

**KONİK IŞINLI
BİLGİSAYARLI
TOMOĞRAFI
REHBERİ**



**ORAL DİAGNOZ VE
MAKSİLLOFASİYAL
RADYOLOJİ DERNEĞİ**

2022

Önsöz

Radyoloji branşı, son 50 yılda özellikle Bilgisayarlı tomografi (BT) ve daha sonra keşfedilen Manyetik Rezonans Görüntüleme tekniği ile büyük gelişmeler yaşamıştır. 1972 yılında keşfedilen ve günümüzde rutin olarak kullanılmakta olan Bilgisayarlı tomografi, son 10 yılda 3 boyutlu maksillofasiyal görüntülemeye geniş yer bulmuştur. Ancak artan BT kullanımı yanında hasta ve çevreye verilen radyasyonun artması problemini de yanında getirmiştir ve BT incelemeleri hastaların en fazla radyasyondan etkilendikleri incelemelerin başında gelmektedir. Tanısal incelemelerde alınan radyasyon dozlarının insan sağlığına etkisi, kanser olasılığının artışı olarak ifade edilmektedir, örnek vermek gerekirse; Epidemiyolojik çalışmalar, yaklaşık 100 mSv ve üzeri dozlarda ışınlamaya bağlı olarak toplam kanser riskinde dozla ilgili lineer artışı göstermiştir. Bununla birlikte, halen (i) 100 mSv ya da daha düşük ışınlama da toplam kanser riskinin büyüklüğü ile ilgili önemli belirsizlikler vardır; (ii) özellikle homojen olmayan doz dağılımları için birkaç yüz milisievertten oluşan akut veya uzun süreli dozları takiben organa spesifik riskler henüz tanımlanmıştır. Ayrıca (iii) doğrudan epidemiyolojik kanıtların bulunduğu dozlardan daha düşük doz ve bu doz oranları için kanser oluşum modellemesi ilgili çalışmalar çok sınırlıdır (Multidisciplinary European Low Dose Initiative (MELODI, 2017). İncelemede kullanılan radyasyon miktarının artışına bağlı olarak kanser olasılığı özellikle tomografik incelemelerde artmaktadır. Buna bir örnek vermek gerekirse ABD’de gerçekleştirilen bir araştırmada, 2007 yılında yapılan 72 milyon BT incelemesinin sonucunda ileri yıllarda 29 000 ilave kanser vakasının ortaya çıkacağı ve yaklaşık 21 000 kişinin hayatını kaybedileceği (doğal kanser ölümlerine ilave olarak) öne sürülmüştür (Linnet vd., 2012). Buna paralel olarak günümüz diş hekimliği pratiğinde teşhis ve tedavi planlaması ve kontrol amacıyla farklı ağız içi ve ağız dışı radyografik teknikler kullanılmaktadır. Bununla birlikte 2000 yılların başında özellikle medikal teknolojideki gelişimler sayesinde diş hekimliği pratiğinde kullanılmak üzere daha küçük yer kaplayan ve daha düşük dozda çalışan BT’ler üretilmeye başlanmıştır. Genel olarak görüntü kaynağı ve detektör yapısı diğer tomografi sistemlerinden farklı olan bu yöntem konik ışınlı bilgisayarlı tomografi (KIBT) olarak adlandırılmıştır.

KIBT’nin yararlığında saydığımız nispeten düşük radyasyon dozu, yine KIBT için dikkat edilmesi gereken konuların başına saymamız gerekmektedir. KIBT her ne kadar BT’den daha az radyasyon veriyor olsa da diş hekimliğinde kullanılan konvansiyonel radyografik tekniklerden daha fazla radyasyon dozu vermektedir. Bu radyasyon dozu özellikle ortodontik incelemeler için kullanılan yüksek görüntüleme alanı (FOV) içeren incelemelerde daha da yüksek olarak karşımıza çıkmaktadır. Yapılan çalışmalarda, bir çocuk/adölesan hastasından

diagnostik açıdan alınan konvansiyonel radyografiler (panoramik, el-bilek ve lateral sefalometrik radyografi) ortalama 25-35 µSv iken, ortodontide KIBT kullanımını 68-1073 µSv arasında değişmektedir. Ortodonti için en yüksek FOV oranında alınan KIBT, neredeyse medikal BT ile yakın doz oranını vermektedir. (Ludlow vd., 2006). Ancak bu cihazların muayene pratiğine inmesi yanında diş hekimliği için kullanımını özellikle çocuk hasta grubu için alınan radyografik inceleme endikasyonlarını dramatik şekilde arttırmıştır (SEDENTEXCT, 2012). Ancak, rutin olarak diş hekimliğinde kullanıma girmiş cihazların özellikle değişik FOV'lardaki KIBT uygulamalarının pediatrik popülasyonda efektif ve organ dozları ile ilgili çalışmaları çok sınırlıdır. KIBT tekniğinde kullanılan radyasyon dozunun konvansiyonel dental görüntülemeye göre yüksek olması, tekniğin hassas olması ve yorumlamanın daha karmaşık olması nedeniyle, bu teknikle ilgili rehberler oluşturulmaktadır. Hazırlanan rapor ile ülkemize kullanılacak bir rehber/yönetmelik oluşturulması amaçlanmıştır. **Rapor, Avrupa DentoMaksilloFasiyal Radyoloji Derneği'nin rehberi (SEDENTEXCT, 2012) Türkçeleştirilerek ve baz alınarak hazırlanmıştır.**

Bu raporun hazırlanmasında emeği geçen ve aşağıda isimleri bulunan, derneğimizin Genç Araştırmacı Komitesi'ne (Genç ORAD), EADMFR rehberi çeviri şablonunun oluşturulması için ESOGÜ Ağız Diş ve Çene Radyolojisi A.D ve KIBT uygulamaları klinik işleyiş rehberinin oluşturulması için Dr. Arzu Alan'a teşekkür ederim.

Genç Araştırmacı Komitesi (GENÇ ORAD)

Doç. Dr. Melih ÖZDEDE, Dokuz Eylül Üniversitesi (Başkan)

Doç. Dr. İbrahim Şevki BAYRAKDAR, Eskişehir Osmangazi Üniversitesi

Doç. Dr. Gaye KESER, Marmara Üniversitesi

Doç. Dr. Eda Didem YALÇIN, Dokuz Eylül Üniversitesi

Doç. Dr. Selmi YILMAZ, Akdeniz Üniversitesi

Dr. Öğr Üyesi Cansu KÖSEOĞLU SEÇGİN, T.C. Sağlık Bakanlığı

Dr. Öğr. Üyesi Gürkan ÜNSAL, Yakın Doğu Üniversitesi

Dr. Öğr Üyesi Cansu BÜYÜK, İstanbul Okan Üniversitesi

Dr. Öğr. Üyesi Belde ARSAN, İstanbul Medeniyet Üniversitesi

Dr. Öğr. Üyesi Hakan AMASYA, İstanbul Üniversitesi- Cerrahpaşa

Dr. Öğr. Üyesi Emre KÖSE, Aydın Adnan Menderes Üniversitesi

Prof. Dr. Kaan ORHAN

Oral Diagnoz ve Maksillofasiyal Radyoloji Derneği Başkanı

İÇİNDEKİLER

Önsöz	ii
İÇİNDEKİLER	iv
ŞEKİLLER DİZİNİ	viii
TABLolar DİZİNİ	ix
KISALTMALAR	x
1. RADYASYON DOZU VE RİSK	1
1.1 X-ışını	1
1.2 Radyasyon Hasarı	1
1.3 Radyasyondan Korunma İlkeleri	2
1.4 Radyasyon Dozu	3
1.5 Radyasyon Riski	4
1.6 KIBT ile ilgili Dozlar ve Riskler	5
1.7 Hamile Radyasyon Görevlilerinin Radyasyondan Korunması	9
2. TEMEL PRENSİPLER	11
3. GEREKÇELENĐİRME, REFERANS KRİTERLER, ENDİKASYONLAR	13
3.1 Giriş	13
3.1.1 KIBT'nin Boyutsal Doğruluğu	15
3.2 Dentisyon Gelişimi	15
3.2.1 Dentisyon Gelişimi için KIBT'nin Lokalize Uygulamaları	16
3.2.1.1 Gömülü diş lokalizasyonu	16
3.2.1.2 Gömülü dişlerle ilişkili eksternal rezorpsiyon	17
3.2.1.3 Damak yarığı	18
3.2.1.4 Mini implantlar kullanarak geçici ortodontik ankraj	19
3.2.2 KIBT'nin Dentisyon Gelişimindeki Uygulamaları	19
3.3 Çene Patolojilerinin Değerlendirilmesi	21
3.3.1 Diş Çürüğünün Tanısı	21
3.3.2 Periodontal Değerlendirme	23
3.3.3 Periapikal Hastalığın Değerlendirilmesi	26
3.3.4 Endodonti	27
3.3.5 Dental Travma	31
3.4 Cerrahi Uygulamalar	32
3.4.1 Diş Çekimi	32
3.4.2 İmplant Diş Hekimliği (İmplantoloji)	34
3.4.3 Kemik Patolojileri	37
3.4.4 Fasiyal Travma	39
3.4.5 Ortognatik Cerrahi	40
3.4.6 Temporomandibular Eklem	40
4. RADYASYON RİSKİNİ AZALTMADA ETKİLİ FAKTÖRLER	43
4.1 X-ışını Tüp Voltajı, Akımı ve Ekspozur Süresi	43
4.2 Görüntüleme Alanı (FOV) ve Kolimasyon	44
4.3 Filtrasyon	45
4.4 Dijital Dedektör	45
4.5 Voksel Boyutu	46
4.6 Projeksiyon Sayısı	47
4.7 Koruyucu Ekipmanlar	48
5. KALİTE STANDARTLARI VE KALİTE GÜVENCESİ	49
5.1 Kalite Güvence Programı	49
5.2 Ekipman Performansı	50

5.2.1 Eleştirel İnceleme	51
5.2.2 Kabul ve Devreye Alma Testleri	51
5.2.3 Rutin Testler	52
5.3 Hasta Dozu	52
5.3.1 Doz Miktarları	53
5.3.2 Teşhis Referans Seviyelerinin Kurulması	53
5.3.3 DRL'leri Kullanma	54
5.4 Klinik Görüntü Kalitesi Değerlendirmesi	55
5.4.1 Standart Referans Görüntülerle Karşılaştırma	55
5.4.2 Reddetme Analizi	56
5.4.3 Belirlenmiş Klinik Görüntü Kalitesi Kriterlerine Karşı Denetim	58
5.5 KIBT Ünitelerinde Çapraz Enfeksiyon Kontrolü	60
6. PERSONELİN KORUNMASI	62
6.1 Alanların Sınıflandırılması	62
6.2 KIBT Odası Dizaynı	62
6.2.1 Bitişik/Komşu Alanlar İçin Koruma	62
6.2.2 Oda Düzeni	64
6.3 Kişisel Takip	65
7. EKONOMİK DEĞERLENDİRME	66
8. EĞİTİM	67
8.1 Görev ve Sorumluluklar	67
8.2 KIBT Eğitim Müfredatı	69
9. RAPORLAMA	72
9.1 Radyoloji Raporu	72
9.2 Radyoloji Raporu Hazırlanırken Dikkat Edilmesi Gerekenler	72
9.3 Konik-Işınli Bilgisayarlı Tomografide Raporlama	73
9.4 Konik-Işınli Bilgisayarlı Tomografi Raporlarının Bölümleri	74
9.5 Konik-Işınli Bilgisayarlı Tomografi Raporlarının Geliştirilmesi için Öneriler	75
10. DENTAL KIBT SİSTEMLERİ İÇİN KALİTE KONTROL KİTAPÇIĞI	77
10.1 Giriş	77
10.2 X-ışını Tüpü ve Jeneratörü	78
10.2.1 Radyasyon Çıktısı	78
10.2.1.1 Radyasyon Çıktısı Tekrarlanabilirliği	79
10.2.1.2 Radyasyon Çıktısının Tekrar Üretilirliği	79
10.2.2 Tüp Potansiyeli	79
10.2.2.1 Tüp Voltaj Doğruluğu	80
10.2.2.2 Tüp Voltaj Tekrarlanabilirliği	80
10.2.2.3 Tüp Voltaj Tekrar Üretilirliği	80
10.2.3 Filtrasyon	80
10.2.3.1 YDT Hesaplanması	80
10.2.4 Işın kolimasyonu / Radyasyon Görüş Alanı	81
10.2.5 X-ışını Demeti Hizalama	82
10.2.6 X-ışını Tüpü Sızıntısı	82
10.3 Hasta Dozu	83
10.3.1 Doz Ölçümleri	84
10.3.1.1 Mevcut Doz Ölçümleri	84
10.3.1.2 Mevcut Doz Ölçümleriyle İlgili Zorluklar	84
10.3.1.3 CTDI	84
10.3.1.4 KIBT Doz indeksi	84
10.3.1.5 Doz Alan Çarpımı (Dose area product, DAP)	86

10.3.1.6 Kerma Alan Ürünü (KAP)	87
10.3.1.7 Dedektördeki Hava Kerma Olayı, Ka,i (FDD)	87
10.3.2 Tanısal Referans Seviyeleri	87
10.4 Kantitatif Görüntü Kalitesi Performansı	88
10.4.1 Görüntü Dansite Değerleri	89
10.4.1.1 Temel Değerin Belirlenmesi	89
10.4.1.2 Rutin Ölçümler	89
10.4.2 Voksel yoğunluk değerleri	89
10.4.2.1 Tanım	90
10.4.2.2 Amaç	90
10.4.2.3 Ekipman	90
10.4.2.4 Test Sıklığı	90
10.4.2.5 Prosedür	91
10.4.2.6 Eylem seviyeleri	91
10.4.3 Kontrast Detay Değerlendirmesi	91
10.4.3.1 Temel Değerin Belirlenmesi	91
10.4.3.2 Rutin Ölçümler	92
10.4.4 Üniformite/Homojenlik ve Artefaktlar	92
10.4.4.1 Kalite kontrol fantomu mevcutsa	92
10.4.4.2 Kalite kontrol fantomu mevcut değilse	93
10.4.4.3 Prosedür 2 Testi	93
10.4.4.3.1 Test sıklığı	94
10.4.4.3.2 Aksiyon seviyeleri	95
10.4.5 Noise/ Gürültü	95
10.4.5.1 Tanım	95
10.4.5.2 Amaç	96
10.4.5.3 Prosedür	96
10.4.5.4 Test Sıklığı	96
10.4.5.5 Eylem seviyeleri	97
10.4.5.6 Temel Değerin Belirlenmesi	97
10.4.5.7 Rutin Ölçümler	97
10.4.6 Düşük Kontrastlı Çözünürlük	98
10.4.6.1 Tanım	98
10.4.6.2 Amaç	98
10.4.6.3 Ekipman	99
10.4.6.4 Test Sıklığı	99
10.4.6.5 Eylem Seviyeleri	100
10.4.7 Uzaysal Çözünürlük	100
10.4.7.1 Test Sıklığı	101
10.4.7.2 Eylem seviyeleri	101
10.4.7.3 Sınır Çözünürlük	102
10.4.7.4 Modülasyon Transfer Fonksiyonu (MTF)	102
10.4.8 Geometrik Doğruluk	103
10.4.8.1 Ekipman	103
10.4.8.2 Test sıklığı	103
10.4.8.3 Eylem seviyeleri	103
10.5 Görüntü Ekranı/Ekipmanı	104
10.5.1 Genel Koşullar	104
10.5.2 Ekran Çözünürlüğü	104
11. EK – Sözlük ve Kısaltmalar	109

12. KIBT UYGULAMALARI İÇİN KLİNİK İŞLEYİŞ REHBERİ	116
KAYNAKLAR	120

Şekiller Dizini

Şekil 1.1: Pauwels ve ark. (2012) tarafından uyarlanan, KIBT için organ dozlarının efektif doz hesaplamalarına ortalama katkısı	6
Şekil 4.1: FOV'a göre sınıflandırılmış bir dizi KIBT tarayıcısıyla ilişkili etkili dozları gösteren çubuk grafik	44
Şekil 9.1: KIBT rapor örneği	76
Şekil 10.1: İndeks 1 için ölçüm noktaları	85
Şekil 10.2: İndeks 2 için ölçüm noktaları	86
Şekil 10.3: Uniformite hesaplanmasında ROI'lerin pozisyonu	94
Şekil 10.4: CNR hesaplaması için seçilen iki ROI örneği	100

Tablolar Dizini

Tablo 1.1: Stokastik etkiler için zararlı olarak gösterilmiş nominal risk katsayıları	5
Tablo 1.2: Yaşla ilgili risk	6
Tablo 1.3a: Dental KIBT'den μSv cinsinden efektif doz aralığı ve parantez içindeki ortalama değerler	7
Tablo 1.3b: Pediatrik fantomlar için μSv cinsinden dental KIBT'da efektif doz aralığı ve parantez içindeki ortalama değerler	8
Tablo 1.3c: Geleneksel dental görüntüleme tekniklerinde efektif doz	8
Tablo 3.1: KIBT'nin endodontik kullanımları	30
Tablo 3.2: Dental travmada KIBT'nin kullanım alanları	31
Tablo 3.3: Kesitsel görüntüleme için özel endikasyonlar	36
Tablo 5.1: KIBT görüntüleri için Klinik Kalite Standartları	56
Tablo 5.2: KIBT incelemelerinin reddedilmesine ilişkin yöntem	59
Tablo 6.1: Yıllık 0.3 mSv doz kısıtlaması için 1 metredeki koruma gereksinimlerinin özeti..	64
Tablo 8.1: KIBT kullanan diş hekimleri için “yeterli teorik ve pratik eğitimin” ana hatlarını belirten, KIBT'nin kullanımı ile ilgili EADMFR Temel İlkeleri eki	69
Tablo 10.1: Yarım Değer Tabakası tablosu	81

KISALTMALAR

AAPM TG18: Amerika Tıp Fizikçileri Derneği görev grubu 18, The American Association of Physicists in Medicine task group 18

AB: Avrupa Birliği

BT: Bilgisayarlı tomografi, Computed tomography

FPD: Flat Panel Dedektör

KIBT: Konik ışınli bilgisayarlı tomografi, Cone-beam computed tomography

CNR: Kontrast-gürültü oranı, Contrast-noise ratio

DAP: Doz alan ürünü/çarpımı, Dose area product

ESF: Sınır Dağılım Fonksiyonu, Edge Spread Function

FOV: Görüntüleme alanı, Field of view

LFS: Çizgi Dağılım Fonksiyonu, Line Spread Function

MRG: Manyetik rezonans görüntüleme

PSF: Nokta Dağılım Fonksiyonu, Point Spread Function

ROI: İlgi alanı, Region of interest

TFU: Tıbbi fizik uzmanı

TLD: Termoluminesans dozimetre

TMD: Temporomandibular düzensizlik

TME: Temporomandibular eklem

QA: Kalite güvencesi

QC: Kalite kontrolü

YDT: Yarım-Değer Tabakası

1. RADYASYON DOZU VE RİSK

1.1 X-ışını

X-ışınları bir tür elektromanyetik (EM) radyasyondur. EM radyasyon ayrıca görünür ışık, radyo dalgaları, mikrodalgalar ve diğer bazı “ışın” çeşitlerini içerir. Hepsi, dalga özelliklerine, en önemlisi bir dalga boyu ve frekansa sahip olan, foton adı verilen enerjinin “paketleri” olarak düşünülebilir. EM radyasyon, dalga boyu bakımından büyük farklılıklar gösterir; tanı amaçlı kullanılan X-ışınları 10^{-9} ila 10^{-13} m arasında küçük bir dalga boyuna sahiptir. Bunun önemi, küçük dalga boylarının yüksek enerji, maddeye daha derin nüfuz etme ve maddeye yüksek enerji transferi anlamına gelmesidir. X-ışınları atomlara çarptığında bu enerji aktarılabilir ve atomların iyonlaşması sağlanır. İyonlaştırıcı radyasyonun diğer örnekleri, çoğunlukla radyoaktif maddelerin bozunmasıyla ilişkili olan alfa, beta ve gama radyasyonudur. Tüm iyonlaştırıcı radyasyonlar, maruz kalan kişilerin vücut organlarına ve dokularına zarar verme kabiliyetine sahiptir.

1.2 Radyasyon Hasarı

Radyolojik tetkikler sırasında hastaların vücutlarından milyonlarca foton geçer. Bunlar iyonizasyon yoluyla herhangi bir moleküle zarar verebilir, ancak kromozomlardaki DNA'ya verilen zarar özellikle önemlidir. Çoğu DNA hasarı hemen onarılır, ancak nadiren bir kromozomun bir kısmı kalıcı olarak değişebilir (mutasyon). Bu, sonuçta bir tümör oluşumuna yol açabilir. X-ışınlarına maruz kalma ile bir tümörün klinik teşhisi arasındaki latent dönem uzun yıllar olabilir. Belirli bir X-ışını dozu tarafından üretilen bir tümörün riski tahmin edilebilir; bu nedenle radyolojik tekniklerle alınan dozların bilinmesi önemlidir. Dental radyoloji için dozlar ve riskler küçük olsa da bir dizi epidemiyolojik çalışma, dental radyografi için beyin ve tiroid tümörleri riskinin arttığına dair sınırlı kanıt sağlamıştır.

Yukarıda açıklanan etkilerin, altında meydana gelmeyecekleri bir radyasyon dozu eşğine sahip olmadığına inanılmaktadır (ICRP, 2007). Bunlar, etkinin şiddeti olmasa da riskin büyüklüğünün radyasyon dozuyla orantılı olduğu stokastik etkiler olarak kabul edilebilir. Radyasyonun, katarakt oluşumu, ciltte eritem ve doğurganlık üzerindeki etkiler gibi bilinen başka zararlı etkileri (doku etkileri) de vardır ve bunlar kesinlikle eşik dozların altında görülmezler. Bu eşik dozları boyut olarak değişir, ancak tümü dental radyografide verilenlerden çok daha büyük bir büyüklüğe sahiptir. Bu nedenle, olağanüstü durumlar dışında, bu doku reaksiyonları daha fazla dikkate alınmaz.

1.3 Radyasyondan Korunma İlkeleri

Stokastik etkilerin olasılıklı doğası, radyasyona maruz kalmada 'güvenli' ve 'tehlikeli' arasındaki ayrımı imkânsız kılar. Başka bir deyişle, az miktarda radyasyon bile sınırlı bir riskle ilişkilidir. ICRP, koruma sistemi için üç temel ilkeyi tanımlamıştır (ICRP, 2007).

İlk ilke, radyasyonun personele ve diğer bireylere verdiği zarar dikkate alınarak hastaya zarar vermeden daha iyisini yapmayı gerektiren gerekçelendirilmedir. Tıbbi maruziyetler için gerekçe tıp (veya diş hekimliği) mesleğinin sorumluluğundadır (ICRP, 2007). Gerekçelendirme hem genel hem de bireysel düzeyde kararları içerir. Genel düzey tüm uygulamaların gerekçelendirilmesiyle ilgilidir. İkinci gerekçe düzeyi, maruz kalan birey ile ilgili olarak net bir yararın, yani zarardan çok yararın olmasıdır. Prosedürün her bir hastaya gerekçelendirilmesini sağlamak için uygun sevk prosedürleri mevcut olmalıdır. Dental KIBT için gerekçe ve sevk kriterleri diğer bölümlerde tartışılmaktadır.

İkinci ilke, ALARA (As Low As Reasonably Achievable) prensibi olarak da bilinen uygulamanın optimizasyonudur (Makul Olduğu Kadar Düşük). Kanseri ve doku etkisi riskini en aza indirmek için radyasyona maruz kalma düşük olmalıdır. Optimize edilmiş bir tıbbi maruziyet her zaman en düşük doza sahip olan değildir, ancak maruziyetten kaynaklanan zararı dikkatli bir şekilde dengeleyen ve bireylerin korunması için gerekli bilgileri elde etmek için mevcut olan kaynaklardır (ICRP, 2007). Optimizasyon süreci, makul olarak elde edilebilecek en düşük radyasyon dozunu kullanarak gerekli teşhis bilgilerini elde etmek için uygun ekipmanın tasarımını, seçimini ve bakımını ayrıca sistematik prosedürlerin benimsenmesini ve kriterlerin standardizasyonunu içerir. Tanısal radyolojide maruziyetin optimizasyonuna örnekler; radyasyon dedektörlerinin geliştirilmesi, uygun maruziyet parametrelerinin seçilmesi, koruyucu cihazların kullanılması ve radyosensitif organların minimum dozu aldığı bir radyografik projeksiyonun seçilmesidir. Optimizasyonun bir başka yönü, tanısal referans seviyelerinin (DRL) oluşturulması ve kullanılmasıdır. Doz-alanlı ürün araştırmalarına veya diğer kolayca ölçülebilen miktarlara dayanan DRL'ler, kalite güvencesinin bir parçası olarak klinisyenler tarafından x-ışını ekipmanının ve bunların çalışmasının değerlendirilebileceği standartlar olarak belirlenebilir.

Üçüncü ilke, tıbbi maruziyetler dışındaki insan kaynaklı maruziyetten herhangi bir personel veya toplumdaki insanlar tarafından alınabilecek üst doz limitlerinin belirlenmesini içeren doz limitlerinin kullanılmasıdır. Tıbbi maruziyetler için, tedavi veya teşhisin etkinliğini azaltarak zarardan çok zarar verebileceğinden, hastaya dozun sınırlandırılması önerilmez. Bu nedenle,

hastalar için, maruziyetlerin gerekçelendirilmesi ve optimizasyonu (ICRP, 2007) üzerinde durulmaktadır.

1.4 Radyasyon Dozu

Genellikle 'doz' olarak adlandırılan absorbe edilen doz, temel fiziksel doz miktarıdır ve birim kütle başına dokuda depolanan enerjidir. Birimler (SI birimleri), Gray (Gy) ismiyle bilinen, kg başına joule'dür. Ölçülebilir bir miktardır, ancak biyolojik hasarın iyi bir göstergesi değildir. Çoğunlukla kalite kontrol ölçümleri gibi biyolojik hasarın önemsiz olduğu uygulamalar için kullanılır (ICRP, 2007). Eşdeğer doz, radyasyon ağırlıklandırma faktörleri uygulandığında absorbe dozdan hesaplanan bir miktardır. Radyasyon ağırlıklandırma faktörleri kavramı, çeşitli radyasyon türlerinin biyolojik etkililiğindeki farklılıklara dayanmaktadır; X-ışınları, alfa parçacıkları, nötronlar. Bu, farklı radyasyon türleri tarafından biriktirilen eşit enerjinin, eşit biyolojik hasar anlamına gelmediği anlamına gelir. Örneğin, alfa parçacıkları X-ışınlarından daha ağır yüklü ve daha yavaştır, bu nedenle doku boyunca izledikleri yol boyunca daha yoğun bir şekilde enerji kaybederler ve daha fazla hasara neden olurlar. Bu nedenle, eşdeğer doz, sağlık riskini değerlendirmede absorbe edilen dozdan daha önemlidir. X-ışınları için radyasyon ağırlık faktörü 1'dir, bu absorbe edilen doz ve eşdeğer dozun sayısal olarak eşit olduğu anlamına gelir. Eşdeğer doz birimi Sievert'tır (Sv) (ICRP, 2007).

Risk, maruz kalan dokuların radyasyona ne kadar duyarlı olduğuna bağlı olarak da değişir. Dokuların radyosensitivitesi, stokastik etkileri tahmin etmek için daha uygun bir miktar olan efektif doz olarak bilinen özel bir doz miktarı kullanılarak hesaba katılır. Efektif doz, çeşitli maruz kalan dokulara eşdeğer dozlar alınarak ve ilgili doku ağırlık faktörü ile çarpılarak hesaplanır. Eşdeğer dozlar daha sonra efektif dozu vermek üzere toplanır. Birimi Sievert'tır (Sv). Düzensiz absorbe edilen dozla aynı radyasyon riskine yol açacak olan tüm vücut uniform dozu temsil eder. Doku ağırlıklandırma faktörleri yaş ve cinsiyet ortalamasıdır. Efektif dozun bir birey için değil, referans bir kişi için hesaplandığı ve ortalama bir kişi için stokastik radyasyon riski ile doğrudan ilişkili olabileceği unutulmamalıdır. Referans hasta veya hasta gruplarının yaş ve cinsiyet açısından benzer olması koşuluyla, farklı hastane ve ülkelerde benzer işlem ve teknolojilerin kullanılması ile aynı işlem için farklı teknolojilerin kullanımının karşılaştırılmasında faydalıdır (ICRP, 2007). Efektif dozun in vivo olarak ölçülmesi imkânsız bir büyüklükte olsa da bunu laboratuvar çalışmaları veya bilgisayar modellemeleriyle belirlemek mümkündür. Bu daha sonra radyasyon riskini tahmin etmek için kullanılabilir. Bu kılavuzlarda radyasyon dozu genellikle efektif doz olarak ifade edilmektedir.

Birçok çalışma dental radyografi için absorbe edilen dozları ölçmüştür, ancak sadece bazılarında efektif doz tahmin edilmiştir. Geleneksel dental radyografik teknikler üzerine yayınlanmış çok sayıda çalışma, ICRP tarafından doku ağırlıklandırma faktörlerinin son revizyonundan önceye dayanmaktadır (ICRP, 2007). Bu revizyon mevcut doku ağırlıklandırma faktörlerini değiştirmiş ve tükürük bezleri, beyin, safra/mesane, kalp, lenf düğümleri, oral mukoza ve prostat için spesifik ağırlıklandırma faktörleri eklenmiştir. Dental röntgen incelemeleri sırasında tükürük bezleri, beyin ve oral mukoza sıklıkla ışınlandığından, bu, eski ağırlık faktörlerini kullanan çalışmaların yeni faktörleri kullananlardan çok farklı sonuçlar vereceği anlamına gelir. Ayrıca, çalışmalarda kullanılan X-ışını cihazı ve görüntü reseptörlerinin teknik parametrelerindeki farklılıklar, farklı çalışmalardan elde edilen doz tahminlerini karşılaştırırken dikkatli olunması gerektiği anlamına gelir. Nispeten yeni bir teknik olduğundan, çoğu dental KIBT dozimetre araştırması, daha yeni doku ağırlıklandırma faktörlerini kullanmıştır. Bununla birlikte, bir dental KIBT cihazı için bildirilen dozların bir diğerinden oldukça farklı olabileceğini ve doz aralıklarının mutlak rakamlardan daha uygun olduğunu bilmek yine de önemlidir.

1.5 Radyasyon Riski

Radyasyon zararı, radyasyona maruz kalan bir grubun ve onun soyundan gelenler tarafından, yaşanan zararın ciddiyetinin bir tahmini ile toplam zarar olarak kabul edilebilir. Zarar, cinsiyete ve yaşa bağlıdır, bu nedenle risk faktörleri maruz kalan nüfus grubuna bağlıdır. Stokastik etkiler açısından bu, zararlı olarak gösterilmiş nominal kanser riskini ve kalıtsal etkileri içerir. Tüm popülasyon için zarara göre düzeltilmiş risk faktörü $5,7 \times 10^{-2} \text{ Sv}^{-1}$ 'dir. Kanserle ilgili olarak, radyasyon hasarı, kanser insidansını letalite ve yaşam bozukluğu için ağırlıklı olarak ele alır. Tablo 1.1, ICRP (2007)'den alınmıştır ve bu özetlenen rakamın kendisini oluşturan unsurlara dağılımını vermektedir. Dental radyografide kalıtsal etkilerin ihmal edilebilir olduğuna inanılmaktadır (White, 1992) ve bu aynı zamanda dental KIBT için de geçerlidir.

Risk yaşa bağlıdır, gençler için en yüksek ve yaşlılar için en düşük düzeydedir. Burada, 30 yaşında yetişkin hasta için riskler verilmektedir. Bunlar Tablo 1.2'de verilen (ICRP 1990'dan türetilmiş) çarpma faktörleri kullanılarak değiştirilmelidir. Bunlar iki cinsiyet için ortalamaları temsil eder; her yaşta, kadınlar için riskler biraz daha yüksektir ve erkekler için riskler biraz daha düşüktür.

80 yaşın üstünde, risk önemsiz hale gelir çünkü X-ışını maruziyeti ile bir tümörün klinik görünümü arasındaki latent süre muhtemelen bir hastanın yaşam süresini aşacaktır. Buna

karşılık, gençlerin dokuları daha radyosensitifdir ve olası yaşam sürelerinin latent dönemi aşması muhtemeldir.

Tablo 1.1 Stokastik etkiler için zararlı olarak gösterilmiş nominal risk katsayıları

Zarar (10^{-2}Sv^{-1})	
Kanser	5.5
Kalıtsal etkiler	0.2
Total	5.7

Tablo 1.2: Yaşla ilgili risk. Bu veriler (ICRP 1990)'dan türetilmiştir ve 30 yaşında 1'lik nispi riske (nüfus ortalama riski) dayalı göreceli atfedilebilir yaşam boyu riski temsil eder. İki cinsiyet için ortalaması alınan çarpımsal risk projeksiyon modelini varsayar. Aslında, kadınlar için risk her zaman erkeklere göre nispeten daha yüksektir.

Yaş grubu (yıl)	Risk için çarpım faktörü
<10	x 3
10- 20	x 2
20-30	x 1.5
20-50	x 0.5
50-80	x 0.3
80+	İhmal edilebilir risk

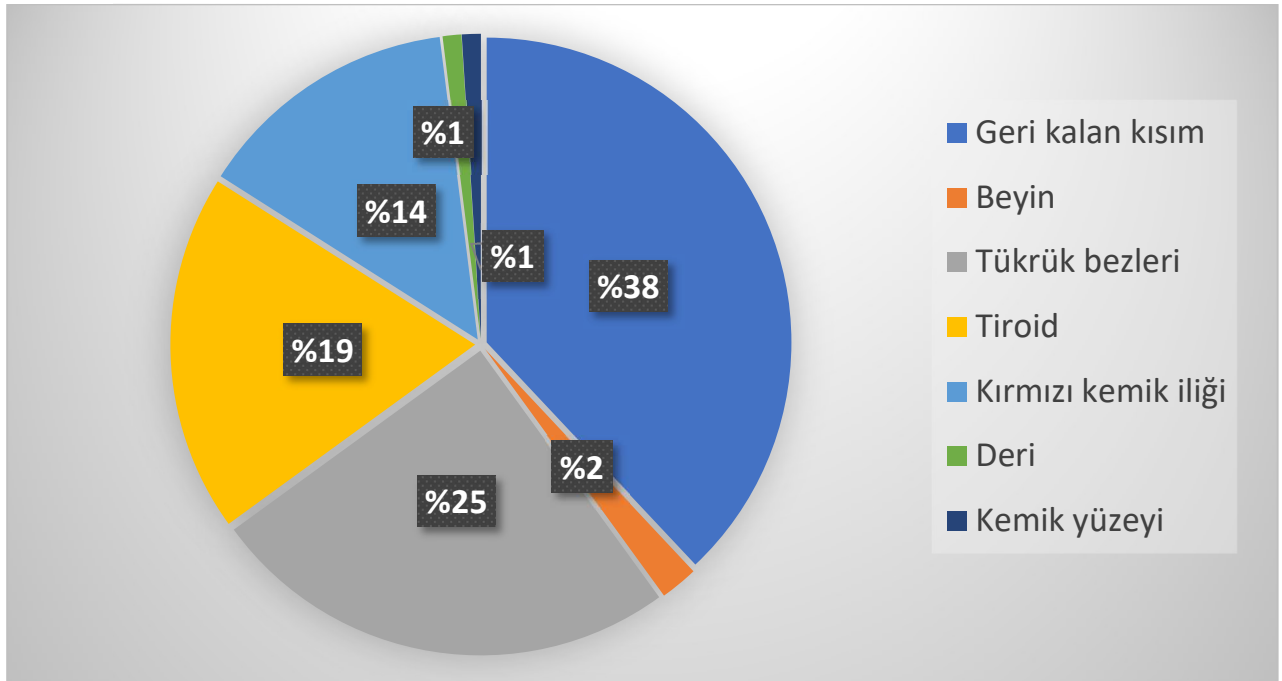
1.6 KIBT ile ilgili Dozlar ve Riskler

SEDENTEXCT projesi tarafından yürütülen literatür taraması, dental KIBT için dozimetrimin yapıldığı ve ICRP (2007) doku ağırlıklandırma faktörleri kullanılarak veya ICRP (1990) doku

ağırlıklandırma faktörleri kullanılarak tükürük bezlerinin ve beynin radyosensitivitesi dikkate alınarak efektif dozun hesaplandığı 13 çalışmayı içermiştir. SEDENTEXCT Konsorsiyumundan iki başka çalışma da dahil edilmiştir (Pauwels ve ark. 2012; Theodorakou ve ark. 2012). Tablo 1.3a, tümü “yetişkin” fantomları kullanan, incelenen çalışmalardan derlenen bir dizi dental KIBT birimi için rapor edilen efektif dozları göstermektedir. Tablo 1.3b, Theodorakou ve ark. (2012) tarafından SEDENTEXCT projesinin bir parçası olarak yürütülen pediatrik fantomlar kullanılarak elde edilen eşdeğer verileri sunmaktadır. Pediatrik fantom çalışmaları için görülen daha sınırlı doz aralığı, Theodorakou ve ark. (2012) tarafından incelenen nispeten sınırlı ekipman aralığını ve Tablo 1.3a'da yer alan daha yüksek dozlu ekipmanın hariç tutulmasını yansıtmaktadır.

