesi
23-İnternal rezorpsiyonun değerlendirilmesi
24-Fasiyo-dento-alveolar anomalinin değerlendirilmesi
25-Sialolit değerlendirmesi
26-Post-operatif apikal rezeksiyonun değerlendirilmesi
27-Stilohyoid ligament kalsifikasyonunun değerlendirilmesi
28-Dental Travma değerlendirmesi
29-Aksesuar Kanal değerlendirmesi
30- Oroantral Fistülün değerlendirilmesi
31- Cerrahi operasyon sonrası bölgenin değerlendirilmesi
32- Kök rezorpsiyonunun değerlendirilmesi
33- Parestezi değerlendirmesi
34- Sünnümerer diş değerlendirmesi
35- Alveoler sınırların-kanalların incelenmesi
“1. mandibuler sinir
“2. mental sinir
“3. insiziv sinir
36- Greft bölgesinin değerlendirilmesi
37- Diş kırık şüphesi
38-Dental anomali değerlendirmesi
39- Yabancı cisim değerlendirmesi
40- Pulpa ve kanalların incelenmesi



5. İSTATİSTİKSEL DEĞERLENDİRME

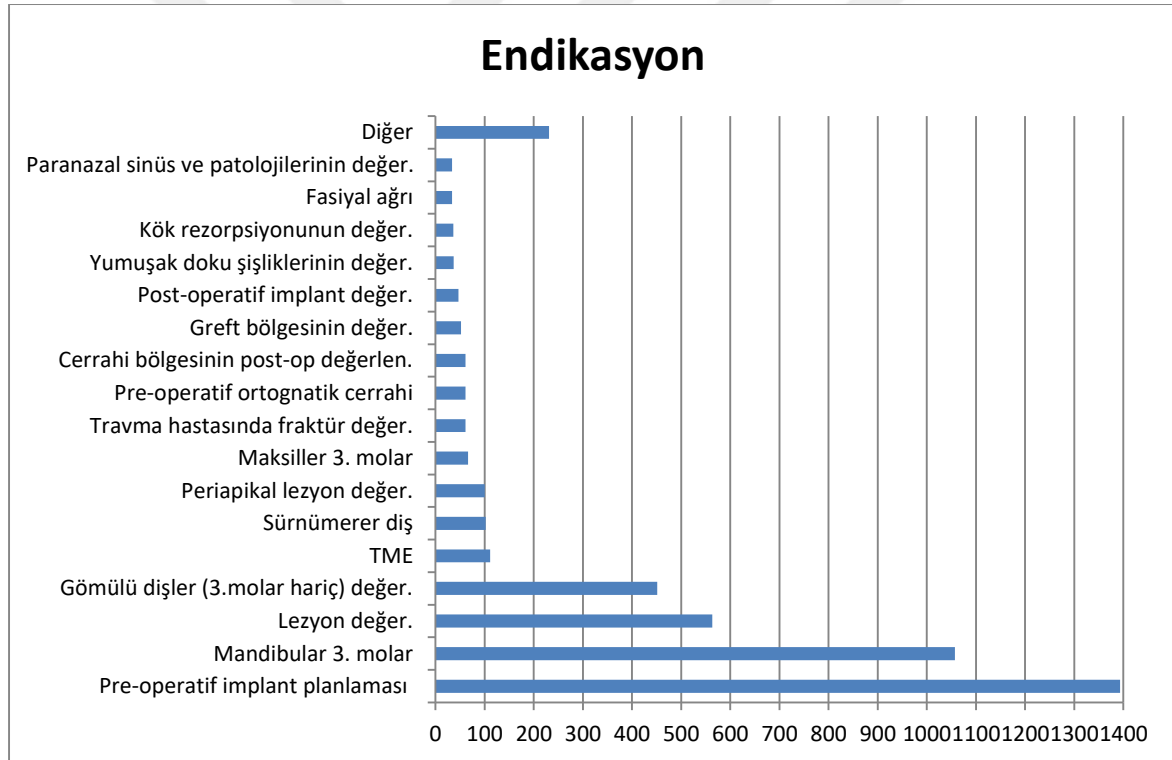
Tez çalışmasında istatistiksel analizler için IBM-SPSS 23.0 programından yararlanılmıştır. Kategorik yapıdaki değişkenlerin birbirleri üzerindeki etkilerinin ortaya çıkarılması amacıyla, ikili frekans tabloları oluşturulmuş ve sütun yüzdeleri ile özetlenmiştir. Çapraz tablo analizleri için Pearson'ın Ki-Kare testi kullanılmıştır ve değişken düzeylerinin ikili karşılaştırmalarında Bonferroni düzeltmesi yapılmıştır. Analizlerin tamamında istatistiksel anlam düzeyi 0.05 olarak belirlenmiş ve bu değere eşit ve altında kalan p-değerleri için değişkenlere ilişkin düzeyler arasındaki fark anlamlı kabul edilmiştir.





6. BULGULAR

Mevcut verilere göre 2015 ve 2016 yıllarında KIBT istenen toplam hasta sayısı 4090, toplam endikasyon sayısı 4497 olarak bulunmuştur. KIBT taraması nedenlerine göre en sık görülen endikasyondan en az görülen endikasyona kadar frekans dağılımları çizelge 6.1’de liste halinde ve şekil 6.1’de bar grafik halinde gösterilmiştir. Çizelge 6.1’de istatistiksel açıdan herhangi bir kıyaslama yapılamamış olup, KIBT endikasyonları frekans dağılımı (tanımlayıcı istatistik olarak) belirtilmiştir (aynı çizelgede yer alan KIBT endikasyonlarının birbirleri arasında istatistiksel karşılaştırma yapılabilmesi için her bir endikasyonun görülme oranının toplumdaki sıklığının bilinmesi gerekmektedir. Mevcut verilerle istatistiksel karşılaştırma yapılmaksızın klinik yorum yapılabilir).



Şekil 6.1. Endikasyonların sıklığına göre frekans dağılımı

Çizelge 6.1. Endikasyonların sıklığına göre frekans dağılımı

Endikasyon	Sayısı	Yüzdesi
Pre-operatif implant planlaması	1393	30,98%
Mandibular 3. molar diş köklerinin mandibular kanal ile ilişkisinin değerlendirilmesi	1057	23,50%
Lezyon/lezyonların değerlendirilmesi	563	12,52%
Gömülü dişlerin (3.molar hariç) değerlendirilmesi	451	10,03%
TME patolojilerinin değerlendirilmesi	111	2,47%
Sünnümerer diş	102	2,27%
Periapikal lezyon/lezyonların değerlendirilmesi	100	2,22%
Gömülü maksiller 3. molar dişlerin değerlendirilmesi	66	1,47%
Travma geçirmiş hastaların fraktür yönünden değerlendirilmesi	61	1,36%
Pre-operatif ortognatik cerrahi	61	1,36%
Cerrahi operasyon sonrası bölgenin değerlendirilmesi	61	1,36%
Greft bölgesinin değerlendirmesi	52	1,16%
Post-operatif implant değerlendirilmesi	47	1,05%
Yumuşak doku şişliklerinin değerlendirilmesi	37	0,82%
Kök rezorpsiyonunun değerlendirilmesi	36	0,80%
Fasiyal ağrı	34	0,76%
Paranasal sinüs patolojilerinin değerlendirilmesi	34	0,76%
Post-operatif ortognatik cerrahi	21	0,47%
Parestezi	19	0,42%
Dudak-damak yarığının değerlendirilmesi	18	0,40%
Kök artık/artıklarının değerlendirilmesi	17	0,38%
Enfeksiyonun değerlendirilmesi	17	0,38%
Oroantral fistülün değerlendirilmesi	17	0,38%
Mandibuler sinir	14	0,31%
Post-operatif lezyonların değerlendirilmesi	13	0,29%
Dental anomali	12	0,27%
Sünnümiş dişlerin köklerinin maksiller sinüsle ilişkisinin değerlendirilmesi	11	0,24%
İnternal rezorpsiyonun değerlendirilmesi	8	0,18%
Mental sinir	8	0,18%
Post-operatif travma kontrolü	6	0,13%
Osteonekroz bölgesinin değerlendirilmesi	6	0,13%
Dental travma	6	0,13%
Alveoler sinirlerin-kanalların incelenmesi	6	0,13%
Diş kırık şüphesi	6	0,13%
Apeks dışına taşmış kanal patının değerlendirilmesi	4	0,09%
Fasiyo-dento-alveolar anomalinin değerlendirilmesi	4	0,09%
İnsiziv sinir	4	0,09%
Sialolit	3	0,07%
Post-operatif apikal rezeksiyon değerlendirilmesi	3	0,07%
Aksesuar Kanal	3	0,07%

Çizelge 6.1. (devam) Endikasyonların sıklığına göre frekans dağılımı

Stilohyoid ligament kalsifikasyonunun değerlendirilmesi	2	0,04%
Yabancı cisim	2	0,04%
Pulpa ve kök kanallarının incelenmesi	1	0,02%

Şekil 6.1 ve çizelge 6.1'e bakarak 4090 hastada en sık sırasıyla implant planlaması (%31,16), mandibular 3. Molar dişlerin değerlendirilmesi (%23,64), lezyonların değerlendirilmesi (%12,59) ve gömülü dişlerin (3. Molar hariç) değerlendirilmesi (%10,09) amacıyla tarama yapıldığı görülmektedir. En sık başvuru yapılan bu dört endikasyonun bütün başvurulara oranı %77,48'dir.

Çizelge 6.1'de endikasyonlar istenme sıklığına göre sıralanmıştır. En az sıklıkla ise sırasıyla pulpa ve kök kanallarının incelenmesi(%0.02), yabancı cisim (%0.04) ve stilohyoid ligament kalsifikasyonunun değerlendirilmesi (%0.04) endikasyonları yer almaktadır.

Endikasyon listesinde belirtilen endikasyonlardan tek bir endikasyon ile başvuran hasta sayısı 3716, iki endikasyon ile başvuran hasta sayısı 342, üç endikasyon ile başvuran hasta sayısı 32, dört endikasyon ile başvuran hasta sayısı 1'dir.

Çizelge 6.2. Yaş ortalaması, standart sapma, en küçük ve en büyük yaş listesi

	Yaş Ortalaması	Standart Sapma	En Küçük	En Büyük
Kadın	37,07	±16,79	4	83
Erkek	39,05	±17,45	4	86
Toplam	37,92	±17,1	4	86

Çalışma grubundaki en küçük hasta yaşı her iki cinsiyette de 4, en büyük erkek hasta yaşı erkeklerde 86, kadınlarda 83 olarak tespit edildi. Çalışma grubunun yaş ortalaması 37,92, kadın hastaların yaş ortalaması 37,07, erkek hastaların yaş ortalaması 39,05 olarak bulunmuş ve yaş ortalamasının standart sapması sırasıyla ±17,1, ±16,79 ve ±17,45 olarak tespit edilmiştir. Çalışma grubundaki erkek hastaların yaş ortalaması kadın hastaların yaş ortalamasından yaklaşık iki değer fazladır.

KIBT taraması yapılan hastaların yaş gruplarına göre sayısal ve yüzdesel dağılımları çizelge 6.3’de ve sayısal dağılımları şekil 6.2’de verilmiştir.

Çizelge 6.3. Yaş gruplarının cinsiyete göre frekans dağılımı

Yaş grubu	Kadın	Erkek	Toplam
0-9	21 (%0,90)	27 (%1,55)	48 (%1,17)
10-19	320 (%13,64)	220 (%12,61)	540 (%13,20)
20-29	662 (%28,22)	374 (%21,44)	1036 (%25,33)
30-39	341 (%14,54)	306 (%17,55)	647 (%15,82)
40-49	332 (%14,15)	243 (%13,93)	575 (%14,06)
50-59	416 (%17,73)	319 (%18,29)	735 (%17,97)
60-69	193 (%8,23)	188 (%10,78)	381 (%9,32)
70-79	52 (%2,22)	61 (%3,50)	113 (%2,76)
80-89	9 (%0,38)	6 (%0,34)	15 (%0,37)
Toplam	2346 (%57,35)	1744 (%42,64)	4090 (%100)



Şekil 6.2. KIBT taraması yapılan hastaların cinsiyete göre yaş dağılımı

Çizelge 6.3’de görüldüğü üzere hastaların 2346’sı (%57,35) kadın, 1744’ü (%42,64) erkektir. Çalışma grubunda 18 yaş altı 490 (%11,98), 60 yaş üstü 509 (%12,44) birey bulunmaktadır. Çizelge incelemesine göre KIBT taramasının en çok sırasıyla 20-29, 50-

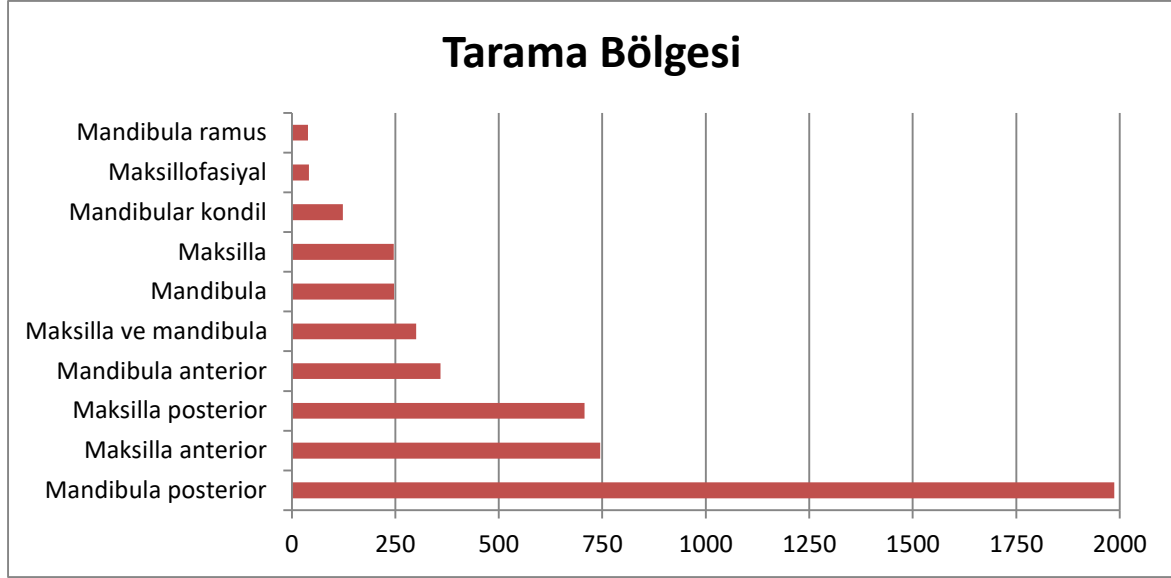
59, 30-39 yaş gruplarında ve en az sırayla 80-89, 0-9, 70-79 yaş gruplarında yapıldığı ve bu sıralamaların kadın ve erkek hastalar ayrı ayrı değerlendirildiğinde de aynı olduğu dikkat çekmiştir. Tablo ve şemanın incelenmesine göre her iki cinsiyet ve toplamda KIBT taramasının 20-29 yaş aralığında zirve yaptığı, bu aralıktan sonra 50-59 yaş aralığına kadar azaldığı ve 50-59 yaş aralığında tekrar zirve yaptığını söyleyebiliriz. İlk zirve yirmi yaş dişlerinin incelenmesi ile açıklanabilir.

Çalışma grubunun kadın/erkek oranı 1.34 olarak hesaplandı. 30 yaş altı grupta kadın/erkek oranı 1.61, 30 yaş üstü grupta kadın/erkek oranı 1.19'dur. Bu durum şekil 6.2'de 15-30 yaş arasında kadın hasta sayısının bariz şekilde daha fazla olması ile izlenmektedir. Tüm yaş grupları içerisinde sadece 0-9 ve 70-79 yaş gruplarında (en az hastanın yer aldığı üç gruptan ikisinde) erkek hasta sayısı daha fazladır. Bu iki yaş grubu haricindeki tüm yaş gruplarında kadın hasta sayısı daha fazla olmakla birlikte, her iki cinsiyette de en fazla hastanın yer aldığı 20-29 yaş grubu 1.77'lik oranla kadın/erkek oranının en fazla olduğu yaş grubu olması dikkat çekmiştir.

KIBT taraması yapılan hastaların tarama bölgelerine göre sayısal ve yüzdesel dağılımları çizelge 6.4'de ve sayısal dağılımları şekil 6.3'de verilmiştir.