Pauwels ve ark. (2012), dental KIBT'da organ dozlarının efektif doza ortalama nispi katkısı hakkında veriler sunmuştur (Şekil 1.1). Katkının büyük kısmı geri kalan organlardan, tükürük bezlerinden, tiroid bezinden ve kırmızı kemik iliğinden gelmektedir. Pediatrik fantom için geri kalan organlar, tükürük bezleri ve tiroid eşit katkıda bulunmakta ve ergen fantomu için geri kalan organlar ve tükürük bezleri en yüksek katkıyı vermektedir (Theodorakou et al, 2012).

Şekil 1.1: Pauwels ve ark. (2012) tarafından uyarlanan, KIBT için organ dozlarının efektif doz hesaplamalarına ortalama katkısı.



Tablo 1.3c, dental KIBT verileriyle bir karşılaştırma işlevi görecekt geleneksel görüntüleme ve medikal BT görüntüleme için rapor edilen efektif dozları göstermektedir. Çalışmaların çoğu, antropomorfik fantomlar kullanan termolüminesan dozimetri (TLD) tekniklerine dayanıyordu. Metodolojide, özellikle kullanılan fantom tipine ve TLD numarasına ve konumlandırmaya göre önemli farklılıklar göstermişlerdir. TLD dozimetrelerinin sayısının ve konumunun değerlendirilmesinin doğruluğu üzerindeki etkisi, Pauwels ve ark. (2012) tarafından SEDENTEXCT projesinde değerlendirilmiştir. Sınırlı sayıda seçilmiş TLD kullanarak organ dozu verilerini yeniden hesaplamışlar ve TLD'lerin sayısına ve konumuna bağlı olarak organ dozunda önemli değişkenlik buldular, en büyük sapmalar küçük FOV protokolleri ve tiroid ve geri kalan dokular için görülmüştür. Bu, dental KIBT için efektif doz hesaplamasında yeterli TLD'lerin kullanılmasının önemini vurgulamaktadır.

Tablo 1.3a ve 1.3b'de dentoalveolar ve kraniyofasiyal dental KIBT efektif dozu için medyan değerlere ve aralıklara bakıldığında, bildirilen veriler belirgin şekilde çarpıktır ve belirli ekipman için az sayıda çalışmada yüksek dozlar rapor edilmiştir. Bundan önerilen şey, bazı dental KIBT ekipmanının makul olarak elde edilebilecek kadar düşük olmayan efektif dozlarla ilişkili olmasıdır.

Tablo 1.3a: Dental KIBT'den μSv cinsinden efektif doz aralığı ve parantez içindeki ortalama değerler. Çalışmalar “dentoalveolar” (küçük ve orta FOV) ve “kraniyofasiyal” (büyük FOV) olarak ikiye ayrılır. Dentoalveolar FOV'ların yüksekliği 10 cm'den küçüktür, alt ve üst çenelerin görüntülenmesine izin verir. Kraniyofasiyal FOV'lar için yükseklik 10 cm'den fazladır ve maksillofasiyal görüntülemeye izin verir.

Dental KIBT ünit tipi	Efektif doz (μSv)	Kaynaklar
Dentoalveolar	11-674 (61)	Ludlow ve ark. 2003, Ludlow ve Ivanovic 2008, Lofthag-Hansen ve ark. 2008, Hirsch ve ark. 2008, Okano ve ark. 2009, Loubele ve ark. 2009, Roberts ve ark. 2009, Suomalainen ve ark. 2009, Qu ve ark. 2010, Pauwels ve ark. 2012
Kraniyofasiyal	30-1073 (87)	Ludlow ve ark. 2003, Tsiklakis ve ark. 2005, Ludlow ve ark. 2006, Ludlow ve Ivanovic 2008, Garcia Silva ve ark. 2008a, Okano ve ark. 2009, Faccioli ve ark. 2009, Loubele ve ark. 2009, Roberts ve ark. 2009, Pauwels ve ark. 2012

Tablo 1.3b: Pediatrik fantomlar için μSv cinsinden dental KIBT'da efektif doz aralığı ve parantez içindeki ortanca değerler. Çalışmalar dentoalveolar (küçük ve orta FOV) ve kraniyofasiyal (büyük FOV) olarak ikiye ayrılmıştır.

Yaş	Dental KIBT Tipi	Efektif Doz (μSv)	Kaynak
10 yaş fantom	Dentoalveolar	16-214 (43)	Theodorakou ve ark. (2012)
	Kraniyofasiyal	114-282 (186)	
Ergen fantom	Dentoalveolar	18-70 (32)	
	Kraniyofasiyal	81-216 (135)	

Tablo 1.3c: Geleneksel dental görüntüleme tekniklerinde efektif doz.

	Effektif doz (μSv)	Kaynaklar
İntraoral radyografi	<1.5*	Ludlow ve ark. 2008
Panoramik radyografi	2.7 – 24.3	Ludlow ve ark. 2008 Okano ve ark. 2009 Garcia Silva ve ark. 2008b Palomo ve ark. 2008 Garcia Silva ve ark. 2008a
Sefalometrik radyografi	<6	Ludlow ve ark. 2008
Medikal BT (maksillo-mandibular)	280 - 1410	Okano ve ark. 2009 Garcia Silva ve ark. 2008a Loubele ve ark, 2005 Faccioli ve ark. 2009 Suomalainen ve ark. 2009

*Her ikisi de dikdörtgen kolimasyonlu F-hızlı film veya fosfor plak kullanılarak 18 görüntü full-mouth intraoral olarak ve 4 görüntü bite-wing incelemesi verilerinden hesaplanan tek intraoral radyografi için. Yuvarlak kolimasyonun değiştirilmesi bu sayıyı neredeyse beş kat artırırken, daha yavaş film hızları efektif dozu daha da artırmıştır (Ludlow ve ark. 2008).

Özetle, dental KIBT'dan kaynaklanan radyasyon dozları (ve dolayısıyla riskler) genellikle geleneksel dental radyografiden (intraoral ve panoramik) daha yüksektir, ancak dental bölgenin medikal BT taramalarından daha düşüktür. Doz, ekipman tipine ve maruz kalma parametrelerine, özellikle seçilen görüş alanına bağlıdır. Özellikle, modern medikal BT ekipmanı üzerindeki “düşük doz” protokolleri dozları önemli ölçüde azaltabilir (Loubele ve ark. 2005; Ballanti ve ark. 2008).

Burada rapor edilen ekipman için efektif doz hesaplamaları, özellikle yeni ekipman üreticilerinin ortaya çıkması nedeniyle çok hızlı bir şekilde eskide kalmaktadır. Gözden geçirilen çalışmalardan bazıları, mevcut ekipmanın birkaç yıl klinik kullanımda kalması muhtemel olsa da daha yeni modellerin yerini almış olan dental KIBT ekipmanını içermektedir. Dental KIBT dozları hakkındaki güncel ve geçerli verileri sürdürme probleminin üstesinden gelmenin bir yöntemi olarak, hesaplanan doz simülasyonları önemli avantajlar sunmaktadır. SEDENTEXCT projesindeki çalışmalar, çeşitli dental KIBT cihazları ve görüntüleme protokolleri için hesaplamalı fantomların Monte Carlo modellemesi kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Bu, antropomorfik fantomlar üzerinde tekrarlanan dozimetri çalışmasına gerek olmadan dental KIBT'nin efektif dozunun tahmin edilmesini kolaylaştırır.

1.7 Hamile Radyasyon Görevlilerinin Radyasyondan Korunması

Hamileliği belirlenmiş kadın radyasyon çalışanı, çalışma şartlarının yeniden düzenlenebilmesi amacıyla yönetimi haberdar eder. Hamileliğin bildirilmesi kadın çalışanın çalışmasına engel teşkil etmez; gerekiyorsa çalışma koşulları yeniden düzenlenir. Bu nedenle doğacak çocuğun alacağı dozun mümkün olduğu kadar düşük düzeyde tutulması sağlanır ve toplum için belirlenen doz sınırlarına uyulur. Emzirme dönemindeki kadın çalışanlar, radyoaktif kontaminasyon riski taşıyan işlerde çalıştırılmazlar. Çalışma durumu söz konusu olduğu durumlarda ise kurşun koruyucular kullanılır.

Nükleer Düzenleme Komisyonu (NRC) Radyasyona Karşı Koruma Standartları (10 CFR 20), lisans sahiplerinin mesleki olarak maruz kalan bir bireyin embriyosuna/fetüsüne maruziyetini hamilelik sırasında 500 mrem (5 mSv) veya daha az düzeyde sınırlandırmasını gerektirir. NRC'nin tanımlarına göre, beyan edilen bir hamile personel, işverene hamileliği ve tahmini doğum tarihini gönüllü olarak yazılı olarak bildirmelidir. Hamile personel beyanını yazılı olarak geri çekene veya artık hamile olmayana kadar beyan yürürlükte kalır [The Nuclear Regulatory Commission (NRC) Standards for Protection Against Radiation (10 CFR 20)].

Uluslararası Radyolojik Koruma Komisyonu (ICRP) 2007 tavsiyeleri, toplumun her üyesi için 100 mrem/yıl (1 mSv/yıl) radyasyona maruz kalma sınırını ve hamilelik sırasında beyan edilen hamile personelin mesleki olarak maruz kalmış bireyin fetüsü için 100 mrem'lik (1 mSv) bir sınır içerir (ICRP, 2007).

Ulusal Radyasyondan Korunma Konseyi (NCRP) Rapor No. 128: Embriyo/Fetüsün Radyonüklide Maruz Kalması, hamilelik sırasında radyasyona maruz kalmanın etkileri hakkında bilgi içerir. Ayrıca 83 radyonüklid için radyasyon dozu tahminleri sağlar. İyonize Radyasyona Maruz Kalmanın Sınırlandırılması, toplumun her üyesine radyasyon maruziyeti için 100 mrem/yıl (1 mSv/yıl) ve mesleki olarak maruz kalmış bir fetüs için hamilelik sırasında ayda 50 mrem (0,5 mSv) eşdeğer bir doz limiti önermektedir.

2. TEMEL PRENSİPLER

1. Anamnez alınmadan ve klinik muayene yapılmadan KIBT istemi yapılmamalıdır.
2. KIBT incelemesi, her bir hasta için risklerden daha fazla fayda sağladığını göstermek için gerekçelendirilmelidir.
3. KIBT incelemeleri, hastanın yönetimine yardımcı olmak için potansiyel olarak yeni bilgiler eklemelidir.
4. KIBT, yeni bir risk/yarar değerlendirmesi yapılmadan bir hasta üzerinde “rutin olarak” tekrarlanmamalıdır.
5. KIBT incelemeleri için diğer dış hekimlerinden gelen başvuruları kabul ederken, sevk eden dış hekimi, KIBT uygulayıcısının gerekçelendirme işlemini yapması için yeterli klinik bilgiyi (hikâye ve muayenenin sonuçları) sağlamalıdır.
6. KIBT yalnızca hangi görüntülemenin gerekli olduğu sorusuna, daha düşük dozlu konvansiyonel radyografi ile yeterince cevap verilemediği durumlarda kullanılmalıdır.
7. KIBT görüntüleri, tüm görüntü veri setinin kapsamlı bir klinik değerlendirmesinden (radyoloji raporu) geçmelidir.
8. Hastanın radyolojik değerlendirmesinin bir parçası olarak yumuşak dokuların değerlendirilmesinin gerekli olduğu durumlarda, uygun görüntüleme KIBT yerine medikal BT veya MRG olmalıdır.
9. KIBT ekipmanı hacim büyüklüğü seçeneği sunmalı ve incelemeler hastaya daha az radyasyon dozu sağlıyorsa, klinik duruma uygun en küçük görüntüleme alanı (en dar FOV) kullanılmalıdır.
10. KIBT ekipmanının bir çözünürlük seçeneği sunduğu durumlarda, uygun teşhis ile uyumlu çözünürlük ve ulaşılabilir en düşük doz kullanılmalıdır.
11. KIBT birimi için ekipman, teknikler ve kalite kontrol prosedürleri dahil olmak üzere bir kalite güvence programı oluşturulmalı ve uygulanmalıdır.
12. Doğru konumlandırma için yardımcı ışık huzmesi işaretleri her zaman kullanılmalıdır.
13. KIBT ekipmanının tüm yeni kurulumları, personel, çevre ve hasta için radyasyondan korunmanın optimal sağlanması için kullanımdan önce kritik bir incelemeden ve ayrıntılı kabul testlerinden geçmelidir.
14. KIBT ekipmanı, hem klinik/birim kullanıcıları hem de hastalar için radyasyondan korunmanın önemli ölçüde bozulmadığından emin olmak için düzenli rutin testlerden geçmelidir.

15. KIBT ile ilgili tüm kişiler, radyolojik uygulamalar ve radyasyondan korunmada ilgili yeterlilik amacıyla yeterli teorik ve pratik eğitimi almış olmalıdır.
16. Özellikle yeni KIBT ekipmanı veya teknikleri uygulandığında, yeterlilikten sonra sürekli eğitim ve öğretim gereklidir.
17. Daha önce “yeterli teorik ve pratik eğitim” almamış olan KIBT birimlerinde sorumlu diş hekimleri, bir akademik kurum (Üniversite veya eşdeğeri) tarafından onaylanmış bir ek teorik ve pratik eğitim sürecinden geçmelidir. KIBT eğitim programlarının tasarımı ve sunumu bir Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Uzmanı'nı içermelidir.
18. Dişlerin, destek yapılarının, mandibula ve maksillanın burun tabanına kadar olan dentoalveolar KIBT görüntüleri için (örn. 8 cm x 8 cm veya daha küçük görüntüleme alanları), klinik değerlendirme (radyoloji raporu), özel olarak eğitilmiş bir Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Uzmanı veya bunun mümkün olmadığı durumlarda, yeterince eğitilmiş bir pratisyen diş hekimi tarafından yapılmalıdır.
19. Dentoalveolar olmayan küçük görüntüleme alanları (örn. temporal kemik) ve tüm kraniofasiyal KIBT görüntüleri (dişlerin ötesine uzanan görüntüleme alanları, destek yapıları, TME dahil mandibula ve burun tabanına kadar maksilla için), klinik değerlendirme (radyoloji raporu) özel olarak eğitilmiş bir Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Uzmanı veya bir Medikal Radyoloji Uzmanı tarafından yapılmalıdır.

3. GEREKÇELENĐİRME, REFERANS KRİTERLER, ENDİKASYONLAR

3.1 Giriş

Diğer x-ışını ile çalışan görüntüleme yöntemlerinde olduğu gibi, KIBT de hasta için bir risk oluşturur. Herhangi bir radyolojik muayenenin hastaya net bir potansiyel fayda göstermesi, ürettiği toplam potansiyel tanısal faydaları, maruziyetin neden olabileceği bireysel zarara karşı tartması esastır. Aynı amaca sahip ancak x-ışınlarına daha az (veya hiç) maruz kalmayı içeren mevcut alternatif tekniklerin etkinliği, faydaları ve riski dikkate alınmalıdır. Gerekleştirme sürecinin bir kaydı hastanın klinik kayıtlarına işlenmelidir.

Tüm KIBT taramaları, hastalara yönelik potansiyel faydaların potansiyel risklerden daha ağır bastığını göstererek bireysel olarak gerekçelendirilmelidir. KIBT taramaları, hastanın teşhis ve tedavisine yardımcı olmak için potansiyel olarak yeni bilgiler eklemelidir.

Her hasta için gerekçelendirme işleminin bir kaydı tutulmalıdır.

Gerekçelendirme sürecinin yürütülebilmesi için dental KIBT görüntüleme isteminin, her hastanın anamnezine ve klinik muayene bulgularına dayandırılması esastır. Dental KIBT'nin bireysel değil, genelleştirilmiş bir yaklaşıma dayalı olarak hastalarda rutin kullanımı kabul edilemez. Rutin muayene (tarama), klinik belirti ve bulguların varlığına veya yokluğuna bakılmaksızın bir radyografinin çekildiği muayene olarak tanımlanır.

Hasta anamnezi alınmadan ve klinik muayene yapılmadan KIBT görüntüleme seçilmemelidir. "Rutin" veya "tarama" görüntüleme kabul edilemez bir uygulamadır

Herhangi bir tıbbi görüntüleme yönteminin "tanısal etkinliği", bir dizi performans ölçütü içerir. Fryback ve Thornbury (1991) tarafından sunulan hiyerarşik model bunu altı etkinlik seviyesinde kavramlaştırmıştır:

- Teknik etkinlik

- Tanısal doğruluk etkinliği
- Tanısal düşünme etkinliği
- Terapötik etkinlik
- Hasta sonuç etkinliği
- Toplumsal etkinlik

Dental KIBT literatürlerinde, tanısal etkinliğin anlaşılabilirliğinin büyük ölçüde bu seviyelerin ilk ikisi ile sınırlı olduğunu kabul edilmiştir. Buna rağmen henüz bilgiler eksiktir. Daha yüksek tanısal etkinlik düzeylerine işaret eden sadece birkaç yayın bulunmuştur. Bu, yüksek kanıt derecelerine sahip kılavuzların geliştirilmesinin engellendiği anlamına gelir. Ayrıca, özellikle Hasta Sonuç Etkinliği (örn., KIBT ve klinik terapötik prosedürler ile iyileştirilmiş hastaların oranı, KIBT olmadan iyileştirilen orana kıyasla), daha yüksek düzeydeki etkililikler hakkında bilgi sağlayacak klinik çalışmalara duyulan ihtiyacı vurgulamaktadır.

Yönergeler, uygun görüntüleme yolunu seçme işlemine yardımcı olur. “Sevk kriterleri” veya “seçim kriterleri” olarak adlandırılan bu kılavuzlar hem tıbbi hem de geleneksel dental görüntüleme için mevcuttur. Radyografik sevk kriterleri şu şekilde tanımlanmıştır:

“Belirli bir radyografik teknikten yararlanması muhtemel hastaları tanımlayan, hasta belirtileri, semptomları ve anamnezinden elde edilen klinik durumların tanımları”

Herhangi bir kılavuzda olduğu gibi, bu kılavuzda da klinik uygulama üzerinde katı kısıtlamalar olması amaçlanmamıştır, ancak her hastanın ihtiyaçlarının dikkate alınabileceği iyi bir uygulama pratiğidir. “Sevk kriterleri” terimi, radyografinin genellikle radyoloji uzmanına yönlendirilerek düzenlendiği tıp doktorları için uygundur. KIBT ile bu durum, diş hekiminin bir hastane bölümüne veya bir diş hekimi meslektaşına başvurması durumunda da geçerli olabilir. Bir yönlendirici olarak hareket ederken, diş hekimi, maruziyetten sorumlu olan kişiye hasta hakkında yeterli klinik bilgilerin verilmesini sağlamalıdır.

Bir hastayı KIBT taraması için yönlendiren diş hekimi, KIBT uygulayıcısına, gerekçelendirme için yeterli klinik bilgiyi (anamnez ve muayene sonuçları) sağlamalıdır.

3.1.1 KIBT'nin Boyutsal Doğruluğu

Görüntülemenin bir yönü, dental KIBT'nin klinik kullanımının tüm yönleri için önemli olan, boyutsal (geometrik) doğruluktur. Bununla birlikte, açık bir şekilde, bu doğru kantitatif bilginin gerekli olduğu implantoloji ve ortodonti gibi bazı uygulamalarda özellikle önemlidir. Dental KIBT'nin doğrusal doğruluğu ve açısal ölçümleri ilgili çok sayıda yayın vardır. Bu çalışmalar, çok sayıda dental KIBT ekipman üreticileri ve modellerini kapsamaktadır. Sonuçlar, KIBT'den türetilmiş ölçümler ile referans standardı arasındaki farklılıkların küçük görüldüğünü ve klinik olarak anlamlı olma ihtimalinin düşük olduğunu göstermektedir. Ancak laboratuvar çalışmaları, düşük görüntü kalitesi açısından algılanması zor olmakla birlikte, görüntü boyutları ile gerçeklik arasında ek tutarsızlığa katkıda bulunabilecek küçük hasta hareketlerini dikkate almamaktadır. Bu çalışmaların metodolojileri ve amaçları genellikle çok farklıydı, bu nedenle ekipman arasında geçerli karşılaştırmalar yapmak hala zor. Açıkçası, yeni ekipman tanıtıldıkça, bu tür etkinlik çalışmaları yapılmaya devam edilmelidir. Bununla birlikte, ticari olarak temin edilebilir bir hayalet kullanan standart bir test pili prospektif olarak benimsenirse, ekipman karşılaştırmaları en yararlı şekilde yapılabilir.

3.2 Dentisyon Gelişimi

Birçok çocuğun ortodontik tedaviye ihtiyacı olur. Sürme paterninde, diş pozisyonunda anormalliklerin bulunduğu karma dişlenme aşamasındaki çocuklar için, dişlerin varlığını, yokluğunu, konumunu ve durumunu belirlemek için radyografiler gerekebilir. Çoğu ortodontik aparey tedavisi, tedavi planlamasına yardımcı olarak dişlerin varlığını, yokluğunu, konumunu ve durumunu doğrulamak için aşamalı radyografilerin gerekli olabileceği yaklaşık 12-13 yaşlarında gerçekleşir.

Çocuklarda radyolojik muayenelerinin gerekçesi, özellikle çocuklarda x-ışınına maruz kalma ile ilişkili daha yüksek riskler nedeniyle önemlidir. Ortodontik değerlendirme yapılan çocukların geleneksel radyolojik muayenesi, belirli durumlarda lateral sefalometrik grafiyle desteklenen panoramik radyografiye dayanmaktadır. Hastaya özel endikasyonlarda, ihtiyaç halinde intraoral radyograflar da kullanılmaktadır. Bununla birlikte, son yıllarda, KIBT'nin ulaşılabilirliği, bu tekniğin bazı klinisyenler tarafından radyolojik muayene için kullanılmasına yol açmıştır.

Fasiyal kemiğin şeklinin ve pozisyonunun değerlendirilmesi için, KIBT ile yapılan ölçümlerin doğruluğu yüksek olmalıdır. Yapılan çalışmalar, dental KIBT'nin ölçümler için yüksek bir

doğruluğa sahip olduğunu göstermektedir, görüntülerde yapılan ölçümler ve referans standart değer arasındaki farklar klinik olarak anlamlı olmayacak kadar küçüktür.

Ortodonti için dentisyon gelişiminin değerlendirilmesinde dental KIBT uygulamaları iki geniş başlık altında ele alınacaktır: belirli bir soruyu cevaplamak için lokal uygulamalar ve tüm dentofasiyal bölgenin incelenmesi için genel uygulamalar.

3.2.1 Dentisyon Gelişimi için KIBT'nin Lokalize Uygulamaları

3.2.1.1 Gömülü diş lokalizasyonu

KIBT'nin sık kullanıldığı durumlardan birisi, gömülü diş varlığında dişin konumunun değerlendirilmesidir. Bu durumlarda, değerlendirmenin ayrılmaz bir yönü, genellikle komşu dişlerin kökünde herhangi bir rezorpsiyonunun varlığının doğru tanımlanmasıdır. Bu durum, en çok maksiller kaninlerin ektopik olduğu ve kesici diş köklerinin rezorpsiyonundan şüphelenildiği durumlarda görülür. Geleneksel radyolojik değerlendirme, farklı perspektiflerle çekilen görüntüler arasında paralaks hareketinin kullanılmasına dayanır. Bazı özel merkezlerde medikal BT bu amaçla kullanılmıştır, bu nedenle bazı çalışmalar bu performans karşılaştırmasına odaklanmıştır.

Dişler, çevredeki kemikle iyi kontrastlı nispeten büyük oluşumlardır. Kabul edilebilir ölçüm doğruluğuna sahip ve çok az distorsiyonlu üç boyutlu bir görüntüleme tekniğinin, dişlerin yüksek teşhis doğruluğu ile konumunu belirleyeceği açıktır.

Haney ve ark. (2010), gömülü maksiller kanin dişlerinin klinik bir çalışmada, geleneksel radyografi kullanılarak yapılanlar ile KIBT kullanılarak yapılanlar arasında diş pozisyonu tanısında farklılıklar olduğunu göstermişlerdir, ancak bu sadece gözlemlerin az bir kısmındadır. İki görüntüleme yöntemi karşılaştırıldığında, tedavi planlarında daha büyük farklılıklar görülürken, KIBT kullanıldığında tanı ve tedavi planlarına güven artmıştır. Botticelli ve arkadaşları (2010), KIBT kullanıldığında kanin pozisyonu anlaşılabilirliğinin, geleneksel görüntüleme ile karşılaştırıldığında farklı olduğunu ve az sayıda vakada tedavi kararlarının farklı olduğunu göstermiştir. Kanin ve süpernümerer diş pozisyonunu tanımlamak için benzer bulgular Katheria ve arkadaşları (2010) tarafından bildirilirken, çalışmalarındaki gözlemciler KIBT muayenelerinin, geleneksel radyografik muayenelere göre tedavi planlamasında önemli ölçüde daha yüksek bir oranda “çok yararlı” olduğunu kaydetti. Burada, KIBT'nin mevcudiyetinin vakaların bir kısmı için tanı ve tedavi planlarını değiştirdiğine dair bir mesaj olsa da bunun hastalar için daha iyi sonuçlara dönüştürülemeyeceği unutulmamalıdır.

KIBT'nin diř lokalizasyonunda beklenen avantajına rağmen, hastaların tedavi planına etkisini, artan radyasyon dozunu ve KIBT muayenelerinin olası daha yüksek maliyetini dikkate almak önemlidir. Konvansiyonel radyografi, uzun yıllar boyunca diř hekimlerine ve ortodontistlere iyi hizmet vermiştir, KIBT'nin yaygın kullanımını dūřünülmeyen önce hastalar için sonuçları gösteren araştırmalara ihtiyaç olduğu sonucuna varmıştır. Bunun bir istisnası, mevcut uygulama olarak medikal BT'nin, sūrmemiř dişlerin lokalizasyonu için kullanılması olduğu durumlar olabilir. Bu gibi durumlarda, eđer radyasyon dozu daha dūřükse, KIBT'nin medikal BT'ye gōre tercih edilmesi muhtemeldir. Her durumda, maksiller kaninlerin radyolojik muayenesi genellikle 10 yaşından önce gerekli değildir.

Mevcut gōrüntüleme yōnteminin medikal BT olduğu durumlarda, gōmülü bir dişin (komşu dişin rezorpsiyonu da dahil) lokalize değerlendirmesi için, azaltılmış radyasyon dozu nedeniyle KIBT tercih edilebilir.

3.2.1.2 Gōmülü dişlerle ilişkili eksternal rezorpsiyon

Gōmülü diř pozisyonunun değerlendirilmesi, komşu dişlerde rezorpsiyon varlığının veya yokluğunun değerlendirilmesini de içerir. KIBT'nin bu uygulaması çeşitli vaka serilerinde ve sistematik olmayan derlemelerde dikkate alınmıştır. Alqerban ve ark. (2009) alışması, maksiller kanin için bu yōnū ayrıntılı olarak ele almıştır.

Panel, panoramik radyografi ve iki KIBT sistemi için, bir kafatasındaki simüle edilmiş rezorpsiyon kavitelerinin tanısal doğruluğunun ölçüldüğu sistematik derlemede (Alqerban ve ark 2009b) resmi değerlendirme için ilgili bir çalışma tanımlamıştır. Sonuçları, KIBT'nin duyarlılığının ve özgülüğünün daha yüksek olduğunu göstermiştir. Ne yazık ki, çalışmaları normalde gōmülü kaninlerin değerlendirilmesinde kullanılan intraoral radyografiyi içermemiştir. Bununla birlikte, karşılaştırılan gōrüntüleme yōnteminin intraoral radyografi olduğu, endodontik açıdan kōk rezorpsiyonunun tespiti ile ilgili çalışmalar muhtemelen bununla ilgilidir.

Üç klinik alışma, “Tanısal Dūřünme Etkinliđi” ve “Terapōtik Etkinlik” perspektifinden gōmülü dişlerle ilişkili olarak rezorpsiyonu dikkate almıştır. Haney ve arkadaşlarının (2010) gōmülü maksiller kaninlerle ilgili çalışmasında, değerlendirmelerin çoğunda geleneksel ve

KIBT görüntüleme arasında kök rezorpsiyonunun teşhisi açısından uyum bildirilirken, değerlendirme içi güvenilirlik KIBT için daha düşüktü. Katheria ve ark. (2010) yanlış pozitif skor olasılığını dikkate almamalarına rağmen vakaların önemli bir kısmının gözlemciler tarafından rezorpsiyon gösterdiği sonucuna varmışlardır. Alqerban ve arkadaşları (2011), referans standardı olmayan bir klinik çalışmada, gözlemcilerin gömülü kanin dişleriyle ilişkili olarak kök rezorpsiyonunu tespitini karşılaştırmıştır. KIBT kullanarak, panoramik radyografiler kullanmaya kıyasla daha yüksek bir “hafif” rezorpsiyon saptama oranı ve daha düşük bir “rezorpsiyon yok” saptama oranı rapor ettiler, ancak karşılaştırma için intraoral radyografiler kullanmadılar.

Gömülü maksiller kanin veya supernümerer dişlerle ilişkili kök rezorpsiyonunun teşhisinde, KIBT'nin “birinci basamak” görüntüleme yöntemi olarak kullanılmasını destekleyecek güçlü bir kanıt bulunmadığı, ancak konvansiyonel intraoral radyografi ile yeterli bilgi sağlanamadığında kullanılabileceğini bildirilmiştir.

KIBT, mevcut görüntüleme yönteminin konvansiyonel dental radyografi olduğu ve bilginin daha düşük doz konvansiyonel radyografi ile yeterince elde edilemediği bir gömülü dişin lokalize değerlendirmesi için (komşu dişin rezorpsiyonu da dahil) uygulanabilir.

Gömülü bir dişin lokalize değerlendirmesi için (komşu dişin rezorpsiyonu da dahil), azaltılmış radyasyon dozu nedeniyle durumla uyumlu en küçük hacim boyutu seçilmelidir. Sadece büyük hacimli görüntüleme yapan KIBT ünitelerinin (kraniofasial KIBT) kullanımı çok dikkatli bir gerekçe gerektirir ve genellikle önerilmez.

3.2.1.3 Damak yarığı

Medikal BT, yüksek radyasyon dozuna rağmen yarık dudakların değerlendirilmesinde yaygın olarak kabul gören bir yöntemdir. Bu uygulamada KIBT'nin kullanımı, sistematik olmayan çeşitli derlemelere ve tanımlayıcı çalışmalara konu olmuştur. Greftleme için gerekli kemik

hacmini ve ameliyat sonrası kemik dolgusunun yeterliliğini belirlemek için üç boyutlu bilgiler kullanılabilir. KIBT uygulamasının, üç boyutlu görüntülerin yerleşik kullanımı ve potansiyel olarak daha düşük radyasyon dozu göz önüne alındığında, desteklenmesi en basit yöntem olduğu bulunmuştur.

Damak yarığı değerlendirilmesinde tercih edilen mevcut görüntüleme yöntemi medikal BT olduğunda, radyasyon dozu daha düşük olan KIBT tercih edilebilir. Radyasyon dozunun azaltılması amacıyla duruma uygun en küçük hacim seçilmelidir.

3.2.1.4 Mini implantlar kullanarak geçici ortodontik ankraj

Çok sayıda çalışma, mini implant olarak da bilinen geçici ankraj aparatlarının (TAD) yerleştirilmesi için mevcut kemik kalınlığını ölçmek için KIBT'yi kullanmıştır. KIBT'nin, TAD'leri optimal pozisyonda yerleştirmek ve köklere zarar vermektan kaçınmak için yerleştirme öncesi kullanılan klinik bir araç olduğu görülmektedir. KIBT verilerine dayalı cerrahi kılavuzların kullanılması da önerilmiştir. Jung ve arkadaşları (2012), TAD'lerin yerleştirilmesi için ameliyat öncesi BT veya KIBT'ye ihtiyaç olup olmadığını değerlendirmiştir; üç boyutlu görüntülemenin sadece nadir vakalarda gerekli olduğunu bulmuşlardır.

KIBT taramaları, ortodontide geçici ankraj aparatlarının yerleşimini planlamak için rutinde endike değildir.

3.2.2 KIBT'nin Dentisyon Gelişimindeki Uygulamaları

Tüm fasial bölgeyi görüntüleyen büyük hacimli (kraniyofasiyal) KIBT, şu anda, özellikle Avrupa dışında, bazı klinisyenler tarafından ortodonti ile ilgili radyolojik değerlendirmelerde rutin bir araç olarak kullanılmaktadır. Radyasyon dozları ve (büyük ölçüde) pediatrik yaş grubu göz önüne alındığında, bu uygulama tartışmalı hale gelmiştir ve çok kritik bir değerlendirme gerektirir.

Avrupa Dental Radyolojide Radyasyondan Korunma Rehberi (2004), klinik göstergelerin ve algoritmaların, hasta tedavisinden ödün vermeden alınan radyografların sayısını azaltabileceğini gösteren, KIBT'nin tanıtımından önce yapılan araştırmayı vurgulamıştır. Çeşitli çalışmalar, radyografik bilgilerin hastaların az bir kısmında tanı ve tedavi planlarını değiştirdiğini ve sefalometrik radyografinin her zaman tedavi planlamasına katkıda bulunmadığına dair spesifik kanıtlar olduğunu göstermiştir. 2002'deki İngiliz Ortodonti Derneği Kılavuzlarında ve son baskısında, lateral sefalogram ihtiyacı ile ilgili klinik karar vermeyi destekleyen bir akış şeması dahil edilmiştir. Ortodonti hastalarında radyografi seçimi için benzer algoritmalar Avrupa Kılavuzlarında sunulmuştur.