Çizelge 6.4. Tarama bölgelerinin frekans dağılımı

Tarama Bölgesi	Sayı	Yüzde
Mandibula posterior	1987	41,45%
Maksilla anterior	745	15,54%
Maksilla posterior	707	14,75%
Mandibula anterior	359	7,49%
Maksilla ve mandibula	300	6,26%
Mandibula	247	5,15%
Maksilla	246	5,13%
Mandibular kondil	123	2,57%
Maksillofasiyal bölge	41	0,86%
Mandibula ramus	39	0,81%



Şekil 6.3. Tarama bölgelerinin frekans dağılımı

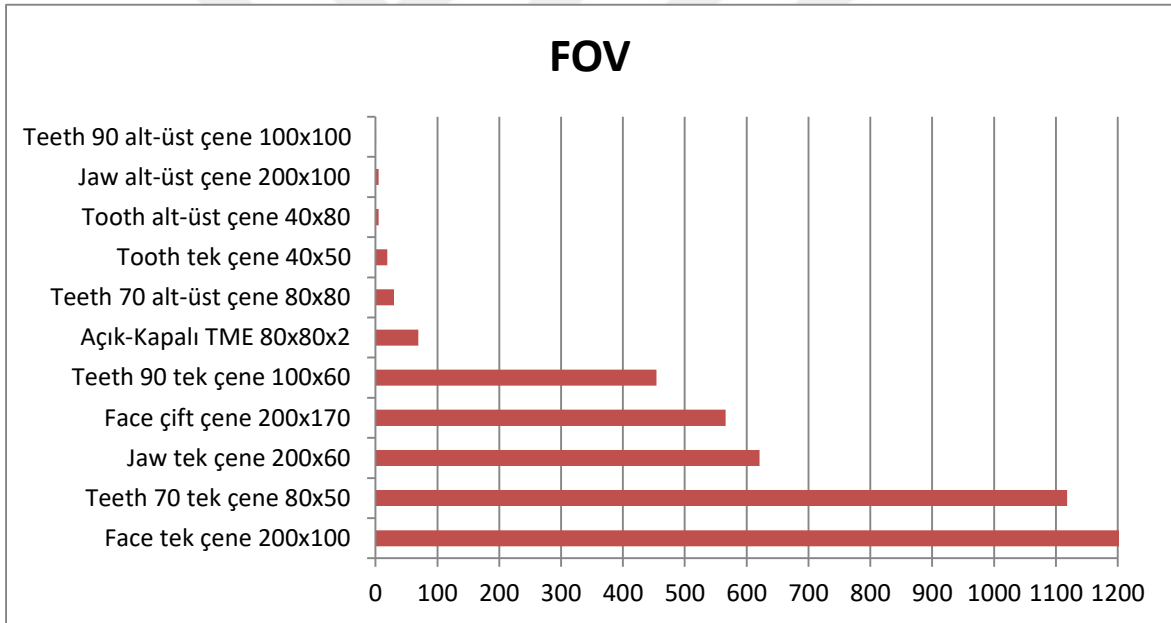
Yapılan çalışmada en çok sırasıyla mandibula posterior (41,45%), maksilla anterior (15,54%) ve maksilla posterior (14,75%) taranmıştır. En az ise sırasıyla mandibula ramus (0,81%), maksillofasiyal bölge (0,86%) ve mandibular kondil (2,57%) taraması yapılmıştır. En çok tarama yapılan üç bölge toplamda tüm taramaların %71,74'ünü oluşturmaktadır

Sadece tek çene taramalarında mandibula ve maksilla hemen hemen aynı sayıda taranmasına rağmen toplamda mandibula taramaları maksilla taramalarının 1.63 (2755/1689) kadarıdır. Mandibula posterior taramalarının (1987) yarısından fazlası (%53.19) mandibular 3.molar dişin inferior alveolar sinirle olan ilişkisinin (1057) değerlendirilmesidir. Maksilla posteriorda 3. molar diş lokalizasyonunun değerlendirilmesi tüm maksilla posterior taramalarının %9,33'ü (66/707) oluşturmaktadır.

KIBT taraması yapılan hastaların FOV moduna göre sayısal ve yüzdesel dağılımları çizelge 6.5'de ve sayısal dağılımları şekil 6.4'de verilmiştir.

Çizelge 6.5. FOV modlarının frekans dağılımı

Fov modu	Sayısı	Yüzde
Face tek çene 200x100	1202	29,39%
Teeth 70 tek çene 80x50	1118	27,33%
Jaw tek çene 200x60	621	15,18%
Face çift çene 200x170	566	13,84%
Teeth 90 tek çene 100x60	454	11,10%
Açık-Kapalı TME 80x80x2	69	1,69%
Teeth 70 alt-üst çene 80x80	30	0,73%
Tooth tek çene 40x50	19	0,46%
Tooth alt-üst çene 40x80	5	0,12%
Jaw alt-üst çene 200x100	5	0,12%
Teeth 90 alt-üst çene 100x100	1	0,02%



Şekil 6.4. FOV modlarının frekans dağılımı

Dentoalveolar (8 cm'den daha küçük FOV), fov modları; tooth tek çene ve tooth alt-üst çene modlarıdır. Maksillo-mandibular (8-15 cm arası FOV) fov modları teeth 70 tek çene (80x50), teeth 90 tek çene, teeth 70 alt-üst çene, teeth 90 alt-üst çene modlarıdır. İskeletsel (15-21 cm arası FOV) fov modları, jaw tek çene, jaw alt-üst çene, face tek çene, face çift çene modlarıdır. Çalışmada kullanılan Planmeca Promax 3D cihazında baş boyun (21 cm'den daha büyük FOV) fov modu bulunmamaktadır. TME (80x80x2) fov modu teeth 70

çift çene (80x80) fov modu ile aynı görüntüleme alanına sahip iki görüntüleme (sağ kondil ve sol kondil için) alanından oluşmaktadır.

En çok kullanılan face tek çene ve teeth 70 tek çene fov modu toplam 2320 kez (%56,72) kullanılarak, bütün taramaların yarısından fazlasını oluşturmaktadır. Çalışmada dentoalveolar fov modları 24 kez (%0.58), maksillo-mandibular fov modları 1672 kez (%40,88), iskeletsel fov modları 2394 kez (%58,53) kullanılmıştır

Çizelge 6.5'e göre; face tek çene (200x100) ve teeth 70 tek çene (80x50) fov modlarının çok sık, jaw tek çene (200x60), face çift çene (200x170) ve teeth 90 tek çene (100x60) fov modlarının orta sıklıkta, açık-kapalı TME (80x80), tooth 70 alt-üst çene (80x80), tooth 70 tek çene (40x50) fov modlarının az sıklıkta, tooth alt-üst çene (40x80), jaw alt-üst çene (200x100) ve teeth alt-üst çene (100x100) fov modlarının ise nadir kullanıldığı anlaşılmaktadır.

Pre-operatif implant endikasyonuna ilişkin yaş grupları içerisinde görülme sıklıkları karşılaştırıldığında, ilk üç yaş grubu arasında fark olmadığını ve benzer şekilde 50-59 yaş ile 60 yaş üstü hastalarda da fark olmadığını söylemek mümkündür. Yaş ilerledikçe endikasyonun görülme sıklığı artmaktadır.

Mandibular 3. molar diş endikasyonu 0-9 yaş ve 50 yaş üstü hastalarda nadiren gözlenirken, en sık görüldüğü yaş grubu 20-29 yaş grubudur.

Lezyon endikasyonu için yaş grupları arasında farklılık yaratan yaş grubu 20-29 yaş grubudur.

Gömülü dişler için 40 yaş üstü hastaların endikasyon görünme oranları arasında istatistiksel fark bulunmazken, 10-19 yaş grubu bu endikasyonun en sık gözleendiği yaş grubudur. Sürnümere diş endikasyonu için en yaygın görüldüğü yaş grubu 0-9 iken, 20 yaş üstü hastalarda farklılık gözlenmemiştir. Yaş artıkça görülme sıklığı da azalmaktadır.

Travma fraktür endikasyonu için 20-59 yaşları arasında hastalar benzer görülme sıklığına sahiptir.

Çizelge 6.6. Endikasyonların yaş gruplarına göre dağılımları

Endikasyon	Yaş Grupları							Toplam	p-value
	0-9	10-19	20-29	30-39	40-49	50-59	60 üstü		
Pre-operatif implant	0 (0.0%)	24 (4.4%)	86 (8.3%)	176 (27.2%)	271 (47.1%)	458 (62.3%)	344 (67.6%)	1359	0.000*
Mand. 3.molar	0 (0.0%)	123 (22.8%)	558 (53.9%)	188 (29.1%)	69 (12.0%)	30 (4.1%)	10 (2.0%)	978	0.000*
Lezyon	8 (16.7%)	75 (13.9%)	80 (7.7%)	118 (18.2%)	91 (15.8%)	82 (11.2%)	60 (11.8%)	514	0.000*
Gömülü dişler	11 (22.9%)	164 (30.4%)	102 (9.8%)	50 (7.7%)	28 (4.9%)	32 (4.4%)	13 (2.6%)	400	0.000*
TME	1 (2.1%)	13 (2.4%)	25 (2.4%)	19 (2.9%)	20 (3.5%)	16 (2.2%)	13 (2.6%)	107	0.832
Sürümere diş	20 (41.7%)	41 (7.6%)	14 (1.4%)	1 (0.2%)	3 (0.5%)	1 (0.1%)	1 (0.2%)	81	0.000*
Periapikal lezyon	0 (0.0%)	12 (2.2%)	19 (1.8%)	25 (3.9%)	13 (2.3%)	13 (1.8%)	4 (0.8%)	86	0.014*
Maksillar 3. molar	0 (0.0%)	4 (0.7%)	11 (1.1%)	8 (1.2%)	4 (0.7%)	4 (0.5%)	1 (0.2%)	32	0.424
Travma fraktür	4 (8.3%)	9 (1.7%)	14 (1.4%)	6 (0.9%)	8 (1.4%)	4 (0.5%)	9 (1.8%)	54	0.001*
Pre-op ortognatik cerrahi	0 (0.0%)	13 (2.4%)	35 (3.4%)	7 (1.1%)	2 (0.3%)	2 (0.3%)	1 (0.2%)	60	0.000*
Cerrahi bölgesi post-op	0 (0.0%)	1 (0.2%)	3 (0.3%)	2 (0.3%)	2 (0.3%)	3 (0.4%)	1 (0.2%)	12	0.989
Greft	0 (0.0%)	1 (0.2%)	6 (0.6%)	5 (0.8%)	8 (1.4%)	13 (1.8%)	5 (1.0%)	38	0.057
post-op implant	0 (0.0%)	2 (0.4%)	3 (0.3%)	5 (0.8%)	4 (0.7%)	21 (2.9%)	11 (2.2%)	46	0.000*
Yumuşak doku şişliği	1 (2.1%)	2 (0.4%)	6 (0.6%)	3 (0.5%)	4 (0.7%)	9 (1.2%)	3 (0.6%)	28	0.421
Kök rezorbsiyonu	0 (0.0%)	18 (3.3%)	8 (0.8%)	5 (0.8%)	3 (0.5%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	34	0.000*
Fasiyal ağrı	0 (0.0%)	0 (0.0%)	1 (0.1%)	2 (0.3%)	3 (0.5%)	8 (1.1%)	4 (0.8%)	18	0.028*
Paranasal sinüs	0 (0.0%)	2 (0.4%)	8 (0.8%)	4 (0.6%)	4 (0.7%)	4 (0.5%)	8 (1.6%)	30	0.344
Diğer	3 (6.3%)	36 (6.7%)	57 (5.5%)	23 (3.6%)	38 (6.6%)	35 (4.8%)	21 (4.1%)	213	0.125
Toplam	48	540	1036	647	575	735	509	4090	

*: Pearson Ki-Kare testine göre 0.05 düzeyinde anlamlı

Periapikal lezyon endikasyonu için 30-39 yaş grubu ile 60 üstü yaş grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark tespit edilmiştir. 60 yaş üstü hastalarda görülme sıklığı diğer yaş gruplarına göre daha düşüktür.

Preoperatif ortogonotik cerrahi endikasyonu için farklılık yaratan yaş grubu 20-29 yaş arasındır. Bu yaş aralığında endikasyon görülme sıklığı daha fazladır.

Post operatif implant endikasyonu için farklılık yaratan iki yaş grubu 20-29 yaş ve 50-59 yaş arasındır. Bu endikasyonun 50-59 yaş grubunda görülme sıklığı daha fazladır.

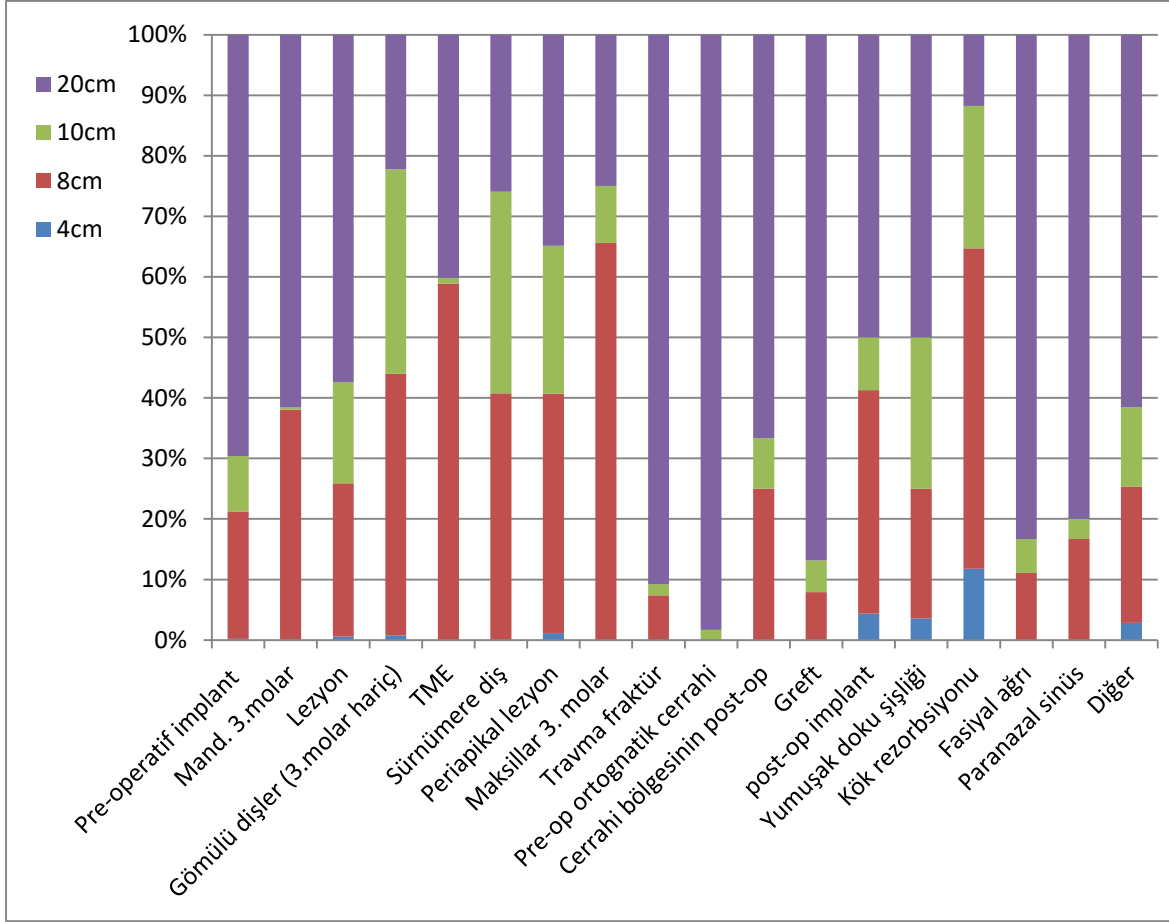
Kök rezorpsiyonu endikasyonu için 10-19 yaş grubunun farklılık yarattığını ve bu grup için endikasyon görülme oranının diğerlerinden yüksek olduğunu söylemek mümkündür.

Fasiyal ağrı endikasyonu için 50 yaş üstü hastalarda daha sık endikasyonla karşılaşmaktadır.

Çizelge 6.7. Endikasyonların Fov çapı düzeylerine göre dağılımları

Endikasyon	FOV ÇAPLARI				Toplam	p-value
	4cm	8cm	10cm	20cm		
Pre-operatif implant	3(0.2%)	286(21.0%)	124(9.1%)	946(69.6%)	1359	0.000*
Mand. 3.molar	1(0.1%)	371(37.9%)	4(0.4%)	602(61.6%)	978	0.000*
Lezyon	3(0.6%)	130(25.3%)	86(16.7%)	295(57.4%)	514	0.000*
Gömülü dişler (3.molar hariç)	3(0.8%)	173(43.3%)	135(33.8%)	89(22.3%)	400	0.000*
TME	0(0.0%)	63(58.9%)	1(0.9%)	43(40.2%)	107	0.000*
Sürümere diş	0(0.0%)	33(40.7%)	27(33.3%)	21(25.9%)	81	0.000*
Periapikal lezyon	1(1.2%)	34(39.5%)	21(24.4%)	30(34.9%)	86	0.000*
Maksillar 3. molar	0(0.0%)	21(65.6%)	3(9.4%)	8(25.0%)	32	0.000*
Travma fraktür	0(0.0%)	4(7.4%)	1(1.9%)	49(90.7%)	54	0.000*
Pre-op ortognatik cerrahi	0(0.0%)	0(0.0%)	1(1.7%)	59(98.3%)	60	0.000*
Cerrahi bölgesinin post-op	0(0.0%)	3(25.0%)	1(8.3%)	8(66.7%)	12	0.944
Greft	0(0.0%)	3(7.9%)	2(5.3%)	33(86.8%)	38	0.005*
post-op implant	2(4.3%)	17(37%)	4(8.7%)	23(50%)	46	0.005*
Yumuşak doku şişliği	1(3.6%)	6(21.4%)	7(25.0%)	14(50.0%)	28	0.017*
Kök rezorpsiyonu	4(11.8%)	18(52.9%)	8(23.5%)	4(11.8%)	34	0.000*
Fasiyal ağrı	0(0.0%)	2(11.1%)	1(5.6%)	15(83.3%)	18	0.202
Paranasal sinüs	0(0.0%)	5(16.7%)	1(3.3%)	24(80.0%)	30	0.114
Diğer	6(2.8%)	48(22.5%)	28(13.1%)	131(61.5%)	213	0.000*
Toplam	24	1217	455	2394	4090	

*: Pearson Ki-Kare testine göre 0.05 düzeyinde anlamlı



Şekil 6.5. Endikasyonlara göre fov çaplarının yüzdesel dağılımı

Çizelge 6.7’de birçok endikasyonun gerçekleşme durumu bakımından 4 farklı fov çapı arasında fark olduğunu söylemek mümkündür. Cerrahi bölgesinin post-operatif olarak değerlendirilmesi, fasiyal ağrı ve paranasal sinüs değerlendirmesi ise dört farklı fov çapı arasında fark yoktur ($p\text{-value}>0.05$).

Post operatif implant ve yumuşak doku şişliğinin değerlendirilmesi 4 cm’lik fov çapı ile diğer üç fov çapı arasında fark vardır.

Greft değerlendirilmesi, maksillar 3. molar diş değerlendirilmesi, travma fraktür, pre-operatif ortognatik cerrahi, endikasyonlarında ise 10 ve 20 cmlik fov çapları arasında fark gözlenmezken, daha dar fov çaplarında maksillar 3. molar diş endikasyonunun gözlenme oranı daha fazla; greft değerlendirilmesinin ise daha düşüktür.