Bu derlememizde, “Tanısal Doğruluk” ile ilgili herhangi bir çalışma tespit edilmemiştir. Ortodontik tanının, normalde patolojinin saptanmasını içermediği düşünülünce bu şaşırtıcı bir durum değildir. Ölçüm doğruluğu çalışmaları ortodontik tanı ve tedavi planlaması ile ilgili görevlerle oldukça ilgilidir ve KIBT'nin diş büyüklüğü, diş ilişkileri ve ilgili kemik anatomisinin doğru tasvirlerini üretebileceğini düşündürmektedir. KIBT görüntülerinden elde edilen sefalogramların doğru olduğuna dair kanıtlar vardır, fakat mevcut yönergeler KIBT'nin sadece iki boyutlu panoramik ve sefalometrik görüntülerin rekonstrüksiyonu amacıyla gerçekleştirilmesinin uygun olmadığını belirtmektedir.

KIBT'nin lokal kullanımları araştırma kanıtını desteklerken, ortodontik tedavinin herhangi bir aşamasında büyük hacimli KIBT kullanımını destekleyen, bilimsel olarak geçerli hiçbir kanıt tespit edilmemiştir. Konvansiyonel radyografi yerine KIBT kullanımının gerekçeleri arasında, bukkolingual yönden ince alveoler kemiğin, karmaşık periodontal veya dişeti anatomisinin ve dişin her yöndeki hareketinin değerlendirilmesinde “sınır koşullarının” doğru kurulmasına izin vermesi yer almaktadır. Üç boyutlu sefalometri kullanımı bazı yazarlar tarafından tanı ve tedavinin iyileştirilmesini sağladığı şeklinde sunulmuştur. Ancak bu görüş için kanıt bulunmamıştır ve üç boyutlu sefalometrik landmark analizi için evrensel olarak kabul edilmiş bir yöntem yoktur.

Avrupa Derneği'nin rehberi, KIBT'yi ortodontik uygulamalarda standart bir tanı ve tedavi planlaması yöntemi olarak önermemektedir. Bu, Avrupa'daki ulusal yönergelere (Isaacson ve diğerleri, 2008; Haute Autorité de Santé 2009; Leitlinie der DGZMK, 2009) ve Amerikan Ortodonti Derneği'nin (Amerikan Ortodonti Derneği, 2010) önerisi ile uyumludur. Bununla birlikte, cerrahi veya cerrahi/ortodonti kombine müdahale gerektiren, karmaşık kraniyofasiyal deformitesi olan 16 yaş ve üzeri hastaların değerlendirilmesi için geniş hacimli KIBT'nin kesin

tedavi planlamasındaki potansiyel değerini görmektedir. İskelet büyümesinin seri izlenmesi önerilmemektedir.

Ortodontik tanı için geniş hacimli KIBT rutin olarak kullanılmamalıdır.

Ortodontik/cerrahi kombine tedavi gerektiren kompleks iskeletsel anomali vakalarında, özellikle medikal BT'nin mevcut görüntüleme yöntemi olduğu yerlerde, kesin tedavi prosedürünün planlanmasında geniş hacimli KIBT kullanımını gerekçelendirilebilir.

Sağlık profesyonelleri, uygulamalarını daha pahalı bir tanı tekniği benimsemek üzere değiştirdiğinde, özellikle de ağırlıklı olarak radyasyonla ilgili risklerin olduğu geniş hasta yaş grubunda, hasta sonuçlarında önemli bir iyileşme gösterme sorumluluğundadırlar.

Ortodonti hastalarında geniş hacimli KIBT'nin klinik seçimine ilişkin sağlam bir yönerge oluşturabilmek için hasta sonucuna olan fayda miktarını belirlemeye yönelik araştırmalara ihtiyaç vardır.

3.3 Çene Patolojilerinin Değerlendirilmesi

3.3.1 Diş rğnn Tanısı

Çürük tespiti ve teşhisinin bir parçası olarak KIBT kullanımı, çekilmiş dişler üzerinde yapılan çok sayıda laboratuvar araştırma çalışmalarına konu olmuştur. Geçerli bir referans standardı elde etmenin nispeten kolay olması, çalışmaların tanısıl değere ilişkin yararlı kanıtlar sağladığı anlamına gelir.

Proksimal rk tespiti için yedi çalışma sistematik derlemeye dahil edilmiştir (Tsuchida ve ark 2007; Haiter-Neto ve ark 2008; Young ve ark 2009; Qu ve ark 2011; Kayıpmaz ve ark 2011; Senel ve ark 2010; Zhang ve ark 2011). Alıcı-İşletim Karakteristik Eğrisi (ROC) analizinin kullanıldığı bunlardan beşinde, KIBT sistemleri ile intraoral radyografi arasında tanısıl

performans açısından anlamlı bir fark yoktu. ROC değerleri yerine duyarlılık ve özgüllüğün sunulduğu diğer iki çalışma (Haiter-Neto ve ark. 2008; Young ve ark. 2009), dar hacimli, yüksek çözünürlüklü KIBT görüntülerini, proksimal dentin çürüklerinin tespiti için daha yüksek hassasiyet bulmuştur. Ancak Haiter-Neto ve ark. (2008), KIBT ile konvansiyonel radyografik görüntüleme arasında toplam gerçek skorlar arasında fark olmadığını bildirmişlerdir.

Üç oklüzal çürük tespiti çalışması sistematik derlemeye dahil edilmiştir (HaiterNeto ve ark. 2008; Young ve ark. 2009; Kayıpmaz ve ark. 2010). Tüm bu çalışmalar, oklüzal çürük teşhisinde, konvansiyonel radyografiye kıyasla KIBT sistemlerinde artan duyarlılığı gösteren mevcut verileri içermektedir. Young ve ark. (2009) buna özgüllük kaybının eşlik ettiğini bulmuş, HaiterNeto ve ark. (2008) (proksimal çürük tespitinde olduğu gibi) toplam gerçek skorlarda herhangi bir farklılık bulmamıştır. Young ve ark. (2009) tarafından bildirilen KIBT görüntüleme özgüllükteki kötüleşme, tüberkül altındaki artifakt kaynaklı radyolüsensiler sebebiyle olabilir.

Mevcut kanıtlar, sınırlı KIBT'nin posterior dişlerde proksimal çürüklerin saptanması için konvansiyonel radyografiye benzer bir tanısal doğruluğa sahip olduğunu göstermektedir. Oklüzal çürük tespiti için, KIBT ile daha yüksek duyarlılık raporları, daha fazla araştırmanın değerli olacağını düşündürmektedir. Çürük derinliğinin temsili üstün olabilir (Akdeniz ve ark. 2006; Haiter-Neto ve ark. 2008; Tsuchida ve ark. 2007). Laboratuvar çalışmalarında ele alınmayan, klinikte çürük tespiti için KIBT'nin kullanılmasına yönelik pratik bir zorluk, metalik restorasyonların tanısal doğruluğu azaltacak artifaktlar üreteceğidir.

Çürük tespiti ve teşhisi için KIBT'nin klinik kullanımını desteklemediği sonucuna varılmıştır. Bununla birlikte, başka amaçlar için yapılan KIBT incelemelerinde tesadüfen tespit edilen çürük lezyonları dikkatle değerlendirilmelidir.

KIBT görüntüleme çürük teşhisinde endike değildir.

3.3.2 Periodontal Değerlendirme

Periodontal hastalıkların tanısı, klinik muayeneye bağlıdır. Klinik muayene, hasta tedavisini veya prognozu potansiyel olarak değiştirebilecek ek bilgiler sağlaması muhtemelse radyolojik inceleme ile desteklenebilir. Radyograflar, periodontal hastalığın tanısında rol oynamaz, ancak

periodontal hastalığın sert dokudaki etkilerini göstermenin bir aracı olarak kullanılır. Önceki kılavuzlarda belirtildiği gibi (Avrupa Komisyonu, 2004), radyolojik muayenelerin seçilmesiyle ilgili sağlam önerileri destekleyen net bir kanıt yoktur. Bu kılavuzlar “mevcut radyografilerin, ör. çürük teşhisi için çekilen bitewing radyografiler” ilk etapta kullanılmasını önermektedir.

Geleneksel iki boyutlu radyografiler, dişlerin periodontal ligamentlerini göstermede önemli kısıtlamalara sahiptir. İki boyutlu görüntülerde düzensiz kemik defektleri veya bukkal / lingual kemik açıkça görülmez. Bu nedenle, üç boyutlu görüntüleme endikasyonu dikkate alınabilir. KIBT'nin periodontal kullanımıyla ilgili bilimsel literatür azdır. Tanısal doğruluğun sistematik olarak gözden geçirilmesi için uygun olan sadece iki in-vitro çalışma tanımlanmıştır (Mol ve Balasundaram 2008; Noujeim ve ark. 2009). ROC analizi kullanarak, Mol ve Balasundaram (2008), kuru iskeletsel materyalde, periodontal kemik kaybının varlığının teşhisi için bir KIBT sisteminin geleneksel intraoral radyografilerden daha üstün olduğunu göstermiştir. Noujeim ve arkadaşları (2009) mandibulalarda interradiküler kemik kavileri yaratmış ve bir KIBT sisteminin bunların saptanmasında konvansiyonel radyografiden daha doğru olduğunu bulmuşlardır.

Laboratuvar çalışmalarında, sınırlı hacimli KIBT'nin, periodontal kemik defektlerini, doğru boyutsal doğrulukla doğru bir şekilde gösterdiği sunulmuştur, ancak sonraki çalışmalar, ön bölgelerde KIBT'nin daha az etkileyici bir performans sergilediğini göstermiştir. Bununla birlikte, bir çalışma konvansiyonel radyografi ve KIBT arasındaki doğrusal ölçümlerde anlamlı bir fark bildirmedi (Misch ve 2006), ancak bukkal / lingual ölçümler radyografi ile yapılamadı. Konvansiyonel ve KIBT görüntüleri arasındaki bu istatistiksel olarak anlamlı fark eksikliği, başka bir laboratuvar çalışmasında da bildirilmiştir (Vandenberghe ve ark. 2007). Bununla birlikte, büyük bir ex-vivo çalışmada, panoramik rekonstrüksiyon görüntüleri yerine cross-sectional görüntüler kullanıldığında, KIBT'nin ölçüm doğruluğu intraoral radyografiden anlamlı olarak daha üstün olduğu raporlanmıştır (Vandenberghe ve ark. 2008). Aynı çalışma, KIBT'nin, furkasyon defektlerinin görüntülemesinde intraoral radyografiden, vaka raporlarına ve sistematik olmayan gözden geçirme görüşlerine dayanarak üstün olduğunu belirtmiştir (Ito ve ark. 2001; Kasaj ve Willershausen 2007; Naitoh, 2006).

Maksiller molar furkasyon lezyonları için periodontal cerrahi planlanan hastalar üzerinde yapılan küçük bir klinik çalışmada, Walter ve ark. (2010), dişlerin furkasyon tutulumu ile ilgili olarak cerrahi öncesi KIBT tahminlerinin, ameliyat içi bulgular ile yüksek düzeyde uyum içerdiğini bulmuşlardır. Takane ve ark. (2010), rejenerasyon membran materyalinin prefabrikasyonuna izin vererek yönlendirilmiş doku rejenerasyonunu kolaylaştırmak için

KIBT'yi kullanırken, Bhatavadekar ve Paquette (2008), KIBT'nin kemik içi defektlerin rejeneratif tedavi ve cerrahiye yanıtını değerlendirmedeki potansiyel rolünü bildirmiştir.

Genel olarak, KIBT'nin periodontal görüntülemeye kullanımına ilişkin literatür azdır, temel olarak laboratuvar çalışmalarıdır ve sınırlı sayıda KIBT sistemi içermektedir. Periodontal kemik kaybının tespiti açısından, laboratuvar çalışmaları, KIBT'nin birincil tanı yöntemi ile, yani cep ölçümü ile karşılaştırılmasına izin vermez. Ayrıca, klinik uygulamada, üç boyutlu görüntülerin tedavi kararları ve tedaviye etkisi üzerindeki etkisi de dikkate alınmamıştır. Bununla birlikte, literatürdeki olgu serilerinin genel yönü, KIBT'nin cerrahinin tedavi seçeneği olduğu karmaşık periodontal defektlerin tedavisinde rol oynayabileceğini düşündürmektedir.

KIBT, periodontal kemik desteğinin rutin olarak görüntülenmesi için endike değildir.

Konvansiyonel görüntüleme yöntemleriyle kemik içi defekt ve furkasyon lezyonları ile ilgili yeterli bilgi edinilemediğinde, sınırlı hacim, yüksek çözünürlüklü KIBT endike olabilir.

KIBT görüntülerinin dişleri içerdiği durumlarda, klinik değerlendirme yaparken periodontal kemik düzeylerini kontrol etmeye dikkat edilmelidir.

Periodontolojide tanı genellikle; medikal anamneze, periodontal hikâyeye, enflamatuar indikatörlere, cep derinliğinin, ataçman seviyesinin ve furkasyon bölgesinin sondlama bulgularına ve periapikal radyograflara dayanmaktadır. Doğru tedavi planının belirlenmesi ancak doğru tanı ile mümkündür. Doğru tanı; vertikal defektin morfolojisinin, furkasyon defektinin vertikal ve horizontal boyutunun, kökler ve dişler arasındaki rezidüel kemik miktarının ve kök morfolojisinin detaylıca değerlendirilmesini içermektedir. Bu değerlendirmeler klinik ve radyolojik tanı araçları ile yapılır.

Literatürde periodontolojide KIBT kullanımı ile ilgili kaynaklar sınırlıdır. KIBT'nin periodontolojide altın standart olarak kullanımına ilişkin yeterince kanıt bulunmamaktadır. Literatürdeki çalışmalarda genellikle iki boyutlu grafilere kıyasla KIBT ile daha fazla bilgi elde edildiğinden ve özellikle maksiller molar dişlerdeki kemik içi defektlerin değerlendirilmesinde KIBT'nin faydalarından bahsedilmiştir.

Periodontolojide KIBT endikasyonlarıyla alakalı yeni çalışmalara ihtiyaç vardır. Literatürdeki veriler kısıtlı olsa da aşağıdaki durumlar göz önünde bulundurulmalıdır.

*Tedavi öncesi ve sonrası takiplerde periapikal radyograflar yeterlidir.

* KIBT vertikal kemik defektlerin tespitinde yüksek doğruluk göstermesine rağmen rutin olarak kemik içi defekt değerlendirilmesinde önerilmemektedir.

*Maksiller molar bölgede furkasyon bölgesini ve kök anatomisi KIBT ile net bir şekilde değerlendirilebildiğinden, kompleks vakalarda ve girişimsel prosedür planlandığında KIBT kullanımı önerilmektedir.

*İleri seviyede furkasyon problemlerinde ve implant planlandığı durumlarda KIBT kullanılabilir.

*İleri seviyedeki kemik kaybı maksiller sinüs, mandibular kanal gibi anatomik yapılara kadar uzandığında KIBT kullanılabilir.

*İki boyutlu grafile ve klinik muayene ile tespit edilemeyen fraktür şüphesi, kök rezorpsiyonu veya endo-perio kombine lezyon durumlarında KIBT kullanılabilir.

*Kapsamlı periodontal tedaviye rağmen iyileşmeyen vakalarda KIBT kullanılabilir.

*Periimplantitis vakalarında tanıyı ve tedaviyi geliştirmek için KIBT kullanılabilir.

Periodontal dokuların değerlendirilmesi amacıyla KIBT inceleme planlandığında radyasyon dozu ve FOV mümkün olduğunca azaltılmalıdır. Radyasyon dozu düşüken elde edilen KIBT görüntüleri periodontal dokuları değerlendirmede yeterli bulunmuştur. Ancak radyasyon dozu ve FOV ne kadar düşürülse de iki boyutlu grafile göre radyasyon dozunun oldukça yüksek olduğu bilinmelidir. Bu nedenle yapılacak görüntülemenin faydaları ve riskleri iyice değerlendirilip, ALARA prensibine göre radyolojik yöntem seçilmelidir.

3.3.3 Periapikal Hastalığın Değerlendirilmesi

Periapikal enflamatuvar patolojinin teşhisi diş hekimleri için yaygın ve önemli bir görevdir. Bazı vaka raporları ve sistematik olmayan derlemeler, seçilmiş vakalarda periapikal lezyonların tanımlanmasında KIBT önemini vurgulamıştır (Nakata ve ark. 2006; Cotton ve ark. 2007; Patel ve ark. 2007). KIBT kullanımının bu yönüne değinen araştırma çalışmaları, insan klinik çalışmalarında gerçek bir referans standardı elde etmenin neredeyse imkânsız olması sebebiyle sınırlıdır. KIBT'nin posterior dişlerde geleneksel radyografiden daha fazla periapikal lezyon belirlediğine dair bazı kanıtlar olduğu sonucuna varılmıştır, ancak tanisal doğruluğu değerlendiren daha fazla araştırma çalışması gereklidir. Sonraki bir çalışma, KIBT'nin apikal rezeksiyon sonrası konvansiyonel radyografiden daha fazla ve daha büyük periapikal kemik defektleri saptadığını göstermiştir (Christiansen ve ark. 2009). Özen ve arkadaşları (2009), oluşturulmuş periapikal lezyonların değerlendirilmesinde KIBT ve konvansiyonel görüntülemeyi kıyaslamış, gözlemci uyum değerlerinde iyileşme bulmuşlardır. Bu güncel derlemede, tümü sistematik derleme için uygun olan dört çalışma tanımlanmıştır (Stavropoulos ve Wenzel, 2007; de Paula-Silva ve ark. 2009; Patel ve ark. 2009a; Soğur ve ark. 2009) ve hepsi laboratuvar çalışmalarıdır. Araştırma tasarımları, insan ve hayvan dişleri üzerinde yapay olarak oluşturulan periapikal lezyonlar kullanılarak çeşitlendirilmiştir, ancak köpeklerde histopatolojik olarak doğrulanmış periapikal enflamatuvar lezyonlarla in-vivo olarak gerçekleştirilen bir çalışmayı içermektedir (de Paula-Silva ve ark. 2009).

Mevcut kanıtlar, yüksek çözünürlüklü KIBT'nin laboratuvar çalışmalarında periapikal lezyonların saptanması için konvansiyonel radyografiye göre daha yüksek duyarlılığa sahip olabileceğini ve bunun özgüllük kaybı olmadan elde edildiğini göstermektedir. Ancak, mevcut çalışmalara dayanılarak sonuçlar dikkatle yorumlanmalıdır. Uygulamada, klinik belirti ve bulgular tanisal sürece önemli ölçüde katkıda bulunur ve radyolojik kanıtlar her zaman kritik öneme sahip değildir. Ayrıca, intraoral radyografiye kıyasla KIBT'nin nispeten yüksek ekonomik maliyeti göz ardı edilmemelidir. Sonuç olarak panel, periapikal enflamatuvar hastalığın tanısında standart bir yöntem olarak KIBT'nin önerilmesinin uygun olmadığı sonucuna varmıştır.

KIBT, periapikal patolojinin tanımlanmasında standart bir yöntem olarak endike değildir.

Konvansiyonel radyografilerde negatif bulgulara rağmen pozitif klinik belirti ve semptomların varlığında, seçilmiş vakalarda, sınırlı hacim, yüksek çözünürlüklü KIBT, periapikal değerlendirme için endike olabilir.

KIBT görüntülerinin dişleri içerdiği durumlarda, klinik değerlendirme yaparken periapikal hastalığın kontrol edilmesine dikkat edilmelidir.

3.3.4 Endodonti

Geleneksel endodontik görüntüleme intraoral radyografiye dayanır. Çok köklü dişlerde ve daha karmaşık vakalarda (örneğin şüpheli kök perforasyonları; rezorpsiyonlar ve atipik kanal sistemleri) farklı açılamaalarla alınan intraoral radyografiler kullanılmaktadır. Medikal BT, diş hekimliği pratiğinde kullanılmaz ve radyasyon dozu temelinde gerekçelendirilmesi zordur. Endodontik tedavinin üç aşamasında görüntüleme gerekir: tanı, tedavi sırasında (çalışma uzunluğu tahmini, ana kon kontrol görüntüsü) ve tedavi sonrası kontrol aşaması. Endodontik tedavinin kendisi ortograd tedaviyi ve cerrahi endodontik prosedürleri içerir.

KIBT'nin üç boyutlu görüntülerinin kök kanal sistemlerini görüntülemek için değerli yeni bir yöntem sunduğu görülmektedir ve literatürde olumlu bir bakış açısı sağlayan birkaç sistematik olmayan derleme vardır (Cotton ve ark. 2007; Nair ve ark. 2007; Patel ve ark. 2007). Bununla birlikte, endodonti, yüksek düzeyde görüntü detayı gerektirir ve mevcut KIBT sistemleri modern intraoral radyografiden çok daha düşük çözünürlükler sunduğunu unutmamak önemlidir. Ayrıca, endodontik tedavi, tek bir diş prosedürü olduğundan, görüş alanını uygun boyutlara indiremeyen KIBT sistemleri, hastanın yararına olmayan alanların radyasyona maruz kalmasına neden olacaktır.

Posterior dişler üzerinde yapılan bir çalışmada (Loftag-Hansen ve ark. 2007) KIBT'nin vakaların %70'inde klinik olarak ek bilgiler eklediğini bildirmesine rağmen, KIBT'nin tedavi kararları üzerindeki etkisinin ayrıntılı olarak ele alınmadığı tespit edilmiştir. Kök-kanal anatomisinin belirlenmesinde KIBT'nin tanısal doğruluğunu objektif olarak belirlemek ve

bunun tedavi kararları üzerindeki etkisini ölçmek için araştırmaya ihtiyaç olduğu sonucuna varılmıştır.

O zamandan beri, birkaç tanımlayıcı klinik çalışma (Neelakantan ve ark 2010a; Wang ve ark 2010; Zheng ve ark 2010; Zhang ve ark 2011) ve iki laboratuvar çalışması (Baratto Filho ve ark 2009; Neelakantan ve ark 2010b) önemli hasta popülasyonlarında veya örneklerinde kök kanal anatomisinin incelenmesinde KIBT kullanmışlardır. Tümü, KIBT'nin kök kanal sistemlerinin tanımlanmasında, özellikle de maksiller birinci azı dişlerinde ikinci bir mesiobukal kanalın (MB2) varlığının / yokluğunun tanımlanmasında rol oynadığı sonucuna varmıştır.

Küçük diş örneklerinde (n = 20), MB2 kanallarının tanımlanması için KIBT kullanılarak yapılan gözlemlerin duyarlılığı %77 ve özgüllüğü %83 idi. Bir derleme makalesinde, Scarfe ve ark. (2009), KIBT sistemini çözünürlüğünün önemi hakkında yayınlanmamış veriler rapor etmiş ve 0,12 mm veya daha az olan çözünürlüklerin optimal olduğunu göstermiştir.

KIBT'nin kök kanal sistemini değerlendirmede tanısal doğruluğu hakkında bilgi eksikliği olduğundan, bu konu için genel kullanımı desteklenmemektedir. Ayrıca, bir operasyon mikroskobunun mevcudiyeti ve kullanımı, iyonlaştırıcı radyasyona maruz kalmadan kök kanalı anatomisini yeterince ortaya çıkarabilir.

KIBT, kök kanal anatomisinin gösterilmesi için standart bir yöntem olarak endike değildir.

Konvansiyonel radyografinin, genellikle çok köklü dişlerde tedavi planlaması yapılırken, kök kanal anatomisi hakkında eşdeğer veya yetersiz bilgi sağladığı seçilmiş olgularda, sınırlı hacim ve yüksek çözünürlüklü KIBT görüntüleri endike olabilir.

Endodontik tedavi sırasında veya tedavi sonrası değerlendirme için KIBT kullanımı ile ilgili literatür yoktur. Bir laboratuvar çalışması (Soğur ve ark., 2007), KIBT'nin intraoral radyografilere kıyasla kök kanal dolgularının homojenliği ve uzunluğu hakkında daha kötü görüntüler verdiğini göstermiştir.

KIBT'nin cerrahi endodontik prosedürlerin planlanması ve uygulanmasının bir parçası olarak kullanılması, gerekçelendirilebilir olarak görülmektedir.

Cerrahi endodontik prosedürler planlanırken, seçilen vakalar için sınırlı hacim, yüksek çözünürlüklü KIBT endike olabilir. Karar, önemli anatomik yapıların yakınlığı gibi potansiyel karmaşık faktörlere dayanmalıdır.

Eksternal rezorpsiyon bazen idiyopatik ve beklenmediktir, ancak şiddetli dental lüksasyon ve avulsiyon yaralanmaları sonrası artan risk gösterilen alt grup hasta ve dişler vardır. Durack ve arkadaşlarının (2011) belirttiği gibi rezorpsiyon hızla ilerleyebilir ve erken tedavi avantajlıdır. Bu gibi durumlarda KIBT kullanımı endike olabilir, ancak görüntülemenin zamanlaması belirsizdir. Tekrarlanan KIBT incelemelerinin gerekçelendirilmesi, özellikle çocuklarda, teşhis ve tedaviye katkısı kanıtlanmadan zor olacaktır.

İnternal rezorpsiyon, genellikle radyografilerde tesadüfi olarak tespit edilmektedir. Bu nedenle KIBT, rezorpsiyonun yaygın olduğu, kök yüzeyinin perforasyonunun söz konusu olduğu ve üç boyutlu bilgilerin dişin çekimi veya ağızda tutulması konusunda karar vermede yardımcı olabileceği durumlar için kullanılabilir.

Sınırlı hacim, yüksek çözünürlüklü KIBT, üç boyutlu bilgilerin dişin tedavisini veya prognozunu değiştirebileceği şüpheli veya tanımlanmış, enflamatuar kök rezorpsiyonu veya internal rezorpsiyon vakalarında endike olabilir.

Tablo 3.1: KIBT'nin endodontik kullanımları

CBCT Endodontik uygulamaları	Referans
Normal anatomi ve patolojiler arasındaki farklılıklar	Cotton ve diğerleri 2007
Önemli anatomik yapılarla ilişkiler	Cotton ve diğerleri 2007
Dens invaginatus ve anormal pulpa anatomisi	John 2008 Siraci ve diğerleri 2006
Eksternal rezorbsiyon	Maini ve diğerleri 2008 Cohenca ve diğerleri 2007 Walter ve arkadaşları 2008 Patel ve diğerleri 2007 Patel ve Dawood 2007
İnternal rezorbsiyon	Cotton ve diğerleri 2007
Post kaynaklı lateral perforasyon	Young 2007
Aksesuar kanallar	Cotton ve diğerleri 2007 Nair ve arkadaşları 2007 Patel ve Dawood 2007

Kırık enstrüman cerrahi tedavisi	Tsurumachi ve diğerleri 2007
Cerrahi endodontik planlamaya yardımcı olmak	Patel ve diğerleri 2007 Patel ve Dawood 2007

Rezorpsiyonlar, lezyonlar, kombine periodontal / endodontik lezyonlar, perforasyonlar ve atipik pulpa anatomisi gibi komplike durumların olduğu vakalarda sınırlı hacimli, yüksek çözünürlüklü KIBT kullanımı gerekebilir.

3.3.5 Dental Travma

Dental travma, diş hekimlerinin klinikte oldukça yaygın olarak karşılaştığı bir olaydır.

Tablo 3.2: Dental travmada KIBT'nin kullanım alanları

Dento-alveoler travmada CBCT uygulaması	Kaynaklar
Kök kırığı	Terakado ve diğerleri 2000 Cohenca ve diğerleri 2007a Cotton ve diğerleri 2007 Nair ve arkadaşları 2007 Patel ve Dawood 2007
Lüksasyon yaralanmaları	Cohenca ve diğerleri 2007a Patel ve diğerleri 2007
Avülsiyon	Walter & Krastl 2008
Travma sonrası komplikasyon olarak kök rezorpsiyonu	Cohenca ve diğerleri 2007b Walter ve arkadaşları 2008

Karşılaştırmanın yapıldığı tüm çalışmalar, KIBT için konvansiyonel radyografiye kıyasla anlamlı derecede daha yüksek tanı doğruluğu rapor etse de "düşük" çözünürlüklü taramalar (yaklaşık 0.3 mm veya daha büyük voksel boyutları) bu tanısal avantajı sunamayabilir (Wenzel ve ark. 2009; Hassan ve ark. 2010). Dişlerde kanal dolgularının varlığı, görüntülerde oluşan artefaktlar sebebiyle özgüllüğü azaltabilir (artan yanlış pozitif teşhisler) (Hassan ve ark. 2010). Melo ve arkadaşları (2010), konvansiyonel radyografi ile karşılaştırılmadan kanal dolgularının varlığında tanısal doğruluğu değerlendirmiş ve ayrıca özgüllük ile ilgili problemler bildirmişlerdir. Ayrıca bu araştırmacılar metal post içeren dişleri de incelemişler; kırık ve post bulunmayan dişlere göre daha az duyarlılık ve özgüllük bulmuşlardır. İlaveten, 0,3 mm voksel kullanıldığında 0,2 mm'ye kıyasla önemli ölçüde düşük tanı performansı bildirmişlerdir.

Uygulamada, kök kırığından şüphelenilen hastalar iki geniş kategoriye ayrılır. Birincisi, ön dişlerde, genellikle çocuklarda, akut travması olanlar; ikincisi, normal fonksiyon sırasında, genellikle endodontik tedavili dişlerde, dişleri kronik travma nedeniyle kırılmış olabilecek

hastalardır. Birinci grupta akut yaralanmalar tedavi önceliği gerektirdiği için KIBT taraması kullanışlı değildir. Ayrıca çocuk hastaların tarama sırasında hareketsiz kalmasını sağlamak zordur. Bu gibi durumlarda, radyolojik muayeneyi basit radyografilerle sınırlamak, eğer konvansiyonel radyografiler hastanın teşhis ve tedavisi için yetersiz bilgi sağlıyorsa daha sonraki bir tarihte KIBT kullanmak makul görünebilir. İkinci grupta, kanıtların çoğu kanal dolgularının ve postların tanısal doğruluğu sınırladığını göstermektedir. Tabii ki, bu vakaların bazılarında sadece klinik muayene kanıtları ile tanı konabilir ve prognoz değerlendirilebilir, bu nedenle görüntüleme her zaman endike olmayabilir. Diğer durumlarda konvansiyonel radyografi, tedavi için yeterli bilgi sağlayabilir.

Sınırlı hacimli, yüksek çözünürlüklü KIBT, geleneksel intraoral radyografilerin tedavi planlaması için yetersiz bilgi sağladığı seçilmiş vakalarda, dental travma değerlendirmesinde (kök fraktürü şüphesinde) endike olabilir.

KIBT'nin çene travmalarındaki rolü “Cerrahi Uygulamalar” başlığı altında ele alınmaktadır.

3.4 Cerrahi Uygulamalar

Dental ve maksillofasiyal bölgenin cerrahisi, diş hekimliği pratiğinde gerçekleştirilen minör prosedürleri (oral cerrahi) ve sıklıkla hastane ortamında her zaman uzmanlar tarafından gerçekleştirilen majör cerrahileri (maksillofasiyal cerrahi) kapsamaktadır.

3.4.1 Diş Çekimi

Sürmüş dişlerin çekim öncesi değerlendirilmesinin bir parçası olarak KIBT kullanımına yönelik herhangi bir çalışma bulunmamaktadır ve bu amaçla kullanımını önermek için iyi bir neden görünmemektedir. Literatür özellikle alt molar dişler olmak üzere gömülü dişler üzerine yoğunlaşmaktadır.

Gömülü üçüncü molar dişlerinin cerrahi öncesinde değerlendirilmesinde KIBT kullanımı hakkındaki çalışmaların gözden geçirilmesiyle elde edilen temel sonuç, KIBT'nin cerraha üçüncü molar kökü ile mandibular kanalın yakın ilişkisi olduğu durumlarda mandibular üçüncü molarların anatomik pozisyonu ve ilişkisini göstermesi açısından avantaj verdiğidir, ancak her

üçüncü molar dişin cerrahi öncesi değerlendirilmesinde rutin olarak KIBT kullanılmaması gerekmektedir.

Çalışmalarda, KIBT gömülü mandibular üçüncü molar dişlerin çekimi sırasında nörovasküler demetin açığa çıkmasını tahmin etmede panoramik görüntülerden yüksek duyarlılıkla anlamlı olarak üstün olduğu gösterilmiştir. Ancak kanalın direk olarak açığa çıkması, ameliyat sonrası sinir hasarı için ön gereksinim değildir. Hasar araya giren ince kemiğin basınç etkilerine bağlı olarak meydana gelebilir. KIBT kanalın bukkolingual pozisyonunun belirlenmesinde avantaj sağlar. Karmaşık kök morfolojisi gibi diğer faktörlerin varlığı kesitsel görüntü tekniklerinin kullanılmasını destekleyebilir.

Konvansiyonel görüntülerin sinir / diş ilişkisini göstermede yetersiz olduğu olgular için KIBT kullanımı önerilmektedir. Bunun öngörülen bir istisnası, mandibular kanal / üçüncü molar kökü arasında yakın ilişki varlığında dişin tamamen çıkartılması yerine üçüncü molar koronektomisinin tercih edildiği uygulamadır. Eğer konvansiyonel radyografiler ile koronektomi uygulanmasına karar verilebiliyorsa, KIBT gerekli değildir.

Konvansiyonel radyograflarda mandibular üçüncü molar ve mandibular kanal arasında direkt bir ilişki öngörüldüğünde ve cerrahi olarak dişin çıkartılmasına karar verilmişse KIBT endike olabilir.

Yukarıdaki tavsiyenin rutin kullanıma doğru bir “kaymaya” yol açmamasını sağlamak önemlidir. Üçüncü molar çıkarıldıktan sonra cerrahi sonrası dizestezi sıklığı deneyimli cerrahların ellerinde oldukça düşüktür ve KIBT kullanımı ile iyileşmiş sonuçlara dair kanıt yoktur. Her vaka, vakaya özgü bir risk değerlendirmesine göre değerlendirilmelidir.

Diğer diş tiplerinin cerrahi olarak çıkarılması hakkındaki literatür daha azdır ancak maksiller kaninler ile ilgili ortodontik literatürün bir kısmı bu konuyla ilgilidir.

KIBT'nin herhangi bir gömülü dişin cerrahi öncesi değerlendirilmesinde konvansiyonel radyografların (ağız içi veya panoramik) gerekli bilgiyi veremediği durumlarda rolü olduğu görülmektedir. Bu durumda ise, en dar görüntüleme alanının kullanılması gerektiğini vurgulamanın önemli olduğunu kabul edilmektedir.

KIBT konvansiyonel radyografların gerekli bilgileri sağlayamadığı seçilmiş olgularda gömülü bir dişin cerrahi öncesi değerlendirilmesinde endike olabilir.

3.4.2 İmplant Diş Hekimliği (İmplantoloji)

İmplant bölgesi incelenirken cerrah kemik topografisi, hacmi ve kalitesi, sinir, damar, kökler, nazal taban ve sinüs kavimleri gibi önemli anatomik yapılarla ilişkisi hakkında bilgiye ihtiyaç duymaktadır.

2002’de Avrupa Osseointegrasyon Derneği’nin (EAO) bir çalışma grubu, implant diş hekimliğinde görüntüleme hakkında fikir birliğiyle rehber tasarladı (Harris ve ark., 2002). Rehber KIBT ile herhangi bir yorum içermemektedir. Bununla birlikte, “kesitsel görüntülemenin” kullanımı (o zamanlarda, spiral tomografi ve medikal BT) için kriterler tanımlanmıştır.

EAO rehberi aşağıdaki anahtar noktaları ortaya koymuştur:

- Klinisyenler hastanın kesitsel görüntülemeye gereksinimine klinik muayene, tedavi gerekliliği ve konvansiyonel radyograflardan elde edilen bilgilere dayanarak karar vermelidir.
- Seçilen teknik hastayı en az radyasyona maruz bırakacak şekilde gerekli tanısal bilgiyi sağlamalıdır.
- “Standart” görüntüleme yöntemleri geleneksel radyografilerin kombinasyonudur.
- Uygun klinik muayene ve standart radyografik teknikler yapıldıktan sonra daha fazla bilgi gerektiren olgularda kesitsel görüntüleme uygulanır.

EAO rehberi kesitsel görüntülemenin gerektiği implant diş hekimliğinde özel klinik durumlar hakkında değerli bilgiler sunmuştur (Tablo 3.3). Rehberde kesitsel görüntülerin cerrahi öncesi değerlendirme ve tedavi planlamasında esas olduğu ancak cerrahi sonrasında “sinir hasarı, implantlara yakın nazal ve/veya sinüs kavimlerinde cerrahi sonrası enfeksiyon gelişimi gibi bazı komplikasyonların değerlendirilmesine ihtiyaç duyulan durumlar” dışında “rutin protokolün” bir parçası olmadığını açıklamaktadır.

Kesitsel görüntüleme için bu kriterler doğası gereği subjektif olsa da ağırlıklı olarak subjektif “klinik şüpheye” dayanır ve yararlı rehberlik sunar. Klinisyenler için birincil soru, KIBT’nin gerekli olup olmadığından ziyade implant planlaması için kesitsel görüntülemenin gerekli olup olmadığıdır.

KIBT’nin dental implantolojide kullanımı ile ilgili oldukça fazla literatür vardır. İmplant tedavi planlaması medikal BT'nin diş hekimliğinde en sık kullanım alanı olmuştur. Ancak lineer ölçümlerin geometrik doğruluğu hakkındaki çalışmalar implant planlamasında bariz öneme sahiptir ve bunlar yüksek doğruluk gösterir. Genel olarak kanıtlar KIBT’nin implant diş hekimliğinde lineer ölçümler için yeterli geometrik doğruluğa sahip olduğunu göstermektedir. Ancak ilginç bir şekilde bir çalışmada referans standart olarak direkt cerrahi ölçümün kullanıldığı kret haritalamasında KIBT ile karşılaştırılmış ve KIBT’nin kret haritalamasında cerrahiye göre daha az tutarlı sonuçlar verdiği ve ek bilgi sağlamadığı bulunmuştur. Ayrıca, laboratuvar çalışmalarında bildirilen doğruluklar hastaların tarama sırasında küçük hareketleri nedeniyle iyi olmayabilir. Bu kapsamda klinisyenlerin önemli anatomik yapılara yakın implantları planlarken klinik kararlarını ve güvenlik payını kullanmaları gerektiği önerilmektedir. Geometrik doğruluk dışında diğer bir önemli husus KIBT ile önemli yapıların görüntülenmesinin kolaylaşmasıdır. Loubele ve ark. (2007) medikal BT ile karşılaştırıldığında önemli yapılar için KIBT’nin daha iyi subjektif görüntü kalitesine sahip olduğunu göstermiştir. KIBT çözünürlüğü kortikal kemik kalınlığının ince detaylarının görüntülenmesinin etkinliğinde önemli olabilmektedir.

Tablo 3.3: Kesitsel görüntüleme için özel endikasyonlar (Harris ve ark. 2002).

Maksilla	Tek diş	a. insiziv kanal b. maksiller sinüs sarkıklığı c. alveoler sırtın şekli hakkında klinik şüphe
-----------------	---------	---

	Kısmi dişsiz	a. maksiller sinüs sarkıklığı b. alveoler sırtının şekli hakkında klinik şüphe
	Dişsiz	a. maksiller sinüs sarkıklığı b. alveoler sırtının şekli hakkında klinik şüphe
Mandibula	Tek diş	a. mandibular kanalın pozisyonu hakkında klinik şüphe b. alveoler sırtın şekli hakkında klinik şüphe
	Kısmi dişsiz	a. mandibular kanal veya mental foramenin pozisyonu hakkında klinik şüphe b. alveoler sırtın şekli hakkında klinik şüphe
	Dişsiz	a. şiddetli rezorpsiyon b. alveoler sırtın şekli hakkında klinik şüphe c. posterior implantlar yerleştirilirken mandibular kanalın pozisyonu hakkında klinik şüphe

Rapor edilen çeşitli tanımlayıcı çalışma ve olgu serileri ile birçok araştırma KIBT'nin çenelerdeki nörovasküler yapıları görüntüleme yeteneğine odaklanmıştır. Çalışmalarda cerrahi sırasında özellikle ciddi sonuçların olabileceği ağız tabanına kanama riski ve cerrahi sonrası nöropatiler bağlamında belirlenmiştir. Bu riskler hastanın tedavi sonuçları ve sağlığı açısından önemlidir. Naitoh ve ark. (2010) mandibuladan nörovasküler yapılar ile ilişkili ince anatomik özelliklerin belirlenmesinde KIBT ile medikal BT arasında anlamlı farklılık olmadığını bildirmiştir.

AOD rehberleri görüntü verilerini cerrahi durumlarla doğru bir şekilde ilişkilendirmenin önemini vurgular: *“Tanısal bilgi uygun radyopak belirteçler veya restoratif şablonların kullanılması ile artırılabilir. Ancak bu bilgi intraoperatif navigasyon kullanılmadığında tam olarak cerrahi bölgeye aktarılamayabilir”*. KIBT verileri kullanılarak üretilen cerrahi rehberlerin kullanımı ile implant yerleştirilmesinin doğruluğu ile ilgili birçok makale yayınlanmıştır. Bu çalışmalarda belirtilen hata sınırları içinde KIBT'nin implant diş hekimliğinde cerrahi rehberlerin üretimi için veri sağlamanın etkili bir yolu olduğu önerilmiştir.

İmplant diş hekimliğinde KIBT kullanımını gösteren çok sayıda yayın (olgu serileri; sistematik olmayan derlemeler, tanımlayıcı çalışmalar) bulunmaktadır. Bu yayınlar, KIBT'nin implant diş hekimliği için yaygın olarak kullanıldığını açıkça ortaya koymaktadır.

İmplant yerleştirilmesinden önce kesitsel görüntüleme için, medikal BT ile karşılaştırıldığında ayarlanabilir görüntüleme alanı KIBT'nin avantajıdır ve ilgili bölge çenelerin lokalize bir parçası olduğunda benzer boyutta bir görüntüleme alanı kullanılabilirdiğinden avantaj daha da artar.

Kemik miktarının değerlendirilmesi üzerinde durulurken, KIBT kullanarak “kemik kalitesi” değerlendirmesine ilgi bulunmaktadır. İmplant bölgelerinin kemik yoğunluğunun değerlendirmesi medikal BT kullanılarak yapılabilir. Barone ve ark. (2003)'den bu yana, birçok çalışma ile KIBT'den Hounsfield Üniteleri (HU) türetmeye çalışmıştır. Bazı çalışmalarda KIBT'tan türetilen HU değerleri ve diğer kaynaklardan alınan yoğunluk verileri arasında bulunan orta veya iyi korelasyonlar ile bunun potansiyel olarak mümkün olduğu gösterilmiştir. Song ve ark. (2009) BT değerleri ile implantın primer stabilitesi arasında güçlü korelasyonlar olduğunu bildirmişlerdir. Bununla birlikte, Lee ve ark. (2007) dril rezistansı torku ile HU değerleri arasında sadece orta düzeyde korelasyon bulmuşlardır. Bryant ve ark. (2008), bir iCAT tarayıcısında tarama hacmi içindeki ve dışında kalan malzeme kütlelerinin etkisine bağlı olarak kesitteki aksiyal pozisyona bağlı olarak bir bölgenin HU değerlerinde önemli değişiklikler meydana geldiğini göstermiştir. Nackaerts ve ark. (2011) medikal BT ve KIBT tarayıcılarını karşılaştırmış ve değerler tarayıcı cihaz, görüntüleme parametreleri ve görüntüleme alanının yerleştirilmesinden etkilendiği için KIBT görüntülerindeki yoğunluk değerlerinin güvenilir olmadığını bildirmiştir. Bu çalışmadan, HU veya kemiğin diğer “yoğunluk” ölçümlerini elde etmede KIBT kullanımında belirsizlik olduğu ve bu amaçla günlük uygulamada önerilemeyeceği açıktır.

3.4.3 Kemik Patolojileri

Bazen bir diş hekimi sıra dışı bir kemik lezyonu olan bir hastayla karşılaşabilir. Çenelerde bulunan kistler, tümörler ve nadir lezyonlar semptom ve/veya klinik bulgulara neden olabilir; bazıları yalnızca tesadüfen konvansiyonel radyografilerde tespit edilebilir. KIBT ile görüntülenen kemik lezyonları üzerine çok sayıda olgu raporu vardır. Bunlar çok çeşitli patolojileri ve çalışmadan ziyade olgu raporları/serileri içeriyor olsa da, KIBT'nin çenelerdeki kemik patolojilerinin değerlendirilmesinde yararlı bir role sahip olacağını tahmin etmek mantıklı görünmektedir.

Momin ve ark. (2009) cerrahi sonrasında histopatolojik bulgularla doğrulanan gingival karsinomun mandibular invazyonunun değerlendirilmesinde panoramik radyografi ile karşılaştırarak yüksek çözünürlüklü konik ışınlı BT'nin tanısal doğruluğunu ölçmüştür. KIBT'ye dayalı tanıda yüksek duyarlılık bulmuşlardır ancak özgüllüğü panoramik radyografi ile benzerdir. Ayrıca restorasyona bağlı artefaktlar ve periodontal hastalıktan kaynaklanan yanlış pozitiflerin zorluğuna dikkat çekmişlerdir. Hendrikx ve ark. (2010) histopatolojik olarak doğrulanan karsinomun mandibular invazyonunun saptanmasında hem panoramik hem de MRG ile karşılaştırıldığında KIBT için daha yüksek duyarlılık ve özgüllük bildirmişlerdir, ancak sonuçları örneklem büyüklüğüne göre istatistiksel olarak anlamlı değildir. Bu çalışmaların sonuçları umut vericidir ve oral karsinomu olan hastaların tedavisinde KIBT'nin rolünü araştırmak için daha fazla araştırmaya ihtiyaç vardır.

Oral karsinom vakalarında, Hendrikx ve ark. (2010) çalışmasında olduğu gibi diğer kesitsel görüntülemelerin (medikal BT, MRG) tanısal çalışmanın ilk kısmı olarak uygulanmasını dikkate alınmıştır. Bu görüntüleme tekniklerinin kemik tutulumunu doğrulayamadığı veya ekarte edemediği durumlarda, eğer kemik tutulumu varlığı tedavi planını değiştirecek ise, KIBT'nin rolü olduğu sonucuna varılmıştır.

Hastanın radyolojik değerlendirmesinin bir parçası olarak yumuşak dokuların incelenmesi gerektiğinde uygun başlangıç tetkiki KIBT yerine medikal BT veya MRG olmalıdır.

Tanı ve evreleme için kullanılan ilk görüntüleme yöntemi (MRG veya medikal BT) tatmin edici bilgi vermediğinde, oral karsinom tarafından çenelerde kemik invazyonunun değerlendirilmesi için sınırlı hacmi olan yüksek çözünürlüklü KIBT endike olabilir.

Simon ve ark. (2006) ve Rosenberg ve ark. (2010) çalışmalarının her ikisinde de KIBT'nin kistleri apikal granülomlardan ayırmak için kullanılıp kullanılmayacağını değerlendirilmiştir. KIBT'nin kistlerin teşhisinde yüksek duyarlılığa ancak kısıtlı özgüllüğe sahip olduğu

belirtilmiştir. Rosenberg ve ark. (2010) çalışması kistleri granülomlardan ayırmada KIBT'nin doğruluğunu düşük bulmuş ve KIBT'nin güvenilir bir tanı yöntemi olmadığı sonucuna varmıştır.

Kemik patolojileri alanında genel olarak, diş hekimleri hastaları kendileri tedavi etmediğinde (çene cerrahına sevk ettiyse), görüntüleme seçimini tedavi etmeyi amaçlayan cerraha bırakmanın daha doğru olduğunu düşünmektedir.

3.4.4 Fasiyal Travma

Maksillofasiyal travmanın tedavisi bir diş hekiminin normal çalışma pratiğinin dışındadır ve uzman / hastane şartlarıyla sınırlıdır. Kırıklar genellikle alışkanlık ve pratiğe bağlı olarak düzlem radyografisi veya medikal BT kullanılarak görüntülenir. Schoen ve ark. (2008) tarafından belirtildiği gibi, genel olarak “radyografiler kırık tipini, kırıkların yer değiştirme derecesini veya parçalanma derecesini net olarak göstermediğinde, örneğin kondil başındaki şüpheli kırıklar varlığında, BT veya KIBT endikedir”.

Hayvan modelinde gerçekleştirilen bir ex-vivo çalışma olmasına rağmen bir çalışma resmi sistematik derleme için uygun olarak belirlenmiştir (Sirin ve ark. 2010). Bu çalışmada kondiler kırıkların tespitinde BT ve KIBT arasında anlamlı bir fark olmadığı bildirilmiştir. KIBT'nin etkin kullanımı orbita tabanı kırıkları, nazal kemik kırıkları, mandibula kırıkları, mandibula kırıklarının intraoperatif görüntülenmesi, zigomatik kırıklar, zigomatik kırıkların postoperatif görüntülenmesi ve bilateral sagittal split osteotomi sırasında istenmeyen çatlakların görüntülenmesinde gibi birçok olgu raporunda ve olgu serilerini içeren çalışmalarda gösterilmiştir.

Kesitsel görüntülemenin gerekli olduğu düşünülen maksillofasiyal kırıkların değerlendirilmesinde, daha düşük radyasyon dozu ve yumuşak doku detayının gerekli olmadığı KIBT, medikal BT'ye göre alternatif bir görüntüleme tekniği olarak endikedir.

Yabancı obje tespiti ve lokalizasyonunda, KIBT yüksek atenüasyon gösteren maddelerin görüntülenmesi için uygundur, ancak daha düşük atenüasyonlu objeler için medikal BT kadar etkili değildir.

3.4.5 Ortognatik Cerrahi

Ortodontik değerlendirme için KIBT'nin rutin kullanımını desteklenmemesine rağmen ortognatik cerrahi için aday olma olasılığı yüksek olan hastaların (belirgin yüz deformitesi olan) kesitsel görüntümeden yararlanma olasılığı yüksektir.

Ortognatik cerrahide üç boyutlu görüntülemenin kullanımına ilişkin geniş bir literatür bulunmaktadır.

KIBT, ortognatik cerrahi planlamasında kraniyofasiyal iskeletin üç boyutlu veri setini elde etmek için kemik bilgisinin gerektiği yerlerde endikedir.

3.4.6 Temporomandibular Eklem

KIBT ile temporomandibular eklem (TME) anatomisinin kemik yapıları değerlendirilebilmektedir. Mandibular kondilin hacmi, genişliği, yüksekliği, şekli, yüzeyi, kortikal kemikteki değişiklikleri, glenoid fossa içerisindeki yeri ve eklem boşluğunun hacminin yanı sıra temporal kemiğe ait kemik yapılarından glenoid fossanın derinliği ve genişliği, artiküler tüberkülün yüksekliği ve eğimi gibi morfolojik bulgular, gelişimsel anomaliler ve patolojik değişiklikler KIBT ile değerlendirilebilmektedir. TME disfonksiyonunda KIBT'nin intra-artiküler kırıklar, osteoartrit ve fibro-osseöz ankiloz durumlarında sağladığı tanısal bilgi kemik yapıların morfolojisi, kortikal kemik devamlılığı ve subkortikal kemik yıkımı/yapımının değerlendirilmesi ile sınırlı olmaktadır. Temporomandibular eklem ile ilgili belirti ve bulguları olan hastaların büyük çoğunluğunda miyofasiyal ağrı / disfonksiyon veya internal disk düzensizlikleri problemleri tespit edilmektedir. Kemik anormallikleri miyofasiyal ağrı / disfonksiyonda görülmez ve sadece bazen internal disk düzensizlikleri ile birlikte görülür. Bu gibi durumlarda radyograflar durumun değerlendirilmesinde ek bilgi sağlamaz. Enflamatuar proses, TME diski ve yumuşak dokuların görüntülenmesinin gerektiği durumlarda manyetik rezonans görüntüleme (MRG) tercih edilmelidir.

Enflamatuar aktivite, TME diski ve yumuşak dokuların görüntülenmesinin gerektiği durumlarda manyetik rezonans görüntüleme (MRG) tercih edilmelidir.

KIBT görüntüleri kondiler osseöz anomalilerin görüntülenmesinde medikal BT ile benzer tanısal doğruluk; kondiler kortikal erozyonun belirlenmesinde panoramik radyografiler ve lineer tomografiden daha yüksek doğruluk sağlamıştır. Bununla birlikte Hintze ve ark. (2007), kondiler anomaliler (kondilde düzleşme ve osteofitik değişiklikler) tespitinde KIBT ve konvansiyonel tomografiler arasında tanısal doğruluk açısından hiçbir farklılık bulamamıştır. Bir başka çalışmada ise KIBT ile kondilde 2 mm altındaki erozyonların tespit edilmesinin zor olduğu gösterilmiştir (Patel ve ark., 2014). Ayrıca, hasta hareketine bağlı olarak “çift kontür oluşumu” artifaktının osteofitik bulguları taklit etmesi nedeniyle KIBT görüntülerinde küçük kortikal anomaliler değerlendirilemeyebilir (Larheim ve ark., 2015). Literatürde kemik anomalileri için KIBT'nin indeks testi olarak yer aldığı ve MRG ile karşılaştırıldığı bir çalışma bulunmaktadır (Alkhader ve ark., 2010). Çalışmada osseöz değişikliklerin saptanmasında MRG'nin düşük duyarlılığa sahip olduğu bildirilmiştir.

TME'de karşılaşılan diğer patolojiler arasında osteoartroz, osteoartrit ve romatoid artrit bulunur. Bu durumlarda da genellikle konvansiyonel radyografiler, BT ve KIBT'de saptanabilen kemik değişiklikleri vardır. TME'de kortikal kemik anomalilerinin değerlendirilmesinde BT ve KIBT'nin MRG'ye göre daha üstün olduğu gösterilmiştir. Ayrıca yüksek uzaysal çözünürlük ve farklı düzlemlerde görüntü sağlama kapasitesi nedeniyle BT ve KIBT, TME'de kortikal kemiğe ait detayların görüntülenmesi için tercih edilmektedir. İki teknik doz ve maliyet açısından karşılaştırıldığında, KIBT hasta hareketine daha hassas bir teknik olmasına rağmen, KIBT'nin BT'ye göre daha düşük maliyetli bir teknik olması ve düşük radyasyon dozu ile görüntü sağlama nedeniyle tercih edilebilir bir alternatif olarak görülmektedir. Bununla birlikte, KIBT için gerekçelendirme düşünülürken, klinisyen elde edilen bilgilerin hastanın tedavisini değiştirip değiştirmeyeceğini göz önünde bulundurmalıdır. Kemik erozyonlarının, remodeling veya deformitenin saptanması tamamen belgelemek için kullanılabilir ancak tedavi stratejisi üzerinde hiçbir etkisi yoktur.

TME disfonksiyonu olan hastalarla yapılan başka bir çalışmada, anamnez, muayene ve panoramik radyografilerden elde edilen bulgulara dayanan klinik tanı ve ön görülen tedavi planlamasının, KIBT görüntülerinin değerlendirilmesinden sonra değiştiği gösterilmiştir (de Boer ve ark., 2014). Bu çalışmanın sonuçlarına göre KIBT görüntülerinin değerlendirilmesinden sonra TME disfonksiyonu olan 128 hastanın 74'ünde klinik tanı veya tedavi planlaması değişmiştir ancak yalnızca 15 hasta için klinik olarak anlamlı tedavi planı değişikliği olmuştur (örneğin; ön görülen girişimsel cerrahi ve minimal invaziv tedavi sayısı

artmıştır). Buna bağı olarak TME'nin kemik anomaliliklerinin tespitinde KIBT'nin doğruluğuna dair iyi kanıtlar olsa da tedavi kararları üzerindeki etkisi hakkında yeterli kanıt bulunmamaktadır ve TME'nin incelenmesi için KIBT'nin rutin kullanımı önerilmemektedir. Petersson (2010) tarafından belirtildiği gibi, temporomandibular düzensizlikler (TMD) için Araştırma Tanı Kriterleri'nin (RDC/TMD) mevcut versiyonuna göre, bir teşhis için TME'nin görüntülenmesi gerekli değildir. Ayrıca TMD hastalarının görüntüleme yöntemleri ile ne zaman muayene edileceğine dair açık bir kanıt yoktur. KIBT'nin radyasyon dozunun ve maliyetin BT'ye göre daha düşük olduğu için KIBT'nin medikal BT'ye alternatif olarak kabul edilebileceği sonucuna varılmıştır.

TME'nin incelenmesi için geçerli görüntüleme yönteminin medikal BT olması durumunda, KIBT radyasyon dozunun düşük olduğu bir alternatif olarak endikedir.

Ek olarak, yapılan yeni çalışmalarda TME değerlendirilmesinde en sık kullanılan iki teknik olan MRG ve KIBT'den elde edilen görüntülerin birbiri üzerine çakıştırılması ve görüntülerin füzyonu sayesinde TME'deki patolojik değişikliklerin tespit edilmesinde tanısal doğruluğunun arttırıldığı gösterilmiştir. Bu görüntülerin füzyonu ile MRG'nin osseöz yapıları, KIBT'nin ise artiküler disk pozisyonunu yeterince gösterememesi limitasyonlarının önüne geçtiği, artiküler disk kalsifikasyonu, artiküler diskin pozisyonunun tespitinde tanısal doğruluğun artmasını sağladığı ve klinik eğitimde yararlı olabileceği gösterilmiştir.

4. RADYASYON RİSKİNİ AZALTMADA ETKİLİ FAKTÖRLER

Bu bölümde, görüntü kalitesini kabul edilebilir klinik seviyelerde tutarken (optimizasyon), sınırlayıcı dozlarda uygun ekspozur parametrelerinin seçilmesi açısından ekspozur optimizasyonunun önemi gözden geçirilmiştir.

4.1 X-ışını Tüp Voltajı, Akımı ve Ekspojur Süresi

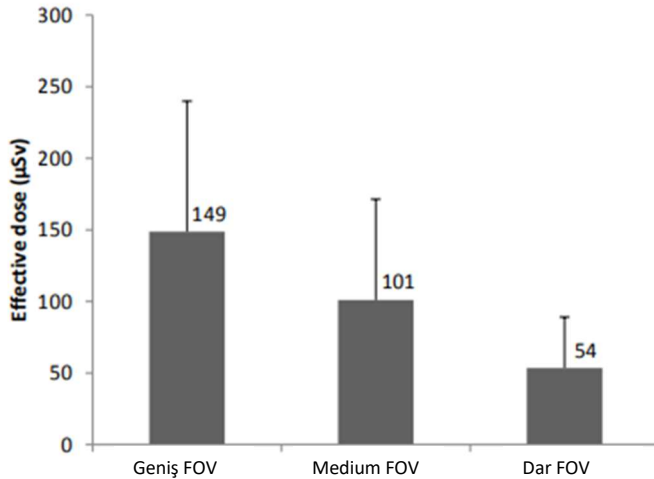
X-ışını tüpü voltajı (kilovolt, kV cinsinden ölçülür), cihazın çalışması sırasında anot ve katot arasındaki potansiyel farktır. Tüp voltajı, X-ışınlarının enerjisini belirler. Düşük tüp voltajları daha düşük enerji X-ışınları verir ve böylece hastanın cildine ulaşan dozu artırır. Tüp voltajının artırılması cilt dozu ve efektif dozun azalması ile sonuçlanabilir, ancak saçılmada artışa neden olabilir. Bununla birlikte, daha yüksek tüp voltajı, ışın sertleştirme etkisini azaltır. KIBT’de optimum tüp voltajını keşfetmek için daha fazla araştırmaya ihtiyaç vardır. Miliamper (mA) cinsinden ölçülen tüp akımı ve saniye cinsinden ölçülen maruz kalma süresi, sadece X-ışını tüpü tarafından yayılan foton sayısını etkiler, ancak enerjilerini etkilemez. Artan tüp akımına maruz kalma süresi dozu artırır, ancak ışın girişi ve görüntü kontrastı aynı kalır. Dental KIBT ekipmanındaki tüp voltajı ve akımı KIBT ünitesine bağlı olarak sabit veya değişebilir. Sabit tüp voltajı ve akımı, daha fazla optimizasyon için seçenekleri sınırlar. Ekspojur optimizasyonu, pozlamayı görüntü kalitesi ihtiyaçları ile dengelemek suretiyle gerçekleştirilebilir. Bazı tanısal görevler, diğerlerine daha yüksek düzeyde detay verilmesini gerektirir. Baş ve boyun radyolojisinde bazı görevler için “düşük doz” medikal BT kullanma olasılığı belirlenmiştir. Farklı KIBT üniteleri ve klinik protokoller için tüp voltajını ve tüp akımına maruz kalma süresini optimize etmeye çalışan çalışmalar yoktur. Tüp akımına maruz kalma süresinde azalma ile “düşük doz” seçeneklerinin mevcut olması durumunda, etkili dozda büyük düşüşler bildirilmiştir. Kwong ve arkadaşları (2008), çalışılan ekipman için önemli bir görüntü kalitesi kaybı olmadan tüp voltajı ve akımının azaltılabileceğini öne sürmüşlerdir. Sur ve ark (2010), KIBT’de cerrahi öncesi implant planlaması için tüp akım azalmasının görüntü kalitesi üzerindeki etkisini araştırmıştır. Tüp akımındaki önemli azalmanın klinik olarak anlamlı görüntü kalitesi kaybı olmadan yapılabileceğini bildirmişlerdir. Lofthag-Hansen ve arkadaşlarının (2010) çalışması, maruz kalma parametrelerinin söz konusu tanılama görevine uyarlanması gerektiğini vurgulasalar da tüp akımına maruz kalma süresinin kabul edilebilir görüntü kalitesindeki düşüşlerin kapsamı hakkında geniş kanıtlar sunmaktadır. Bu çalışmalar söz konusu KIBT ekipmanına özgü olarak görülmekle birlikte, tıpta röntgen bazlı görüntüleme kanıtların ağırlığı ve optimizasyon hakkındaki mevcut ulusal yönergeler, bir öneri yapabilmek için yeterince güçlüdür:

X-ışını tüpü voltajı ve tüp akımına maruz kalma süresi KIBT ekipmanında ayarlanabilir olmalı ve kullanım sırasında muayenenin klinik amacına uygun olarak, ideal olarak tıbbi fizik uzmanının girişi ile protokoller ayarlayarak optimize edilmelidir.

4.2 Görüntüleme Alanı (FOV) ve Kolimasyon

KIBT ünitelerinde farklı Görüntüleme Alanı (FOV) tanımlanabilir. FOV, silindirik veya küresel bir hacimdir ve rekonstrükte edilen görüntünün şeklini ve boyutunu belirler. FOV'lar yükseklik ve çap olarak birkaç santimetreden tam kafa rekonstrüksiyonuna kadar değişebilir. Bazı KIBT üniteleri, ışını ilgili alanı görüntülemek için gereken minimum boyuta toplama seçeneği sunar. FOV'un boyutu, hasta ve personel için radyasyon dozu ile ilişkilidir. Pauwels ve arkadaşları (2012) tarafından yapılan araştırma FOV'un efektif doz üzerindeki etkisini göstermiştir (Şekil 4.1). Görülebileceği gibi, her FOV sınıfı çok çeşitli efektif doz gösterirken, daha küçük FOV'lar için daha düşük dozlar önermek için net bir eğilim vardır.

Şekil 4.1: FOV'a göre sınıflandırılmış bir dizi KIBT tarayıcısıyla ilişkili etkili dozları gösteren çubuk grafik. Pauwels ve arkadaşlarından (2012) uyarlanmıştır.



Bu nedenle, X-ışını ışınının boyutunun, ilgilenilen nesneyi görüntülemek için gereken minimum boyuta indirgenmesi, hastalara dozu sınırlamanın ve ayrıca saçılmayı azaltma ile görüntü kalitesini arttırmanın açık bir yoludur. Dozimetri kanıtlarına ve KIBT'nin potansiyel klinik uygulamalarına dayanarak büyük, sabit FOV'lu ekipmanların, tanı görevlerinin

genellikle bir veya birkaç dişe lokalize olduğu genel dişhekimliği kullanımını için uygun olmadığı değerlendirilmiştir.

Çok amaçlı dental KIBT ekipmanı, çeşitli boyutlarda FOV seçenekleri sunmalı ve eğer hastaya daha az radyasyon dozu sağlıyorsa, muayeneler klinik durumla uyumlu en küçük olanı kullanmalıdır.

Bu öneri, çeşitli klinik uygulamalar için kullanılan “çok amaçlı” dental KIBT ekipmanı için geçerlidir. Bazı durumlarda (örneğin, uzman endodontik uygulama), sadece küçük hacimli muayenelerin gerekli olacağı ve tek bir (dar) FOV seçeneğinin uygun olacağı muhtemeldir.

4.3 Filtrasyon

Alüminyum filtrasyon, tıbbi röntgen cihazlarının yerleşik bir bileşenidir. Bazı KIBT üniteleri bakır filtrasyon ile donatılmıştır. Filtrasyon, düşük enerjili X-ışını fotonlarını uzaklaştırarak cilt dozunun azalmasına yol açar, aynı zamanda kontrast kaybına neden olur. Kwong ve arkadaşları (2008), bir bakır filtresinin eklenmesinin çalışılan KIBT ekipmanındaki genel görüntü kalitesini etkilemediğini keşfetmiştir. Ludlow (2011), artan bakır filtrasyonunun (tüp voltaj değişimi ile) önemli bir efektif doz azalması ile sonuçlandığını göstermiştir. Qu ve arkadaşları (2010), maruz kalmayı optimize etmek için bakır filtrasyonu eklemeyi seçen başka bir üreticiden bahsetmişlerdir. Açıkça bu yayınlar çalışılan donanıma özgüdür ve genel bir öneride bulunulmadan önce, malzeme ve kalınlık bakımından filtrasyonun optimize edilmesine yönelik daha fazla çalışma yapılmalıdır.

Uygun bir yarı değerli katman veya alüminyum filtreler kullanarak bir dizi x-ışını tüpü potansiyeli için ölçülür ve toplam ışın filtrasyonunu belirlemek için kullanılır. Alternatif olarak, toplam ışın filtrasyonunu doğrudan ölçen uygun bir ölçüm cihazı da kullanılabilir. Toplam filtreleme, en az 2.5 mm Al'ye eşdeğer olmalıdır.

Dental KIBT üniteleri için filtrasyonun optimizasyonu üzerine araştırmalar yapılmalıdır.

4.4 Dijital Dedektör

Dental KIBT üniteleri, görüntünün yakalandığı ve oluşturulduğu dijital dedektörlerle donatılmıştır. Uzaysal ve kontrast çözünürlüğü, KIBT dedektörlerinin görüntü kalitesini

etkileyen önemli faktörlerdendir. Dental KIBT üniteleri için iki tip dijital dedektör kullanılmıştır. İlk tip, geleneksel görüntü yoğunlaştırıcıları (II) içerir. Bir giriş penceresi, giriş fosforu, foto katot, vakum ve elektron optiği, çıkış fosforu ve çıkış penceresinden oluşur. Giriş fosforu, X-ışınlarını optik fotonlara dönüştürür, bu da foto katot içindeki elektronlara dönüştürülür. Elektronlar, bir dizi elektrotla hızlandırılır, odaklanır ve daha sonra elektronları, çeşitli görüntüleme cihazları tarafından yakalanan ışık fotonlarına dönüştüren çıkış fosforuna iletir. Modern görüntü yoğunlaştırıcılarının çoğu, giriş fosforu için sezyum iyodide sahiptir, çünkü X-ışınlarını absorbe etmede çok etkili bir malzemedir. İkinci tip, düz panel dedektörler (FPD), bir X-ışını saptama katmanından ve ince film transistörlerinden (TFT) aktif bir matris dizisinden (AMA) oluşur. X-ışını dedektörü, X-ışını fotonlarını ışık fotonlarına dönüştüren sezyum iyodid gibi bir fosfor katmanından oluşur. Fosfor tarafından yayılan ışığın yoğunluğu, olaydaki X-ışını ışınının yoğunluğunun bir ölçüsüdür. AMA, gelen fotonlarının yoğunluğuyla orantılı elektronlar üreten ışığa duyarlı bir elemana sahiptir. Bu elektrik yükü okunana kadar matriste depolanır ve görüntü işlemcisine gönderilen dijital verilere dönüştürülür. FPD'ler X-ışınlarına karşı II'lerden daha fazla duyarlılığa sahiptir ve bu nedenle hasta dozunu azaltma potansiyeline sahiptir. Uzaysal ve kontrast çözünürlüğü II'den daha yüksektir ve daha az artefakt vardır ancak genel olarak II'ler FPD'lerden daha ucuzdur. Dedektör, görüntüleme zincirinin önemli bir unsurudur ve görüntü kalitesi bağlamında doza bağlı olarak dedektör parametrelerinin optimizasyonu, kabul ve devreye alma testinin bir parçası olarak tıbbi bir fizik uzmanıyla birlikte yapılmalıdır.

Hem düz panel dedektörlerle hem de görüntü yoğunlaştırıcılarla donatılmış dental KIBT ünitelerinin kullanımdan önce doz azaltma açısından optimize edilmesi gerekir.

4.5 Voksel Boyutu

Birim ögesi (voksel), üç boyutlu (3B) veri miktarını temsil eder ve 3B piksel olarak gösterilebilir. Rekonstrüksiyonu yapılan görüntüleme alanı veya FOV, izotropik olan birkaç vokselde oluşur. KIBT sistemlerinde voksel boyutu 0.07 mm'den 0.4 mm'ye kadar değişebilir. Daha küçük voksel boyutuna sahip tarama protokolleri daha iyi uzaysal çözünürlükle, ancak hastaya daha yüksek radyasyon dozu ile ilişkilendirilir. Voksel boyutu, diagnostik doğruluğunu optimize etmek için daha küçük voksellere ihtiyaç duyduğu gösterilen, yüksek seviyede ayrıntı

gerektiren bazı görevlerle, teşhis performansını etkileyebilir. Qu ve arkadaşları (2010) bir KIBT cihazındaki “düşük çözünürlük” seçeneğinin hasta dozunu önemli ölçüde azalttığını göstermiştir. Açıkçası, mümkün olduğunda, teşhis görevinin mahiyetinin izin verdiği yerlerde düşük çözünürlüklü bir seçenek tercih edilmelidir. Klinik kullanımdaki önemli bir husus, uzun tarama süreleri nedeniyle, tarama sırasındaki yüksek hareket olasılığına bağlı olarak nominal uzaysal çözünürlüklerin elde edilememesi muhtemeldir.

Çok amaçlı dental KIBT ekipmanı, bir dizi voksel boyutu sunmalı ve muayeneler, kabul edilebilir tanısal doğruluğa uygun en büyük voksel boyutunu (en düşük doz) kullanmalıdır.

Bu öneri dental KIBT ekipmanının “çok amaçlı” olması için geçerlidir. Bazı durumlarda (örneğin, uzman endodontik uygulama) yalnızca yüksek çözünürlükte, küçük hacimli, muayenelere ihtiyaç duyulması muhtemeldir.