Pre-operatif implant ve lezyon endikasyonlarında tüm fov çap grupları arasında anlamlı farklılıklar gözlenmekle beraber, fov çapı arttıkça, endikasyon görülme sıklığı artmaktadır.

Mandibular 3. molar, gömülü diş, TME, sürnümere diş, periapikal lezyon, kök rezorpsiyonu endikasyonlarında da tüm fov çap grupları arasında anlamlı farklılıklar gözlenmekle beraber, fov çapı arttıkça, endikasyon görülme sıklığı azalmaktadır.

Çizelge 6.8'de verilen sonuçlar incelendiğinde tarama bölgelerinin karşılaştırılmasında, cerrahi bölgesinin post-operatif değerlendirilmesi, post operatif implant, yumuşak doku şişliği ve fasiyal ağrı endikasyonları ($p>0.05$) dışında diğer tüm endikasyonlarda tarama bölgeleri arasında anlamlı farklılıklar tespit edilmiştir.

Preoperatif implant planlı endikasyonu için taramanın gözlendiği en yoğun bölge maksilla ve mandibulanın birlikte değerlendirilmesidir. Preoperatif implant planlaması endikasyonunun mandibula ramus ile birlikte izlendiği tüm vakalarda ikinci endikasyon olarak greft bölgesinin değerlendirilmesi endikasyonuna rastlanıldı.

Mandibular 3. molar diş endikasyonu için mandibula posterior tarama bölgesi diğer bölgelerden oldukça farklı ve yüksek bir orana sahiptir. Maksillar 3. molar diş endikasyonuna birçok bölgede rastlanmamakla beraber en yaygın gözlendiği bölge maksilla posteriodur. Bu iki endikasyonun doğal lokalizyonu dışındaki tarama bölgelerinde istendiği vakalarda ikinci bir endikasyonla birlikte KIBT taraması istendiği tespit edildi.

Lezyon değerlendirilmesinde mandibula, mandibula posterior, maksilla anterior ve maksilla posterior bölgelerine ilişkin oranlar arasında fark yoktur.

Gömülü diş endikasyonunda ise farklılığı yaratan tarama bölgesi mandibula anterior iken TME endikasyonu için maksillofasiyal ve mandibular kondil bölgeleri farklılık yaratmıştır. Sürnümere diş endikasyonunda maksilla anterior bölgesinin diğer tüm bölgelerden farklı ve yüksek oranda gözlendiği tespit edilmiştir. Periapikal lezyon endikasyonunda ise benzer şekilde maksilla anterior bölgesi öne çıkmaktadır.

Maksillar 3. molar dişin mandibula posterior ile birlikte değerlendirildiği vakalarda ikinci endikasyon olarak mandibular 3. molar dişin değerlendirilmesi izlendi ve bu vakalarda maksilla posterior tarama bölgesi de mevcuttu.

Çizelge 6.8. Endikasyonların tarama bölgelerine göre dağılımları

TARAMA BÖLGELERİ												
Endikasyon	Mand	Maks	Mand Ant	Mand Post	Maks Ant	Maks Post	Maks Mand	Maksillo-fasiyal	Mand Ramus	Mand Kond	Toplam	p-value
Pre-operatif implant	150 (61.4%)	145 (59.4%)	159 (46.3%)	348 (20.2%)	147 (21.7%)	194 (50.9%)	207 (69%)	0(0.0%)	9 (25.0%)	0 (0.0%)	1359	0.000*
Mand. 3.molar	3 (1.2%)	0 (0.0%)	3 (0.8%)	961 (55.9%)	3 (0.4%)	3 (0.7%)	3 (1.0%)	1 (2.3%)	1 (2.7%)	0 (0.0%)	978	0.000*
Lezyon	31 (12.7%)	18 (7.3%)	84 (24.4%)	210 (12.2%)	103 (15.2%)	45 (11.8%)	5 (1.6%)	3 (7.1%)	15 (41.6%)	0 (0.0%)	514	0.000*
Gömülü dişler	6 (2.4%)	12 (4.9%)	42 (12.2%)	73 (4.2%)	243 (36.0%)	23 (6.0%)	1 (0.3%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	400	0.000*
TME	0 (0.0%)	2 (0.8%)	0 (0.0%)	2 (0.1%)	0 (0.0%)	1 (0.2%)	3 (1.0%)	7 (16.6%)	0 (0.0%)	92 (85.1%)	107	0.000*
Sürnümere diş	2 (0.8%)	0 (0.0%)	3 (0.8%)	17 (0.9%)	52 (7.7%)	6 (1.5%)	0 (0.0%)	1 (2.3%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	81	0.000*
Periapikal lezyon	0 (0.0%)	4 (1.6%)	10 (2.9%)	33 (1.9%)	31 (4.5%)	8 (2.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	86	0.000*
Maksillar 3. molar	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	2 (0.1%)	0 (0.0%)	30 (7.8%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	32	0.000*
Travma fraktür	10 (4.0%)	2 (0.8%)	5 (1.4%)	6 (0.3%)	2 (0.2%)	0 (0.0%)	11 (3.6%)	7 (16.6%)	2 (5.5%)	9 (8.3%)	54	0.000*
Pre-op ortognatik cerrahi	6 (2.4%)	10 (4.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	1 (0.1%)	0 (0.0%)	34 (11.3%)	7 (16.6%)	2 (5.5%)	0 (0.0%)	60	0.000*
Cerrahi bölgesi post-op	2 (0.8%)	1 (0.4%)	2 (0.5%)	3 (0.1%)	0 (0.0%)	2 (0.5%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	1 (2.7%)	1 (0.9%)	12	0.049
Greft	5 (2.0%)	4 (1.6%)	4 (1.1%)	3 (0.1%)	8 (1.1%)	3 (0.7%)	6 (2.0%)	1 (2.3%)	4 (11.1%)	0 (0.0%)	38	0.000*
Post-op implant	6 (2.4%)	3 (1.2%)	8 (2.3%)	12 (0.6%)	10 (1.4%)	4 (1.0%)	3 (1.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	46	0.116
Yumuşak doku şişliği	2 (0.8%)	1 (0.4%)	5 (1.4%)	8 (0.4%)	9 (1.3%)	2 (0.5%)	1 (0.3%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	28	0.296
Kök rezorbsiyonu	0 (0.0%)	0 (0.0%)	4 (1.1%)	9 (0.5%)	16 (2.3%)	5 (3.1%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	34	0.000*
Fasiyal ağrı	0 (0.0%)	2 (0.8%)	2 (0.5%)	2 (0.1%)	5 (0.7%)	2 (0.5%)	4 (1.3%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	1 (0.9%)	18	0.123
Paranasal sinüs	1 (0.4%)	11 (4.5%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	4 (0.5%)	13 (3.4%)	0 (0.0%)	1 (2.3%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	30	0.000*
Diğer	20 (8.1%)	29 (11.8%)	12 (3.4%)	28 (1.6%)	41 (6.0%)	40 (10.4%)	22 (7.3%)	14 (33.3%)	2 (5.5%)	5 (4.6%)	213	0.000*
Toplam	244	244	343	1717	675	381	300	42	36	108	4090	

*: Pearson Ki-Kare testine göre 0.05 düzeyinde anlamlı

Travma fraktür endikasyonu için maksillofasiyal bölgede endikasyon gözlenme sıklığı yüksektir.

Pre-ortognotik cerrahi endikasyonunun tarama bölgelerine göre dağılımı incelendiğinde, maksilla ve mandibula bölgesi ile maksillofasiyal bölge arasında fark olmadığı ve bu iki bölgede diğer bölgelere kıyasla daha yoğun bir endikasyon olduğu gözlenmiştir.

Greft değerlendirmesi için mandibula ramus bölgesinde istatistiksel olarak anlamlı fark tespit edilmiştir.

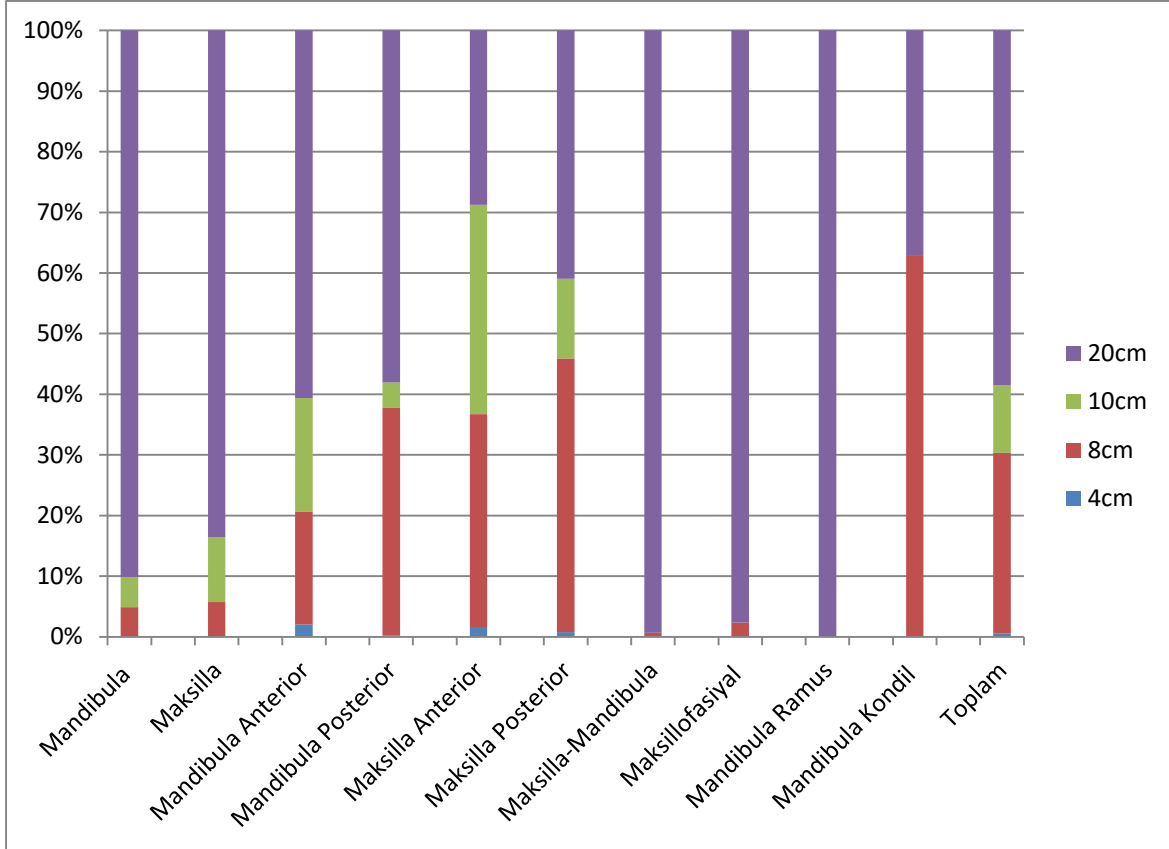
Kök rezorpsiyonu endikasyonu için farklılık gözlenen iki tarama bölgesi mandibula posterior ile maksilla anterior bölgeleridir.

Paranasal sinüs endikasyonu için ise diğerlerinden farklı olan tarama bölgesi maksilladır.

Çizelge 6.9. Tarama bölgeleri ve fov çapı düzeyleri dağılımı (frekans ve sütun yüzdeleri)

FOV ÇAPLARI						
Tarama Bölgesi	4cm	8cm	10cm	20cm	Toplam	p-value
Mandibula	0 (0.0%)	12 (1.0%)	12 (2.6%)	220 (9.2%)	244	0.000*
Maksilla	0 (0.0%)	14 (1.2%)	26 (5.7%)	204 (8.5%)	244	
Mand Ant	7 (29.2%)	64 (5.3%)	64 (14.1%)	208 (8.7%)	343	
Mand Post	3 (12.5%)	647 (53.2%)	70 (15.4%)	997 (41.6%)	1717	
Maks Ant	11 (45.8%)	237 (19.5%)	233 (51.2%)	194 (8.1%)	675	
Maks Post	3 (12.5%)	172 (14.1%)	50 (11.0%)	156 (6.5%)	381	
Maksilla- Mandibula	0 (0.0%)	2 (0.2%)	0 (0.0%)	298 (12.4%)	300	
Maksillofasiyal	0 (0.0%)	1 (0.1%)	0 (0.0%)	41 (1.7%)	42	
Mandibula Ramus	0 (0.0%)	0 (0.0%)	0 (0.0%)	36 (1.5%)	36	
Mand. Kondil	0 (0.0%)	68 (5.6%)	0 (0.0%)	40 (1.7%)	108	
Toplam	24	1217	455	2394	4090	

*: Pearson Ki-Kare testine göre 0.05 düzeyinde anlamlı



Şekil 6.6. FOV çaplarının tarama bölgelerine göre yüzdesel dağılımı

Çizelge 6.9’da tarama bölgeleri ve fov çaplarına ilişkin iki değişkenli dağılım verilmiştir. Tarama bölgeleri bakımından fov çapları karşılaştırılmıştır ve düzeyler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark tespit edilmiştir ($p=0.000$). Bununla birlikte tarama bölgesi ve FOV çapı arasında Phi korelasyon katsayısına göre yaklaşık 0.53’lük orta derecede ilişki olduğunu söylemek mümkündür ($p=0.000$).

4cm fov çapı en çok maksilla anterior ve mandibula anteriorda, 8 cm fov çapı mandibula posterior ve maksilla anteriorda, 10 cm fov çapı en çok maksilla anterior ve mandibula posteriorda, 20 cm fov çapı en çok mandibula posterior, maksilla ve mandibulada izlenmiştir.

20cm fov çapı kullanımı alt ve üst çenelerin birlikte değerlendirilmesinde çenelerin tek tek değerlendirilmesinden daha fazladır.

Mandibular ramus taramaları sadece 20 cm fov çapı kullanılmıştır. Mandibular kondil taramalarında daha çok 8 olmakla birlikte 20 cm fov çapıda kullanılmıştır.

Maksilla ve mandibulanın beraber değerlendirilmesinin istendiği iki, maksillofasiyal bölgenin değerlendirilmesinin istendiği bir hastada 8 cm fov çapı kullanılmıştır.

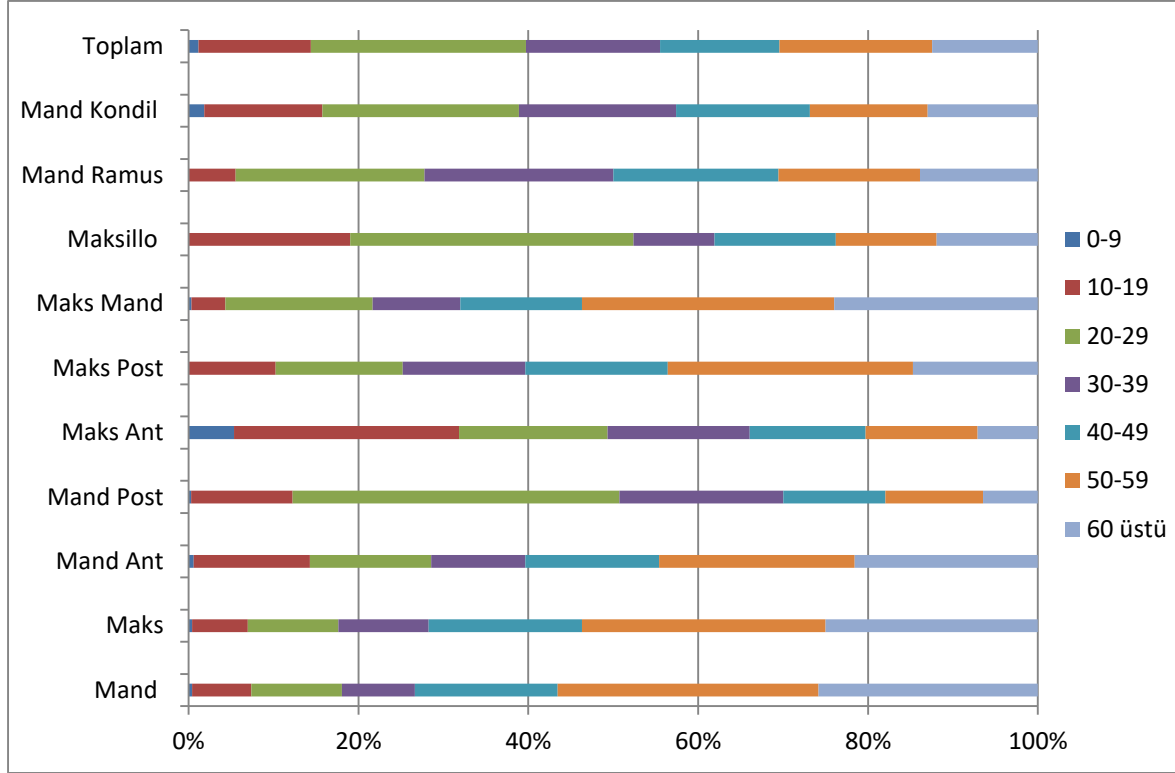
Çizelge 6.10. Tarama bölgeleri ve yaş grupları dağılımı (frekans ve sütun yüzdeleri)

Tarama Bölgesi	YAŞ							Toplam	p-value
	0-9	10-19	20-29	30-39	40-49	50-59	60 üstü		
Mandibula	1 (2.1%)	17 (3.1%)	26 (2.5%)	21 (3.2%)	41 (7.1%)	75 (10.2%)	63 (12.4%)	244	0.000*
Maksilla	1 (2.1%)	16 (3.0%)	26 (2.5%)	26 (4.0%)	44 (7.7%)	70 (9.5%)	61 (12.0%)	244	
Mand Ant	2 (4.2%)	47 (8.7%)	49 (4.7%)	38 (5.9%)	54 (9.4%)	79 (10.7%)	74 (14.5%)	343	
Mand Post	5 (10.4%)	205 (38.0%)	661 (63.8%)	331 (51.2%)	207 (36.0%)	197 (26.8%)	111 (21.8%)	1717	
Maks Ant	36 (75.0%)	179 (33.1%)	118 (11.4%)	113 (17.5%)	92 (16.0%)	89 (12.1%)	48 (9.4%)	675	
Maks Post	0 (0.0%)	39 (7.2%)	57 (5.5%)	55 (8.5%)	64 (11.1%)	110 (15.0%)	56 (11.0%)	381	
Maks Mand	1 (2.1%)	12 (2.2%)	52 (5.0%)	31 (4.8%)	43 (7.5%)	89 (12.1%)	72 (14.1%)	300	
Maksillo	0 (0.0%)	8 (1.5%)	14 (1.4%)	4 (0.6%)	6 (1.0%)	5 (0.7%)	5 (1.0%)	42	
Mand Ramus	0 (0.0%)	2 (0.4%)	8 (0.8%)	8 (1.2%)	7 (1.2%)	6 (0.8%)	5 (1.0%)	36	
Mand Kondil	2 (04.2%)	15 (2.8%)	25 (2.4%)	20 (3.1%)	17 (3.0%)	15 (2.0%)	14 (2.8%)	108	
Toplam	48	540	1036	647	575	735	509	4090	

*: Pearson Ki-Kare testine göre 0.05 düzeyinde anlamlı

Çizelge 6.10'da tarama bölgeleri ve yaş gruplarına ilişkin iki değişkenli dağılım verilmiştir. Tarama bölgeleri bakımından yaş grupları karşılaştırılmıştır ve yedi yaş grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark tespit edilmiştir ($p=0.000$). Bununla birlikte tarama bölgesi ve yaş arasında phi korelasyon katsayısına göre yaklaşık 0.46'lık orta derecede ilişki olduğunu söylemek mümkündür ($p=0.000$).