4.6 Projeksiyon Sayısı

X-ışını tüpünün ve dedektörün hastanın kafasının etrafındaki dönüşü, çok sayıda projeksiyon görüntüsü üretir. Alınan projeksiyonların toplam sayısı rotasyon süresine, kare hızına (saniyede elde edilen projeksiyon sayısı) ve yörünge yayının tamlığına bağlıdır. Yüksek sayıda projeksiyon, artan radyasyon dozu, yüksek uzaysal çözünürlük ve daha yüksek kontrast çözünürlük ile ilişkilidir. Brown ve arkadaşları (2009), projeksiyon sayısının artırılmasının KIBT'nin doğrusal doğruluğunu etkilemediğini göstermiştir. Projeksiyon sayısının azaltılması, klinik olarak kabul edilebilir bir görüntü kalitesi korunurken, tüp akımına maruz kalma süresi ürününde bir azalma yoluyla hastanın dozunun azalması ile sonuçlanır. Bazı KIBT modelleri, kısmi rotasyonlar yapma imkânı sunar (örneğin, standart 360° yerine 180°), hastaya yaklaşık %50 doz azalmasıyla sonuçlanır. Bazı çalışmalar, belirli KIBT ekipmanlarına yapılan bazı klinik uygulamalar için, kabul edilebilir tanı doğruluğunu ve görüntü kalitesini korurken kısmi rotasyonların kullanılabilirliğini öne sürmektedir. Elde edilen görüntü sayısının radyasyon dozu ve görüntü kalitesi arasındaki ilişki üzerindeki etkisi daha fazla çalışma ile araştırılmalıdır.

Projeksiyon sayısının görüntü kalitesi ve radyasyon dozu üzerindeki etkisini daha fazla değerlendirmek için çalışmalar yapılmalıdır.

4.7 Koruyucu Ekipmanlar

Hasta dozunu azaltmanın alternatif bir yolu, kurşun gibi yüksek atenüasyon malzemeleri içeren koruyucu cihazlar kullanmaktır. Tiroid bezi, saçılmış radyasyondan ve bazen de dental KIBT'deki primer ışımdan etkilenebilen bir radyosensitif organdır. Tsiklakis ve arkadaşları (2005), büyük bir FOV tarayıcısında olmasına rağmen, KIBT sırasında tiroid bezini koruyarak, efektif dozda %20'lik bir azalma gözlemlemişlerdir. İngiltere'deki rehber (2010 Sağlık Koruma Ajansı), tiroid bezinin normalde, KIBT incelemeleri sırasında primer ışımda olmaması gerektiğini ve bu nedenle, tiroid korumasının gerekli olmadığını belirtmiştir. Avrupa Komisyonu, büyük FOV tarayıcıları klinik kullanımda olduğu için, tiroid koruması kararının yerel olarak, ideal olarak tıbbi fizik uzmanı ile, primer ışının tiroidin içinde ya da yakınında bulunma ihtimaline bağlı olarak yapılması gerektiğini belirtmiştir. Bu görüş Fransız rehberliği ile tutarlıdır (Haute Autorité de Santé, 2009). Konvansiyonel dental radyografi önerilerinde olduğu gibi, KIBT incelemelerinde rutin olarak koruyucu kurşun önlüklerin kanıtı yoktur.

Koruyucu kalkanlar, tiroid bezine ulaşan primer dozları azaltmak için kullanılabilir. Konumlandırılmada, tekrarlanan ışınlamanın gerekmemesi için özen gösterilmelidir. Doz azaltmada bu tür cihazların etkinliği konusunda daha fazla araştırma yapılması gerekmektedir.

5. KALİTE STANDARTLARI VE KALİTE GÜVENCESİ

5.1 Kalite Güvence Programı

Dental radyolojide Kalite Güvencesinin (QA) amacı, mümkün olduğunca düşük radyasyon dozuyla yeterli tanısal bilgi sağlamaktır. İyi tasarlanmış bir QA programı kapsamlı olmalı ancak diş hekimi ve personel için kullanımı kolay, bakımı ucuz olmalıdır. Kalite güvencesi programı, görüntüleme ekipman performansının objektif ölçümleri, hasta dozu denetimi ve klinik görüntü kalitesinin değerlendirilmesi de dahil olmak üzere, görüntüleme sürecinin tüm yönlerini kapsamalıdır. Böyle bir program aşağıdakileri içermektedir:

- X-ışını tüpü ve jeneratörün performansı
- Görüntü kalitesinin nicel değerlendirmesi
- Ekran performansı
- Hasta dozu değerlendirmesi
- Klinik görüntü kalitesi değerlendirmesi
- Klinik denetim

Programın öncelikli olarak ekipman performansı ve hasta dozu ile ilgilenen yönleri kalite kontrol (QC) olarak adlandırılır. Bir kalite kontrol programı düzenli bir zaman çizelgesine göre gerçekleştirilen anketleri ve kontrolleri içermektedir. Programa uyumu sağlamak ve personel tarafından önemini artırmak için bu programın yazılı bir kaydı personel tarafından tutulmalıdır. QC programı için belirli bir kişi sorumlu olarak tanımlanmalıdır.

Ek olarak, klinik görüntülerin ve diğer klinik denetimin değerlendirilmesinde, ekipmanın klinik olarak yararlı görüntüler üretmek için doğru şekilde kullanıldığını doğrulanmalıdır. Bu bölümün hazırlanmasında, dental KIBT hakkında yayınlanan ulusal kılavuzların ilgili bölümlerinden gerekli bilgiler verilmiştir (Belçika (Advies van de Hoge Gezondheidsraad, 2011), Danimarka (Sundhedsstyrelsen, 2009), Fransa (Haute Autorité de Santé, 2009), Almanya (Leitlinie der DGZMK, 2009), Norveç (Statens strålevern, 2010) ve Birleşik Krallık (Health Protection Agency, 2010a ve2010b).

5.2 Ekipman Performansı

X-ışını ekipman performansını test etme programı, klinik olarak yeterli görüntü kalitesi sağlayan en düşük hasta dozunu sağlayan optimizasyon işleminin bir parçası olarak, Avrupa Birliği Tıbbi Etkilenme Direktifinin (97/43 / Euratom Konsey Direktifi, 1997) bir gereğidir. Bir dental KIBT sisteminin bakımı ve test edilmesinin gerekçesi, diğer dental sistemler (Avrupa Komisyonu, 2004) ve genel X-ışını ekipmanına (IPEM91 2005) benzerdir ve öncelikle kritik bir inceleme ve devreye alma testinden oluşur. Ekipmanın kullanımı boyunca rutin testler yapılır. Hem hasta hem de operatör dozu, geleneksel diş röntgeni ekipmanından potansiyel olarak daha yüksek olduğundan, ekipman kalite kontrol programının tüm yönlerinde KIBT'e daha fazla özen gösterilmesi gerekmektedir. İdeal olarak, tıbbi açıdan radyasyona maruz bırakılan herhangi bir uygulamanın, radyasyondan korunma konusunda tavsiye için nitelikli bir uzmana; hasta dozu optimizasyonu ve ekipman testi konusunda tavsiye için ise tıbbi bir fizik uzmanına erişimi olmalıdır. Uygun bir ekipman test rejiminin tasarlanmasında yardım ve öneriler alınmalıdır. Bazı ülkelerde, örneğin Danimarka'da (Sundhedsstyrelsen, 2009) ve Almanya'da, KIBT kullanılan diş hekimliği uygulamalarına tıbbi fizik uzmanı atanmasına gerek yoktur. Bununla birlikte panel, bazı KIBT sistemlerinin radyasyon dozu etkilerinin, tıbbi fizik uzmanı tavsiyesi almak için resmi bir düzenlemeye sahip olmanın önerilebileceğini ileri sürmektedir. Önerilen performans kılavuzları da belirtilmiştir, böylece kullanıcılar birimlerinin tutarlı bir şekilde çalışıp çalışmadığını değerlendirebilirler. Ancak, bu teknolojinin hala nispeten yeni olduğu ve hızla geliştiği unutulmamalıdır. Testler ve performans kılavuzları kritik inceleme altında tutulmalı ve bu tür ünitelerin test edilmesinde deneyim kazanıldıkça değişebileceği unutulmamalıdır. Testlerin bazıları özel olarak tasarlanmış fantomlar gerektirir. Bazı dental KIBT sistemleri üreticileri ayrıca, sistemlerinde yapılması gereken testler, bunları yapmanın en iyi yolu, ne sıklıkta yapılması gerektiği ve sonuçların nasıl yorumlanması gerektiği konusunda tavsiyelerde bulunacak bir kalite güvence fantomu sağlamaktadır. Bu kalite güvence fantomlarından bazıları, elde edilen görüntünün analizini otomatik olarak yapan bir yazılımla birlikte verilir.

Dental KIBT birimlerinin test edilmesinde daha fazla deneyim elde edildiğinden, yayınlanan ekipman performans kriterleri düzenli olarak gözden geçirilmeli ve yenilenmelidir.

5.2.1 Eleştirel İnceleme

Tüm güvenlik özelliklerinin doğru şekilde takıldığından, çalıştığından, operatöre ve bölgede olabilecek başkalarına yeterli koruma sağlandığından emin olmak için kurulumun kritik bir incelemesi gerekir. Bu hem yapısal koruma hem de uyarı sistemleri açısından daha yüksek koruma gereksinimleri nedeniyle, genellikle diğer dental ekipmanlardan daha zahmetli olacaktır. Bir dental KIBT sistemi için gerekli yapısal koruma, geleneksel dental görüntüleme ekipmanından daha büyüktür ve hem operatör hem de üniteye bitişik alanlarda diğer kişiler için yeterli korumayı sağlamak için oda tasarımında daha fazla özen gösterilmelidir. Özellikle KIBT sistemlerinin intraoral ve panoramik dental sistemler için tasarlanmış odalara daha fazla çalışma yapılmadan monte edilebileceği varsayılmaz.

5.2.2 Kabul ve Devreye Alma Testleri

Kabul ve devreye alma testlerinin asıl amacı, görüntüleme sisteminin yerel uygulamadaki spesifik klinik endikasyonlar için kabul edilebilir bir performans seviyesinde çalışmasını sağlamaktır. Bu testler genellikle tıbbi fizik uzmanı tarafından yapılmalıdır.

Bu testler temel olarak şunları içerir:

- Ekipman performans parametrelerinin test edilmesi
- Gelecekteki rutin testler için temel değerlerin elde edilmesi
- Uygulamada kullanım için sistemlerin önceden nasıl programlandığının doğrulanması

Tüm kabul ve işletmeye alma test protokolleri, X-ışını tüpü çıktısı, voltaj tutarlılığı ve doğruluğu, filtreleme, maruz kalma süresi ve radyasyon alanının testlerini içerir. Bunlar, genel radyoloji dijital dedektör sistemleri veya medikal BT tarayıcılar gibi diğer yöntemlerle aynı şekilde test edilebilir. Varsa, otomatik poz kontrol cihazlarının doğru çalışıp çalışmadığını test etmek de önemlidir. Projektif görüntülerin işlenmemiş ham verileri mevcutsa, dijital dedektörlerin klasik testleri (doğrusallık, homojenlik, uzaysal çözünürlük, düşük kontrast çözünürlük, gürültü, vb.) çalıştırılabilir. Rekonstrüksiyon yazılımı, belirli kesici uçlara sahip test nesnelere kullanılarak, görüntü kalitesinin değerlendirilmesi yoluyla dolaylı olarak test edilebilir. Şu anda, modaliteler arasında karşılaştırmalı çalışmalara olanak sağlayacak standart bir yeniden yapılandırma yazılımı aracı bulunmamaktadır. Çok daha karmaşık şemalar (değişken açılar, eksen dışı radyasyon, tüp çıkış modülasyonu, farklı FOV'ler vb.) ile rekonstrüksiyon yazılımının gelecekte standart hale getirilmesi pek olası değildir.

5.2.3 Rutin Testler

Hem tıbbi fizik uzmanları hem de tıbbi personel rutin testlerde rol oynamaktadır. Tıbbi fizik testleri için tipik sıklık yılda bir kezdir. Tıbbi personel, genellikle aylık olmak üzere mevcut ulusal rehberlik doğrultusunda daha sık bir dizi rutin tutarlılık testi yapmalıdır. Yeni bir modalite tanıtıldığında, sistem çalışması, doz ve görüntü kalitesi bakımından optimum noktada güvenilir bir şekilde çalışana kadar daha sık izlenmelidir. Optimizasyon çalışmaları bu aşamada önerilebilir. Sisteme yerleşik otomatik prosedürlerle rutin testler yapılabilir. Bunlar, test nesnelерinin şirket veya ulusal veya uluslararası protokoller tarafından belirlenen performans seviyelerine karşı değerlendirilmesini, tekrarların gözden geçirilmesini ve sistem otomatik kontrollerini içerebilir. Bu (otomatik) prosedürler konusunda montajcılar tarafından tam belgelendirme sağlanmalıdır. İhracat raporları tercih edilir. Dijital görüntüleme sabitlik kontrolleri için basit ama çok hassas bir test, homojen bir malzeme bloğunun düzenli olarak incelenmesidir. Dijital dedektördeki görüntüler, yeniden yapılandırılmış dilimlerde (genellikle dairesel) görüntüler meydana getirir. Tüp veya dedektörle ilgili dengesizlikler, sinyal yoğunluğunda değişimler üretecektir. Ekran ekipmanı ve ortamının ve ayrıca X-ışını ekipmanı ve dedektörlerinin performansının da izlenmesi önemlidir, çünkü bunlar klinisyen tarafından kullanılan görüntünün önemli ölçüde bozulmasına yol açabilir.

Dental KIBT'nin test edilmesi, ekipmanın yeni olduğu duruma ve ekipmanın ömrü boyunca, rutin testler yapılarak detaylı bir muayene ile ayrıntılı kabul ve devreye alma testlerini içermelidir. Test yayınlanmış önerileri takip etmeli ve teste bir Tıbbi Fizik Uzmanı dahil edilmelidir.

5.3 Hasta Dozu

QA programının bir amacı, dozajların makul bir şekilde elde edilebilecek kadar düşük tutulmasını sağlamaktır. Bu nedenle, hasta dozlarının düzenli olarak izlenmesini ve kararlaştırılmış standartlarla karşılaştırılmasını sağlamak gerekir. Standart doz seviyeleri normal olarak 136 No'lu Avrupa Kılavuzunda (Avrupa Komisyonu, 2004) açıklandığı gibi Tanı Referans Seviyeleri (DRL'ler) olarak adlandırılır.

5.3.1 Doz Miktarları

Hasta dozunun düzenli olarak değerlendirilmesi için kullanılacak olan doz miktarlarının klinik olarak ölçülmesi nispeten kolay olmalıdır. Efektif doz genellikle sistem karşılaştırması amacıyla hasta dozunun en iyi genel tanımlayıcısı olarak kabul edilmekle birlikte, ölçülemez ve rutin doz denetimi için daha basit bir ölçüm gerektirir. Giriş yüzey dozu (ESD) ve doz alanı ürünü (DAP), geleneksel radyolojide rutin olarak kullanılan ölçümlerdir. BT alanında, bilgisayarlı tomografi doz indeksi (CTDI) ve doz süresi ürünü (DLP) rutin olarak kullanılır. İdeal olarak, kullanılan doz miktarı, etkili doza ve dolayısıyla genel hasta riskine iyi bir korelasyon sağlamalıdır. İngiltere'de, Sağlık Koruma Ajansı DAP'ın kullanılmasını önermiştir. Bu hem ışındaki hem de ışınlanan alandaki doz seviyesinin bir göstergesi olan maruz kalma başına bir okuma sağladığı için umut vericidir. Bazı KIBT birimleri zaten her uygulamadan sonra bu bilgiyi sağlamaktadır. Bu evrensel hale geldiğinde, BT tarayıcılarının tümü artık DLP'nin bir göstergesini sağladığından, hasta dozu denetimini büyük ölçüde kolaylaştıracaktır. Rutin testler sırasında bu tür okumaların doğruluğu, tıbbi fizik uzmanı tarafından kontrol edilmelidir.

Dental KIBT ekipmanı üreticileri, her maruziyetten sonra bir Doz Alan Ürünü (DAP) okuması sağlamalıdır.

5.3.2 Teşhis Referans Seviyelerinin Kurulması

İngiltere Sağlık Koruma Ajansı, 41 dental KIBT ünitesinde bir DAP ön incelemesi gerçekleştirmiş ve standart bir yetişkin hastada birinci üst molar implantın yerleştirilmesine uygun KIBT görüntülemesi için 250 mGy/cm²'lik bir doz önermiştir. Numunedeki büyük FOV ünitelerinin bunu aştığı ve doz denetim verilerinin, ekipman izosentinde 4 cm x 4 cm görüş alanına karşılık gelen bir alana normalleştirildiği belirtilmelidir. Bu nedenle bu doz seviyelerini DRL yerine "ulaşılabilir doz" olarak adlandırdılar. Bu klinik kullanım için uygun bir KIBT ünitesi kullanılıyorsa elde edilmesi gereken dozun bir göstergesidir. Bazı dental implant sistemleri, görüntüleme kılavuzları / stentlerinin üretilmesi ihtiyacının bir parçası olarak "tam ark" görüntülemeyi gerektirir. Doz denetimi yapan yetkililer veya klinisyenler, doz gereksinimi ve kullanılan tek implant bölgesi değerlendirmesiyle uyumlu en küçük görüş alanı için bu gereksinimin askıya alınması gerektiğini belirtmelidir. Ayrıca, 12 yaşındaki bir erkekte tek etkili bir maksiller kanin görüntülemek için kullanılan klinik protokolü temel alan bir çocuk

görüntüsü için bir DRL ayarlamayı önerirler. Ancak henüz, bu seviyeyi belirlemek için yeterli denetim verisi mevcut değildir. Pozlamaların optimizasyonuna yardımcı olabilecek bir dizi dental KIBT uygulaması için sağlam DRL'ler oluşturmak için geniş çaplı denetimleri içeren ileri çalışmalara ihtiyaç vardır.

Daha fazla denetim verisi yayınlanana kadar panel, standart bir yetişkin hastada maksiller birinci molar implantın yerleştirilmesi için KIBT görüntülemesi için 250 mGy/cm²'lik bir Doz Alanı Ürününün kullanılmasını tavsiye etmektedir.

5.3.3 DRL'leri Kullanma

Diş hekimleri, KIBT ekipmanlarıyla yaptıkları farklı inceleme türleri için ortalama hasta dozlarını, Avrupa ve herhangi bir ulusal DRL ile kıyaslamalı ve bunun farkında olmalıdır. Ekipman üzerinde bir DAP değeri varsa, diş hekimi, ideal olarak tıbbi bir fizik uzmanının yardımı ile standart büyüklükteki hastalar için DAP değerlerinin denetimini yapmalıdır. DAP sağlanmazsa, diş hekiminin tipik hasta dozlarını belirlemek için tıbbi fizik uzmanından yardım alması beklenir. Bu değerlendirmeler düzenli olarak, en az üç yılda bir veya ulusal mevzuatın gerektirdiği şekilde yapılmalıdır. Bu ölçümler, diş hekimliği muayenehanesi tarafından benimsenen herhangi bir QA programının bir parçası olarak görülebilir. Yerleşik DRL'leri aşan veya önceki denetimlerden önemli ölçüde farklı olan doz sonuçları, bir tıbbi fizik uzmanı yardımıyla araştırılmalıdır. Ortaya çıkan herhangi bir öneri uygulanmalıdır. Sabit büyük FOV'lu KIBT ünitelerinin, standart bir yetişkin hastaya birinci molar implantın yerleştirilmesi için yukarıda belirtilen ulaşılabilir dozu aşması muhtemel olduğu not edilmelidir. Bu görüş için böyle bir birimin kullanılmasının haklı bulunup bulunmadığı düşünülebilir. Bir dental KIBT sistemi genellikle farklı hasta tipleri (örneğin yetişkinler ve çocuklar için) veya klinik endikasyonlar için önceden programlanmış ayarlarla birlikte gelir. Herhangi bir hastaya özel tüp çıkış modülasyonu olmadığında, önceden programlanmış protokoller, dedektör seviyesinde doz ölçümleri veya bir DAP ölçer kullanılarak doğrulanabilir. İdeal durumda, doz ölçümleri, bir DRL'nin tanımlandığı tüm standart görüntüleme protokolleri için gerçekleştirilir. Tüp çıkış modülasyonu kullanıldığında, bir grup standart hastaya dayanarak özel fantomlar gerekli olabilir veya klinik doz kontrolü gerekebilir. Dozların ilgili kriterlere göre seçilip seçilmediğini araştırmak iyi bir uygulamadır. Özellikle, çocuklar için dozların yetişkinler için olanlardan

önemli ölçüde daha düşük olduğu ve tam üst veya alt çenenin görüntülenmesinin yanı sıra yerel patolojiler için ayrı programların mevcut olduğu doğrulanmalıdır. Test edilecek diğer ayarlar arasında, düşük X-ışını tüpü voltajının doğru programlanması, tüp çıkış modülasyonu kullanımı, yüksek ve düşük çözünürlüklü tarama vb. DICOM başlık etiketleri tamamen doldurulursa ve doza bağlı bilgileri otomatik olarak almak için yazılım mevcutsa, sistematik hasta dozu anketleri kolaydır. İçsel doz bilgileri önce ölçülen verilere göre kontrol edilmeli, daha sonra ankete bağlı miktarlarda ifade edilmeli veya yeniden hesaplanmalı ve daha sonra belirli bir süre boyunca toplanmalıdır. Tıbbi fizik uzmanı, uygulayıcı tarafından DRL'lerin aşıp aşılmadığının farkında olmalıdır.

5.4 Klinik Görüntü Kalitesi Değerlendirmesi

Radyolojik incelemelerden yeterli teşhis bilgisinin tutarlı şekilde üretilmesi optimizasyon için gereklidir. Bununla birlikte, radyografik görüntü kalitesinin birinci basamak diş hekimliğinde genellikle idealin altında olduğunu gösteren çok sayıda araştırma kanıtı vardır. Geleneksel dental radyografi ile karşılaştırıldığında KIBT'nin daha yüksek radyasyon dozu, standartların titizlikle korunması gerektiği anlamına gelir. Görüntü kalitesinin nicel yöntemlerle değerlendirilmesine ek olarak, klinik görüntülerin kalitesinin değerlendirilmesi de önemlidir.

Buna üç şekilde yaklaşılabilir:

1. Yüksek kaliteli KIBT incelemelerinden elde edilen görüntülerin standart referans görüntülerle karşılaştırılması.
2. Başarılı olmayan KIBT denemelerinin oranının kaydedildiği ve reddetme nedenlerinin analiz edildiği reddetme analizi.
3. KIBT incelemelerinin belirlenmiş klinik görüntü kalitesi kriterlerine göre sistematik denetimi.

Görüntülerin klinik kalitesinin değerlendirilmesi işlemi, KIBT için kalite güvence programının bir parçası olmalıdır.

5.4.1 Standart Referans Görüntülerle Karşılaştırma

Bu, uzun süredir klinik görüntü kalitesinin sürekli izlenmesi için kullanılan bir yöntemdir ve zamanla pratikte ortaya çıkabilecek optimum kaliteden kademeli kaymalara karşı korunmaya

yardımcı olur. Mükemmel kalitede bir KIBT tarama veri seti, günlük klinik taramaların değerlendirilebileceği bir referans olarak kullanılır. Farklı KIBT makineleri tarafından üretilen KIBT veri setlerinin görünümündeki belirgin farklar nedeniyle, her bir makineye özgü referans taramaların hazırlanması gerekir. Bu en iyi üretici tarafından yapılabilir ve ekipmanla birlikte verilebilir. Bununla birlikte, görüntü kalitesini değerlendirmek için, bu yaklaşım ile klinik görev için yeterli görüntü kalitesini elde etmek ile yeterli görüntü oluşturan azaltılmış pozlamalar uygulayabilecek optimizasyon çabaları arasında potansiyel bir çatışma vardır. Bu nedenle, yeterli kalitede görüntüler, mükemmel bir referans görüntüsünün kalitesinden düşük olabilir. Bu nedenle, sadece makineye değil, aynı zamanda teşhis görevine özgü olan standart referans KIBT tarama veri setleri de mevcut olmalıdır.

5.4.2 Reddetme Analizi

Klinik görüntü QC'deki basit ve değerli bir araç, reddetme analizidir. Belirtilen süre boyunca, reddedilen ve tekrarlanmasını gerektiren radyolojik muayenelerin, tarih ve nedenlerin reddedilme nedenini (örneğin, ilgi alanının görülmemesi, görüntü bulanıklığı vb.) ve bunun nedenini (örneğin yanlış konumlandırma, hasta hareketi vb.) içeren bir kayıt tutulur. Bu, belirli bir süre boyunca reddedilen istek oranının hesaplanmasına ve en sık reddedilme nedenlerinin tanımlanmasına izin verir. Reddetme analizi ileriye dönük (görüntüler yapıldıkça) ve / veya geriye dönük olarak gerçekleştirilebilir. Geriye dönük olarak uygulandığında, bu prosedür açıkça tanımlanmış bir Kalite Standartları setine göre değerlendirme gerektiren bir Klinik Denetim şeklidir. Tablo 5.1, KIBT incelemelerini bir standarda göre karşılaştırmanın bir yolunu sunmaktadır.

Tablo 5.1: KIBT görüntüleri için Klinik Kalite Standartları

A. Uygun hasta hazırlama, yerleştirme ve talimat

- Metal artefaktlarına neden olabilecek çıkarılabilir metalik yabancı cisimler (ör. kulaklıklar, gözlükler, protezler).
- Hareket artefaktı yok
- Görüntüleme kılavuzlarının / stentlerin yanlış konumlandığına dair bir kanıt yok (örneğin çentiğin yanlış oturması nedeniyle hava boşluğu).
- Sabit, metalik, restorasyonlar dişlerde olduğunda, birincil ilgi alanı üzerinde herhangi bir artefakt yoktur.¹

B. Doğru anatomik kapsam

- Cihazda bulunan en küçük FOV ‘un klinik uygulamaya uygun olarak kullanıldığına dair kanıt.
- İlgi alanının ortasına veya merkezine yakın FOV.²
- Tarama hacmine dahil olan tüm ilgi alanı.

C. Kullanılan uygun maruz kalma faktörleri

- Gürültü, düşük dansite ve kontrast olmaması

¹ Restorasyona bağlı artefaktların engellenmesinin her zaman mümkün olmayabileceği kabul edilmektedir, ancak etkilerini sınırlamak için her türlü çaba sarf edildiğine dair kanıtlar olmalıdır (örneğin, konumlandırma sırasında oklüzal düzlemin dikkatlice yönlendirilmesi ile).

² Örneğin. tek diş veya tek implant bölgesi. Birden fazla implant bölgesi veya daha büyük yapıların görüntülediği yerlerde, hepsinin tarama hacminde merkezi olamayacağı kabul edilmektedir.

Avrupa Dental Radyolojide Radyasyondan Korunma İlkeleri (2004), film retlerinin Klinik Denetimi kapsamında, geleneksel radyografilerin üç kategoriden birinde değerlendirilmesini önermiştir: “Mükemmel” (hata yok), “Kabul edilebilir” (bazı hatalar mevcut ancak görüntü yorumlamasını etkilememektedir) ve “Kabul edilemez” (radyografinin yorum için kabul edilemez olmasına yol açan hatalar). Ayrıca, radyografların %10'undan fazlasının kabul edilemez kalitede olmaması gerektiği asgari bir hedef olarak belirlenmiştir. Yukarıda belirtildiği gibi, konvansiyonel dental radyografi ile karşılaştırıldığında daha yüksek radyasyon dozu olan KIBT’nin daha sıkı bir kalite standardının olması gerektiği anlamına gelmektedir.

KIBT incelemeleri yapan kuruluşlar, ileriye dönük veya retrospektif klinik denetimin bir parçası olarak, altı ayda bir defadan fazla olmayan aralıklarla reddetme analizi yapmalıdır.

Asgari bir hedef olarak, KIBT incelemelerinin en fazla %5'i "kabul edilemez" olarak sınıflandırılmalıdır. Amaç, her başarılı denetim döngüsünde kabul edilemez denemelerin oranını %50 azaltmaktır.

5.4.3 Belirlenmiş Klinik Görüntü Kalitesi Kriterlerine Karşı Denetim

Tıbbi görüntülerde anatomik özelliklerin görsel derecelendirilmesi, görüntü kalitesini değerlendirmek için standart bir yöntemdir. Yetişkin ve pediatrik radyografi ve BT de dahil olmak üzere çeşitli tıbbi görüntüleme türleri için kriterler belirlenmiştir. Bu tür kriterlerin amacı, herhangi bir klinik endikasyonu ele alabilecek tıbbi görüntülerin kabul edilebilirliğini belirlemektir. BT için oluşturulan görüntü kalitesi kriterleri, dental KIBT ile çok az ilgilidir ve dental KIBT'nin geniş kullanım alanları için görüntü kalitesi değerlendirmesi için karşılaştırılabilir kriterler yoktur. Loftag-Hansen ve arkadaşları (2011), gözlemcilerin çalışmalarında üst ve alt çenelerde implant planlama ve periapikal tanı için klinik görüntü kalitesinin yeterliliğini değerlendirmek için kullandıkları ifadeleri tanımlamıştır. Çalışmalarında, bu ifadelerin radyasyon dozlarının optimizasyonunda yararlı bir araç olduğu kanıtlanmıştır. Ayrıca KIBT için görüntü kalitesi kriterlerinin nasıl kullanılabileceğinin iyi bir örneği olmuştur.

Dental KIBT görüntü kalitesi kriterleri geliştirilmelidir.

Tablo 5.2: KIBT incelemelerinin reddedilmesine ilişkin yöntem

HATA KATEGORİSİ	GÖZLEMLENEN HATA	SEBEP	DÜZELTİCİ EYLEM
HASTANIN HAZIRLANMASI	İlgi alanı üzerindeki streaking (çizgi) artefaktı	Taramadan önce çıkarılabilir metalik nesnelerin çıkarılmaması (örneğin hareketli protezler, küpeler, piercingler).	Tarama öncesi hastaların çıkarılabilir nesnelerini gözlemleyin ve sorun.
	Görüntüleme stenti doğru anatomik konumda değil. Taramalarda stentin altındaki hava boşluğu tanınabilir.	Stentin tam olarak yerleştirilememesi veya uyumsuzluğu.	Görüntüleme öncesinde stenti yerleştirme ve pozisyonu kontrol etme konusunda daha fazla özen gösterin.
	Görüntünün bulanıklığı.	Hasta hareketi. Hastaya talimat verilmemesi veya hastanın tarama için uygun olması	Hastaya hareketsiz kalması talimatını veren prosedürleri uygulayın. Hastanın iş birliği ile ilgili geçmiş deneyimlerini göz önünde bulundurun ve konumlandırma sırasında hastanın dikkatle gözlemlenmesini sağlayın. Mevcut tüm sabitleme yardımcılarını kullanın (koltuk başlıkları, çene desteği vb.).
HASTA POZİSYONLANDIRMA	İlgi alanının tamamı veya bir kısmı tarama hacminden hariç tutuldu.	Hazırlama sırasında tarama hacminin ilgi alanı üzerine konumlandırılmaması. İlk konumlandırma ve ışınlama arasında hasta hareketi. FOV diağnoz görevi için fazla küçük.	Mevcut tüm konumlandırma yardımcılarını (örn. ışık huzmeleri) kullanın. Öncül görüntülerin ihmal edilmesi yalnızca yüksek oranda seçilmiş durumlarda ve alternatif konumlandırma yardımcılarının tam olarak kullanıldığı durumlarda dikkate alınmalıdır.

			Hastaya hareketsiz kalması talimatını verin. Mevcut tüm immobilizasyon yardımcılarını kullanın (koltuk başlıkları, çene desteği vb.).
	İlgi alanı üzerindeki streaking (çizgi) artefaktı	Streaking artefaktı kaynağı ilgi alanı ile aynı düzlemedir.	Çıkarılmayan nesnelere (dental restorasyonlar) kaynaklı artefaktların etkisini azaltmak için başın çevrilmesini dikkate alın.
İŞİNLAMA	Artırılmış “grenlilik” ve görüntü netliğinde azalma	İşinleme faktörleri çok düşük (tüp voltajı, mevcut işinleme süresi ürünü), azaltılmış temel görüntü sayısı.	Hasta boyutuna ve klinik muayene amacına uygun işinleme protokolleri oluşturun.
ÇEKİM SONRASI MANİPÜLASYON HATASI	Kötü kontrast ve parlaklık	Kontrast ve parlaklığı optimize edemeyen görüntü verilerini elde edildiği gibi kullanma.	Operatör eğitimi Dansite ve kontrast kontrollerinin uygun kullanımı.
	Hacim oluşturulan görüntülerde “psödoforamina”	Hatalı eşik	Pencereleme kontrollerinin uygun kullanımı konusunda operatör eğitimi.
	Eksik tanısal bilgiler veya rekonstrükte edilmiş görüntülerde ilgi alanının görüntülenememesi	Yeniden biçimlendirilmiş görüntü kesitlerinin konumlarının veya kalınlığının uygun olmaması.	Multiplanar rekonstrüksiyon konusunda operatör eğitimi.

5.5 KIBT Ünitelerinde Çapraz Enfeksiyon Kontrolü

Radyoloji ünitelerinde çalışan personel, çapraz enfeksiyona karşı kurum enfeksiyon kontrol komitesinin belirlediği düzenleme ve önlemler doğrultusunda çalışmalıdır. Tüm personele periyodik eğitimler vermeli ve verilen eğitimler kayıt altına alınmalıdır. Sağlık çalışanı için

kişisel koruyucu ekipman (koruyucu önlük, tıbbi maske, eldiven, gözlük/yüz koruyucu) hazır bulundurulmalıdır. Eldivenin doğru bir şekilde kullanımı, kullanım öncesinde ve kullanım sonrasında el hijyeni sağlanması çok önemlidir. Değiştirilmeyen eldivenler kontaminasyona yol açacağından hasta çevresine dokunmamaya ve el hijyenine özen gösterilmelidir. El hijyeninin sağlanması için eller en az 20 saniye su ve sabunla yıkanmalı veya alkol içeren el antiseptiği ile en az 20 saniye ovulmalıdır. Her hasta odadan çıkarıldıktan sonra temizlik ve dezenfeksiyon yapılmalıdır. Temizlik özellikle dokunulan yüzeylere yoğunlaşmalıdır. Su ve deterjanla temizlik sonrası hastane dezenfeksiyonunda tercih edilen bir dezenfektan kullanılarak yüzey dezenfeksiyonu sağlanabilir. Hasta atıkları tıbbi atık kutusuna atılmalıdır. Temizlik ve dezenfeksiyon işlemlerinden sonra yeni hasta alınabilir (Radyoloji Ünitelerinde Enfeksiyon Kontrolü T. C. Sağlık Bakanlığı).

KIBT çekimi sırasında hastanın temas ettiği çene dayanağı, yan tutacaklar ve varsa röntgen sandalyesi plastik bir kılıf ile korunmalı ve her hastadan sonra değiştirilmelidir. Eğer mümkün değilse de cihazların kontrol panelleri koruyucu plastik bir bariyer ile kaplanmalıdır. Kurşun önlükler, tiroit koruyucuları, baş konumlandırıcı apareyler, cihaz gövdesi, ışınlama butonu ve kontrol paneli dezenfektanlı ıslak bir bez ile silinmelidir.

6. PERSONELİN KORUNMASI

KIBT’de doz seviyeleri ve ışın enerjileri genellikle geleneksel dental radyolojiye kıyasla daha yüksek olduğundan, dental KIBT için ekstra pratik koruma önlemleri gereklidir. Hem kurulumdan önce hem de sürekli olarak uygun kalifiye bir uzmana danışılması önemlidir.

KIBT'nin kurulumu ve kullanımını konusunda, personel dozunun makul derecede ayarlanabilir olması ve ilgili tüm ulusal gerekliliklerin karşılanmasını sağlamak için bir Kalifiye Uzmana danışılması önemlidir.