Tarama bölgesi bakımından özellikle maksillofasiyal bölge, mandibula ramus ve mandibular kondil bölgelerinde yaş grupları arasında farklılık yoktur. Ancak mandibula posterior ve maksilla anterior bölgelerinde yaşın etkisi ortaya çıkmaktadır. Bu bölgelerde her bir yaş grubunun oranının farklı olduğu % 95 güven düzeyinde söylenebilmektedir. Mandibula posterior bölgesinde en çok gözlenen yaş grubu 20-29 iken, maksilla anterior bölgesinde 0-9 yaşır.

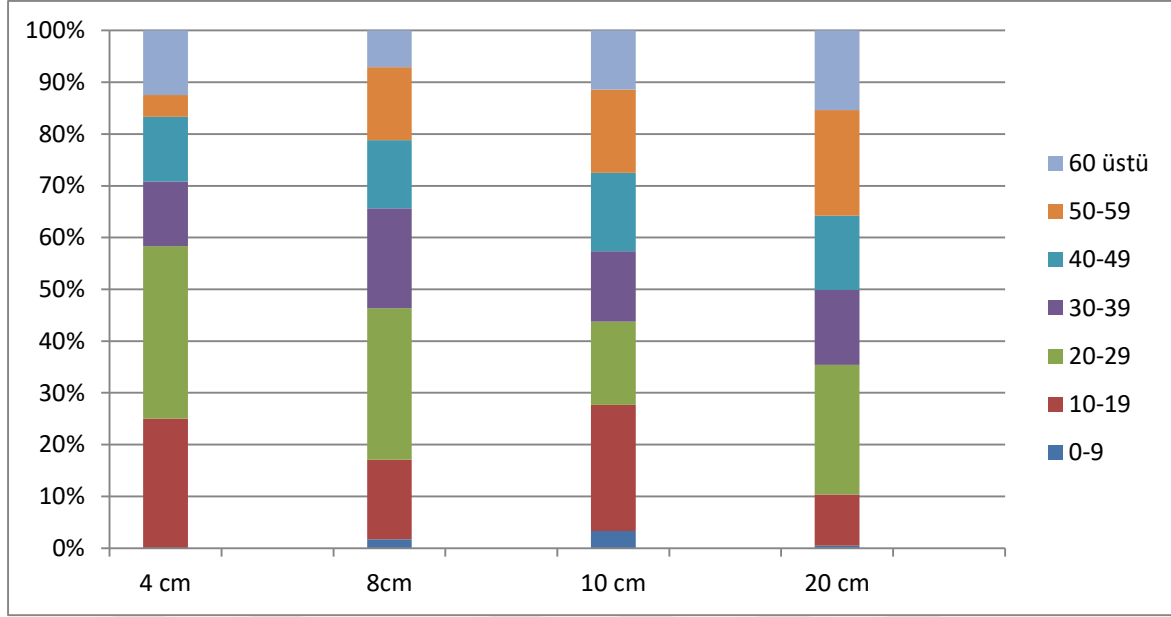


Şekil 6.7. Tarama bölgelerinde yaş gruplarının yüzdesel dağılımı

Çizelge 6.11. Fov çapı düzeyleri ve yaş grupları dağılımı (frekans ve sütun yüzdeleri)

Fov Çapları	YAŞ							Toplam	P-değeri
	0-9	10-19	20-29	30-39	40-49	50-59	60 üstü		
4 cm	0 (0.0%)	6 (1.0%)	8 (0.8%)	3 (0.5%)	3 (0.5%)	1 (0.1%)	3 (0.6%)	24	0.000*
8cm	21 (43.8%)	187 (34.6%)	356 (34.4%)	235 (36.3%)	160 (27.8%)	172 (23.4%)	86 (16.9%)	1217	
10 cm	15 (31.3%)	111 (20.6%)	73 (7.0%)	62 (9.6%)	69 (12.0%)	73 (9.9%)	52 (10.2%)	455	
20 cm	12 (25.0%)	236 (43.7%)	599 (57.8%)	347 (53.6%)	343 (59.7%)	489 (66.5%)	368 (72.3%)	2394	
Toplam	48	540	1036	647	575	735	509	4090	

*: Pearson Ki-Kare testine göre 0.05 düzeyinde anlamlı



Şekil 6.8. FOV çaplarında yaş gruplarının yüzdesel dağılımı

Çizelge 6.11’de fov çap düzeyleri ve yaş gruplarına ilişkin iki değişkenli dağılım verilmiştir. Fov çapları bakımından yaş grupları karşılaştırılmıştır ve yedi yaş grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark tespit edilmiştir ($p=0.000$). Bununla birlikte fov çapı ve yaş arasında Gamma korelasyon katsayısına göre yaklaşık 0.20’lik pozitif yönlü zayıf ilişki olduğunu söylemek mümkündür ($p=0.000$).

Yaş grupları kendi içinde karşılaştırıldığında en küçük fov çapı grubu için yaş değişkenliği gözlenmezken, yaşın etkisi, daha büyük fov çaplarında gözlenebilmektedir. İlk iki yaş grubu olan 0-9 ve 10-19 yaşları arasında fark olmadığını ve benzerliğin fov çapı arttıkça da değişmediğini söylemek mümkündür. Fov çapı arttıkça 20-29 yaş grubunun diğerlerinden farklılık gösterdiği daha ileri yaş gruplarının ise benzer olduğunu söylemek mümkündür.

7. TARTIŞMA

Bu araştırmada Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı'nda 2015 ve 2016 yıllarında KIBT taraması için yönlendirilen hastaların KIBT istem formu incelenmiştir ve tomografi görüntüleri ile karşılaştırılarak değerlendirmeye alınmıştır. Tüm tomografi görüntüleri Planmeca 3D Mid KIBT cihazında taranmıştır ve Planmeca Romexis 2.7.0R programı kullanılarak kaydedilmiştir.

Literatürde dental KIBT kullanımı ile ilgili, KIBT taramalarında hasta yaşı, cinsiyet, endikasyon, tarama bölgesi ve FOV çaplarının birlikte değerlendirildiği makaleye rastlanılmadı. Literatürde konu ile ilgili benzer çalışmalar: KIBT endikasyonlarının değerlendirilmesi [86,121-123] KIBT endikasyon ve FOV çaplarının değerlendirilmesi [124,125], implant gibi belirli bir endikasyonda kullanılan FOV çaplarının değerlendirilmesi [126], KIBT'de izlenen rastlantısal bulguların değerlendirilmesi gibi [127] retrospektif çalışmalar ve KIBT diş hekimliğinde kullanımı ile ilgili derlemelerdir.

KIBT taraması yapılan benzer çalışmalarda kadın hastaların oranı %53,84 [86], %60.1[123], %61.8 [127] ve %51,7 [121] olarak bildirilmiştir. Çalışmalarda KIBT taramasına en sık başvuru nedeni diş eksikliği (%29,82) [86], implant %46,6 [123], %67.8 [127], gömülü dişlerin değerlendirilmesi %32,13 [121] olarak bildirilmiştir. Bizim çalışmamızda belirtilen çalışmalardaki gibi KIBT taraması daha çok kadın hastalarda yapılmıştır ve pre-operatif implant planlamasının istem sıklığı %30,98, post-operatif implant değerlendirmesinin istem sıklığı %1,05'dir. Bizim çalışmamızda pre-operatif implant planlamasının istemi en sık yapılan başvuru olsa da, diğer çalışmalar gibi gömülü dişlerin değerlendirilmesi (%35) tek bir ana başlık olarak değerlendirildiğinde, en sık istem nedeni belirtilen çalışmalardan sadece biriyle aynı olarak gömülü diş değerlendirilmesi endikasyonu ile öne çıkmaktadır.

Yukarıda belirtilen çalışmaların aksine erkeklerin daha fazla KIBT taraması yaptırdığı çalışmalar da vardır. KIBT'de tesadüfi bulguların incelendiği 795 hastanın yer aldığı retrospektif bir çalışmada hastaların %56.7'sinin erkek olduğu bildirilmiştir. Aynı çalışmada KIBT incelemesi yapılan hastaların %21.9 ile en çok Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi uzmanları ve ikinci olarak %14.2 ile Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi uzmanları tarafından yönlendirildiği bildirilmiştir [128]. Ertaş ve Kalabalık'ın çalışmasında KIBT

isteminin sırasıyla en çok Ağız Diş ve Çene Cerrahisi, Ortodonti ve Ağız Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim dallarından yapıldığını ve radyoloji kliniğinden yapılan istemlerin pre-operatif implant değerlendirmesi hariç diğer endikasyonların cerrahi kliniği ile oldukça paralel olduğunu bildirmiştir [121]. Bizim çalışmamızda KIBT istemlerinin gönderildiği klinikler ve istem yapan diş hekimlerinin uzmanlık alanlarının dağılımları incelenmemiştir.

Aktan ve ark., Barba ve ark. ve Ertaş ve Kalabalık'ın çalışmalarında sırasıyla hastaların ortalama yaşları 29,7, 49.4 ($\pm 17,4$), 32,56 olarak bulunmuştur. Mevcut çalışmada hastaların yaş ortalaması 37.92 ($\pm 17,1$) ile yukarıda bahsedilen üç çalışmanın ortalamasına yakın bulundu. Allareddy ve ark.'nın çalışmasında KIBT taraması en çok sırasıyla 51-60, 61-70 ve 11-20 yaş aralığında yapıldığını bildirmiştir [127]. Bizim çalışmamızda KIBT taraması en çok sırasıyla 20-29, 50-59, 30-39 yaş grupları arasında yapılmıştır.

KIBT sıklıkla gömülü dişlerin konumlarının belirlenmesi için kullanılmaktadır [129]. Özellikle 3. molar dişlerin gömülü kalması hastada çeşitli rahatsızlıklara neden olurken; gömülü dişlerin sinir ile olan ilişkisi, diş pozisyonu, bukkal ve lingual yönde komşuluklarının operasyon öncesi cerraha yol göstermesi açısından KIBT görüntülerinin değerlendirilmesi gerekir [130]. Mandibular 3. Molar dişlerin mandibular kanal ile olan ilişkisinin değerlendirilmesinde KIBT rutin olarak değil, geleneksel tekniklerle diş köklerinin mandibular kanal kortikal sınırında kesinti izlendiğinde ve ilgili diş köklerinin mandibular kanal üzerine süperpoze olduğu durumlarda gerekli olduğu belirtilmektedir [117,131,132].

Çalışmada gömülü dişlerin değerlendirme sıklığı %35 (%23,5 mandibular 3. molar, %10,03 3.molar diş hariç gömülü dişler, %1,47 maksillar 3. molar dişler) ile en sık endikasyon olmuştur. Ülkemizde yapılan toplam 845 hastanın yer aldığı benzer çalışmanın birinde gömülü dişlerin değerlendirilmesinin sıklığı %9,82 ile dördüncü en sık endikasyon [86], toplam 470 hastanın yer aldığı bir diğer çalışmada ise gömülü dişlerin değerlendirme oranı %32,13 ile en sık değerlendirilen endikasyon olduğu bildirilmiştir [121]. Ülkemizde yapılan 0-18 yaş arası KIBT taramalarının değerlendirildiği bir çalışmada gömülü dişlerin değerlendirilme sıklığı %34,3 olarak ikinci en sık endikasyon olarak bildirilmiştir [122]. Yurtdışında yapılan 526 hastanın yer aldığı çalışmada ise gömülü dişlerin değerlendirilmesinin sıklığı %4,7 olarak bildirilmiştir [123]. KIBT görüntülerinin rastlantısal bulgularının incelendiği bir çalışmada gömülü dişlerin değerlendirilmesi

%11 ile en sık ikinci başvuru nedeni olarak bildirilmiştir [127]. Gömülü dişlerin pozisyonu ve çevre anatomik yapılarla ilişkisinin değerlendirilmesi diğer çalışmalardan daha fazla çıkmıştır. Gömülü dişlerin değerlendirilmesinde oransal olarak mevcut çalışmaya en yakın sonuç ülkemizde Işıman ve ark.'nın 0-18 yaş grubu çalışması ile Ertaş ve Kalabalık'ın tüm yaş gruplarını incelediği çalışma olmuştur.

Lucia ve ark.'nın benzer bir çalışmasında KIBT ile taranmak istenilen bölge olarak en sık çenelerin posterioru (%79,2, mandibular posterior %44,1 + maksilla posterior %35,1) olarak bildirilmiştir [123]. Bizim çalışmamızda da benzer şekilde mandibula posterior %41,45, maksilla posterior %14,75 ile toplamda çenelerin posterioru taranmak istenilen bölgelerin %56,2'sini oluşturarak en sık tarama yapılan bölge olmuştur. Aynı çalışmada maksilla posteriorda en sık istem nedeni endodontik (%49,1) ve dental travma (%41,2), mandibula posteriorda diş çekimi (%75) ve implant (%43,5), maksilla anteriorda ise gömülü diş çekimi (%83,3) olarak bulunmuştur [123]. Bizim çalışmamızda mandibula posteriorda en sık istem nedeni mandibular 3. molar diş çekimi, maksilla posteriorda pre-operatif implant planlaması ve maksilla anteriorda gömülü diş değerlendirmesidir. Maksilla posterior hariç belirtilen tarama bölgelerinde en sık izlenen endikasyonlar birbirine benzerlik görüldü.

Çocuk hastalarda yapılan retrospektif bir çalışmada en sık tarama endikasyonu diş lokalizasyonunun belirlenmesi ve en sık tarama yapılan bölgelerin sırasıyla maksilla anterior, mandibula anterior ve maksilla posterior olarak bildirilmiştir [125]. Bizim çalışmamızda 0-19 yaş grubunda en çok görüntüleme sırasıyla maksilla anterior, mandibula posterior ve mandibula anterior bölgelerinde yapılmıştır. Bizim çalışmamızda da 0-19 yaş grubunda KIBT'in en sık istem nedeni diş lokalizasyonunun belirlenmesi olmasına rağmen; tarama bölgesi olarak mandibula posterior diğer çalışmaya kıyasla daha çok görüntülenmiştir.

Çok amaçlı dental KIBT üniteleri çeşitli hacim boyutları sunmalıdır ve incelemede klinik duruma uygun, daha az hasta radyasyon dozunda en küçük hacim boyutu kullanılmalıdır. KIBT cihazı farklı endikasyonlarda kullanılabilmesi ve hasta radyasyon dozunun optimizasyonu amacıyla farklı voksel ve FOV seçeneklerine sahip olmalıdır [6]. Çalışmada kullanılan KIBT cihazının 4, 8 ve 10 cm FOV çaplarında voksel boyutu minimum 0,2 mm, 20 cm FOV çaplarında minimum 0,4 mm'dir. Voksel boyutu uzaysal çözünürlükle ilişkili

olduğu için daha büyük voksellerle elde edilen görüntülere göre küçük voksel boyutları daha net ve kaliteli görüntüler sağlar [133]. Voksel büyüklüğü, detay gerektiren dental travmanın değerlendirilmesi gibi durumlarda tanısal performansı etkileyebilir [134-136].

Barba ve ark.'nın yaptığı çalışmada FOV küçük (8cm'den küçük çap) ve orta (8-14 cm çap arasında) olarak sınıflandırılmıştır ve küçük FOV %56,8, orta FOV %43,2 sıklığında kullanılmıştır. Çocuk hastalarda küçük FOV %58,8, adolesan ve gençlerde küçük FOV sırasıyla %70,8 ve %56,7 olarak kullanılmıştır [123]. Mevcut çalışmada 8 mm çapında FOV kullanım oranı %41,47'dir. Çalışmada ortalama kullanılan FOV çapı belirtilen çalışmadan daha büyüktür. Bu durum hasta endikasyon dağılım farkları, hastaların dental sağlık durumu, hasta yaşı dağılımı, klinisyenin yorum farkı, KIBT cihazları arasındaki farklılıklar gibi nedenlerle açıklanabilir.

İmplant planlamasında klinik muayene ve konvansiyonel radyografilerin ilgili anatomik sınırları veya önemli anatomik yapıların yerlerini yeterince göstermediği durumlarda kesitsel görüntüleme önerilmiştir [137]. Radyasyonun zararlı etkilerinden dolayı birden fazla implant yerleştirecek vakalarda KIBT kullanılması önerilmektedir [138]. İmplant tedavisinde kullanılan radyografi tekniklerinin incelendiği bir çalışmada hasta yaşı ortalaması 53.6, en çok kullanılan FOV modu 6x6cm, küçük FOV (8cm'den küçük çap) kullanımı tüm KIBT taramalarının %77,7sini oluşturduğunu bildirmişlerdir [126]. Allareddy ve ark.'nin çalışmasında KIBT inceleme nedenleri arasında implant planlaması %67,8 ile en çok KIBT istem nedeni olmuştur [127]. Barba ve ark.'nın çalışmasında implant nedeniyle yapılan KIBT taramalarının %54,1 ile orta (8-14 cm çap arasında) fov çapı, %45,9 ile küçük (8cm'den küçük çap) fov çapının kullanıldığı bildirilmiştir [123]. Ertaş ve Kalabalık 30 yaş ve üzerindeki hastalarda en sık KIBT başvuru nedeninin implant planlaması olduğunu bildirmiştir [121]. Mevcut çalışmada implant hastalarının ortalama yaşı 50,45'dir. Kullanılan FOV çaplarının oran dağılımı %69,6 20 cm fov çapı, %21 8 cm fov çapı, %9,1 10 cm fov çapı ve %0,2 4 cm fov çapı şeklindedir. Yukarıda belirtilen çalışma ile kıyaslandığında bu çalışmadaki implant hastalarının yaş ortalaması daha genç ve kullanılan FOV alanı ortalama olarak daha büyüktür. Bu durumun sebebi olarak Türk toplumundaki erken diş kaybı düşünülmektedir. Erken diş kayıpları hastaların daha erken yaşlarda ileri görüntüleme tekniklerine ve daha fazla radyasyona maruz kalmasına neden olabilmektedir.

Post operatif implant mobilitesi veya his değişikliği bulunan vakalarda ilgili bölgenin kesitsel görüntülenmesi KIBT ile yapılabilir [3]. Aktan ve ark.'nın çalışmasında post operatif implant değerlendirmesi tüm istem nedenleri arasında %0,71 oranında olduğu bildirilmiştir [86]. Bu çalışmada post operatif implant değerlendirilmesi oranın %1.05 ile belirtilen çalışmadan biraz yüksek oranda olduğu görülmektedir.

KIBT kullanılarak yapılan ortodontik analizlerde sella-nasion-basion gibi maksilla ve mandibula dışındaki noktaların belirlenmesi gereklidir. Normalde düşük FOV ile çalışan cihazlar bu alanları görüntüleyemezler ve daha yüksek FOV'lu cihazlara ihtiyaç duyulur. Sella gibi noktaları görüntüleyebilmek için ortalama olarak 15 cm'lik bir alanı tarayabilen cihazlar gereklidir, ancak bu alanı tarayan cihazlarda radyasyon oranı geleneksel radyografilere ve düşük FOV alan cihazlara göre çok daha fazladır [1].

Ortodonti kliniğinden çeşitli endikasyonlarla istenilen KIBT taramalarının değerlendirildiği 6 yıllık retrospektif bir çalışmada ortodonti kliniği, cerrahiden sonra en çok KIBT istemi yapan klinik olduğu bildirilmiştir. Ortodonti kliniğinden yönlendirilen hastalarda en çok (%38) 4cm çapında FOV, ikinci olarak 22cm çapında FOV kullanılmıştır. Taramaların % 62'sinde sadece maksilla, % 32'sinde her iki çene ve %6'sında sadece mandibula incelenmiştir. İstem nedeni en çok (%48) dentoalveolar faktör olarak tanımlanan gömülü diş ve gömülü diş ile ilişkili dişte kök rezorpsiyonu olarak bildirilmiştir. Kök rezorpsiyonun, tarama talebinin nedenlerinden biri olarak gösterildiği vakaların %39'unda kök rezorpsiyonuna rastlanılmıştır [139]. Bu çalışmada gömülü dişlerin değerlendirilme oranı %10,03, kök rezorpsiyonu değerlendirilme oranı %0,8 olarak tespit edilmiştir. Bizim çalışmamızda bu endikasyonlar sadece ortodonti kliniğinden yönlendirilmemiştir.

Pre-operatif ortognatik cerrahi için 61 hastada (%1,36) tomografi taraması yapılmış ve bu hastaların 21'nde (yaklaşık üçte biri) post-operatif ortognatik cerrahi değerlendirmesi (%0,47) için tekrar KIBT incelemesi yapılmıştır. Ortognatik cerrahi için KIBT taramalarında büyük çaplı FOV kullanılması (daha fazla radyasyon dozu) ve hastaların genellikle genç yaşta olması (daha fazla radyosensivite) sebebi ile radyasyondan korunma ilkelerinde daha dikkatli olunmalıdır.

Kondori ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada 976 oral lezyonun klinik ön tanısı ile histopatolojik tanısı karşılaştırılmış ve %43 oranında klinik ön tanı ile histopatolojik tanı arasında uyumsuzluk olduğu bildirilmiştir [140]. Bacci C. tarafından klinik tanıların genel doğruluğunu tespit etmek için yapılan çalışmada benign neoplazmlara ait tanımlama hatalarının %23.8, malign neoplazmlarda ise %78.9 gibi yüksek bir oranda olduğu bildirilmiştir [141]. Panoramik bir radyografide benign bir görünüme sahip olabilen bir lezyon ince kesit KIBT taramasında malign özellikler ortaya çıkarabilir. Maligniteden şüphelenilen osseoz lezyonlarda KIBT yada BT ile kesitsel görüntüleme yapılmalıdır [98].

Toplam 943 hastanın yer aldığı bir retrospektif çalışmada kemik patolojilerinin toplam taramaların %1.8'ini oluşturduğu bildirilmiştir [123]. Ülkemizde yapılan çalışmalarda; toplam 845 hastada yapılan KIBT taramalarında kemik patolojilerinin incelenme oranı %7.21 [86], toplam 470 hastada yapılan KIBT taramalarında lezyon değerlendirilmesi sıklığı %23,62 olarak bulunmuştur [121]. Bizim çalışmamızda çene lezyonlarının değerlendirilme oranı %12,52 ile gömülü diş değerlendirilmesi ve pre-operatif implant planlamasından sonra en sık üçüncü KIBT inceleme nedeni olmuştur. Kemik patolojilerinin değerlendirilme oranı benzer çalışmalara kıyasla daha yüksektir. Çalışmada periapikal lezyonlar ve çene lezyonları ayrı başlıklar altında incelenmiştir.

Aktan ve ark. kemik patolojilerinin değerlendirilmesi amacıyla başvuran hastaların yaş ortalamasını 28,5 olarak bildirmiştir [86]. Bizim çalışmamızda kemik patolojilerinin incelenmesi nedeniyle başvuran hastaların yaş ortalaması 38,24 olarak bulunmuştur. Bu endikasyon ile başvuran erkek hastaların yaş ortalaması kadın hastaların yaş ortalamasından iki yaş fazla tespit edilmiştir. Bu endikasyondaki hastaların yaş ortalaması belirtilen çalışmadan daha yüksek bulunmuştur.

Kemik patolojilerinin değerlendirilmesi nedeniyle yapılan KIBT taramalarında %81.8 oranında orta (≥ 8 cm - < 14 cm), %18,2 oranında küçük (< 8 cm) FOV çaplarının kullanıldığı bildirilmiştir [123]. Çalışmamızda çene lezyonlarının değerlendirilmesi nedeni ile yapılan KIBT taramalarında kullanılan FOV çapı dağılımı %25.9'u 8cm'den küçük, %16,7'si 10 cm, %57,4'ü 20 cm çapındadır. Çalışmalar arasında çene lezyonlarında kullanılan FOV çapları oranlarının bu kadar farklı olmasının nedeni olarak diğer çalışmada bu endikasyon grubundaki hasta sayısının çok az olması olabilir. Bizim çalışmamızda çene

lezyonlarının değerlendirilmesi en çok mandibula posterior ve maksilla anterior tarama bölgesinde yapılmıştır.

Küçük (8cm'den küçük) FOV çaplarının kullanım oranı çeşitli çalışmalarda %50'den yüksek bulunmuştur [123-126]. Bu çalışmalardan ikisi 0-18 yaş grubu [124,125], diğer çalışma sadece implant planlaması yapılan hasta grubu [126] ile yapılmıştır. Bizim çalışmamızda 8 cm'den küçük FOV çapı kullanım oranı %30,34 ile diğer çalışmalardan daha düşük olduğu görülmektedir. Bu çalışmada en sık tarama yapılan pre-operatif implant, mandibular 3. molar diş ve lezyonların değerlendirilmesi nedeniyle başvuran vakaların yarısından fazlasında 20 cm FOV çapı kullanılarak çeneler bir bütün olarak taranmıştır. Tüm vakalarda maksilla, mandibula, maksillofasiyal bölge gibi iskeletsel FOV alanı gerektirecek tarama bölgelerinin istenme oranı %17,36 olmasına rağmen, iskeletsel fov modlarının %58,53 oranında kullanılmasının başlıca nedenleri:

- Tomografi çekim protokolünün sadece istem formuna göre değil, Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalında uzmanlık yapan diş hekiminin hastayı, istem formunu ve diğer radyografileri (genellikle varsa panoramik) değerlendirmesi sonucunda belirlenmesidir.
- Bilateral veya kontralateral 3. molar dişin değerlendirilmesi ve bilateral veya kontralateral molar bölge implant planlamasında taranmak istenilen bölge, çenelerin posterioru olsa bile, taranmak istenilen iki bölge arasındaki mesafe fazla olduğu için bu gibi durumlarda tarama işleminde genellikle jaw ve face tek çene modlarının kullanılmasıdır.
- Lokalize bir lezyonda ekspansiyon veya simetrik tutulumdan şüpheniildiğinde çenenin diğer yarısının da görüntülenmesi gereklidir.
- Lokalize bir bölgede birden fazla gömülü diş olabilmesi, gömülü dişin açılması ve lokalizasyonu, gömülü diş köklerinin çevre anatomik dokularla ve komşu dişlerle ilişkisinin değerlendirilmesi gerekliliği gibi nedenler olabilir.

18 yaş altındaki 79 hastanın yer aldığı retrospektif bir çalışmada yaş grupları ile FOV çapları arasında anlamlı bir korelasyon bulunamadığı ve generalize endikasyonlar ve

cerrahi işlemler için yapılan KIBT taramalarında anlamlı bir şekilde büyük FOV çapları kullanıldığı bildirilmiştir. Gömülü premolar dişlerin değerlendirilmesinde büyük FOV çapı kullanılması ile komşu dişlerde rezorpsiyonun değerlendirilmesi arasında anlamlı bir ilişki olduğu belirtilmiştir [124]. Bizim çalışmamızda FOV çapı ve yaş arasında pozitif yönlü zayıf ilişki bulunmuştur. Yaş grupları kendi içinde karşılaştırıldığında en küçük çaplı FOV çapı grubu için yaş değişkenliği gözlenmezken, yaşın etkisi, daha büyük fov çaplarında gözlenebilmektedir.

Alamri ve ark. KIBT ile ilgili makalelerin, maksillofasiyal cerrahi konularından sonra en fazla endodontik çalışmalardan üretildiğini (%25,6) bildirmiştir [142]. Bu endodonti çalışmaları hastanın şikayetleri ile ilişkili olmayıp, genel olarak endodontistler tarafından gerçekleştirilen tedavi süreçlerini içeren, klinik çalışmalar veya dişlerin kanal anatomilerinin karakteristiklerini ortaya koyan prelinik çalışmalardır [86]. Sonuç olarak bu durum KIBT'nin klinik kullanımı ile paralel değildir ve çalışmada KIBT bu amaçla kullanılmadığı için endodonti ile alakalı vaka sayısı azdır. Ülkemizde yapılan benzer çalışmada bu bilgilerle uyumlu olarak endodonti kliniğinin KIBT başvuru oranı %8 ile dördüncü en sık başvuru yapan bölüm olduğu dikkat çekmektedir [121].

Aktan ve arkadaşlarının çalışmasında endodontik nedenlerle KIBT taraması yapılmadığı görülmektedir [86]. Barba ve arkadaşlarının çalışmasında KIBT'de endodontik endikasyonlar ile görüntülenme oranı %9,3 olarak bildirilmiştir [123]. Bizim çalışmamızda endodontik endikasyonların oranı %1,93'dür. Barba ve arkadaşlarının çalışmasında endodontik nedenlerle yapılan KIBT taramalarının %83,9'unun 8 cm'den küçük FOV çapı ile görüntülediği bildirilmiştir [123]. Bizim çalışmamızda sadece endodontik endikasyon ile yapılan taramalarda kullanılan FOV çaplarının %66,6'sı 8cm ve daha düşük fov çaplarından oluşmaktadır. Bizim çalışmamızda Barba ve ark.'nın çalışmasına göre endodontik endikasyonlarda daha büyük FOV çaplarının kullanılmıştır.

Barba ve ark.'nın çalışmasında periapikal hastalıkların değerlendirilmesinde %65,5 oranında 8 cm ve daha küçük FOV çapı kullanıldığı ve bu endikasyon ile yapılan taramaların tüm taramalara oranı %4,8 olarak bildirilmiştir [123]. Mevcut çalışmada periapikal lezyonların değerlendirilme sıklığı %2,22'dir ve sadece bu endikasyon ile yapılan taramalarda %45 oranında 8cm ve daha küçük FOV çapı kullanılmıştır. Bu bilgiler

ışığında periapikal lezyonların değerlendirilmesinde mevcut çalışmada belirtilen çalışmaya göre genel olarak daha büyük FOV çapı kullanıldığı görülmektedir.

Aktan ve ark.'nın çalışmasında sinüs hastalıkları nedeniyle yapılan KIBT taramalarında hastaların çoğunun erkek olduğu, hastaların ortalama yaşının 31,3 ve bu endikasyon ile yapılan başuru oranının %4,61 olduğu görülmektedir [86]. Ertaş ve Kalabalık'ın çalışmasında sinüs değerlendirme sıklığı %3,19 olarak bildirilmiştir [121]. Bu çalışmada paranazal sinüs patolojilerinin değerlendirildiği hastaların yaş ortalama 43,8, hastaların çoğunluğu erkek ve endikasyonun sıklığı %0,76 oranındadır. Çalışmalar arasında bu endikasyonun erkeklerde daha sık olması benzerdir ancak, bizim çalışmamızda hastaların yaş ortalaması daha yüksek, endikasyon oranı ise daha düşüktür.

Barba ve ark. TME değerlendirilmesi nedeniyle yapılan KIBT taramalarının hepsinin orta (≥ 8 cm - < 14 cm) fov çapında yapıldığı ve bu endikasyon sıklığının %1,8 oranında olduğu bildirilmiştir [123]. Çalışmada TME değerlendirmesinde 8 cm (%58,9), 10 cm (%0,9) ve 20cm (%40,2) fov çapları kullanılmıştır ve TME patolojilerinin değerlendirmesinin oranı %2,47 oranındadır. Belirtilen çalışmaya göre bizim çalışmamızda TME görüntüleme oranı daha yüksektir ve daha büyük fov çapı kullanılmıştır. Aktan ve ark.'nın çalışmasında TME rahatsızlıklarının değerlendirilme oranı %10,53, hastaların yaş ortalamasının 30,1 ve hastaların çoğunun kadın olduğu bildirilmiştir [86]. Çalışmamızda TME görüntülemesi sıklığı daha düşüktür, ve belirtilen çalışma ile aynı şekilde daha çok kadın hastalarda TME görüntülemesi yapılmıştır. KIBT ile TME görüntülemesi yapılan hastaların yaş ortalaması 38,26 ile belirtilen çalışmadan daha yüksektir.

Barba ve ark.'nın çalışmasında dental travma hastalarında kullanılan fov oranı %14,1 orta (≥ 8 cm - < 14 cm) ve %85,9 küçük (8cm'den küçük) fov çaplarının kullanıldığı bildirilmiştir [123]. Çalışmamızda iki adet dental travma hastası olup, KIBT taramasında hastaların biri 20 cm fov çapı, diğeri 8 cm fov çapı ile görüntülenmiştir. Literatürde kök kırıklarından şüphelenildiğinde 0,2 mm'den küçük voksel boyutunun kullanılması önerilmiştir [143,144]. Bununla birlikte 0,125-0,4 mm arasında değişen voksel boyutları arasında anlamlı farklılıklar bulunmadığı da bildirilmiştir [145,146]. Çalışmamızda dental travma hastalarında 0,2 ve 0,4 mm voksel boyutu ile görüntüleme yapılmıştır. Çalışmamızda 0,4 mm voksel boyutuna sahip 20 cm FOV çapı birden fazla kadranda dental travma değerlendirilmesinde kullanılmıştır.

Maksillofasiyal fraktürlerin teşhisinde medikal BT altın standart olarak kabul edilmektedir [147]. KIBT taramasında oluşturulan panoramik rekonstrüksiyon görüntülerinin sekonder yapıların süperpozisyonunu elimine ettiği için fraktür değerlendirmesinde cerrahlar tarafından geleneksel panoramik radyograf yerine tercih edildiği bildirilmiştir [148]. Aktan ve ark.'nın çalışmasında dental travma başlığı yer almamakta, sadece travma başlığı bulunmaktadır. Aktan ve ark.'nın çalışmasında travma hastalarının yaş ortalaması 29, hastaların çoğu erkek ve travma nedeniyle gerçekleştirilen KIBT görüntüleme oranının %2,13 olduğu bildirilmiştir [86]. Mevcut çalışma belirtilen çalışma ile kıyaslandığında travma geçirmiş hastaların fraktür yönünden değerlendirilmesi sıklığı %1,36 ile daha az, hastaların çoğunun erkek olması ile aynı ve hastaların yaş ortalaması 35,44 ile daha fazladır. Travma geçirmiş hastaların fraktür yönünden değerlendirilmesinde %90,7 oranında 20 cm fov çapı kullanılmıştır.

Barba ve ark.'nın çalışmasında periodontal değerlendirme tüm endikasyonların %3,8'ini oluşturmaktadır ve bu nedenle yapılan KIBT taramalarında %69,6 oranında 8cm'den büyük FOV çapının kullanıldığı bildirilmiştir. Aktan ve ark.'nın çalışmasında periodontitis değerlendirmesi için %0,94 oranında başvuru yapılmıştır. Çalışmamızda periodontal değerlendirme veya periodontitis amacıyla gerçekleştirilen KIBT taraması mevcut değildir.