6.1 Alanların Sınıflandırılması

Dozu azaltmak için mesafe kullanımının normalde geleneksel diş radyografisi için gerekli olan tek önlem olduğu tavsiye edilmiştir. KIBT üniteleri etrafındaki doz oranlarının, 1 metrede maruz kalma başına 1 μGy 'den daha az olan intraoral ve panoramik radyografi dağılım dozlarıyla karşılaştırıldığında, 1 metrede tarama başına 2 ila 40 μGy aralığında olduğu bildirilmektedir. Ek olarak, tüp voltajı 120 kV kadar yüksek olabilir, bu da saçılan radyasyonun önemli ölçüde daha nüfuz etmesine neden olur. Bu değer konvansiyonel dental radyografiden çok daha yüksektir ve koruyucu kalkan yoluyla artan penetrasyon da akılda tutulmalıdır. Sonuç olarak, KIBT ekipmanının, bitişik alanlara ve operatöre yeterli koruma sağlayan amaca yönelik olarak yapılmış bir muhafaza içine kurulması ve bu muhafazanın tamamının kontrollü bir alan olarak belirlenmesi tavsiye edilir.

KIBT ekipmanı korumalı bir muhafazaya kurulmalı ve muhafazanın tamamı Kontrollü Alan olarak tanımlanmalıdır.

6.2 KIBT Odası Dizayını

6.2.1 Bitişik/Komşu Alanlar İçin Koruma

KIBT odasına bitişik alanlarda dozu kontrol etmek için koruma sağlanması esastır. KIBT odalarının tasarımına ilişkin tavsiyeler, Birleşik Krallık Sağlık Koruma Ajansı tarafından

yayınlanmıştır ve bir dental KIBT tesisi tasarlanırken dikkate alınması gereken hususlar konusunda kalifiye uzmanlara rehberlik etmektedir.

Tarama başına saçılan radyasyon miktarı bir dizi faktöre bağlıdır ve ne tüp voltajı ne de maksimum FOV bunun iyi tahmin edicileri değildir. Ayrıca, doz dağılımı KIBT ekipmanının etrafındaki tüm yönlerde tek tip olmayabilir. Bir metre mesafedeki maksimum scatter dozunun tarama başına 2 ila 40 μGy arasında değişebileceği bildirilmektedir.

Koruma hesaplanırken ünitenin iş yükü de dikkate alınmalıdır. Diş hekimliği uygulamaları için, haftada 20 taramalık bir iş yükünün varsayılmasını önerilirken, bir hastane bölümü için bu rakam haftada 50 tarama olacaktır. Dental KIBT'nin klinik kullanımının halen gelişmekte olduğu ve iş yükü varsayımlarının gözden geçirilmesi gerektiği akılda tutulmasına rağmen, bu varsayımların mevcut uygulama için makul olduğunu bir kez daha teyit edilmektedir.

Bitişil bölgelerdeki personel için yılda 0,3 mSv'lik bir doz kısıtlaması ile çalışmak, ünitenin bitişik bölgedeki personele uzaklığı 1 m veya daha fazla olacak şekilde konumlandırılması şartıyla duvarlarda 1.5 mm kurşun eşdeğeri için koruma yapılması gerekecektir. Bununla birlikte, maksimum çalışma potansiyeli ve saçılmış radyasyon seviyelerindeki önemli farklılıklar nedeniyle, birçok kurulum daha düşük gereksinimlerle tatmin edici bir şekilde korunabilir. Normalde üniteden daha uzakta olacak olan kapıların, personel tarafından kullanım kolaylığı istenirse daha az koruma içerebilmesi muhtemeldir. Ayrıca, zemin ve tavan korumasının da dikkate alınması gerekir ve zemin kat pencerelerinin bloke edilmesi gerekebilir. Koruma ihtiyaçlarının belirlenmesinde kalifiye uzmanın girişi tavsiye edilir. Aşağıdaki tablodaki (6.1) veriler başlangıç maliyet tahminleri için kullanılabilir; bununla birlikte, her bir kurulum kalifiye bir uzman girişi ve ulusal kılavuzlar ve yönetmelikler bağlamında duruma göre değerlendirilmelidir.

Koruyucu gereksinimler hakkındaki kararları bildirmek için scatter radyasyona bağlı doz hakkında ayrıntılı bilgi elde edinilmelidir.

Tablo 6.1: Yıllık 0.3 mSv doz kısıtlaması için 1 metredeki koruma gereksinimlerinin özeti

		Haftalık hasta			
		5	10	25	50
Işınlama başına skatter (μ sv)	4	0.5 mm	0.5 mm	1.0 mm	1.0 mm
	8	0.5 mm	0.5 mm	1.0 mm	1.5 mm
	12	0.5 mm	1.0 mm	1.0 mm	1.5 mm
	16	0.5 mm	1.0 mm	1.5 mm	1.5 mm

6.2.2 Oda Düzeni

Operatör konumu odanın dışında olmalı veya içeride ise, arkasında duracak koruyucu bir bölme şeklinde ek koruma sağlanmalıdır. Operatörün konumu her zaman hastayı ve oda giriş(ler)ini açıkça görebilecek ve gerekirse acil durdurmayı kullanarak taramayı durdurabilecek şekilde olmalıdır. Bu, korumalı bir izleme penceresi, stratejik olarak yerleştirilmiş bir ayna veya bir kamera kullanımı olabilir. Acil durdurma, operatörün yanında bulunmalı ve operatörün etkinleştirmek için korumasız odaya girmesine gerek kalmayacak şekilde konumlandırılmalıdır. Işınlama işleminden önce bilgisayar yazılımından etkilenme yetkisi gerektiren birimler için, bilgisayarın x-ışını birimine yakın yerleştirilmesi önemlidir. KIBT üniteleri, her pozlamadan önce uzun bir ısınma prosedürüne duyulan ihtiyacı ortadan kaldırmak için genellikle şebeke güç kaynağının açık kalmasını gerektirir. Aynı odada başka bir birim varsa, yanlış birimin başlatılma olasılığını azaltmak için düzenlenmelidir; örneğin, ışınlama anahtarlarını ayrı konumlarda sağlayarak veya ışınlama anahtarlarını kilitlenebilir kutulara yerleştirerek. Cihazın yetkili olmayan kişiler tarafından çalıştırılmayacağından emin olmak için maruziyet başlatma sistemlerine de önlemler dahil edilmelidir. Bu, şifre veya anahtar kontrolü kullanılarak gerçekleştirilebilir. Diş hekimliği KIBT üniteleri için, x-ışını odaları için yerel düzenleme gereklilikleri doğrultusunda bir uyarı ışıkları sistemi önerilir; ideal olarak iki aşamalı bir gösterge sağlanır: açığa çıkmaya hazır olduğunu göstermek için aşama 1 (yani, üniteye güç verildiğinde) ve x-ışınları üretilmek üzereyken veya üretilirken aşama 2.

Dental KIBT ekipmanı, yalnızca radyografi için kullanılan özel bir odaya kurulmalıdır.

6.3 Kişisel Takip

Dental radyografik personel için rutin kişisel dozimetri genellikle arzu edilir kabul edilir, ancak tüm Avrupa ülkelerinde evrensel olarak gerekli değildir (Avrupa Komisyonu 2004). Dental KIBT ünitelerini kullanırken daha yüksek doz seviyeleri göz önüne alındığında, izleme dikkatli bir şekilde düşünülmeli ve varsa kalifiye bir uzmandan tavsiye alınmalıdır. Belçika rehberi, dental KIBT (Advies van de Hoge Gezondheidsraad, 2011) ile kişisel dozimetrenin rutin kullanımını önerirken, Norveç'teki rehber, operatör her zaman zırhlanma ile yeterince korunuyorsa kişisel dozimetrenin gerekli olmadığını bildirmiştir (Statens strålevern, 2010). İngiltere'de öneri, ilk deneme süresi için izleme ve tesisler, iş yükü veya teknikler değişirse, operatör için yeterli korumanın mevcut olduğu varsayılarak bir kerelik izlemeyi tekrarlamaktır. Bununla birlikte, oda tasarımı ünitenin yeterince korumasız çalışmasına izin verecekse, sürekli izleme tavsiye edilir. Her ne kadar fetüsün dozu, Avrupa Temel Güvenlik Standartları Direktifi'nin (Avrupa Komisyonu 1996) gerektirdiği gibi hamilelik döneminde 1mSv'den önemli ölçüde düşük olmasına rağmen, hamile personelin güvencesi için izleme sağlanması da dikkate alınmalıdır.

Kişisel İzleme sağlanması dikkate alınmalıdır.

7. EKONOMİK DEĞERLENDİRME

Ekonomik değerlendirme, sağlık ve yaşam kalitesi açısından hastaların maksimum fayda sağlaması için mevcut kaynakların kullanımı amacıyla alternatif müdahalelerin maliyetleri ve etkilerini tartmaya çalışır. Gelişen teknolojilerde bu durum uygunsuz ve aşırı kullanımdan kaçınmak için özellikle önemlidir. Birkaç çalışmada KIBT'nin maliyetlerinden genellikle bir KIBT muayenesi için hastane ücretinden bahsedilmiştir. Bu rakamlar genellikle gerçek maliyetleri yansıtmaz ve belirli hastanelerin ve sağlık sistemlerinin kendine özgü özelliklerini yansıtmaktadır.

Sürme bozukluğu olan maksiller kaninlerin muayenelerinden elde edilen maliyet analizine ilişkin veriler KIBT'nin intraoral ve panoramik radyografi ile yapılan konvansiyonel muayenelerden daha maliyetli olduğunu göstermektedir. Farklı sağlık sistemlerindeki farklı klinik durumları olan hastaların KIBT muayenelerinin maliyetlerinin karşılaştırıldığında, sağlık sistemleri arasındaki aynı durumun ve bir durumun incelenmesi için maliyet tahminlerinin farklı olduğunu göstermiştir. Dolayısıyla, KIBT'nin maliyet değerlemesi bir sağlık sisteminden diğerine genelleştirilmemelidir, ancak proje kapsamında tasarlanana benzer bir maliyet analizi modeli teşhis yöntemlerinin maliyet ve sonuçlarını karşılaştırmada ekonomik değerlendirmeler için önemli bir araç olabilir ve kamu ve özel sektörde hizmet sunumu planlanmasına rehberlik edebilir. Elde edilen sonuçlar göz önüne alındığında, KIBT kullanımında radyasyon dozu, tanısal doğruluk etkinliği ve farklı sağlık hizmetlerindeki hastaların sağlık ve hayat kalitesi açısından yararı ile bir arada ekonomik faktörlerin kapsamlı değerlendirmesini içermesi gerekmektedir.

KIBT'nin ekonomik değerlendirmesi klinik yararının değerlendirilmesinin bir parçası olmalıdır.

8. EĞİTİM

8.1 Görev ve Sorumluluklar

Avrupa Yönergesinde (Konsey Yönergesi, Council Directive, 97/43/Euratom, 1997) tanımlandığı gibi, hastalara tanısal radyolojik hizmet sunulmasında yer alan roller şunlardır:

Sorumlu: Belirli bir radyolojik tesis için ulusal hukukta yasal sorumluluğu olan herhangi bir gerçek veya tüzel kişi.

Klinisyen: Ulusal gerekliliklere uygun olarak kişileri tıbbi çekim için bir uygulayıcıya sevk etme hakkına sahip olan bir tıp doktoru, diş hekimi veya diğer sağlık uzmanı.

Uygulayıcı: Ulusal gerekliliklere uygun olarak bireysel bir tıbbi çekim için klinik sorumluluk alma hakkına sahip bir tıp doktoru, diş hekimi veya diğer sağlık profesyonelleri.

Tıbbi Fizik Uzmanı (TFU): Yönerge kapsamında radyasyon fiziği veya çekim için uygulanan radyasyon teknolojisinde, eğitimi ve uygulama yetkinliği yetkili makamlar tarafından tanınan bir uzman; ve uygun bir şekilde hasta dozimetrisi, karmaşık tekniklerin ve ekipmanların geliştirilmesi ve kullanımı, optimizasyon, kalite güvencesi konularında hareket eden veya tavsiye veren kişi,

Hastane uygulamalarında, bu rolleri belirli kişilere bağlamak genellikle kolaydır: Sahibi hastane veya sağlık hizmeti yetkilisidir, klinisyen hastanın bakımını yürüten sağlık profesyonelidir, uygulayıcı genellikle bir radyologdur ve uzman desteği sağlamak üzere bir tıbbi fizik uzmanı (TFU) atanır. Bununla birlikte, birinci basamak ağız diş sağlığı hizmetlerinde, bu rollerin ilk üçü sıklıkla bir kişi tarafından üstlenilir. Diş hekiminin hem klinisyen hem de uygulayıcı olduğu “kendi kendine sevk” normaldir. Bir TFU, normal olarak bir diş hekimi muayenehanesine ulusal düzenlemelere bağlı olarak atanabilir veya atanmayabilir.

Bu rollere ek olarak, radyoloji tesisinin sahibi ya da uygulayıcı tarafından, uygun olduğu şekilde, prosedürün ya da bir kısmının pratik yönleri, tanınmış uzmanlık alanında hareket etme hakkı olan bir veya daha fazla kişiye devredilebilir. Hastane uygulamalarında buna radyoloji/görüntüleme teknisyeni de dahil olabilir, ancak birinci basamak diş hekimliğinde diş hekimi veya dental asistan / hemşire olabilir. Mevcut dokümanda, prosedürün pratik yönlerinde yer alan herhangi bir rol için “Operatör” terimi ile atıfta bulunulacaktır.

Yönerge, üye devletlerin, uygulayıcıların ve yukarıda belirtilen diğer bireylerin, radyolojik uygulamaların yanı sıra radyasyondan korunma konusundaki yetkinlik için yeterli teorik ve pratik eğitime sahip olmalarını sağlamasını gerektirir. KIBT gibi nispeten yeni bir teknoloji söz konusu olduğunda, panel mevcut kullanıcı eğitiminin idealden daha az olabileceğini ve eğitim için uygun düzenlemelerin yapılması gerektiğini kabul etmiştir. Bu belgenin 3. bölümünde belirtildiği gibi, bu, diş hekimliğinde KIBT kullanımının “Temel İlkesi” olarak kabul edilir.

KIBT kullanan herkes, radyolojik uygulamalar ve radyasyondan korunmadaki ilgili yeterlilik için yeterli teorik ve pratik eğitim almış olmalıdır.

Sürekli eğitim ve öğretimin önemli bir parçası, onu en iyi sunabilenlerin belirlenmesidir. Ağız, diş ve çene radyolojisi uzmanları, diş hekimliği ve radyoloji eğitimi kombinasyonları ile, tıbbi fizikçi desteğiyle bir arada, eğitimin büyük kısmını vermek için en uygun kişiler olabilir.

Özellikle yeni KIBT ekipmanı veya özellikleri mevcutsa, yeterli hale geldikten sonra da sürekli eğitim ve öğretim gereklidir.

Daha önce “yeterli teorik ve pratik eğitim” almayan KIBT ekipmanlarından sorumlu diş hekimleri ve uzman diş hekimleri, bir akademik kurum (Üniversite ya da eşdeğeri) tarafından onaylanmış bir ilave teorik ve pratik eğitim dönemi geçirmelidir. KIBT eğitim programlarının tasarımı ve sunumu bir ağız, diş ve çene radyolojisi uzmanını içermelidir.

8.2 KIBT Eğitim Müfredatı

Tablo 8.1: KIBT kullanan diş hekimleri için “yeterli teorik ve pratik eğitimin” ana hatlarını belirten, KIBT'nin kullanımı ile ilgili EADMFR Temel İlkeleri eki (Horner ve ark., 2009'dan uyarlanmıştır).

Rol	Eğitim İçeriği
Klinisyen: KIBT için hastayı yönlendiren ve klinik kullanım amacıyla görüntüleri alan diş hekimi.	Teorik öğretim <ul style="list-style-type: none">● KIBT ekipmanı ile ilgili radyasyon fiziği● KIBT'nin radyasyon dozları ve riskleri● Çekimlerin gerekçelendirmesi (başvuru / seçim kriterleri) ve optimizasyonunun ilgili yönlerini içeren, KIBT ekipmanı ile ilgili radyasyondan korunma● KIBT ekipman ve araçları
	Radyolojik yorumlama <ul style="list-style-type: none">● Dişlerin, destek yapılarının, burun tabanına kadar mandibula ve maksillanın dentoalveolar KIBT görüntülerinin yorumlanması ilkeleri ve uygulaması (örn: 8 cm x 8 cm veya daha küçük görüntüleme alanları)● KIBT görüntülerinde normal radyolojik anatomi● KIBT görüntülerinde dişleri ve çeneleri etkileyen hastalıkların radyolojik yorumu● KIBT görüntülerinde artefaktlar
Uygulayıcı: KIBT çekimlerini yapmakla sorumlu olan diş hekimi	Teorik öğretim <ul style="list-style-type: none">● KIBT ekipmanı ile ilgili radyasyon fiziği● KIBT ile radyasyon dozları ve riskleri● Gerekçelendirme (başvuru / seçim kriterleri) ve çekimlerin optimizasyonunu içeren, KIBT ekipmanı ile ilgili radyasyondan korunma ve personelin korunması● KIBT ekipman ve araçları● KIBT görüntü elde edilmesi ve işlenmesi
	Pratik öğretim <ul style="list-style-type: none">● KIBT görüntülemenin ilkeleri● KIBT ekipmanı● KIBT görüntüleme teknikleri● KIBT için kalite güvencesi● KIBT uygulanan hastaların bakımı

	<p>Radyolojik yorumlama</p> <ul style="list-style-type: none">● Dişlerin, destek yapılarının, burun tabanına kadar mandibula ve maksillanın dentoalveolar KIBT görüntülerinin yorumlanması ilkeleri ve uygulaması (örn: 8 cm x 8 cm veya daha küçük görüntüleme alanları)● KIBT görüntülerinde normal radyolojik anatomi● KIBT görüntülerinde dişleri ve çeneleri etkileyen hastalıkların radyolojik yorumu● KIBT görüntülerinde artefaktlar
--	---

Belçika'da (Advies van de Hoge Gezondheidsraad, 2011), Danimarka'da (Sundhedsstyrelsen, 2009), Fransa'da (Haute Autorité de Santé, 2009), Almanya'da (Leitlinie der DGZMK, 2009); Schulze ve Schulze, 2006), Norveç'te (Statens strålevern, 2010) ve Birleşik Krallık 'ta (Sağlık Koruma Ajansı, Health Protection Agency, 2010) dental KIBT ile ilgili ulusal yönergeler geliştirilmiştir. Bunlar, değişen ayrıntılarda eğitim önerileri içerir. Diğer Avrupa ülkelerindeki otoriteler kendi ulusal rehberlerini geliştirme sürecindedir.

Fransa'da, ilgili "Temel İlkeler" tekrarlanmıştır (Haute Autorité de Santé, 2009). Norveç'te, radyolojik yorumlama, fizik ve işletim ekipmanlarında "ilgili ve belgelenmiş yeterlilik" üzerine vurgu yapılmaktadır. Norveç'te KIBT cihazı bulunan bir diş hekimi kliniğinde radyolog bulunması gereklidir; ancak sınırlı hacimli KIBT, eğer radyolog izin verirse ilgili ve belgelenmiş yetkinliğe sahip bir diş hekimi tarafından yorumlanabilir (Statens strålevern, 2010). Bu nedenle yetkinlik kazanılması için gereken eğitim kesindir.

Danimarka, Almanya ve İngiltere'de daha ayrıntılı eğitim müfredatları oluşturulmuştur. Danimarka kılavuzunda, cihazlar ile çalışan tüm personel nasıl çalıştıracakları konusunda bilgilendirilmiş, sorumlu diş hekimi KIBT görüntülerini yorumlamak için gerekli ilave eğitimi almış olmalıdır. Eğitim gereksinimleri, sorumlu diş hekimi ve personelin cihazların nasıl çalıştığı konusunda pratik bir kursu ve ayrıca sorumlu diş hekiminin ileri KIBT görüntüleme ile ilgili teorik eğitimlerini içerir. Alman yaklaşımı, yorumlama, teorik eğitim, kişisel çalışma ve sınav olmak üzere gözetimli pratik eğitimi içerir. İngiltere kılavuzu, klinisyen, uygulayıcı ve operatör rollerindeki eğitim ihtiyaçlarını birbirinden ayıran ve ideal olarak ekipman üreticisinden eğitilmiş bir uygulama uzmanı tarafından verilen KIBT ekipmanlarının çalıştırılması için ek eğitim öneren teorik eğitim için ayrıntılı bir müfredat içerir. Bu ulusal rehberlerde önerilen eğitim süreleri önemli ölçüde değişim göstermektedir.

Eğitim m¼fredatında çeşitlilik g¼steren bu ulusal gelişmelerin ışığında, farklı ¼lkelerdeki oldukça değişen gelenekleri tanıyarak yetkililer, Tablo 9.1.'de aıklanandan daha ayrıntılı bir m¼fredat ¼nerilmesinin uygun olmadığı sonucuna varmıştır. Ulusal makamlar, bu “ekirdek” m¼fredatı kendi ihtiyaçlarını karşılayacak şekilde geliştirmelidir.

Tıbbi fizik uzmanları için KIBT ¼zel eğitim gereksinimleri ¼zerine karşılaştırılabilir bir m¼fredat ya da rehber yoktur. Bir TFU'nun mevcut olan bilgiye ¼nemli ¼l¼de sahip olduğu açıktır, ancak KIBT ilave eğitim gerektiren bazı ¼zg¼n ¼zelliklere sahiptir. Bu eğitim kendi kendine çalışma ile edinilebilse de TFU için KIBT ¼đrenme fırsatlarının geliştirilmesine dikkat edilmelidir, b¼ylece ¼zel gereksinimlere aşına olurlar.

Yukarıda ele alınmayan rol, ekipman ¼reticilerinin ve tedarikçilerin, ¼zellikle diş hekimleri ve diş hekimliği personelinin eğitimine katkıda bulunabilecek uygulama uzmanlarının eğitimidir. ekim ve optimizasyon konusunda KIBT kullanıcısına verdikleri ¼neriler, KIBT kullanıcılarının gelecekteki g¼nl¼k uygulamalarının belirlenmesinde kritik ¼neme sahiptir. Heyet, bu paydaş grubun eğitim ihtiyaçlarının g¼z ardı edilmemesi gerektiğine inanmaktadır. Eğitim içeriği, klinik gerekliliklerin anlaşılması ve klinik personel ile daha etkili iletişim kurulmasını sağlayacak dental terminoloji ve radyolojik yorumlama ¼đelerinin eklenmesiyle birlikte Tablo 8.1'de ¼zetlenen m¼fredatın teorik içeriğine dayanmalıdır. Heyet, ekirdek eğitimin 4 saat saate eşdeğer bir s¼rede verilmesini ¼nermektedir.

Klinik personele bilgi ve eğitim sağlayan KIBT ekipman ¼reticileri ve tedarikçilerinin KIBT uygulama uzmanları ve acenteleri, radyasyondan korunma ve optimizasyon konusunda ilgili eğitimi almalıdır.

9. RAPORLAMA

9.1 Radyoloji Raporu

Radyoloji raporu, klinisyenin istem yaptığı radyolojik istemlerin, radyoloji uzmanı tarafından incelenerek sonuçlarının hazırlandığı yazılı belgedir. Son dönemde radyolojik incelemelerin karmaşıklığının artışı ile radyoloji raporlarının önemi artmıştır. Radyoloji raporu, klinisyen ve radyoloji uzmanı arasındaki en önemli iletişim aracı olup aynı zamanda yasal belge niteliği taşır. Bu iletişimin etkili olması, radyoloji uzmanının konsültan hekim olarak değerini artırır. Radyolojide raporlama konusunda bir standardizasyon sağlanamamıştır, radyoloji uzmanlarının kendilerine göre düşünceleri ve rapor formatları vardır.

9.2 Radyoloji Raporu Hazırlanırken Dikkat Edilmesi Gerekenler

Ülkemizde yayınlanan bir rehberde radyoloji raporlarının niteliklerinin nasıl olması gerektiği hakkında bazı öneriler sunulmuştur (Erdoğan, 2010):

- Radyoloji uzmanı, istem kağıdını dikkatli bir şekilde incelemelidir.
- İstemi yapan hekimin uzman olup olmaması, uzmansa branşına dikkat edilerek rapor yazılmalıdır.
- Raporun içeriği konusunda, güncel standardizasyon metinlerine uyulmalıdır.
- Rapor çok uzun ya da çok kısa olmamalıdır. Böylece, uzun raporların okunmayıp kısa raporlardan da memnun kalınmaması gibi durumlar bertaraf edilerek raporun işlevsel olması sağlanabilir.
- Raporda yer alan cümleler çok uzun veya karmaşık olmamalıdır.
- En önemli bulguların raporun başında yer alması gereklidir.
- Radyoloji raporunda tıbbi terminolojiye uyulmalıdır, bununla birlikte klinisyenlerin anlamayacağı radyolojik ifadeler olabildiğince azaltılmalıdır.
- Raporda belirsiz ve amaçsız ifadeler, kesinlik içermeyen cümleler yer almamalıdır.
- Tesadüfen görülen bulgular, kinik durumla ilgili değilse raporda yer almamalıdır.

-Ek görüntüleme önerilirken, hastanın klinik durumunu istem yapan hekimin daha iyi bildiği düşünülerek, kesin ifadelerden kaçınılmalıdır.

-Rapor yazıldıktan sonra kontrol edilmeli, gerekirse düzeltme yapılmalıdır.

-Raporun yazılması geciktirilmemeli, yazıldıktan sonra hızlıca iletilmelidir.

-Acil önem taşıyan bulgular tespit edilirse, istem yapan hekim sözlü olarak bilgilendirilmelidir.

Klinisyenin sözlü olarak bilgilendirilmesi gereken durumlar; akut veya potansiyel olarak hayati tehlikeye neden olabilecek durumlar, beklenmedik veya hastanın tedavisini acil olarak etkileyebilecek tesadüfi bulgular ile teşhis edilemeyen, ancak acilen ileri tetkik gerektiren durumlardır.

Radyoloji raporunun adli bir belge olduğu unutulmamalı, resmî belgenin gerekliliklerine göre hazırlanmalı ve arşivlenmelidir. Raporların arşivlenmesi, medikolegal olarak bir zorunluluktur. Raporun yazıldığı tarih belirtilmeli ve raporu yazan hekimin ıslak imzası raporda yer almalıdır

9.3 Konik-Işınlı Bilgisayarlı Tomografide Raporlama

KIBT'nin dış hekimliği radyolojisinde son yıllarda popülerleşmesi ile birlikte, bu radyolojik yöntemin raporlaması da önem kazanmaya başlamıştır.

Ülkemizdeki KIBT cihazlarının önemli bir bölümü, özel sektörde çalışan dış hekimleri tarafından, implant planlaması için kullanılmaktadır. Bununla birlikte, bu görüntüleri değerlendiren hekimler, incelemek istedikleri bölge dışında görüntüleme alanına giren tüm görüntülerin değerlendirmesinden sorumludur. Bu nedenle KIBT görüntülerinin ağız, diş ve çene radyolojisi uzmanları tarafından incelenmesi ve raporlanması önerilmektedir.

Radyoloji raporunun kabul edilmiş ideal bir formatı henüz mevcut değildir. Bu nedenle raporlamalar çeşitlilik göstermektedir. Genellikle iki ana formda raporlama yapılmaktadır: Geleneksel serbest metin şeklinde yazılan raporlar ve yapılandırılmış raporlar. Serbest metin şeklinde yazılan raporlar hikâye şeklindedir, sırası ve formatı radyoloji uzmanı tarafından seçilir. Bu raporlama çeşidi, standardizasyonu, açıklığı ve güvenilirliği en az olan ve en sık hata ile karşılaşılan rapor tipidir. Bu tekniğin yerini son yıllarda almaya başlayan yapılandırılmış raporlar ise, belirlenmiş olan bir şablon ve kontrol listesinin olduğu bir formattadır. Yapılandırılmış raporlar, daha açık olması, zaman kazandırması, otomatik kontrol ediliyor

olması, belirli bir sırasının olması, teknik parametrelerin, ölçümlerin ve ek açıklamaların raporda düzenli olarak yer alması gibi birçok avantaja sahiptir. Günümüzde daha sık kullanılan yapılandırılmış raporlar, birçok radyoloji uzmanı tarafından kullanılmaktadır.

Diş hekimliği ile ilgili olan görüntülemelerin raporları hem medikal radyoloji uzmanları hem de ağız, diş ve çene radyolojisi uzmanları tarafından yapılmaktadır. Radyoloji raporlaması dental radyolojide yeni bir konudur.

Diğer radyolojik incelemelerdeki gibi, KIBT incelemelerinde de çekimi yapan ya da yorumlayan birey, görüntüleme alanına giren tüm yapılardan sorumludur. Elde edilen görüntülerde, incelenmek istenen bölgede ya da bölgenin dışında hastanın sağlığı için risk oluşturacak patolojiler mevcut olabilir. Bu duruma örnek olarak, geniş görüntüleme alanında çekim yapılan bir tetkikte görülme olasılığı olan karotis arter kalsifikasyonları verilebilir ve tespit edilmesi halinde hasta ilgili tıp doktoruna konsülte edilmelidir.

KIBT görüntülerinin paranazal sinüsler, nazal kavite, havayolu, servikal yapılar, temporomandibular eklem, dental bulgular ve diğer bulgular sırası ile incelenmesi önerilir.

9.4 Konik-ışınlı Bilgisayarlı Tomografi Raporlarının Bölümleri

Radyoloji raporunda bulunması gereken bölümler; genel bilgiler-hasta bilgileri, teknik bilgiler, klinik bilgiler, bulgular, sonuçlar ve önerilerdir:

-Genel bilgiler-hasta bilgileri bölümü raporun başında yer alır. Bu bölümde radyoloji kliniğinin ismi, adresi, varsa logosu, raporun hazırlandığı tarih, hasta bilgileri ve gönderen klinisyenin ismi bulunur.

-Teknik bilgiler bölümünde, uygulanan işlem ve ışınlama parametrelerinden bahsedilir.

-Klinik bilgi bölümünde, hastanın klinik durumu kısa ve öz olarak belirtilir.

-Bulgular kısmında, varsa tespit edilen patolojinin karakteristik özellikleri, anatomik yapılarla ilişkisi tarif edilir. Patolojinin en iyi görüldüğü görüntü üzerinde ölçüm yapılır ve varsa tesadüfen belirlenen bulgular yazılır. Daha önceki çekilen görüntü mevcutsa, yeni görüntü ile karşılaştırılır.

-Sonuçlar bölümünde klinik bilgi, laboratuvar bulgular ve görüntü özellikleri beraber değerlendirilerek ön tanı ve ayırıcı tanı tartışılır.

-Öneriler bölümünde radyoloji uzmanı, ileri görüntüleme veya diğer tetkiklerle ilgili kişisel görüşünü sunar.

Raporlar kontrol edildikten sonra imzalanır.

Raporların genel yapısı, klinisyenler tarafından kolayca anlaşılabilir formatta olmalıdır. Raporlar, sade bir dille yazılmalıdır. Bazı yazarlar, ortalama lise mezunu bir bireyin anlayacağı şekilde rapor yazılmasını önerirken bazıları ise tıbbi terminoloji kullanılmasını savunurlar. Klinisyenlerin, radyoloji raporunu yalnızca hekimler arası bir iletişim aracı olarak gördükleri ve hastanın raporu nasıl algıladığının önemli olmadığını düşündükleri bildirilmiştir.

En sık yapılan raporlama hataları; hasta isimlerinin karışması, teknik hatalar, klinik bilgi eksikliği, yanlış lokalizasyon, hatalı ayırıcı tanı, önceki görüntülerin eksikliği, yazım hataları ve iletişim eksiklikleridir.

9.5 Konik-Işınlı Bilgisayarlı Tomografi Raporlarının Geliştirilmesi için Öneriler

Radyoloji raporlarının geliştirilmesi ve iyileştirilmesi için literatürde bazı öneriler yer almaktadır:

1. KIBT'nin ve diğer görüntüleme yöntemlerinin yorumlanması ve raporlanması ile ilgili olarak ağız, diş ve çene radyolojisi uzmanlık eğitimine bu konu ile ilgili dersler eklenmelidir.
2. Ulusal ve uluslararası toplantılarda ağız, diş ve çene radyolojisi uzmanlarına görüntüleme yöntemlerinin raporlamasıyla ilgili eğitim verilmelidir.
3. Ağız, diş ve çene radyolojisi uzmanları arasında ortak ve yapılandırılmış bir sistematik raporlama formatı kullanılarak hasta verilerinin diğer klinisyenlerle daha düzenli ve bilgilendirici bir şekilde iletişimi sağlanmalıdır.
4. Ortak bir yapılandırılmış raporlama formatı oluşturulması için, ağız, diş ve çene radyolojisi uzmanlarından oluşan ulusal ve uluslararası komisyonlar kurulmalıdır.

Şekil 9.1: KIBT rapor örneği

Hastanesi		LOGO	
Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Sonuç Raporu Rapor Numarası:[1234].[2],[1234].[12345].[2019]			
Hastanın Adı Soyadı		Protokol Numarası	
Cinsiyeti		Çekim Tarihi	
Doğum Tarihi		Rapor Onay Tarihi	
LOINC Kodu		Tetkiki İsteyen Servis	
Erişim Numarası		Tetkiki İsteyen Hekim Adı Soyadı	
Klinik Bilgi			
Tanı Bilgisi			
İstem Nedeni			
Yöntem			
Tetkikin Adı		Verilen Madde Bilgisi	
Cihaz Adı/Marka/Model		Madde Miktar Bilgisi	
Alman Doz Bilgisi (DAP)		Madde Veriliş Yolu	
Tetkikin Yeri:			
Çekim tekniği			
Karşılaştırma			
Bulgular			
Sonuç- Öneriler			
Diploma Tescil No/e-İmza Uzman Onay Adı Soyadı Uzmanı			
Konsültasyon veya Ek Rapor (Aşağıdaki alanlar sadece Konsültasyon veya Ek rapor için eklenecektir.)			
Bulgular			
Sonuç- Öneriler			
Diploma Tescil No/e-İmza Uzman Onay Adı Soyadı Uzmanı			
Kurum Adresi:			
Telefon:	Faks:	Web adresi:	e-Posta adresi:
Raporu Yazdıran Kullanıcının Kodu:		/ Raporu Veren Birim Telefonu:	
[03.07.2019].[197.12.34.23].[AA.B0.CD]			
Sayfa 1 / 1			

10. DENTAL KIBT SİSTEMLERİ İÇİN KALİTE KONTROL KİTAPÇIĞI

10.1 Giriş

Bir Kalite Kontrol Programı, görüntüleme prosedürü sırasında standart çalışma protokolüne uygun tüm parametrelerin doğruluğunu sağlamak için gerekli testleri düzenler. Böylece hastayı gereksiz risklere maruz bırakmadan tanısal değeri olan görüntüler elde edilir.

Avrupa Birliği (AB) Tıbbi Işınlamalar Yönergesi (European Union Medical Exposures Directive) klinik olarak yeterli görüntü kalitesinde elde edilen, hasta dozunun makul olarak uygulanabilir en düşük doz olmasını sağlayan bir kalite kontrol programına uyulmasını zorunlu olduğu görüşündedir. Tıbbi ışınlama uygulamaları yapılan yerlerde, kalite kontrol programının yanısıra medikal fizik uzmanın (Medical Physics Expert, MPE) tavsiyesine de ulaşılabilmesi yönergede önerilmektedir.

Bir KIBT cihaz ekipman testleri programında aşağıdaki hususlar dikkate alınmalıdır:

- X-ışını tüpü ve jeneratörün performansı
- Hasta dozu
- Görüntü kalitesinin kantitatif değerlendirilmesi
- Görüntüleme ekranı performansı

Cihaz ilk kurulduğunda devreye alma sürecinin bir parçası olarak test ve hasta doz değerlendirmeleri yapılmalı ve cihazın kullanım ömrü boyunca da bu değerlendirmeler devam etmelidir. Rehberin bu bölümü dental KIBT ünitesi için standart kalite kontrol programının bir parçası olarak kabul edilen fiziksel testleri ve ölçümleri özetlemektedir, klinik görüntünün kalitesini kapsamamaktadır.