Benzer retrospektif çalışmalar olan Barba ve ark. ve Aktan ve ark. dudak damak yarığı (DDY) ile ilgili görüntüleme yapılmadığı, Aktan ve ark. gelişim bozukluğu ve deformite nedeni ile KIBT taramalarının yapıldığı dikkat çekmiştir [86,123]. Ertaş ve Kalabalık DDY değerlendirme sıklığını %1,91 [121], pediatrik hasta grubunda yapılan çalışmalarda DDY değerlendirilme sıklığını İşman ve ark. %2,4, Hidalgo-Rivas ve ark. %1,18 olarak bildirmiştir [122,123]. Çalışmamızda DDY görüntülemesinin sıklığı %0,4 olarak bulundu ve bu hastaların %44,4'ü 18 yaşın üstündeki hastalardı. Çalışmada pediatrik hasta grubu ayrı olarak değerlendirildiğinde DDY yarığı nedeniyle yapılan taramaların sıklığı %2,04 ile yukarı bahsedilen pediatrik gruptaki endikasyon sıklığına benzer olduğu görülmektedir.

8. SONUÇ VE ÖNERİLER

Çalışmanın temel amacı KIBT taramalarının endikasyonlarının, kullanılan fov çaplarının, tarama bölgelerinin, yaş ve cinsiyetle birlikte değerlendirilerek literatürdeki benzer çalışmalarla ile karşılaştırmaktır. İkincil amaç KIBT'nin görüntüleme protokolü ve klinik kullanım rehberlerine vurgu yaparak en az radyasyon dozunda en uygun görüntü kalitesine ulaşmanın uygulayıcılar için bir amaç olmasının vurgulanmasıdır.

Benzer çalışmalar ile kıyaslandığında çalışmamızda diğer çalışmalardan daha fazla parametre, daha çok vakada incelenmiştir. KIBT'de fov çaplarının araştırıldığı çalışmaların az olması ve çalışmalarda fov çaplarının farklı sınıflamalarda kullanılması karşılaştırmayı zorlaştırmıştır.

Konik ışınli bilgisayarlı tomografinin 1990'da diş hekimliği pratiğine girmesiyle birlikte, birçok fakülte, hastane ve görüntüleme merkezlerinde neredeyse tüm diş hekimliği tedavi ve uygulamalarında kullanılmaktadır. KIBT kullanımının giderek yaygınlaşması ile birlikte KIBT kullanımında radyasyondan korunma farkındalığı da giderek artmalıdır. İyonizan radyasyonun zararlı etkilerinden kaçınmak için ilk başta gereksiz radyasyona maruziyetin önlenmesi gerekmektedir. KIBT endikasyonu klinik ve anamnez bilgileri ile desteklenmeli ve yalnızca iki boyutlu görünütülemenin yetersiz kaldığı zaman üç boyutlu kesitsel görüntülemenin tedavi ve teşhise fayda sağlayacağına inanıldığında kullanılmalıdır. KIBT kullanımında endikasyon ve hastaya uygun görüntüleme protokolü bu konuda yeterli bilgi ve deneyime sahip radyoloji klinisyenleri tarafından seçilmelidir.

Çalışmada çeşitli kliniklerden gelen KIBT başvuruları Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı'nda uzmanlık yapan asistan diş hekimleri tarafından değerlendirilmiştir ve görüntüleme protokolü bu hekimler tarafından seçilmiştir.

Radyoloji kliniğine gelen KIBT istem nedenlerinin literatür ve klavuzlarda yer alan klinik endikasyonlar ile uyumlu olduğu görülmüştür.

Literatüre benzer şekilde çalışmamızda KIBT istem nedenlerinin çoğunlukla cerrahi işlemler için yapıldığı görülmüştür. KIBT kullanımında istem formlarının yetersiz kaldığı durumlarda, direkt iletişim ile gereksiz veya fazla ışınlama engellenebilir.

Çalışmada literatüre benzer şekilde KIBT'nin daha çok kadın hastalarda ve 20-29 yaş aralığında kullanıldığı dikkat çekmektedir. KIBT taraması nedeniyle radyoloji kliniğine başvuran kadın hastaların gebelik durumu sorgulanmalıdır. Gebelik şüphesi olan hastalar KIBT taraması yapılmadan önce kadın doğum uzmanına konsülte edilmelidir.

Çalışmada KIBT kullanımının yaklaşık %13'ü pediatrik hasta grubunda gerçekleştirilmiştir. Bu hastaların KIBT taramasından önce hasta velilerinden onam formu alınmalıdır ve görüntüleme alanının dışında mA, kV değerleri optimum görüntü kalitesine göre ayarlanmalıdır.

Çalışmada mandibular 3. molar dişlerin değerlendirilme sıklığı göze çarpmaktadır. Mandibular 3. molar diş rutin olarak değil cerrahi yaklaşıma fayda sağlayacağı durumlarda KIBT ile değerlendirilmelidir.

Çalışmada pre-operatif implant planlaması amacıyla gerçekleştirilen taramalar değerlendirildiğinde literatürdeki benzer çalışmalardan daha büyük Fov çapı kullanımı ve daha düşük hasta yaşı ortalaması dikkat çekmiştir. Bu durumun Türk toplumundaki erken diş kayıplarının bir sonucu olabileceği düşünülmüştür. İmplant planlaması yapılacak bölge istem formlarında net olarak tarif edilmelidir.

Çalışmada literatürdeki benzer çalışmalardan genel olarak daha büyük FOV çaplarında taramaların yapıldığı tespit edildi. Daha dar FOV çapı kullanarak hasta radyasyon dozunun düşürülmesi için rehber ışınlar ve görüntüler daha etkili kullanılmalıdır.

Endikasyona göre en iyi boyutta fov çapının belirlenmesi ve eksik görüntüleme nedeniyle tekrarların azaltılması amacıyla KIBT cihazı çeşitli fov çaplarında görüntüleme yapabilmelidir ve taramadan önce rehber ışıklara benzer fov alanını gösteren lazer ışıkları KIBT'de kullanıma girebilir.

Lezyonların değerlendirilmesi çalışmada en sık üçüncü KIBT istem nedeni olmuştur ve KIBT ile lezyon değerlendirilme oranının benzer çalışmalardan genel olarak daha yüksek olduğu dikkat çekmektedir. Çalışmalar arasında KIBT kullanımındaki endikasyon frekansları arasındaki farklılıklar prevelansı yansıtmamaktadır, bu durumun daha çok

hastane yeterliliği, uzman hekim sayısı ve becerileri, hasta beklentileri, sosyal sigorta kapsamı gibi nedenlere bağlı olduğu dűşünölmektedir.

Çalışmada en sık KIBT taraması istenilen bölge benzer çalışmalarla aynı olarak çenelerin posterioru olmuştur. Faköltemizde kullanılan tomografi istem formunda tarama bölgeleri maksilla, mandibula, paranasal sinüs ve temporomandibular eklem olarak sınıflandırılmış olup, açıklama kısmında hekimlerin doldurduğu klinik bilgiler vardır. Maksilla ve mandibulanın, alt başlıklar halinde anterior, posteiror, ramus gibi dar tarama bölgeleri ile formda bulunması tomografi istemi yapan klinisyeni daha dar tarama bölgelerinin seçimine yönlendirebilir.

Diş hekimliğinde nispeten yeni bir teknoloji olan KIBT hakkında, doğru kullanım açasından hala pek çok cevapsız soru mevcuttur. Üreticilerin KIBT makinelerini satma baskısı muhtemelen radyologlar ve diş hekimlerini mümkün olan en iyi çözünürlükteki görüntüleri göstermeye yönlendirmektedir. Bu durum, hasta radyasyon dozlarına daha az dikkat edilmesine neden olabilir. KIBT'nin kullanım endikasyonu, hasta yaşı ve boyutu gibi değişkenler göze alınarak görüntüleme protokollerinin geliştirilmesi uygulayıcı ve hastaların iyonizan radyasyon riskini azaltabilir. Gelecekte daha düşük dozlarda, daha yüksek kalitede ve daha hızlı tarama yapabilen cihazların gelişmesi ile KIBT diş hekimliğinde daha geniş kullanım alanı bulabilir.



KAYNAKLAR

1. Orhan K. (2012). Diş Hekimliğinde konik ışımlı bilgisayarlı tomografinin (KIBT) Yeri ve Önemi. *7 Tepe Klinik*, 3(3):6-17
2. Fayad, M. I., Nair, M., Levin, M. D., Benavides, E., Rubinstein, R. A., Barghan, S., ... and Ruprecht, A. (2015). AAE and AAOMR joint position statement: use of cone beam computed tomography in endodontics 2015 update. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology*, 120(4), 508-512.
3. Tyndall, D. A., Price, J. B., Tetradis, S., Ganz, S. D., Hildebolt, C., and Scarfe, W. C. (2012). Position statement of the American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology on selection criteria for the use of radiology in dental implantology with emphasis on cone beam computed tomography. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology and oral radiology*, 113(6), 817-826.
4. Evans, C. A., Scarfe, W. C., Ahmad, M., Cevidanes, L. H., Ludlow, J. B., Palomo, J. M., ... and White, S. C. (2013). Clinical recommendations regarding use of cone beam computed tomography in orthodontics. Position statement by the American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology*, 116(2), 238-257.
5. Augustin, J. et al. (2012). Cone beam CT for dental and maxillofacial radiology evidence based guidelines. *Radiation Protection N.*, 172
6. European Commission. (2012). Cone Beam CT for dental and maxillofacial radiology: evidence-based guidelines. *Radiation Protection Publication*, 172.
7. İnternet: AWMF. (2013).s2k-Leitlinie, Dentale digitale Volumentomographie,” Die Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde. URL: http://www.webcitation.org/query?url=https%3A%2F%2Fwww.awmf.org%2Fuploads%2Ftx_szleitlinien%2F083-005l_S2k_Dentale_Volumentomographie_2013-10-abgelaufen.pdf&date=2019-02-06, Son Erişim Tarihi: 12.12.2018.
8. Turnbull-Smith, S. (2016). *Cone-Beam Computed Tomography Examinations of the Head and Neck Region in Finland: Indications and Patient Radiation Dose*. Master of Science thesis, Tampere University of Technology, Finland.
9. Scarfe, W. C., Li, Z., Aboelmaaty, W., Scott, S. A., AND Farman, A. G. (2012). Maxillofacial cone beam computed tomography: essence, elements and steps to interpretation. *Australian Dental Journal*, 57, 46-60.
10. Rehani, M. M., Gupta, R., Bartling, S., Sharp, G. C., Pauwels, R., Berris, T., and Boone, J. M. (2015). ICRP publication 129: radiological protection in cone beam computed tomography (CBCT). *Sage Journal*, 44(1), 7-127.
11. White, S. C. and Pharoah, M. J. (2014). *Oral radiology, principles and interpretation*. (7th ed.). St. Louis: Elsevier.
12. Özcan, İ. (2017). *Diş hekimliğinde radyolojinin esasları/konvansiyonelden-dijitale*. (1. Baskı). İstanbul: Tıp Kitabevi.

13. Qu, X., Li, G., Zhang, Z., and Ma, X. (2011). Detection accuracy of in vitro approximal caries by cone beam computed tomography images. *European Journal of Radiology*, 79(2), e24-e27.
14. Scarfe, W. C., Farman, A. G., Levin, M. D., and Gane, D. (2010). Essentials of maxillofacial cone beam computed tomography. *The Alpha Omegan*, 103(2), 62-67.
15. Scarfe, W. C., and Farman, A. G. (2008). What is cone-beam CT and how does it work?. *Dental Clinics of North America*, 52(4), 707-730.
16. Grauer, D., Cevidanes, L. S., and Proffit, W. R. (2009). Working with DICOM craniofacial images. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 136(3), 460-470.
17. Tsiklakis, K., Donta, C., Gavala, S., Karayianni, K., Kamenopoulou, V., and Hourdakakis, C. J. (2005). Dose reduction in maxillofacial imaging using low dose Cone Beam CT. *European Journal of Radiology*, 56(3), 413-417.
18. Scarfe, W. C., Farman, A. G., and Sukovic, P. (2006). Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. *Journal-Canadian Dental Association*, 72(1), 75.
19. Borahan, M. O., Dumlu, A., and Pekiner, F. N. (2012). Diş hekimliğinde yeni bir çağın başlangıcı: Dental Volumetrik Tomografi. *İstanbul Dişhekimleri Odası Dergisi*, 143, 32-5.
20. Dawood, A., Patel, S., and Brown, J. (2009). Cone beam CT in dental practice. *British Dental Journal*, 207(1), 23.
21. Hatcher, D. C. (2010). Operational principles for cone-beam computed tomography. *The Journal of The American Dental Association*, 141, 3S-6S.
22. Sarment, D. (2013). *Cone beam computed tomography: oral and maxillofacial diagnosis and applications*. (1st edn). Hoboken, NJ: Wiley-Blackwell.
23. Pauwels, R., Araki, K., Siewerdsen, J. H., and Thongvigitmanee, S. S. (2014). Technical aspects of dental CBCT: state of the art. *Dentomaxillofacial Radiology*, 44(1), 20140224.
24. Pauwels, R., Jacobs, R., Bosmans, H., and Schulze, R. (2012). Future prospects for dental cone beam CT imaging. *Imaging in Medicine*, 4(5), 551.
25. Jarry, G., Graham, S.A, Moseley, D.J., Jaffray, D.J., Siewerdersen, J.H. and Verhaegen F. (2006). Characterization of scattered radiation in k CBCT images using Monte Carlo simulations. *Medical Physics*, 33(11), 4320-4329.
26. Kamburoğlu, K., Acar, B., Yakar, E.N., Paksoy, C.S. (2012). Dentomaksillofasiyal Konik Işın Demetli Bilgisayarlı Tomografi Bölüm 1: Temel Prensipler. *ADO Klinik Bilimler Dergisi*, 6, 1125-36.

27. Barghan, S., Tetradis, S. and Mallaya, S.M. (2012). Application of cone beam computed tomography for assessment of the temporomandibular joints. *Australian Dental Journal*, 57(1), 109-18.
28. Vandenberghe, B., Jabobs, R. and Bosman, H. (2010). Modern dental imaging: a review of the current technology and clinical applications in dental practice. *European Radiology*, 20, 2637-2655.
29. Angelopoulos, C., Scarfe, W. C., and Farman, A. G. (2012). A comparison of maxillofacial CBCT and medical CT. *Atlas of the oral and maxillofacial surgery clinics of North America*, 20(1), 1-17.
30. İnternet: Kamburoğlu, K. *Diş hekimliğinde kullanılan ileri radyolojik teknikler*. URL:http://www.webcitation.org/query?url=https%3A%2F%2Facikders.ankara.edu.tr%2Fpluginfile.php%2F46329%2Fmod_resource%2Fcontent%2F0%2Fileri%2520g%25C3%25B6r%25C3%25BCnt%25C3%25BCleme%2520y%25C3%25B6ntemleri.pdf&date=2019-02-06, Son Erişim Tarihi: 13.11.2018.
31. Andriole, K. P., Ruckdeschel, T. G., Flynn, M. J., Hangiandreou, N. J., Jones, A. K., Krupinski, E., ... and Pollack, M. S. (2013). ACR–AAPM–SIIM practice guideline for digital radiography. *Journal of Digital Imaging*, 26(1), 26-37.
32. Abramovitch, K., Rice, D. D. (2014). Basic principles of cone beam computed tomography. *Dental Clinics*, 58(3), 463-484.
33. Paulwels, R., Nackaerts, O., Bellaiche, N., Stamatakis, H., Tsiklakis, K., Walker, A., Bosmans, H., Bogaerts, R., Jacobs, R., Horner, K. and The SEDENTEXT Project Consortium. (2013). Variability of dental cone beam CT gray values for density estimations. *British Journal Radiology*, 86(1021), 20120135.
34. Kamburoğlu, K., and Kursun, S. (2010). A comparison of the diagnostic accuracy of CBCT images of different voxel resolutions used to detect simulated small internal resorption cavities. *International Endodontic Journal*, 43(9), 798-807.
35. Tyndall, D. A., and Kohltfarber, H. (2012). Application of cone beam volumetric tomography in endodontics. *Australian Dental Journal*, 57, 72-81.
36. Michetti, J., Maret, D., Mallet, J. P., and Diemer, F. (2010). Validation of cone beam computed tomography as a tool to explore root canal anatomy. *Journal of Endodontics*, 36(7), 1187-1190.
37. Brüllmann, D., Schulze, R. K. W. (2014). Spatial resolution in CBCT machines for dental/maxillofacial applications—what do we know today?. *Dentomaxillofacial Radiology*, 44(1), 20140204.
38. Spin-Neto, R., Gotfredsen, E., and Wenzel, A. (2013). Impact of voxel size variation on CBCT-based diagnostic outcome in dentistry: a systematic review. *Journal of Digital Imaging*, 26(4), 813-820.
39. Ralph, W. J., Jefferies, J. R. (1984). The minimal width of the periodontal space. *Journal of oral Rehabilitation*, 11(5), 415-418.