Bir dental KIBT ünitesinin cihaz ve görüntüleme ekranını farklı açılardan değerlendirmeyi sağlayan çeşitli testler uygulanabilmektedir. Bazı AB ülkelerinde bu konuda bulunan ulusal rehberleri ve SEDENTEXCT projesi⁵ geniş bir yelpazede ölçüm yapılmasına uygun fantomlar geliştirmiştir. Bu testlerden bazıları yalın ve kolay olup KIBT cihazını kullanan personel tarafından uygulanabilirken bazı testler daha karmaşık yapıda olup MPE'nin katılımı gerektirmektedir.

Rutin kalite kontrol testlerinde, sonuçlar öncelikle ekipmanın devreye alınmasında ölçülen değerlerle kıyaslanmalıdır. Önemli farklılıklar, önceden belirlenmiş aksiyon seviyelerinde belirtildiği gibi MPE veya cihaz yetkili servis mühendisinin yardımı alınarak araştırılmalıdır.

Olası tüm değerlendirme yöntemlerinin zorunlu olarak uygulanma olanağı yoktur. Ekipmanın amaçlandığı gibi çalıştığını doğrulamak için yeterli testi gerçekleştirmek önemlidir. Daha karmaşık testler, optimizasyon sürecine faydalı olan bazı ekstra bilgiler ekler ve bunlar bu bölümde eksiksiz detaylandırılmıştır. Bununla birlikte, daha ayrıntılı testlerin yapılıp yapılmaması, uzman desteğinin ve gerekli kaynakların bulunmasına bağlıdır.

Testler rehberin sonundaki tabloda özetlenmiştir. Öncelik, uzmanlık düzeyi, sıklık ve eylem düzeyleri önerileri yayınlanmış rehberlere ve SEDENTEXCT takımının SEDENTEXCT QC test fantomuyla olan deneyimlerine dayandırılmıştır.

Bazı dental KIBT üreticilerinin sistemlerinde, kalite değerlendirme fantomları, bu fantomlarla hangi testlerin, nasıl en iyi uygulanacağını, ne sıklıkla uygulanacağını ve sonuçların nasıl değerlendirileceğine dair öneriler bulunmaktadır. Bazı sistemlerde kalite değerlendirme fantomlarıyla elde edilen görüntüler, yazılımları aracılığıyla otomatik olarak analiz edilebilmektedir.

Bir fantom alındığında, üreticinin tavsiyeleri muhtemelen büyük ölçüde bu rehberde bulunanlara benzer olacaktır. Bir kalite kontrol testinin üreticinin önerilerinde bulunup bu rehberde bulunmaması durumunda, üreticinin bu testi koymasının spesifik bir nedeni olabileceği için test uygulanmalıdır. Bir testin bu rehberde bulunup üreticinin önerilerinde bulunmaması durumunda ise yine testin uygulanması düşünülmelidir. İhtiyaç halinde MPE'nin önerilerine başvurulmalıdır.

10.2 X-ışını Tüpü ve Jeneratörü

X-ışını tüpünün ve jeneratörün doğru ve güvenilir performansı, tutarlı görüntülerin üretilmesi için çok önemlidir. Radyasyon çıktısı ve tüp voltajı düzenli olarak izlenmelidir. Tüp filtrasyonu ve sızıntı ekipmanın kurulumunun bir parçası olarak gerçekleştirilmeli ve tüp kafasında büyük onarım çalışmaları yapılırsa mutlaka tekrarlanmalıdır.

10.2.1 Radyasyon Çıktısı

X-ışını içerisinde sabit bir noktada hava tarafından soğrulan dozun ölçülmesiyle değerlendirilir, örn. izomerkeze yerleştirilmiş küçük bir yüksük iyonizasyon odası kullanarak. İyonizasyon odasının izotropik duyarlılığa sahip olması gerektiğine dikkat edilmelidir.

10.2.1.1 Radyasyon Çıktısı Tekrarlanabilirliği

Bu test, sabit ışınlama parametreleri kullanılarak yapılan bir seri ışınlamada radyasyon çıktısı tutarlılığını izlemek için kullanılır. Örneğin: Tipik klinik düzende, sabit ışınlama parametreleri kullanarak beş ölçüm tekrarı yapılır.

Bir radyasyon dozimetresi kullanılarak, sabit ışınlama parametreleriyle en az üç ışınlama için radyasyon çıktısının tutarlılığı bulunur. Varyasyon katsayısı %5'ten büyük olmamalıdır. Çok işlevli bir ölçüm cihazı kullanılarak, x-ışını tüpü potansiyelinin tutarlılığı ve maruz kalma süresi birlikte doğrulanabilir.

10.2.1.2 Radyasyon Çıktısının Tekrar Üretilirliği

Bir radyasyon dozimetresi kullanılarak, radyasyon çıktısının ölçümleri bir dizi x-ışını tüpü potansiyelinde (kV) ve klinik olarak kullanılan bir dizi akım-maruz kalma süresi ürünü (mAs) ayarında yapılır.

Bu test, ışınlama parametrelerinin (tüp voltajı ve akım-ışınlama süresi) radyasyon çıktısı üzerindeki etkisini izler. Elde edilen değerler, cihaz kurulumu sırasında belirlenen başlangıç değerleriyle karşılaştırmalı olarak incelenmelidir. Hesaplanan varyasyon katsayısı %10'dan büyük olmamalıdır.

Örneğin: Rutin klinik tüp akımı ve ışınlama zamanı ayarlarında ve bir dizi değişen tüp voltajı ölçümü (örn. 70, 80, 90kV).

Not: Birçok KIBT ünitesi, tüp voltajlarının ve akım-ışınlama süresini (mAs) manuel olarak seçilmesine izin vermez. Bu gibi durumlarda ışınlama parametreleri otomatik olarak sırayla seçilmelidir.

10.2.2 Tüp Potansiyeli

X-ışını tüpüne uygulanan voltaj, x-ışını fotonlarının enerjisini belirler ve görüntü kontrastını belirlemede önemli bir faktördür.

Tüp potansiyeli, iletilen tüp voltajının, operatör tarafından ünitelerde ayarlanana yakın olması ile değerlendirilir. İki değer arasındaki zayıf uyum, klinik görüntü kalitesi, radyasyon çıktısı ve hasta dozunu etkiler.

10.2.2.1 Tüp Voltaj Doğruluğu

Tüp voltajı, ünitenin üretim kapasitesinin tamamı bir kV bölücü cihaz kullanılarak 10kV aralıklarla bölünerek doğrudan ölçülmelidir.

10.2.2.2 Tüp Voltaj Tekrarlanabilirliği

Tüp voltajının tutarlılığı, en az iki klinik olarak ilgili kV değerinde yapılan, mümkünse beş tekrar ölçümle elde edilen değerler karşılaştırılarak izlenmelidir.

10.2.2.3 Tüp Voltaj Tekrar Üretilirliği

Tüp voltajının tekrar üretilebilirliği, cihazın tam üretim kapasitesinde 10kV aralıklarla ölçülen tüp voltajı değerleri ile cihaz kurulumu sırasında belirlenen temel değerler karşılaştırılarak izlenmelidir.

10.2.3 Filtrasyon

Düşük enerjili ve görüntüye katkı sağlamayan ancak hastanın cilt dozunu arttıran fotonların soğrulmasına, x-ışını tüpünün filtrasyonu denir. Hasta dozunun kontrol altında tutulabilmesi için cihazda yeterli filtrasyon bulunmalıdır ve toplam filtrasyon miktarı x-ışını tüpünün gövdesi üzerinde yazılı olmalıdır.

Toplam filtreleme, Yarım-Değer Tabakası (YDT) ölçülerek belirlenebilir. YDT, oluşan X-ışını demeti yoğunluğunu soğurarak yarısına indirmek için gerekli madde kalınlığıdır. YDT, x-ışınının penetrasyon gücünün bir tahminidir. Daha yüksek YDT daha fazla doku içine nüfuz eden x-ışınları demektir.

Toplam filtreleme, en az 2,5 mm Al'ye eşdeğer olmalıdır.

10.2.3.1 YDT Hesaplanması

Yüksük iyon odası benzeri bir dozimetre, x-ışınının izomerkezi veya sensör yüzeyine konumlandırılmalıdır. Cihaz, X-ışını tüpünün sabit kalması için mümkünse servis moduna alınarak çalıştırılmalıdır. Bu mümkün değilse, “scout (rehber) görüntü” modu gibi olası kullanım alternatifleri düşünülmelidir. Alternatif olarak cihaz, dozimetre ve filtrelerin kurulumunda dikkatli olunarak normal koşullar altında çalıştırılabilir. YDT hesaplanırken kalınlığı bilinen yüksek saflıkta bir alüminyumdan geçişin değerlendirildiği tipik bir protokol izlenmelidir. YDT ölçümü ve x-ışını tüpü tasarımına göre total filtrasyon tahmini olarak tablo

10.1'den belirlenebilir. Bu yönteme alternatif olarak YDT, bazı modern doz/kV ölçerler ile direkt olarak ölçülebilir.

Tablo 10.1: Yarım Değer Tabakası tablosu (Cranley K, Fogarty GW. The measurement of total filtration of diagnostic X-ray tubes. Br J Radiol. 1988 May;61(725):388-92. doi:10.1259/0007-1285-61-725-388)

Tube	Waveform	Ripple	Fine focus (10°)			Broad focus (16°)		
			kVp	HVT (mm Al)	Estimated total (mm Al)	kVp	HVT (mm Al)	Estimated total (mm Al)
1	Multi-pulse	5%	57	2.2	2.6	57	2.1	2.8
			78	2.9	2.5	78	2.7	2.6
2	12-pulse	9%	66	2.1	2.0	64	1.9	2.1
			84	2.8	2.2	84	2.5	2.0
3	12-pulse	11%	63	2.8	3.9	61	2.8	4.5
			80	3.4	3.7	75	3.2	4.0
4	12-pulse	12%	70	2.7	3.0	62	2.3	3.1
			94	3.4	2.4	78	2.9	3.1
5	6-pulse	18%	68	2.3	2.5	66	2.2	2.9
			90	3.0	2.3	87	2.9	2.7
6	12-pulse	19%	62	1.2	0.9	65	1.2	1.0
			80	1.5	0.8	88	1.6	0.9
7	6-pulse	23%	77	2.1	1.8	62	1.9	2.5
			87	2.5	1.9	83	2.4	2.4
8	6-pulse	23%	58	2.0	2.8	58	1.9	2.8
			77	2.4	2.3	77	2.4	2.5
9	6-pulse	25%	64	1.9	2.1	64	2.0	2.3
			83	2.5	2.1	83	2.5	2.4

10.2.4 Işın kolimasyonu / Radyasyon Görüş Alanı

Bir dental KIBT tarayıcının görüş alanı (field of view, FOV) genelde izomerkezde tanımlanır. Tarayıcı servis moduna alınarak bir film veya bilgisayarlı radyoloji (BR) kaseti izomerkeze yerleştirilmeli ve farklı alan boyutlarında ışınlanmalıdır. Film veya BR kasetinin boyutları nominal FOV boyutlarını aşacak şekilde seçilmelidir. Görüntülenen alanın boyutları ölçülür, cihaz üreticisi tarafından belirtilen nominal FOV boyutu ile başlangıçta ölçülen FOV boyutu karşılaştırılır. Eğer üretici görüntü rekonstrüksiyonu için nominal FOV'un ötesinde ışınlama gerektiğini belirtiyorsa bu durum dikkate alınmalıdır.

Eğer tarayıcı servis moduna alınarak çalıştırılmıyorsa, film veya BR kaset detektöre yerleştirilir; en geniş ve farklı FOV'larda ışınlanma yapılır. Eğer dedektörün fokal noktaya olan uzaklığı biliniyorsa, dedektör üzerindeki nominal FOV değeri hesaplanır görüntülenen FOV ile karşılaştırılır. Alternatif olarak, iki set termoluminesans dozimetre (TLD), izomerkezde tutucu yardımıyla ilk set z- eksenine dik ve ikinci set z eksenine paralel olarak sabitlenmeli ve her seferinde bir FOV ışınlanmalıdır. TLD'lerin sayısı, nominal FOV boyutlarını aşacak şekilde

ayarlanmalıdır. TLD'ler okunur ve ışınlanmış FOV boyutları nominal FOV boyutlarıyla karşılaştırılır.

Ek olarak, x-ışınlarının dedektör alanı içerisinde sınırlı kaldığından emin olunmalıdır. Dedektörün yüzeyine film veya BR kaseti yerleştirilmeli ve dedektörün aktif alanının kenarları film veya BR üzerinde işaretlenmelidir ve daha sonra radyasyona maruz bırakılmalıdır. Radyasyon alanı, film ya da BR kaseti üzerinde işaretli alanı aşmamalıdır.

KIBT'de radyasyon alanının dedektörün boyutlarından daha büyük olmadığını kontrol etmek özellikle önemlidir. Floresan ekranlar, film veya son zamanlarda geliştirilen elektronik röntgen cetveli, geçmişte mamografi, tomosentez veya floroskopide doğru kolimasyonu kontrol etmek için kullanıldıkları gibi bu amaç için de kullanılabilir.

Bu araçlar kullanılarak, alan kenarı (ışın yarı gölgesi) boyunca x-ışını yoğunluğunun azalması ölçülür. Yoğunluğun maksimumunun yarısına düştüğü konumun, kenarın gerçek konumu olduğu varsayılır. Bu konum ideal olarak beklenen ışın kenarından, odak-dedektör mesafesinin (FDD) %2'sinden fazla sapmamalıdır. Ancak toplam sapma, (dört kenarın tümünün) FDD'nin %4'ünden büyük değilse daha büyük bir sapma kabul edilebilir.

Klinik olarak kullanılan kesit kalınlıklarının temsili bir numunesi üzerinde z-duyarlılığının profilini ölçmek için eğimli plakalara sahip bir test fantomu gereklidir. Ölçülen değer, belirtilen değerlerin 1 mm veya %20'si (hangisi büyükse) dahilinde olmalıdır. Eşdeğer olarak, z eksenindeki uzaysal çözünürlüğün bir ölçümü gerçekleştirilebilir.

10.2.5 X-Işını Demeti Hizalama

Bu test, radyasyon merkezi ve görüntülenmiş FOV'un, hizalama lazerleri ya da scout (rehber) görüntü tarafından tanımlanan izomerkez ile çakışması değerlendirmek için kullanılır.

İzomerkezde konumlandırılan herhangi bir radyopak obje, görüntülenmiş obje ve görüntülenmiş FOV merkezi arasındaki mesafenin, tarayıcının yazılımındaki ölçüm aracıyla ölçümüne imkân verir. Bu ölçümün isabeti, ölçüm yazılımının doğru kalibrasyonuna ve yeniden oluşturulmuş görüntünün voksel boyutuna bağlıdır.

10.2.6 X-Işını Tüpü Sızıntısı

Radyasyon, fokal spottan sadece primer x-ışını doğrultusunda değil her yöne yayılmaktadır. Tüp gövdesi, hasta ve çalışanların önemli ölçüde ışınlama maruziyetini önlemek amacıyla,

primer ışın dışındaki radyasyonun zayıflatmak için tasarlanmıştır. Primer ışın dışındaki bu sekonder radyasyon kaynağına sızıntı denir.

Standart x-ışını cihazlarında, sızıntı ölçümü genellikle cihaz kurulumu sırasında MPE tarafından tüp kafası tasarımı ve yapısının uygun olduğunu onaylamak amacıyla yapılır. Tüp kafasında fiziksel hasar olması durumunda veya onarım sırasında tüp kafası söküldü ise sızıntı tekrar ölçülmelidir.

Dental KIBT cihazlarında sızıntı ölçümü sorunludur bir süreçtir. Güvenilir ölçümler sadece tüp kafasının hareketi durdurulursa (muhtemelen sadece servis modunda) ve primer ışın uygun bir kolimatörle veya tüp penceresini kapatabilecek en az 1mm kalınlıkta kurşun blokla engellendiği takdirde elde edilebilir. Koşulların sağlanması durumunda sızıntı alanlarının tanımlanması ve bu alanlardaki dozun hesaplanmasını içeren standart sızıntı ölçüm yöntemleri uygulanabilir. Sonuçlar yorumlanırken, tüp penceresinde uygulanan zayıflamanın etkinliği göz önünde bulundurulmalıdır.

Tüp kafası hareketi durdurulamıyorsa, kurşun blok tüp penceresine mümkün olan en yakın konumda, güvenli bir şekilde sabitlenerek, cihaza bitişik erişilebilir noktalarda anlamlı sekonder radyasyon ölçümleri yapılması sağlanır. Bu sonuçlar tüp gövdesinin bir kısmından beklenenden daha yüksek sızıntı olup olmadığına dair bir göstere olacaktır. Tüp gövdesi etrafında film ya da BR kasetlerinin kullanılması, zırhlamadaki eksik ya da eksik küçük bölgelerin tespitinde faydalı olabilir. Tespit edilirse, sekonder radyasyon ölçümlerinde bu alanlara odaklanılmalıdır.

Ayrıca uygun bir sızıntı dedektörü kullanılarak, odak noktasından 1m uzaklıkta sızıntıdan kaynaklanan hava kerması ölçülebilir. Üreticinin belirttiği her ışınlama seviyesinde hesaplanmalı ve 100 cm²'den küçük bir alanda ortalama 1 mGy/s'i geçmemelidir.

10.3 Hasta Dozu

Hasta dozu bilgisi, maruz kalmanın gerekçesi ile ilgili kararı veren klinisyenler için çok önemlidir.

Dozların, ulusal veya uluslararası yönergelere uygun olarak optimize edilmesi de önemlidir. Doz miktarı, 'Efektif doz', radyasyon riskini bir göstergesidir ve diğer radyasyon kaynaklarından alınan dozlarla karşılaştırılabilir.

Bununla birlikte, efektif doz ölçülemez ve bir şekilde daha kolay ölçülebilir doz miktarları çıkarılmalıdır.

10.3.1 Doz Ölçümleri

10.3.1.1 Mevcut Doz Ölçümleri

KIBT uygulamalarında radyasyon ölçümü için standart yöntemler olmaması nedeniyle, radyasyon çıktısını ölçmede yaygın olarak kullanılan farklı formalizmler vardır. Bunlar Kerma Alan Ürünü (KAP), odak-dedektör mesafesindeki hava kerması $K_a.i$ (FDD) ve fantom doz göstergeleridir (geleneksel olanlar ise CTDI, konik ışın doz indeksi 'CDBI', AAPM kümülatif doz ve SedentexCT indeksleri gibi).

10.3.1.2 Mevcut Doz Ölçümleriyle İlgili Zorluklar

Fantom içi dozimetride iki tür problem bulunur: 1) formalizmler, KIBT uygulamalarında olan büyük x-ışını alanlarından kaynaklı saçılmaları temsil etmek için yetersiz boyutta küçük fantomlar kullanır ve 2) fantomun konumlandırılması özellikle dental KIBT'lerde sorunlu olabilir. Bununla birlikte, fantomsuz kalite kontrolü ölçümleri, bir KIBT ünitesinin x-ışını geometrisinin tam bir açıklaması ile kullanılabilir, örn. radyasyon çıktısını karakterize etmek ve hatta belirli bir birim için hasta radyasyon dozu tahminlerini türetmek için. Hava kerması, x-ışını tüpü çıkışının periyodik (ve hızlı) istikrar ölçümleri için kullanılabilir. Bu, bir medikal fizikçinin hasta doz tahminlerindeki belirsizliği önemli ölçüde azaltabileceği anlamına gelir.

Hasta dozunu karakterize etmek için çeşitli doz indeksleri kullanılır.

10.3.1.3 CTDI

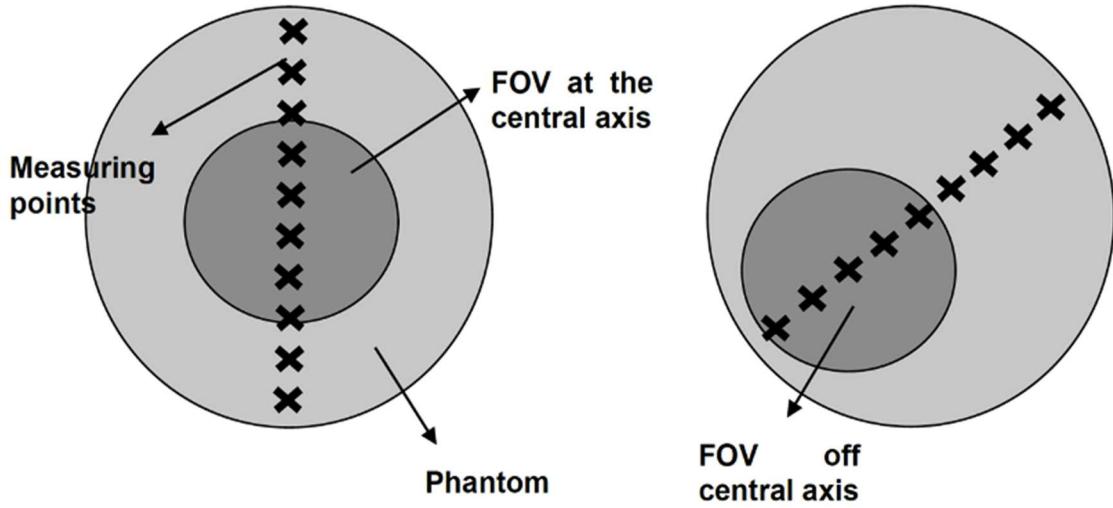
Bilgisayarlı tomografi (BT) tarayıcılar için genellikle BT doz indeksi (CT dose index, CTDI) kullanılır. Bu doz ölçümü, hastanın uzunluğuna entegre bir doz hesaplamasıdır. Havada veya perspeks fantomda bir kalem dedektör kullanılarak ölçülür. Bu doz indeksinin KIBT ünitelerinde kullanımı ışın demetinin büyüklüğü ve asimetric doz dağılımı nedeniyle kısıtlıdır. Eğer üretici tarafından bildirilen bir CTDI varsa, cihaz kurumu sırasında MPE tarafından CTDI ölçülüp teknik şartname ile karşılaştırılmalıdır.

10.3.1.4 KIBT Doz indeksi

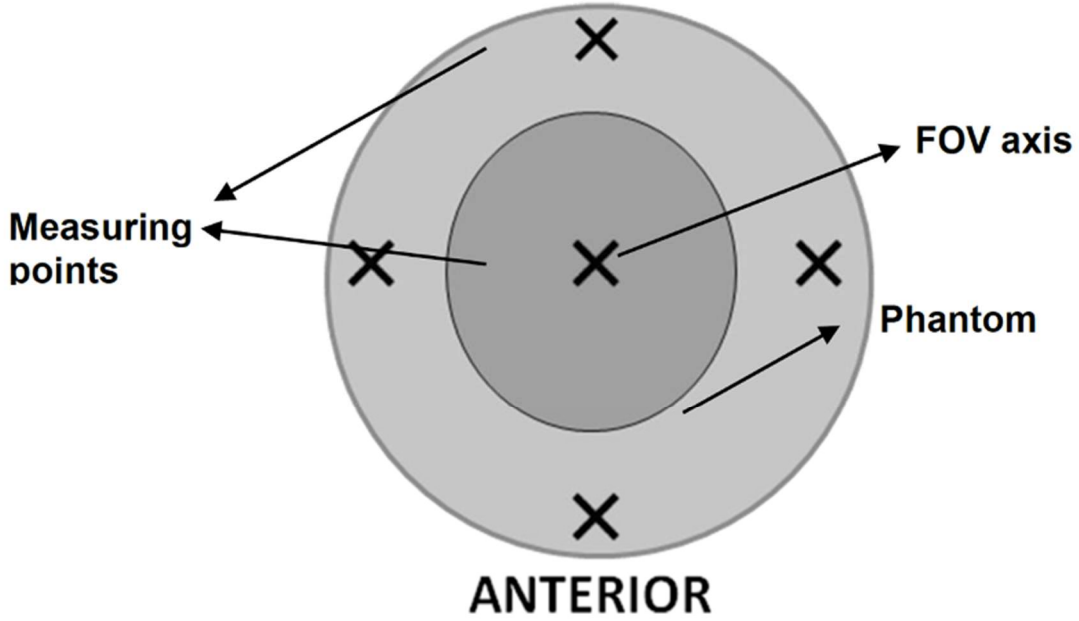
SEDENTEXCT projesi perpeks fantom ve küçük hacimli bir dozimetre kullanılarak yapılan ölçümlerle elde edilen bir doz indexini araştırmıştır. Ölçümler Z eksenini merkezinde X-Y düzlemi boyunca noktalar kullanılarak yapıldı.

Ölçümler, uygun bir polimetil metakrilat fantom (16 cm çap önerilir) ve iyon odası veya TLD'ler kullanılarak yapılabilir. Önerilen iki KIBT doz endeksi vardır. İndeks 1, fantomun çapı boyunca ölçümler gerektirir ve okumaların ortalaması olarak hesaplanır. İndeks 2, için fantomun merkezinde ve çevrenin etrafındaki noktalarda ölçümler gereklidir.

İndeks 1, ekseninde ve eksen dışı ışınlamaların ölçülmesine izin verir, tam ve kısmi doz dağılımları, Resim 1'deki gibi x-ışınlarının izomerkezi ölçüm çapının üzerinde fantomun döndürülmesiyle basitçe hesaplanabilir. Endeks 2 sadece simetrik doz dağılımına uygundur.



Şekil 10.1: İndeks 1 için ölçüm noktaları



Şekil 10.2: İndeks 2 için ölçüm noktaları

Bu tür indeksler, üreticinin spesifikasyonu ve ulusal veya uluslararası diagnostik referans seviyeleri, bir doz indeksi kullanılarak ayarlanmışsa doz dağılımının zaman içinde tekrarlanabilirliğini izlemek amacıyla kullanılabilir.

10.3.1.5 Doz Alan Çarpımı (Dose area product, DAP)

Işın alanı ile ışındaki dozun çarpımı Doz Alan Ürünü/Çarpımı (Dose area product, DAP) olarak bilinir. DAP, panoramik ve sefalometrik radyografinin yanı sıra genel radyografi ve floroskopide de rutin olarak kullanılan bir doz indeksidir.

DAP, dozun primer ışın (DAP metre) boyunca entegrasyonu ile kalibre edilen bir iyon odası veya doz ve akım boyunun sabit bir noktada hesaplanmasıyla MPE tarafından kolayca ölçülebilir. Tarama esnasında ışın boyutu değişen ünitelerde uygun DAP metre kullanmaya dikkat edilmelidir.

Bir cihazın dijital çıktılarında DAP bilgisi bulunuyorsa, bu dijital okuma değerleri MPE tarafından doğrulanmalıdır. Diş hekimleri, okuma değerlerini, denetim, doz izleme ve ulusal ve uluslararası rehberlerle kıyaslamada, bu doğrulamanın ardından kullanabilirler.

Cihazla birlikte DAP okuması sağlanmıyorsa, ekipmanın tüm standart ayarlardaki DAP değerleri MPE tarafından kaydedilmeli ve seviyeler, dış hekim tarafından ulusal ve uluslararası denetim seviyeleriyle karşılaştırılmalıdır (tanısal referans seviyelerine bakınız).

10.3.1.6 Kerma Alan Ürünü (KAP)

KAP metriğinin ölçümü, mümkünse, x-ışını tüpü tertibatına monte edilmiş büyük bir düzlem paralel iyonizasyon odası kullanılarak gerçekleştirilir. Bu iyonizasyon odası tipine genellikle "KAP metre" (veya iyonizasyon odası hava kerması yerine soğurulan doz için kalibre edilmişse bir Doz Alanı Ürünü temsil eden "DAP metre") denir. Uygulamada x-ışını radyasyon çıktısını ölçmek için bir KAP ölçüm cihazı kullanılır. KAP ölçüm cihazının kullanımı basittir: ölçüm cihazı x-ray tüpü muhafazasına monte edildikten sonra seçilen parametre ayarlarıyla bir pozlama yapılır. Elde edilen KAP ölçümü, hava kerması (veya soğurulan doz) ve alanla çarpılarak hesaplanır, örn. $\mu\text{Gy m}^2$ veya mGy cm^2 veya dGy m^2 .

KAP metriği, CTDI faktörü sınırlayıcı olan nominal kolimasyondaki (görüş alanı boyutları) farklılıklara duyarlı değildir.

KIBT'de organ ve etkin doz değerlendirmesi için girdi dozimetri miktarı olarak KAP'ı kullanan ticari programlar vardır.

10.3.1.7 Dedektördeki Hava Kerma Olayı, $K_{a,i}$ (FDD)

Pratik bir alternatif olarak, odak noktası-dedektör mesafesinde (FDD) gelen hava kermasının (ICRU80 ile kısaltıldığı şekliyle $K_{a,i}$) nokta ölçümleri düz bir sonda ile kolaylıkla gerçekleştirilebilir. Projeksiyon radyografisi ve mamografide $K_{a,i}$ ölçümleri için uygun katı hal problemleri kullanılır, bu nedenle klinikte bulunabilirler. Geri saçılımı ölçmemek için arkadan korumalı olmalıdırlar. Katı hal dozimetrelerinin avantajı, kalibrasyonlarının ve sonuçlarının atmosfer basıncına veya odadaki sıcaklığa (KAP metre ve CTDI odalarının aksine) bağlı olmamasıdır.

10.3.2 Tanısal Referans Seviyeleri

AB Tıbbi Işınlamalar Yönergesine göre, tanı referans seviyeleri optimizasyon sürecinin bir parçası olarak ayarlanması ve kullanılması gereklidir. Bu gerekliliğin nasıl uygulanacağı ulusal mevzuatlara bağlı olarak ülkeden ülkeye değişkenlik gösterir. Ancak genel amaç, hasta dozunun denetlenmesi ve tipik bir hasta dozunun, geçmiş seviyeler ve herhangi ulusal ve uluslararası seviyelerle karşılaştırılmasıdır. Bu, dış hekimine kendi uygulamalarında kullandığı

dozun gereksiz yere yukarı doğru sürüklenmediğini ve kabul edilen seviyeler uygun olduğuna dair güven verir.

Tanısal referans seviyesi çeşitli doz indeksleri kullanılarak ayarlanabilir. Birleşik Krallık Sağlık Koruma Kurumu (The UK Health Protection Agency) DAP kullanımını önermiş ve hem yetişkin hem de çocuklar için ulusal referans seviyeleri belirlenmesini tavsiye etmiştir. Yetişkin seviyesi, standart erkek hastada üst birinci molar implant yerleşimi için uygulanan klinik protokol iken, çocuk seviyesi 12 yaşındaki bir erkek hastanın tek taraflı maksiller gömülü kanin dişini görüntülemek için kullanılan protokoldür. Ulusal denetim verilerine göre başlangıç için 250 mGy cm² seviyesi önerilirken seviyenin güncellenmesi için yeni veriler gerekmektedir.

Klinik doz seviyelerinin pratikte belirlenmesi (standart protokollerin ölçümü veya cihazın doz indeksi çıktıları varsa hasta doz denetimi cihaz tarafından sağlanır) ve eski sonuçlarla veya ulusal ve uluslararası seviyelerle kıyaslanması önerilir. Doz seviyelerinin bu standartlardan daha yüksek olması, dozun optimize edilmediğini düşündürür ve araştırılmalıdır.

10.4 Kantitatif Görüntü Kalitesi Performansı

Kantitatif görüntü kalitesi ölçümleri için tasarlanan fantomlar kullanılarak görüntü kalite göstergeleri ölçülebilir. Farklı fantom çeşitleri mevcuttur.

BT tarayıcılarda kullanılmak üzere tasarlanmış Catphan gibi fantomlar diş hekimliği için kullanılabilir. Ancak KIBT ünitelerine konumlandırması zordur, gri skala doğruluğunun daha doğru değerlendirilmesi için yumuşak dokuya eşdeğer materyalleri kullanılması gerekmektedir.

Dental görüntülemelerin bazı spesifik ihtiyaçları (örn. sert doku görselleştirilmesi ve milimetre-altı uzaysal çözünürlük) bulunur ve bu amaçla tasarlanan özel fantomlar olmadan değerlendirilemez. Bazı üreticiler cihazla birlikte fantom sağlarlar ve SEDENTEXCT projesi kapsamında dental KIBT üniteleri düşünülerek spesifik bir fantom da tasarlanmıştır.

Ek olarak, fantom görüntülerin analizi için yazılım araçlarına ihtiyaç vardır. Bunlar görüntüleme yazılımına entegre olabilir veya fantomla birlikte verilebilir. SEDENTEXCT fantomu görüntü analizi için standart bir yazılımla birlikte.

Eğer görüntü kalitesi ölçümleri yapılacaksa benzer bir fantom ve yazılım araçlarının temini gereklidir. MPE'nin bu fantom ve yazılımlara erişimi olmalıdır ve bu ölçümleri yapabilmelidirler.

Çoğu sistem için tek bir taramadaki görüntü piksel değeri ve obje kalınlığı arasında doğrusal bir ilişki görülse de bazı ünitelerde histogram kaydırma uygulanması sebebiyle böyle olmayabileceği bilinmelidir. Cihazlarla yapılan taramaları kıyaslarken, doğru olmayan verilere dikkat edilmelidir.

10.4.1 Görüntü Dansite Değerleri

Klinik olarak kullanışlı bir görüntüde farklı materyallerin açıkça görülmesi ve ayrımının yapılabilmesi gerekir. Bir sistemin doğruluğu bu özelliğinin zaman içerisinde devam ettiğinin nicel olarak belirlenmesidir.

10.4.1.1 Temel Değerin Belirlenmesi

- Fantomun, görüntü yoğunluğu (densite) değeri bölümünün bir görüntüsü elde edilir. Bu birbirinden ayırt edilen birçok farklı malzemenin bulunduğu bir alan olmalıdır.
- Farklı materyallerin her birinde bir ilgi alanı (ROI) çizilip, herbiri için ortalama piksel değeri ve standart sapmaları kaydedilir.

10.4.1.2 Rutin Ölçümler

- Gelecek ziyaretlerde, aynı test objesini aynı protokolle tekrar ışınlanır. Her farklı materyal için ROI çizilerek, herbiri için ortalama piksel değeri ve standart sapmayı hesaplanır.
- Her bir materyal için ortalama piksel değeri ilk ziyaret ölçümleri ile karşılaştırılır.

10.4.2 Voksel yoğunluk değerleri

Fiziksel (veya elektron) yoğunluk ve voksel yoğunluk değerleri arasındaki ilişki birçok farklı faktörden etkilenebilir:

- Hastadan ve dedektörden saçılan x-ışınlarının neden olduğu, voksel yoğunluğunu yapay olarak artırabilen veya azaltabilen görüntüdeki saçılmış radyasyon.

- Işın sertleşmesi, yoğun nesnelerin orta kısmının etkin bir şekilde çevreden daha sert x-ışınlarına maruz kalmasına neden olur, bu nedenle nesne merkezde daha az radyoyoğunmuş gibi görünür (çukurlaşma artefaktı).

- Görüntüde koyu çizgilerin görünmesine yol açan x-ışını, ışınının neredeyse tamamen zayıflamasına neden olan çok yüksek yoğunluklu malzemelerin (örn. diş implantı) varlığı.