40. Nemtoi, A., Czink, C., Haba, D., and Gahleitner, A. (2013). Cone beam CT: a current overview of devices. *Dentomaxillofacial Radiology*, 42(8), 20120443.
41. Pauwels, R., Beinsberger, J., Stamatakis, H., Tsiklakis, K., Walker, A., Bosmans, H., et al. (2012). Comparison of spatial and contrast resolution for cone-beam computed tomography scanners. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology*, 114(1), 127-135.
42. Held, D. (2016). *Analysis of 3D Cone-Beam CT Image Reconstruction Performance on a FPGA*. Electronic Thesis and Dissertation Repository, 4349.
43. Feldkamp, L. A., Davis, L. C., and Kress, J. W. (1984). Practical cone-beam algorithm. *Josa a*, 1(6), 612-619.
44. Zeng, G. L. (2010). *Medical image reconstruction*. Heidelberg: Springer, 55-64.
45. Kopp, S., Ottl, P. (2010). Dimensional stability in composite cone beam computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol*, 39, 512–16.
46. American Dental Association Council on Scientific Affairs. (2012). The use of cone-beam computed tomography in dentistry: an advisory statement from the American Dental Association Council on Scientific Affairs. *The Journal of the American Dental Association*, 143(8), 899-902.
47. Carter, L., Farman, A. G., Geist, J., Scarfe, W. C., Angelopoulos, C., Nair, M. K., ... and ShROUT, M. (2008). American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology executive opinion statement on performing and interpreting diagnostic cone beam computed tomography. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics*, 106(4), 561-562.
48. American Association of Endodontists. (2011). American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology: Use of Cone-Beam-Computed Tomography in Endodontics.
49. Carter, L., Farman, A. G., Geist, J., Scarfe, W. C., Angelopoulos, C., Nair, M. K., ... and ShROUT, M. (2008). American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology executive opinion statement on performing and interpreting diagnostic cone beam computed tomography. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics*, 106(4), 561-562.
50. Qu, X., Li, G., Zhang, Z., Ma, X. (2012). Thyroid shields for radiation dose reduction during cone beam computed tomography images. *European Journal of Radiology*, 79, 24-27.
51. Prins, R., Dauer, L.T., Colosi, D.C., Quinn, B., Kleiman, N.J., Bohle, G.C., Holohan, B., Al-Najjar, A., Fernandez, T., Bonvento, M., Faber, R.D., Ching, H., Goren, A.D. (2011). Significant reduction in dental cone beam computed tomography eye dose through the use of leaded glasses. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology*, 112, 502-527.
52. Li, G. (2013). Patient radiation dose and protection from cone-beam computed tomography. *Imaging Science in Dentistry*, 43(2), 63-69.

53. Valentin, J. (2007). *The 2007 recommendations of the international commission on radiological protection* (pp. 1-333). Oxford: Elsevier.
54. Ergün, S., Güneri, P. (2017). Dental dijital görüntüleme üçüncü boyut. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2017(2017), 1-29.
55. Kau, C. H., Božič, M., English, J., Lee, R., Bussa, H., and Ellis, R. K. (2009). Cone-beam computed tomography of the maxillofacial region—an update. *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, 5(4), 366-380.
56. Pauwels, R., Silkosessak, O., Jacobs, R., Bogaerts, R., Bosmans, H., and Panmekiate, S. (2014). A pragmatic approach to determine the optimal kVp in cone beam CT: balancing contrast-to-noise ratio and radiation dose. *Dentomaxillofacial Radiology*, 43(5), 20140059.
57. Lofthag-Hansen, S., Thilander-Klang, A., and Gröndahl, K. (2011). Evaluation of subjective image quality in relation to diagnostic task for cone beam computed tomography with different fields of view. *European Journal of Radiology*, 80(2), 483-488.
58. Sur, J., Seki, K., Koizumi, H., Nakajima, K., and Okano, T. (2010). Effects of tube current on cone-beam computerized tomography image quality for presurgical implant planning in vitro. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 110(3), 29-33.
59. Buyuk, S. K., ve Si, R. (2011). Ortodontik teşhiste konik ışınli bilgisayarlı tomografi. *Sağlık Bilimleri Dergisi*, 20(3), 227-34.
60. Singh, P. (2013). Cone beam computed tomography: a new trend for craniofacial treatment planning. *Biomed J*, 36, 152.
61. Schulze, R., Heil, U., Groß, D., Bruellmann, D. D., Dranischnikow, E., Schwanecke, U., and Schoemer, E. (2011). Artefacts in CBCT: a review. *Dentomaxillofacial Radiology*, 40(5), 265-273.
62. Spin-Neto, R., Mudrak, J., Matzen, L. H., Christensen, J., Gotfredsen, E., and Wenzel, A. (2013). Cone beam CT image artefacts related to head motion simulated by a robot skull: visual characteristics and impact on image quality. *Dentomaxillofacial Radiology*, 42(2), 32310645.
63. Hanzelka, T., Foltán, R., Horká, E., and Šedý, J. (2010). Reduction of the negative influence of patient motion on quality of CBCT scan. *Medical hypotheses*, 75(6), 610-612.
64. Kalabalık F., Ertaş Tarım E. (2016). Konik Işınli Bilgisayarlı Tomografide Artefakt Çeşitleri ve Nedenleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 15, 162-167.
65. Donaldson, K., O'Connor, S., & Heath, N. (2013). Dental cone beam CT image quality possibly reduced by patient movement. *Dentomaxillofacial Radiology*, 42(2), 91866873.

66. Draenert, F. G., Coppentrath, E., Herzog, P., Muller, S., and Mueller-Lisse, U. G. (2007). Beam hardening artefacts occur in dental implant scans with the NewTom® cone beam CT but not with the dental 4-row multidetector CT. *Dentomaxillofacial Radiology*, 36(4), 198-203.
67. Brito-Júnior, M., Santos, L. A. N., Faria-e-Silva, A. L., Pereira, R. D., and Sousa-Neto, M. D. (2014). Ex vivo evaluation of artifacts mimicking fracture lines on cone-beam computed tomography produced by different root canal sealers. *International endodontic journal*, 47(1), 26-31.
68. Scarfe, W., Farman, A. (2009). *Cone-beam computed tomography. Oral Radiology. Principles and Interpretation*. (6 ed.). St. Louis: Elsevier, 225-43.
69. Horner, K., Islam, M., Flygare, L., Tsiklakis, K., and Whaites, E. (2009). Basic principles for use of dental cone beam computed tomography: consensus guidelines of the European Academy of Dental and Maxillofacial Radiology. *Dentomaxillofacial Radiology*, 38(4), 187-195.
70. Librizzi, Z. T., Tadinada, A. S., Valiyaparambil, J. V., Lurie, A. G., and Mallya, S. M. (2011). Cone-beam computed tomography to detect erosions of the temporomandibular joint: effect of field of view and voxel size on diagnostic efficacy and effective dose. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 140(1), 25-30.
71. Joseph, T., Varma, B., and Mungara, J. (2005). A study of root canal morphology of human primary molars using computerised tomography: an in vitro study. *Journal of Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry*, 23(1), 7-12.
72. Patel, S., Dawood, A., Ford, T. P., and Whaites, E. (2007). The potential applications of cone beam computed tomography in the management of endodontic problems. *International Endodontic Journal*, 40(10), 818-830.
73. Nakata, K., Naitoh, M., Izumi, M., Ariji, E., and Nakamura, H. (2009). Evaluation of correspondence of dental computed tomography imaging to anatomic observation of external root resorption. *Journal of Endodontics*, 35(11), 1594-1597.
74. Pigg, M., List, T., Petersson, K., Lindh, C., and Petersson, A. (2011). Diagnostic yield of conventional radiographic and cone-beam computed tomographic images in patients with atypical odontalgia. *International Endodontic Journal*, 44(12), 1092-1101.
75. Patel, S., Dawood, A., Mannocci, F., Wilson, R., and Pitt Ford, T. (2009). Detection of periapical bone defects in human jaws using cone beam computed tomography and intraoral radiography. *International Endodontic Journal*, 42(6), 507-515.
76. Vier-Pelisser, F. V., Pelisser, A., Recuero, L. C., Só, M. V. R., Borba, M. G., and Figueiredo, J. A. P. D. (2012). Use of cone beam computed tomography in the diagnosis, planning and follow up of a type III dens invaginatus case. *International Endodontic Journal*, 45(2), 198-208.
77. Rigolone, M., Pasqualini, D., Bianchi, L., Berutti, E., & Bianchi, S. D. (2003). Vestibular surgical access to the palatine root of the superior first molar: "low-dose

- cone-beam” CT analysis of the pathway and its anatomic variations. *Journal of Endodontics*, 29(11), 773-775.
78. Bernardes, R. A., de Moraes, I. G., Duarte, M. A. H., Azevedo, B. C., de Azevedo, J. R., and Bramante, C. M. (2009). Use of cone-beam volumetric tomography in the diagnosis of root fractures. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 108(2), 270-277.
 79. Hassan, B., Metska, M. E., Ozok, A. R., van der Stelt, P., and Wesselink, P. R. (2009). Detection of vertical root fractures in endodontically treated teeth by a cone beam computed tomography scan. *Journal of Endodontics*, 35(5), 719-722.
 80. Lima, T. F., Gamba, T. D. O., Zaia, A. A., and Soares, A. D. J. (2016). Evaluation of cone beam computed tomography and periapical radiography in the diagnosis of root resorption. *Australian Dental Journal*, 61(4), 425-431.
 81. May, J. J., Cohenca, N., and Peters, O. A. (2013). Contemporary management of horizontal root fractures to the permanent dentition: diagnosis—radiologic assessment to include cone-beam computed tomography. *Pediatric Dentistry*, 35(2), 120-124.
 82. Estrela, C., Bueno, M. R., De Alencar, A. H. G., Mattar, R., Neto, J. V., Azevedo, B. C., and Estrela, C. R. D. A. (2009). Method to evaluate inflammatory root resorption by using cone beam computed tomography. *Journal of Endodontics*, 35(11), 1491-1497.
 83. Durack, C., Patel, S., Davies, J., Wilson, R., and Mannocci, F. (2011). Diagnostic accuracy of small volume cone beam computed tomography and intraoral periapical radiography for the detection of simulated external inflammatory root resorption. *International Endodontic Journal*, 44(2), 136-147.
 84. Hechler, S.L. (2008). Cone-beam CT: Application in orthodontics. *Dental Clinics of North America*, 52, 809-823.
 85. Kalra, S., Tripathi, T., Rai, P., and Kanase, A. (2014). Evaluation of orthodontic mini-implant placement: a CBCT study. *Progress in Orthodontics*, 15(1), 61.
 86. Aktan, A. M., Güngör, E., Çiftçi, M. E., and İşman, Ö. (2015). Diş hekimliğinde konik ışınli bilgisayarlı tomografi kullanımı. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 25(1), 71-76.
 87. Eren H., Orhan K., (2017). Konik Işınli Bilgisayarlı Tomografi ile İlgili Genel Bilgi ve Radyasyon Dozları. *Türkiye Klinikleri J Orthod-Special Topics*, 3(3), 133-7.
 88. Shukla, S., Chug, A., and Afrashtehfar, K. I. (2017). Role of cone beam computed tomography in diagnosis and treatment planning in dentistry: An update. *Journal of International Society of Preventive & Community Dentistry*, 7(3), 125.
 89. Tyndall, D. A., and Rathore, S. (2008). Cone-beam CT diagnostic applications: caries, periodontal bone assessment, and endodontic applications. *Dental Clinics of North America*, 52(4), 825-841.

90. Vandenberghe, B., Jacobs, R., and Yang, J. (2007). Diagnostic validity (or acuity) of 2D CCD versus 3D CBCT-images for assessing periodontal breakdown. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 104(3), 395-401.
91. Tetradis, S., Anstey, P., and Graff-Radford, S. (2011). Cone beam computed tomography in the diagnosis of dental disease. *Texas Dental Journal*, 128(7), 620-8.
92. Dang, V. (2009). Focus on cone beam computed tomography. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, 9, 10–2.
93. Shaibah, W. I., Yamany, I. A., and Jastaniah, S. D. (2014). Physical measurements for the accuracy of cone-beam CT in dental radiography. *Open Journal of Medical Imaging*, 4(2), 57.
94. Kaneda, T., Minami, M., and Kurabayashi, T. (2003). Benign odontogenic tumors of the mandible and maxilla. *Neuroimaging Clinics*, 13(3), 495-507.
95. Closmann, J.J., and Schmidt, B.L. (2007). The use of cone beam computed tomography as an aid in evaluating and treatment planning for mandibular cancer. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 65(4), 766-771.
96. Mizbah, K., Gerlach, N., Maal, T. J., Bergé, S. J., & Meijer, G. J. (2012). The clinical relevance of bifid and trifid mandibular canals. *Oral and maxillofacial Surgery*, 16(1), 147-151.
97. Ghaemina, H., Meijer, G. J., Soehardi, A., Borstlap, W. A., Mulder, J., Vlijmen, O. J. C., ... and Maal, T. J. J. (2011). The use of cone beam CT for the removal of wisdom teeth changes the surgical approach compared with panoramic radiography: a pilot study. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 40(8), 834-839.
98. Ahmad, M., Jenny, J. and Downie, M. (2012). Application of cone beam computed tomography in oral and maxillofacial surgery. *Australian Dental Journal*, 57(1), 82–94.
99. Heiland, M., Pohlenz, P., Blessmann, M., Habermann, C. R., Oesterhelweg, L., Begemann, P. C., ... and Schulze, D. (2007). Cervical soft tissue imaging using a mobile CBCT scanner with a flat panel detector in comparison with corresponding CT and MRI data sets. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 104(6), 814-820.
100. Dreiseidler, T., Ritter, L., Rothamel, D., Neugebauer, J., Scheer, M., and Mischkowski, R. A. (2010). Salivary calculus diagnosis with 3-dimensional cone-beam computed tomography. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 110(1), 94-100.
101. Stuehmer, C., Essig, H., Bormann, K. H., Majdani, O., Gellrich, N. C., & Rücker, M. (2008). Cone beam CT imaging of airgun injuries to the craniomaxillofacial region. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 37(10), 903-906.

102. O'Neil, M., Khambay, B., Moos, K. F., Barbenel, J., Walker, F., and Ayoub, A. (2012). Validation of a new method for building a three-dimensional physical model of the skull and dentition. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 50(1), 49-54.
103. Yuan, X. P., Xie, B. K., Lin, X. F., Liang, B. L., Zhang, F., and Li, J. T. (2008). Value of multi-slice spiral CT with three-dimensional reconstruction in the diagnosis of neoplastic lesions in the jawbones. *Nan fang yi ke da xue xue bao= Journal of Southern Medical University*, 28(9), 1700-1702.
104. Lukat, T. D., Wong, J. C. M., and Lam, E. W. N. (2013). Small field of view cone beam CT temporomandibular joint imaging dosimetry. *Dentomaxillofacial Radiology*, 42(10), 20130082.
105. Yıldırım, D., ve Alkış, Ü. (2016). Temporomandibular eklem bozukluklarının değerlendirilmesinde kullanılan görüntüleme yöntemleri. *Süleyman Demirel Üniversitesi Sağlık Bilimleri Dergisi*, 7(2), 51-57.
106. Krishnamoorthy, B., Mamatha, N. S., and Kumar, V. A. (2013). TMJ imaging by CBCT: current scenario. *Annals of Maxillofacial Surgery*, 3(1), 80.
107. Tecco, S., Saccucci, M., Nucera, R., Polimeni, A., Pagnoni, M., Cordasco, G., ... and Iannetti, G. (2010). Condylar volume and surface in Caucasian young adult subjects. *BMC Medical Imaging*, 10(1), 28.
108. Alkhader, M., Ohbayashi, N., Tetsumura, A., Nakamura, S., Okochi, K., Momin, M. A., and Kurabayashi, T. (2010). Diagnostic performance of magnetic resonance imaging for detecting osseous abnormalities of the temporomandibular joint and its correlation with cone beam computed tomography. *Dentomaxillofacial Radiology*, 39(5), 270-276.
109. Farronato, G., Garagiola, U., Carletti, V., Cressoni, P., Mercatali, L., Farronato, D. (2010). Change in condylar and mandibula morphology in juvenile idiopathic arthritis: Cone Beam volumetric imaging. *Minerva Stomatol*, 59, 519-34.
110. Huntjens, E., Kiss, G., Wouters, C., and Carels, C. (2008). Condylar asymmetry in children with juvenile idiopathic arthritis assessed by cone-beam computed tomography. *The European Journal of Orthodontics*, 30(6), 545-551.
111. Hatcher, D. C. (2010). Cone beam computed tomography: craniofacial and airway analysis. *Sleep Medicine Clinics*, 5(1), 59-70.
112. Kushida, C. A., Littner, M. R., Morgenthaler, T., Alessi, C. A., Bailey, D., Coleman Jr, J., ... and Lee-Chiong, T. (2005). Practice parameters for the indications for polysomnography and related procedures: an update for 2005. *Sleep*, 28(4), 499-523.
113. Kayipmaz, S., Sezgin, Ö. S., Sarıcaoğlu, S. T., and Çan, G. (2011). An in vitro comparison of diagnostic abilities of conventional radiography, storage phosphor, and cone beam computed tomography to determine occlusal and approximal caries. *European Journal of Radiology*, 80(2), 478-482.

114. Wenzel, A., Hirsch, E., Christensen, J., Matzen, L. H., Scaf, G., and Frydenberg, M. (2013). Detection of cavitated approximal surfaces using cone beam CT and intraoral receptors. *Dentomaxillofacial Radiology*, 42(1), 39458105-39458105.
115. Rathore, S., Tyndall, D., Wright, J. T., and Everett, E. (2012). Ex vivo comparison of Galileos cone beam CT and intraoral radiographs in detecting occlusal caries. *Dentomaxillofacial Radiology*, 41(6), 489-493.
116. Valizadeh, S., Tavakkoli, M. A., Vasigh, H. K., Azizi, Z., & Zarrabian, T. (2012). Evaluation of cone beam computed tomography (CBCT) system: comparison with intraoral periapical radiography in proximal caries detection. *Journal of Dental Research, Dental Clinics, Dental Prospects*, 6(1), 1.
117. Akarşlan, Z., Peker, İ. (2015). Bir diş hekimliği fakültesindeki konik ışınli bilgisayarlı tomografi incelemesi istenme nedenleri. *Acta Odontologica Turcica*, 32(1), 1-6.
118. Aps, J. K. M. (2013). Cone beam computed tomography in paediatric dentistry: overview of recent literature. *European Archives of Paediatric Dentistry*, 14(3), 131-140.
119. Dula, K., Benic, G. I., Bornstein, M., Dagassan-Berndt, D., Filippi, A., Hicklin, S., ... and Walter, C. (2015). SADMFR Guidelines for the Use of Cone-Beam Computed Tomography/Digital Volume Tomography. *Swiss Dental Journal*, 125(9), 945-953.
120. Qu, X. M., Li, G., Sanderink, G. C. H., Zhang, Z. Y., and Ma, X. C. (2012). Dose reduction of cone beam CT scanning for the entire oral and maxillofacial regions with thyroid collars. *Dentomaxillofacial Radiology*, 41(5), 373-378.
121. Ertaş, E. T., Kalabalık, F. (2014). The indications for dental volumetric tomography in a turkish population sample. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 24(2), 232-240
122. İşman, Ö., Yılmaz, H. H., Aktan, A. M., and Yılmaz, B. (2017). Indications for cone beam computed tomography in children and young patients in a Turkish subpopulation. *International Journal of Paediatric Dentistry*, 27(3), 183-190.
123. Barba, L., Berrocal, A. L., and Hidalgo, A. (2018). Uses of cone-beam computed tomography in San José, Costa Rica. *Imaging Science in Dentistry*, 48(2), 103-109.
124. Van Acker, J. W., Martens, L. C., & Aps, J. K. (2016). Cone-beam computed tomography in pediatric dentistry, a retrospective observational study. *Clinical Oral Investigations*, 20(5), 1003-1010.
125. Hidalgo-Rivas ,J. A., Theodorakou, C., Carmichael, F., Murray, B., Payne, M., Horner, K. (2014). Use of cone beam CT in children and young people in three United Kingdom dental hospitals. *International Journal of Pediatric Dentistry*, 24(5),336-348.
126. Bornstein, M. M., Brugger, O. E., Janner, S. F., Kuchler, U., Chappuis, V., Jacobs, R., and Buser, D. (2015). Indications and frequency for the use of cone beam

- computed tomography for implant treatment planning in a specialty clinic. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 30, 1076-1083.
127. Allareddy, V., Vincent, S. D., Hellstein, J. W., Qian, F., Smoker, W. R., and Ruprecht, A. (2012). Incidental findings on cone beam computed tomography images. *International journal of dentistry*, 2012(9), 1–9.
 128. Rheem, S., Nielsen, I. L., and Oberoi, S. (2013). Incidental findings in the maxillofacial region identified on cone-beam computed tomography scans. *Journal of Orthodontic Research*, 1(1), 33.
 129. Algerban, A., Jacobs, R., Lambrechts, P., Loozen, G., and Willems, G. (2009). Root resorption of the maxillary lateral incisor caused by impacted canine: a literature review. *Clinical Oral Investigations*, 13(3), 247-255.
 130. Pathak, S., Mishra, N., Rastogi, M. K., and Sharma, S. (2014). Significance of radiological variables studied on orthopantomogram to predict post-operative inferior alveolar nerve paresthesia after third molar extraction. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*, 8(5), ZC62.
 131. Neves, F. S., Souza, T. C., Almeida, S. M., Haiter-Neto, F., Freitas, D. Q., and Bóscolo, F. N. (2012). Correlation of panoramic radiography and cone beam CT findings in the assessment of the relationship between impacted mandibular third molars and the mandibular canal. *Dentomaxillofacial radiology*, 41(7), 553-557.
 132. Ghaemina, H., Meijer, G. J., Soehardi, A., Borstlap, W. A., Mulder, J., and Bergé, S. J. (2009). Position of the impacted third molar in relation to the mandibular canal. Diagnostic accuracy of cone beam computed tomography compared with panoramic radiography. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 38(9), 964-971.
 133. Kamburoglu, K., Murat, S., Kolsuz, E., Kurt, H., Yüksel, S., and Paksoy, C. (2011). Comparative assessment of subjective image quality of cross-sectional cone-beam computed tomography scans. *Journal of Oral Science*, 53(4), 501-508.
 134. Haiter-Neto, F., Wenzel, A., and Gotfredsen, E. (2008). Diagnostic accuracy of cone beam computed tomography scans compared with intraoral image modalities for detection of caries lesions. *Dentomaxillofacial Radiology*, 37(1), 18-22.
 135. Wenzel, A., Haiter-Neto, F., Frydenberg, M., and Kirkevang, L. L. (2009). Variable-resolution cone-beam computerized tomography with enhancement filtration compared with intraoral photostimulable phosphor radiography in detection of transverse root fractures in an in vitro model. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 108(6), 939-945.
 136. Kamburoğlu, K., Murat, S., Yüksel, S. P., Cebeci, A. R. İ., and Paksoy, C. S. (2010). Occlusal caries detection by using a cone-beam CT with different voxel resolutions and a digital intraoral sensor. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 109(5), e63-e69.
 137. Benavides, E., Rios, H. F., Ganz, S. D., An, C. H., Resnik, R., Reardon, G. T., ... and Sohn, D. S. (2012). Use of cone beam computed tomography in implant dentistry:

- the International Congress of Oral Implantologists consensus report. *Implant dentistry*, 21(2), 78-86.
138. Hatcher, D. C., Dial, C., and Mayorga, C. (2003). Cone beam CT for pre-surgical assessment of implant sites. *CDA*, 31(11), 825-834.
 139. Dobbyn, L. M., Morrison, J. F., Brocklebank, L. M., and Chung, L. L. K. (2013). A survey of the first 6 years of experience with cone beam CT scanning in a teaching hospital orthodontic department. *Journal of Orthodontics*, 40(1), 14-21.
 140. Kondori, I., Mottin, R. W., and Laskin, D. M. (2011). Accuracy of dentists in the clinical diagnosis of oral lesions. *Quintessence International*, 42(7), 575-577.
 141. Bacci, C., Donolato, L., Stellini, E., Berengo, M., and Valente, M. (2014). A comparison between histologic and clinical diagnoses of oral lesions. *Quintessence International*, 45(9), 789-794.
 142. Alamri, H. M., Sadrameli, M., Alshalhoob, M. A., and Alshehri, M. A. (2012). Applications of CBCT in dental practice: A review of the literature. *General Dentistry*, 60(5), 390-400.
 143. Wenzel, A., Haiter-Neto, F., Frydenberg, M., and Kirkevang, L. L. (2009). Variable-resolution cone-beam computerized tomography with enhancement filtration compared with intraoral photostimulable phosphor radiography in detection of transverse root fractures in an in vitro model. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 108(6), 939-945.
 144. Melo, S. L. S., Bortoluzzi, E. A., Abreu Jr, M., Corrêa, L. R., and Corrêa, M. (2010). Diagnostic ability of a cone-beam computed tomography scan to assess longitudinal root fractures in prosthetically treated teeth. *Journal of endodontics*, 36(11), 1879-1882.
 145. Ozer, S. Y. (2011). Detection of vertical root fractures using cone beam computed tomography with variable voxel sizes in an in vitro model. *Journal of Endodontics*, 37, 75-79.
 146. da Silveira, P. F., Vizzotto, M. B., Liedke, G. S., da Silveira, H. L. D., Montagner, F., and da Silveira, H. E. D. (2013). Detection of vertical root fractures by conventional radiographic examination and cone beam computed tomography—an in vitro analysis. *Dental Traumatology*, 29(1), 41-46.
 147. Scarfe, W. C. (2005). Imaging of maxillofacial trauma: evolutions and emerging revolutions. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 100(2), S75-S96.
 148. MacDonald-Jankowski, D. S., and Orpe, E. C. (2006). Computed tomography for oral and maxillofacial surgeons. Part 2: Cone-beam computed tomography. *Asian Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 18(2), 85-92.



EKLER

EK-1. Etik kurul onayı

Evrak Tarih ve Sayısı: 14/05/2018-E.76176



T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
Etik Komisyonu



Sayı : 77082166-302.08.01-
Konu : Bilimsel ve Eğitim Amaçlı

Sayın Prof. Dr. Cemile Özlem ÜÇOK
Ağız,Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı Başkanlığı - Öğretim Üyesi

Tez danışmanı olduğunuz, Üniversitemiz Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı **Dt.Muhsin Said KARATAŞ**'ın, uzmanlık tez çalışması olan "*Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografinin Klinik Kullanımının Değerlendirilmesi*" adlı çalışması ile ilgili konu Komisyonumuzun **08.05.2018** tarih ve **04** sayılı toplantısında görüşülmüş olup,

Çalışmanızın yapılması planlanan yerlerden izin alınması koşuluyla yapılmasında etik açıdan bir sakınca bulunmadığına oy birliği ile karar verilmiş ve karara ilişkin imza listesi ekte gönderilmiştir.

Bilgilerinizi rica ederim.

e-İmzalıdır
Prof. Dr. Alper CEYLAN
Komisyon Başkanı

Araştırma Kod No: 2018-190

Ek:1 Liste

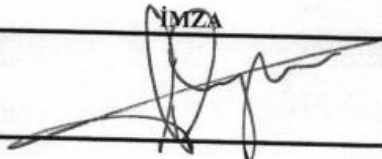
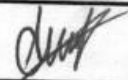
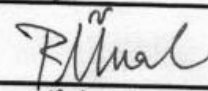
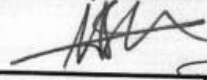
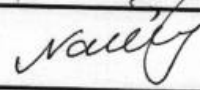
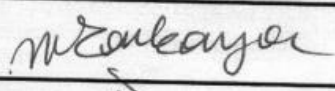
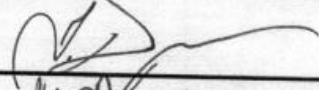

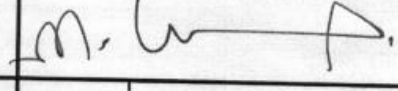

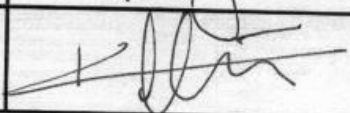


Ankara
Tel:0 (312) 202 20 57 - 0 (312) 2... Faks:0 (312) 202 38 76
İnternet Adresi : <http://etikkomisyon.gazi.edu.tr/>

Bilgi için :Burak Çitrak
Genel Evrak Sorumlusu
Telefon No:0312 202 26 61

Bu belge 5070 sayılı Elektronik İmza Kanununun 5. Maddesi gereğince güvenli elektronik imza ile imzalanmıştır.

EK-1. (devam) Etik kurul onayı

GAZİ ÜNİVERSİTESİ ETİK KOMİSYONU KATILIM LİSTESİ	
TOPLANTI TARİHİ : 08/05/2018	TOPLANTI SAYISI : 04
ADI-SOYADI	İMZA
Prof.Dr.Alper CEYLAN BAŞKAN	
Prof.Dr.Mustafa N.İLHAN BAŞKAN YRD.	KATILANADI
Prof.Dr.Mehmet KÜÇÜKKURT	KATILANADI
Prof.Dr.Ayemek GÖNENÇ	
Prof.Dr.Rahmi ÜNAL	
Prof.Dr.Mehmet Sayım KARACAN	
Prof.Dr.Naciye YILDIZ	
Prof.Dr.Mustafa SARIKAYA	
Prof.Dr.İbrahim DOĞAN	
Prof.Dr.C. Haluk BODUR	
Prof.Dr.Mustafa İLBAŞ	
Prof.Dr.Füsün DEMİREL	
Doç.Dr.Nihan KAFA	

EK-2. Aydınlatılmış hasta onam formu



GAZİ ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
AĞIZ DİŞ VE ÇENE RADYOLOJİSİ ANABİLİM DALI
HASTA ONAM FORMU

Hasta Adı-Soyadı :

Tarih:/...../ 2012

Doğum Yılı :

Dosya No: **003750**

Sayın Hastamız/ Hasta Yakınımız,

Hastalığınız ve hastalığınızın tanı ve tedavisi için size önerilen işlem ve tedaviler hakkında bilgi sahibi olmak en doğal hakkınızdır. Tıbbi tedavinin yararlarını ve olası risklerini öğrendikten sonra yapılacak işleme rıza göstermek veya göstermemek yine kendi kararınıza bağlıdır. Arzu ettiğiniz takdirde ağız sağlığınıza ile ilgili tüm bilgi ve dokümanlar size veya uygun göreceğiniz bir yakınına verilebilir. Yasal ve Tıbbi zorunluluk taşıyan durumlar dışında bilgilendirmeyi reddedebilirsiniz. İsteddiğiniz zaman verdiğiniz izni geri çekme hakkına sahipsiniz. Bu durum sizin bundan sonraki tedavinizi hiçbir şekilde aksatmayacaktır. Ancak yasal açıdan bu hakkınız 'tıbbi yönden bir sakınca bulunmaması' şartına bağlıdır. Bu durum gerçekleştiğinde, Aydınlatılmış Onamı Geri Çekme Tutanağı düzenlenerek bu belgenin arkasına eklenecektir.

- Diş hekimi/ sorumlu sağlık personeli tarafından ağız sağlığının durumu hakkında bilgilendirildim.
- Ağız, diş ve çene hastalıklarının teşhisi için uygulanması gereken klinik ve radyolojik muayene yöntemleri konusunda bilgi aldım.
- Oluşabilecek komplikasyonlar ve olası riskler ayrıntıları ile anlatıldı.
- Bu tanı, tedavi işlemini reddettiğim zaman ağız sağlığıma tehdit edici başka hangi risklerin olabileceğini bu tanı/tedavi yerine uygulanabilecek başka bir uygulamanın bulunup bulunmadığı konusunda bilgilendirildim.
- Bu tanı/tedavi yöntemlerinin olasılığı ve ek tedavi yöntemi gerektirebilecek durumlar hakkında bilgilendirildim.
- Diş hekiminin tanı/tedavi esnasında gerekirse diğer hekimlerden konsültasyon isteyebileceği ve tedavi sürecine katılabileceği, eğitim amaçlı olarak öğretim üye ve elemanlarının yanı sıra diş hekimliği stajyer öğrencilerinin, öğretim üye ve elemanlarının denetiminde tedavi sürecinde yer alabileceği, eğitim ve bilimsel amaçlı olarak kimlik bilgileri gizli tutularak klinik fotoğraflarının çekilebileceği ve klinik verilerin, tanı, bilimsel, eğitim veya araştırma amaçlı kullanılabileceği bana açıklandı.
- Dr./Stj.Dt.in yetkisi, gözlemi ve yöntemi altında
- Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi kliniğinde klinik ve radyolojik muayene yöntemlerinin üzerimde/ vekil olduğum hasta üzerinde gerçekleştirilmesine izin veriyorum.
- Kronik hastalıklarım şunlardır:.....
- Bu hastalıklar için.....ilaçları kullanmaktaym.
- Bayan hastalar için; hamilelik durumumu ve ihtimalimi bildirdiğimi beyan ederim.

Not:

	Adı, Soyadı	İmza
Hasta veya Yasal Temsilcisi*		
Tanık		
Tercüman		
Sorumlu Sağlık Personeli		

*Yasal temsilci: Vesayet altındakiler için vasi, reşit olmayanlar için anne/baba bunların bulunmadığı durumlarda birinci derece kanuni mirasçılar. 1. nüsha (Kurumumuzda kalacaktır), 2. nüsha (Hastaya verilecektir)

EK-3. Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi istem formu



T.C. Gazi Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi
 Ağız, Diş Çene Radyolojisi A.D.

BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ İSTEK FORMU

Hastanın Adı Soyadı : Tarih/...../20.....

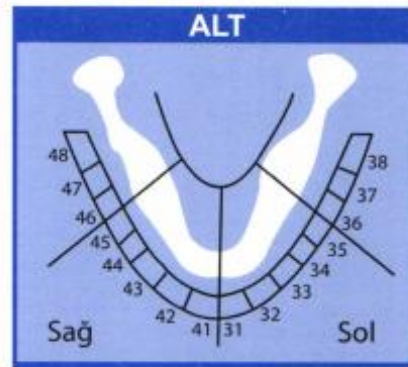
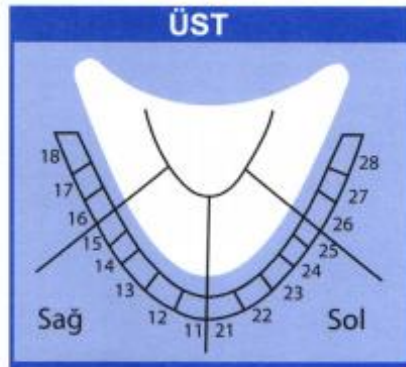
Doktorun Adı Soyadı :

Telefon Dahili : Cep :

FİLM CD ÜCRETLİ HASTA

MANDİBULA MAKSİLLA PARANAZAL SİNÜS TME

VOLUMETRİK DENTAL TOMOGRAFİ



KESİT KALINLIĞI

.....Mm 0,5 mm

1 mm 2 mm

18 17 16 15 14 13 12 11 | 21 22 23 24 25 26 27 28
 48 47 46 45 44 43 42 41 | 31 32 33 34 35 36 37 38

Lütfen bölge ve diş numarasını belirleyiniz.
 Sadece belirlediğiniz bölgede ölçüm yapılır.

Klinik Bilgi:

Adres : Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi 06510/Ankara
 Tel : (312) 203 40 00 Fax: 223 92 26 e-mail : dent@gazi.edu.tr

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : KARATAŞ, Muhsin Said
 Uyuşu : T.C.
 Doğum tarihi ve yeri : 22/11/1991 Adapazarı/Sakarya
 Medeni hali : Bekar
 Telefon : 0541 421 26 51
 e-mail : dt.mskaratas@gmail.com

Eğitim

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet tarihi
Yüksek lisans	Gazi Üniversitesi	2019
Lisans	Kırıkkale Üniversitesi	2014
Lise	Yıldırım Beyazıt Anadolu Lisesi	2009

İş Deneyimi

Yıl	Yer	Görev
2016-	Gazi Üniversitesi / Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi ABD	Araştırma Görevlisi
2015-2016	Çankırı Ağız Diş Sağlığı Merkezi	Diş Hekimi
2015-2015	Özel Pursaklar Ağız Diş Sağlığı Merkezi	Diş Hekimi

Yabancı Dil

İngilizce

Yayınlar

Karataş, M. S. (Basımda). Bukkal Mukozada İzlenen Fibrolipom Vakası ve Literatür Derlemesi. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. No: 21-05-2018 – 3678. DOI: 10.17567/ataunidfd.443605

Hobiler

Seyahat, Dağ Yürüyüşü, Dota 2, Europa Universalis 4



GAZİLİ OLMAK AYRICALIKTIR..