- Tüm hastanın görüş alanı içinde olmaması, voksel değerlerinde değişikliklere neden olabilir. Görüntü yeniden oluşturma işlemi, tüm röntgen zayıflamasının görüntüleme hacmi içinde meydana geldiğini varsayar, bu nedenle hastanın bir kısmı görüntü hacminin dışında olduğunda (görüntü hacminin dışındaki kısım eksoma olarak adlandırılır) voksel yoğunluk değerleri değişecektir. Bu, özellikle hastanın çenesinin yalnızca küçük bir bölümünün görüntüleme alanı (FOV) içinde olduğu ve hastanın çoğunluğunun dışarıda olduğu dental KIBT için geçerlidir.

- Kullanılan görüntüleme yazılımının sürümü.

10.4.2.1 Tanım

HU ölçeği, suyun 0 HU ile ve havanın -1000 HU ile tanımlandığı bir malzemenin lineer zayıflama katsayısı ile ilgilidir. μ_x , söz konusu malzemenin lineer zayıflama katsayısı ve μ_{su} ve μ_{air} , sırasıyla su ve havanın lineer zayıflama katsayılarıdır. Bazı KIBT birimlerinin, özellikle birçok dental KIBT birimlerinin HU ölçeğini kullanmadığını ve bunun yerine sadece gri tonlamalı bir değer rapor ettiğini belirtmek önemlidir.

Gri tonlama değerleri, görüntü rekonstrüksiyonu esnasında en düşük görüntü yoğunluğu (örn. hava) 0 ve çok radyodens bir materyal en yüksek olarak şekilde cihaza göre genelde 2^{10} [1024] ve 2^{16} [65536] değerden birine atanır.

10.4.2.2 Amaç

Sistemin bilinen bir malzemedan beklenen voksel yoğunluk değerlerini üretebilmesi incelenir.

10.4.2.3 Ekipman

Değişken yoğunluklarda bir dizi malzeme içeren bir test fantomu gereklidir. İdeal olarak, bu malzemeler klinik uygulamada görülmesi muhtemel tüm yoğunluk aralığını kapsamalı ve HU ölçeğinin iki standart malzemesini, havayı ve suyu (veya suya eşdeğer katı bir malzemeyi) içermelidir.

10.4.2.4 Test Sıklığı

Voksel yoğunluk değerleri, kurulum esnasında, herhangi bir önemli bakımdan sonra (yazılım yükseltmeleri dahil) ve rutin QA programının bir parçası olarak en az yılda bir ölçülmelidir. Herhangi bir yazılım yükseltmesi yapılmışsa, bu fiziksel yoğunluk ve voksel değerleri arasındaki kalibrasyonu etkileyebilir, bu durumda yeni temel değerlerin oluşturulması gerekir.

10.4.2.5 Prosedür

Aksiyel bir kesit seçilmeli ve test fantomundaki her bir malzemenin voksel yoğunluk değerleri ölçülmelidir. Bu test için rapor edilen değerler her zaman ortalama ve standart sapmayı içermelidir.

Sabitlik testleri sırasında test fantomunu tam olarak aynı şekilde konumlandırmak önemlidir, çünkü yoğunluk değerlerini etkileyen faktörlerin göreceli katkısı fantomun farklı konumları için önemli ölçüde değişebilir. Aynı nedenle, periyodik testler için tüm maruziyet parametreleri sabit tutulmalı ve ROI ölçümleri aynı kesit kullanılarak yapılmalıdır. Exomass ile ilgili sorunları ortadan kaldırmak için test fantomu ideal olarak görüntüleme FOV'undan daha küçük bir çapa sahip olmalıdır.

10.4.2.6 Eylem seviyeleri

Beklenen voksel değerine gösterilecek tolerans hava ve su değerlerine göre belirlenmelidir. Dental uygulamalar için, üretici herhangi bir seviye belirtmezse, eylem seviyesi, temel ölçümden su ve hava değerleri arasındaki farkın %25'inden fazla sapan herhangi bir yoğunluk değeridir. Örneğin, havanın yoğunluk değeri -1000 ve su değeri 0 ise, aksiyon seviyesi 250'den büyük olacaktır.

10.4.3 Kontrast Detay Değerlendirmesi

Bir sistemin, bilinen değişen kontrast detaylarını görüntüleme yeteneğinin değerlendirilmesi, zaman içinde görüntü kalitesinin bozulmasına ilişkin önemli bilgiler verir. Bu sınamak için farklı boyut ve/veya kontrastta objeler bulunan bir fantom gerekmektedir.

10.4.3.1 Temel Değerin Belirlenmesi

- Fantomun kontrast detay bölümünün bir görüntüsü elde edilir. Bu aynı malzemeye ait değişen çap ve derinlik gibi detayların veya farklı materyallerin çeşitli detaylarının bulunduğu bir alan olmalıdır.
- Kontrast detay değerlendirmesinin en basit yolu raporlama ekranında açıkça seçilebilen detayların sayılmasıdır.
 - Kontrast detay değerlendirme için, tek bir değer elde etmek faydalı olabilir. Örneğin; eşik değer belirleme endeksi, görüntü kalite faktörü veya kontrast/gürültü oranı gibi Aksiyon seviyesi test objesi ve skorlama yöntemine bağlıdır.

- Bazı fantomlar görüntü analizi sonrası kontrast detayını hesaplayan yazılım sağlayabilir. Bu durumda fantomla birlikte gelen talimatlar izlenmelidir.

10.4.3.2 Rutin Ölçümler

- Başlangıç ışınlama protokolü kullanılarak aynı fantomun kontrast detay bölümünün bir görüntüsü elde edilir.
- Mümkünse başlangıçtaki aynı ekran kullanılarak, görüntüdeki detay sayısı sayılır. Bu değerlendirme yapılırken ekran performansının da azalabileceği göz önünde bulundurulmalıdır.
 - Eğer bir eşik değer belirleme endeksi, görüntü kalite faktörü veya kontrast/gürültü oranı kullanıldıysa, sonuçlar elde edilen temel değer sonuçlarıyla karşılaştırılmalıdır.
 - Eğer fantom yazılımıyla otomatik skorlama yapıldıysa sonuçlar elde edilen temel değer sonuçlarıyla karşılaştırılmalıdır.

Test objelerinin gözle skorlanması subjektif bir değerlendirmedir. Detayların farklı personel tarafından skorlanması durumunda benzer yöntem uygulandığından emin olunmalıdır.

10.4.4 Üniformite/Homojenlik ve Artefaktlar

Dedektörün tamamının kullanışlı görüntü üretebilmesi önemlidir, elde edilen görüntülerde artefakt oluşmaması için dedektörde kayda değer hasarlı alanların bulunmaması veya dedektör kalibrasyon problemi olmadığından emin olunmalıdır. Benzer şekilde, hasarlı veya ölü piksellerin sonuç görüntüde uygun olarak düzeltildiğinden emin olunmalıdır.

10.4.4.1 Kalite kontrol fantomu mevcutsa:

- Fantomun üniformite bölümünün görüntüsü elde edilir. Bu kısım, görüntüdeki sapmaların fantomdan değil görüntüleme sisteminden kaynaklı olduğunu göstermede kullanılan büyük homojen bir alandır.
- Görüntünün üniformitesini görsel olarak kontrolü kayda değer üniformite problemlerini ortaya çıkaracaktır.
- Kantitatif araçlar mevcutsa, test objesinin merkezine ROI çizilir ve periferindeki eşit aralıklı dört bölgenin her birinde ortalama piksel değeri hesaplanır. Sonuçlara göre üniformite değerlendirilir.

10.4.4.2 Kalite kontrol fantomu mevcut değilse:

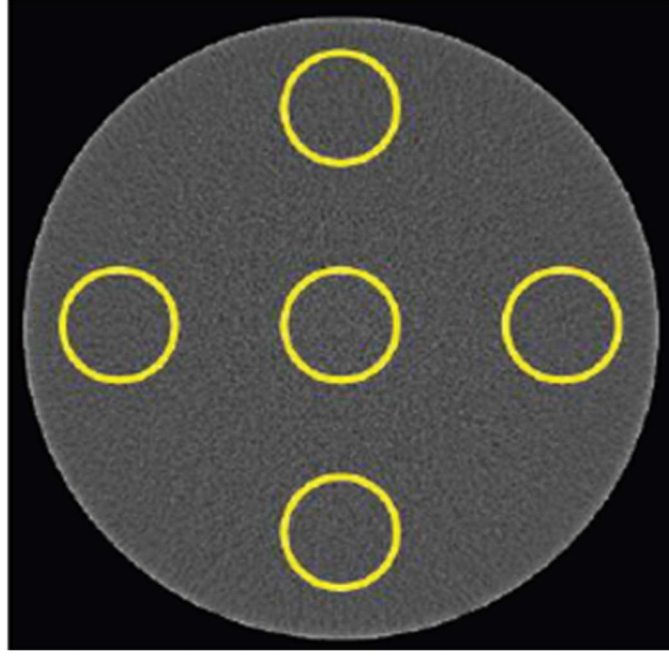
- Işın doğrultusunda hiçbir şey bulunmadan görüntüleme yapılır. Bazı tarayıcılarda görüntü rekonstrüksiyonu kafa veya eşdeğer fantom bulunmasına bağlı olduğu için kusurlu görüntüler oluşabileceği unutulmamalıdır. Böyle durumlarda scout (rehber) görüntü kullanılması düşünülmelidir.
- Görüntü üniformitesini görsel olarak kontrol edilmeli ve kayda değer üniformite problemleri belirlenmelidir. Bu durumda, üniformitenin daha iyi değerlendirilmesi için görüntüde pencere ayarlarının değiştirilmesi gerekebilir.
- Kantitatif araçlar mevcutsa, test objesinin merkezine ROI çizilir ve periferindeki eşit aralıklı dört bölgenin her birinde ortalama piksel değerini hesaplanır. Sonuçlara göre üniformite değerlendirilir.

10.4.4.3 Prosedür 2 Testi

Alman standardı DIN 6868-16110 da farklı üniformite testlerinden de bahsedilmektedir. Prosedür 2 dış hekimliği uygulamaları için makul olduğu kanıtlanmıştır testlerden biridir

Bu test için yaklaşık 16 cm çapında bir kafa fantomuna ihtiyaç vardır. Özellikle beyin çalışmaları için kraniyal kemiği simüle etmek için ek bir Teflon halkası kullanılabilse de, kalite kontrolü amacıyla kullanımı gerekli değildir.

Fantom silindirik, homojen ve ideal olarak sudan yapılmış olmalıdır (bu durumda damıtılmış su önerilir), ancak ortalama Hounsfield değerleri (tıbbi BT tarayıcılar için) -50 ile +50 HU arasında görüntüler üretecek herhangi bir plastik malzeme de kullanılabilir. İstikrar testleri için fantomun uzunluğu (z yönünde) en az 2 cm olmalıdır. Mutlak ölçümler ve cihazlar arası karşılaştırmalar için bu uzunluk, eşmerkezde z yönünde x-ışını, ışınının maksimum uzantısının en az iki katı olmalıdır.



Şekil 10.3: Uniformite hesaplanmasında ROI'lerin pozisyonu

Prosedür 2: DIN yöntemi

DIN standardı, şekil 3.1.1'de gösterilen beş ROI'yi kullanarak tek bir görüntüde aksiyel uniformitenin bir değerlendirmesini tanımlar. Prosedür aşağıdaki gibi özetlenebilir:

1. Her bir ROI'nin (orta, üst, alt, sol ve sağ) ortalama piksel değerini alınır.
2. 1. adımda elde edilen beş değer in ortalamasını (H_{ort}) alınır.
3. H_{ort} ile 1. adımda elde edilen beş değer in her biri arasındaki farkı hesaplanır.
4. Beş farkın maksimumu olan değer seçilir. (D_{maks})
5. Uniformite (U), şu şekilde hesaplanır:

$$U = -|P1-P2| / D_{maks} \quad (|P1-P2| \text{ iki malzeme arasındaki kontrasttır})$$

10.4.4.3.1 Test sıklığı

Dental ve girişimsel radyoloji uygulamaları için yıllık testler yeterlidir, ancak aylık testler de istenebilir.

10.4.4.3.2 Aksiyon seviyeleri

Dental ve girişimsel radyoloji uygulamaları için eylem seviyeleri üretici spesifikasyonlarına uygun olmalıdır. Her durumda, homojenlik, hava ve su benzeri bölgeler arasındaki farkın %10'unun altında olmalıdır. Prosedür 2'yi (DIN yöntemi) takip ederek, tüm uygulamalar için uniformite değeri beşin üzerinde olmalıdır. Bu eylem seviyesinin diş hekimliği uygulamaları için makul olduğu kanıtlanmıştır.

Çukurlaşma (cupping) artefaktları uygun bir kılavuz yardımıyla saptanabilir. Ancak, açıklanan testler ile halka ve hilal artefaktları tespit edilemeyebilir. Bu nedenle, bu kılavuzda açıklanan tüm testler geçilse bile görüntülerin görsel olarak incelemesi önerilir.

10.4.5 Noise/ Gürültü

Tüp çıkışı, dedektör etkinliği ve görüntü işleme gibi görüntü kalitesini etkileyen pek çok bileşen bulunmaktadır. Bir görüntüdeki gürültünün kantitatif değerlendirilmesi zamanla görüntü kalitesindeki bozulmaları tanımlayıp sebebini bulmaya yardımcı olmaktadır.

10.4.5.1 Tanım

Gürültü: görüntü paraziti, homojen bir fantom görüntüsündeki ilgilenilen bölge (ROI) içindeki piksel değerlerindeki dalgalanmalara karşılık gelir.

Gürültünün üç bileşeni vardır:

1. Elektronik gürültü, bir sistem tarafından x-ışını maruziyeti olmadan yakalanan sinyaldir. Devrelerin içindeki karanlık akımlarla veya görüntü elde etme elektronığının mekanizmasıyla ilgili olabilir. Piksel değerlerinin varyansına sabit bir katkıyı temsil eder. Devre ve dedektör tasarımı iyileştirilerek veya dedektörlerde uygun soğutma sistemleri ile azaltılabilir.

2. Kuantum gürültüsü, radyasyonun dento-alveolar doğasıyla ilişkili piksel varyasyonlarını temsil eder ve bir Poisson dağılımı kullanılarak modellenenir. Kalite kontrolün konusu gürültünün temel kaynağıdır.

3. Yapısal gürültü, görüntüde aranan lezyon veya tümör gibi hedefle karıştırılabilecek görüntüdeki nesnelere veya yapıları temsil eder. Bu yapılar anatomik parçalarla ilgiliyse, olası çözümlerden biri lezyonlar ve çevreleri arasındaki piksel değeri farklılıklarını iyileştirmek için görüntü çıkarma veya uygun edinme ve yeniden yapılandırma parametrelerinin seçilmesidir.

Bazı artifaktlar yapısal gürültü olarak kabul edilebilir. Görüntü parazitini azaltmak için birçok edininim ve yeniden yapılandırma parametresi ayarlanabilir.

Görüntüde gürültü mAs'ın karekökü ile azalır.

Görüntülerdeki yüksek gürültü seviyesi, projeksiyon görüntülerindeki tutarsız zayıflama değerleriyle ilişkilidir ve hastada aynı dokuya karşılık gelen bölgelerin uniformitesini etkiler. Bu durum, rekonstrüksiyonda artifaktlara yol açabilir.

Diş hekimliği cihazlarına tahsis edilmiş, KIBT için kabul edilebilir gürültü seviyesi normalde geleneksel BT veya diğer KIBT uygulamalarından daha yüksektir, çünkü çalışılan dokular (dişler, kemikler ve yumuşak doku) arasındaki yüksek kontrast, yüksek gürültünün etkisini ortadan kaldırır.

10.4.5.2 Amaç

Gürültü ölçümünün amacı, görüntülerdeki gürültü seviyesinin çok yüksek olmamasını ve böylece yapıların veya lezyonların görünürlüğünün bozulmamasını sağlamaktır.

10.4.5.3 Prosedür

Görüntü gürültüsü geleneksel olarak, bir fantomun homojen bir bölümünün orta bölgesinde alınan bir ROI içindeki piksel değerlerinin standart sapması olarak ölçülür, tercihen zayıflaması suya eşdeğerdir. Bu ROI'nin boyutu, fantomun boyutuna bağlıdır. Çok küçük bir ROI alırsak, sonuç yerel homojenlikten etkilenebilir (bu durumda en az 5 kesit arasındaki gürültü değerinin ortalamasını almak gerekir). Öte yandan, ROI çok büyükse sonuç görüntüdeki artifaktlardan etkilenebilir. Bu nedenle, hiçbir artefakt dahil edilmemesine dikkat edilerek, ROI optimal olarak mümkün olduğunca büyük olmalıdır.

ROI büyük olsa bile, farklı kesitler arasındaki olası farklılıkları araştırmak için kabul testi sırasında en az bir kez ardışık birkaç aksiyel kesitte gürültünün ölçülmesi önerilir. Bu farklılıklar satın alma ve yeniden yapılandırma sürecinde ortaya çıkabilir. Kabulde, sistemin gelecekteki testleri için bir rehber olması amacıyla bir temel oluşturulmalıdır. Ardışık kesitler arasındaki farkın %20'den az olması durumunda, tek bir kesitte istikrar testleri sırasında gürültünün kontrol edilmesinin yeterli olduğunu unutulmamalıdır.

10.4.5.4 Test Sıklığı

Bu test, kabulde, aylık olarak ve cihazda değişiklik yapıldıktan sonra yapılmalıdır.

10.4.5.5 Eylem seviyeleri

Ölçülen görüntü gürültüsü, referans protokolleri için referans değerinin (temel) %20'si dahilinde olmalıdır. Görüntü gürültüsü bazen yüzdeyle ifade edilir ve istatistiksel sapmayı fantom malzeme ve hava arasındaki HU farkına bölünür. Unutulmamalıdır ki, birçok rekonstrüksiyon ve edinim parametresi görüntü gürültüsünü etkilediğinden, bu değer her zaman alımda seçilen protokolle ilgili bilgilerle birlikte referans olarak verilmelidir.

Tespit edilebilirliği etkileyen asıl faktörün bir sinyalin kontrastı ile çevredeki gürültü (veya kontrast-gürültü oranı) arasındaki ilişki olması nedeniyle, Alman standardı DIN 6868-16110, gürültünün, sadece kontrast-gürültü oranını hesaplamak için bir ara adım olarak ölçülmesini öngörür. Karşılık gelen eylem seviyeleri böylece kontrast-gürültü oranı göstergesi için tanımlanır.

10.4.5.6 Temel Değerin Belirlenmesi

- Fantomun üniformite bölümünün bir görüntüsü elde edilir. Bu kısım, görüntüdeki sapmaların fantomdan değil görüntüleme sisteminden kaynaklı olduğunu göstermede kullanılan büyük homojen bir alandır.
- Test objesinin merkezine, çapı test objesinin beşte birinden büyük olmayan bir ROI çizilir. Standart sapmayı kaydedilir.
- Bu ölçüm ardışık beş aksiyel kesit boyunca tekrarlanıp ortalama standart sapmayı hesaplanır.

10.4.5.7 Rutin Ölçümler

- Başlangıç ışınlama protokolü kullanılarak aynı fantomun üniformite bölümünün bir görüntüsü elde edilir.
- Test objesinin merkezine, temel değer belirlenmesindeki boyut ve konuma mümkün olan en yakın pozisyonda bir ROI çizilir. Beş ardışık aksiyel kesitteki ortalama standart sapmayı hesaplanır.

Ek analiz:

Yukarıda açıklanan gürültü ölçümlerine ek olarak, sinyal/gürültü oranının hesaplanması da düşünülmelidir. Sadece gürültü ölçümüyle önerilen problemlerin araştırılmasında sinyal gürültü oranı tarafından sağlanan bilgiler kullanışlı olabilir.

10.4.6 Düşük Kontrastlı Çözünürlük

10.4.6.1 Tanım

Düşük kontrastlı çözünürlüğü değerlendirmeye yönelik geleneksel yöntem, gürültülü bir arka plandaki ince sinyalleri algılamaya dayanır. Bu yöntemin dezavantajı, oldukça öznel olmasıdır. Bu nedenle, radyoloji görüntü kalitesi güvencesi prosedürleri belirlenirken objektif tekniklerin yerine sübjektif yöntemlerin kullanılması yüksek bir önceliktir.

Dijital görüntülerin değerlendirilmesi için, sübjektif yöntemler, analog röntgen film görüntülerine göre farklı hata kaynaklarına (ve muhtemelen daha büyük bir hata potansiyeline) sahiptir. Bu tür faktörlerin örnekleri, aşağıdakilerden kaynaklanan değişkenliği içerir:

- Görüntüleme ekranının durumu, kalibrasyonu ve ayarları
- Ekranın bağlı olduğu grafik kartının kalitesi
- Görüntüleme yazılımının grafik kartıyla etkileşimi
- Ekrandaki yansımalar, ekran yüzeyine çarpan dağınık/yansıtıcı ışık oranı ve odadaki ortam ışığı seviyesi (aydınlık) gibi görüntüleme koşulları.

Dijital radyolojide görüntü kalitesi değerlendirmesi, görüntüleri göstermek amacıyla kullanılan cihazlara bağlıdır. Analog çağda görüntü kalitesi kontrolü için önemli bir konu, sabit bir film yanıtına sahip olmak amacıyla film geliştirme sürecini izlemek için step-wedge görüntülerle günlük sensitometri/densitometri ölçümleri yapılmasıydı. Günümüzde izleme ekranının kalitesi, analog dönemde film geliştirme kalitesi kadar önemlidir.

Objektif yöntemlerin tüm görüntüleme zincirini dikkate almadığına dikkat edilmelidir. Bu monitör iyi çalışmıyorsa veya odanın aydınlatması yanlışsa veya kontrast penceresi yanlış ayarlanmışsa bile bilgisayarın her zaman aynı sonucu vereceği anlamına gelir. Bu nedenle, bu gözlem koşullarının ayrı ayrı test edilmesi özellikle önemlidir.

10.4.6.2 Amaç

Düşük kontrastlı çözünürlük, sinyal değeri arka planın değerine benzer bir sinyali arka plandan ayırt etme yeteneğini temsil eder. Bu yetenek aşağıda tanımlanan kontrast-gürültü oranı (CNR) ölçülerek ölçülebilir.

Belirli bir arka plana karşı bir sinyalin mutlak kontrastı, bu bölgelerin her biri içindeki ortalama piksel değerlerinin farkıdır. Göreceli kontrast, normalize edilmiş arka plan sinyali veya sinyal ve arka planın toplamına bu sinyalin farkıdır.

Tıbbi görüntülemede bu normalleştirme yerine, CNR'yi elde etmek için mutlak kontrastı arka plan gürültüsüne bölmek yaygındır.

Röntgen sistemlerinin yan yana çok benzer dokuları ayırt edebilmesi veya başka bir deyişle iyi bir düşük kontrastlı çözünürlüğe sahip olması çok önemlidir.

KIBT'nin özel durumunda, büyük ışın kolimasyonları yüksek düzeyde saçılım radyasyonu ile ilişkilidir; bunun sonucunda yumuşak doku ayrımının bozulması ve CNR'de kayıp meydana gelir. Bunun dışında, düşük kontrast çözünürlüğü, hasta dozu ve röntgen tüpünün kilovoltajı ile bağlantılıdır. Bu nedenle, bu parametrenin değişimini gözlemleyerek, x-ışını tüpünün düzgün çalışıp çalışmadığını dolaylı olarak kontrol edebilir ve performansındaki değişiklikleri tespit edebiliriz.

10.4.6.3 Ekipman

Bir sinyal ve bir arka plan en az iki yapı içeren fantom kullanılır. Yapılar ortalama piksel değerlerinin tekrarlanabilir ölçümlerini sağlamak için yeterince büyük olmalıdır, ama KIBT sisteminin her görüntüleme alanına sığacak kadar küçük olmalıdır.

10.4.6.4 Test Sıklığı

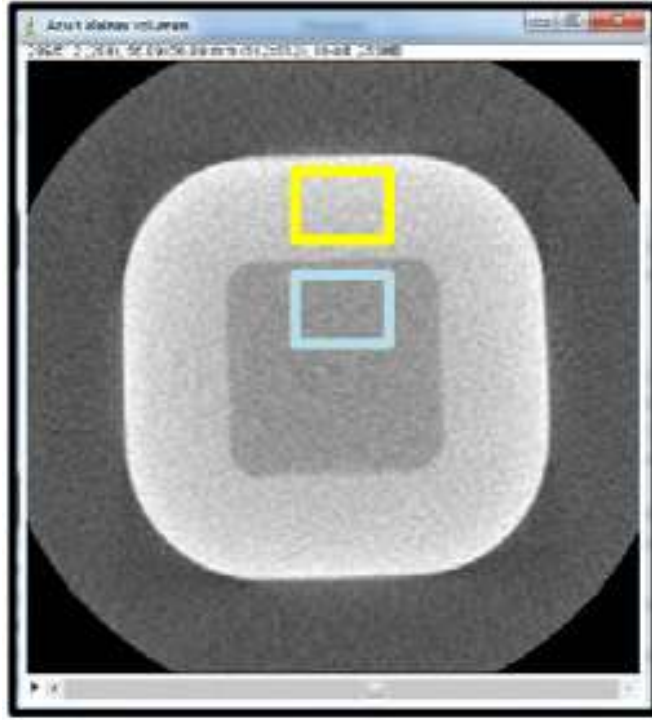
Geleneksel olarak, bu test en azından kabulde ve yıllık olarak yapılır. Ancak uygun yazılımlar yardımıyla her ay rahatlıkla yapılabilir. Sıklıkla objektif testler, x ışını tüpünün performansındaki erken değişiklikler tespit eder. Eğer performans da düzenli bir azalma tespit edilirse, bakım servisi uyarılmazdır.

Düşük kontrastlı çözünürlüğü değerlendirmek için objektif bir seçenek de, belirli bir sinyali ve arka planı düzeltmek ve ölçüm kontrastı ile arka plan gürültüsü (CNR) arasındaki gerçek oranı ölçmektir. Bu yöntemin ana avantajı, basit ve tekrarlanabilir bir matematiksel hesaplama olmasıdır ve bu nedenle sık sık sabitlik kontrolleri için önerilir.

KIBT için DIN 6868-161 standardında, örneğin yumuşak doku arka planını temsil eden polimetilmetakrilat (PMMA), kemik sinyalinin temsil eden polivinil klorür (PVC) iki bitişik bölge kontrast-gürültü göstergesini hesaplamak için kullanılır. Genel olarak, kontrast-gürültü oranını (CNR) elde etmek için bir sinyal ile arka plan arasındaki kontrast, arka plandaki

gürültüye (veya iki bölgedeki gürültü ortalamasına) bölünür. P_{PVC} ve P_{PMMA} fantom üzerinde PVC ve PMMA bölgelerinde seçilen bir ROI' nin ortalama piksel değeridir. σ_{PMMA} , arkaplanı temsil eden bölge PMMA' daki piksel değerine karşılık gelen standart sapmasıdır.

$$CNR = \frac{|P_{PVC} - P_{PMMA}|}{\sigma_{PMMA}}$$



Şekil 10.4: CNR hesaplaması için seçilen iki ROI örneği. Bu örnekte, sarı ve mavi ROI'ler, sırasıyla sinyale ve arka plana karşılık gelen ortalama ve standart sapmayı sağlar,

10.4.6.5 Eylem Seviyeleri

Sabitlik testleri için, düşük kontrastlı çözünürlük puanı, cihazın kabulünde ölçülen değer %40'ı içinde kalmalıdır. Bu büyük yüzde, x-ışını cihazları içindeki normal değişkenliği hesaba katar. Kabul testleri için eylem seviyeleri, düşük kontrastlı çözünürlüğü test etmek için kullanılan fantoma büyük ölçüde bağlıdır.

10.4.7 Uzaysal Çözünürlük

Uzaysal çözünürlük sistemin yüksek kontrastlı küçük detayları hesaplama kabiliyetidir.

Nispeten yüksek uzaysal çözünürlük, KIBT metodolojisinin ana avantajlarından biridir ve dış klinik uygulamalarında özellikle önemlidir. Test edilmesi önemlidir çünkü değeri, odak noktası boyutu ve dedektör performansı gibi zamanla değişebilen ekipmanın teknik özelliklerine bağlıdır. KIBT'de voksel genellikle izotropiktir ve sonuç olarak uzaysal çözünürlük üç Kartezyen eksenini boyunca değerlendirilmelidir ve benzer değerler beklenmelidir.

Uzaysal çözünürlük esas olarak KIBT'deki üç tarama parametresinden etkilenir:

- Görüş alanı. Her KIBT'nin sınırlı sayıda kullanılabilir görüş alanı vardır ve her biri bir voksel boyutuyla ve uzaysal çözünürlükle ilişkilendirilir.

- Projeksiyon görüntülerinin sayısı. Örneğin kısmi veya tam dönüş taraması veya farklı dönüş süreleri ile elde edilen görüntüler gibi farklı projeksiyon sayıları için farklı uzaysal çözünürlükler de seçilebilir.

- Yeniden yapılandırma algoritması. Geri projeksiyon yöntemleri için evrişim çekirdeğinin seçimi veya yinelemeli tür yaklaşım, elde edilen görüntünün nihai uzamsal çözünürlüğünü ve gürültüsünü etkiler.

Görüntü kazanım sürecinin ve 3B geri projeksiyonun bir sonucu olarak, bir KIBT hacmi içinde uzaysal çözünürlüğün sabit olmadığına altını çizmek de önemlidir. Hacmin çevresindeki MTF değerleri, merkezdeki değerden yaklaşık %20-30 oranında farklılık gösterebilir.

Modülasyon transfer fonksiyonunun (MTF) değerlendirilmesiyle nicel bir objektif yöntemdir.

10.4.7.1 Test Sıklığı

CNR testinde olduğu gibi bu test de en az kabulde ve yılda bir kez yapılır. Ancak uygun yazılımlar yardımıyla her ay rahatlıkla yapılabilir.

10.4.7.2 Eylem seviyeleri

Sabitlik testleri sırasında ölçülen uzamsal çözünürlük değerleri, temel değerlerin (üretici tarafından beyan edilen veya kabul testinde ölçülen) %20'si dahilinde olmalıdır.

Dental KIBT için, RP 162 belgesinde yüksek çözünürlük modu için 1 lp/mm (10 lp/cm)'lik bir süspansiyon seviyesi rapor edilmiştir.

MTF maksimumunun (MTF %10) %10'una karşılık gelen frekans için aynı eşik (1 lp/mm) kabul testleri için transvers düzlem DIN 6868-16110 standardında rapor edilmiştir. Ayrıca bu

referans, MTF ölçümünün sonucunu içeren kabul göstergesinin değeri için 100'lük bir eylem seviyesi belirtir.

10.4.7.3 Sınır Çözünürlük

Bu test saptanabilir en küçük, yüksek kontrast detayını ölçer, genelde içerisinde birbirine gittikçe yaklaşan çizgiler olan bir fantom kullanılır.

Yöntem

Dedektörün üzerine yüksek kontrastlı malzemedan yapılmış uygun bir obje yerleştirin ve klinik olarak anlamlı ışınlama parametreleriyle ışınlanır. Test objesinin rekonstrüksiyon görüntüsünü büyütün ve pencere seviyesini optimize edilir. Ayırt edilebilir çizgi grubu sayısını puanlayın ve karşılık gelen çözünürlüğe dönüştürülür. Senelik tekrarlarda temel ölçüm ile aynı ışınlama parametreleri seçildiğinden emin olunmalıdır.

10.4.7.4 Modülasyon Transfer Fonksiyonu (MTF)

Sınırlayıcı çözünürlüğün ölçümü, sistemin yüksek frekansları (en ince detayları) iletme yeteneğini gösterir, fakat diğer frekansların nasıl iletildiğine dair bir gösterge sağlamaz. Bu sistemin modülasyon transfer fonksiyonu (MFT) ölçülerek değerlendirilir. MTF, Nokta Dağılım Fonksiyonu (Point Spread Function, PSF) veya Sınır Dağılım Fonksiyonu (Edge Spread Function, ESF) ölçümüyle hesaplanabilir.

PSF yüksek kontrastlı bir telin görüntülenmesiyle direkt ölçülebilir. Tel uygun bir ortama gömülür ve tarama düzlemine dik olarak yerleştirilir. PSF, görüntülenen telin çapraz kesit görüntüsü boyunca piksel değerlerinin çizilmesiyle elde edilir. Çözünürlük, doğrudan PSF' den tam genişlik yarı maksimumda (FWHM) hesaplanarak ölçülebilir.

ESF uygun materyale gömülü bir bloğun kenarının, bloğun yüzü tarama düzlemine dik konumda görüntülenmesiyle ölçülür. ESF, görüntü boyunca piksel değerleri çizilerek elde edilir. ESF' yi ayırtetmek, Çizgi Dağılım Fonksiyonunu (Line Spread Function, LFS) verecektir. LSF, sistemin uzaysal çözünürlüğünü değerlendirmede, PSF'ye benzer şekilde kullanılabilir.

MTF, PSF veya LFS'nin Fourier dönüşüm modülüyle hesaplanır. Modülasyonun başlangıç değerinin %50 veya %10'una düştüğü frekanslar belirtilen değerlerdir.¹⁰

10.4.8 Geometrik Doğruluk

Testin amacı, KIBT görüntüsünün geometrik doğruluğunu ve doğrusallığını izlemektir.

Bir düzlemde mesafe veya açı ölçümleri yapmanın klinik olarak yararlı olabileceği durumlarda, bir sistem üzerinde yapılan ölçümlerin gerçek mesafeler ve açıları doğru bir şekilde yansıttığından emin olunmalıdır.

10.4.8.1 Ekipman

Geometrik doğruluk, bilye gömülü yuvalara veya diğer boncuk yapılara sahip özel fantomlar kullanılarak kontrol edilir. Doğrusallığı kontrol etmek için, bilinen iç yapılara veya ızgaralara sahip fantomlar gereklidir. İçerisinde uzaklık ve açıları bilinen objeler bulunan bir fantom gerekir.

- Fantomun geometrik doğruluk bölümünün görüntüsü elde edilir.
- Kantitatif ölçme araçları mevcutsa, fantomda bulunan çeşitli objelerin mesafe ve açıları ölçülür.
- Yapılan ölçümler, bilinen mesafe ve açılarla karşılaştırılır. İhtiyaç halinde daha detaylı analiz için en-boy oranı ve piksel aralığı hesaplanır.
- Aynı amaçlanan uzunluktaki mesafeden, ölçülen x / ölçülen y hesaplanarak en boy oranının doğru olduğundan emin olunur. Aralarındaki oran 1 ± 0.04 olmalıdır.
- Piksel aralığının üreticinin bildirdiği gibi olduğundan ölçülen mesafe (mm) / ölçülen mesafedeki piksel sayısını hesaplayarak emin olunur. Piksel aralığını x ve y ekseninde farklı mesafeler için hesaplanır.

10.4.8.2 Test sıklığı

Dental ve girişimsel radyoloji uygulamaları için, sistemde herhangi bir yükseltme yapılmamışsa yıllık testler yeterlidir, ancak aylık testler istenir.

10.4.8.3 Eylem seviyeleri

Birleşik Krallık ve SEDENTEXCT kılavuzları, dental KIBT cihazlarında doğrusallık için 0,5 mm'lik bir toleransa sahiptir. Bu tür bir ölçümde 0,5 mm'nin altında bir belirsizliği sağlamak zor olduğundan, bu belgede 1 mm'lik bir değer önerilmektedir.

Dental KIBT için DIN standardı, geometrik hassasiyet testinden açıkça bahsetmez. Yine de “rekonstrüksiyonun uzamsal çözünürlüğü” testine dahil edilmiştir. Bu testte, rekonstrüksiyonun Nyquist frekansı FN, son derece zayıflatıcı bir nesnenin bilinen

kalınlığından hesaplanır. Sonucu gerçek piksel boyutuyla karşılaştırmak, doğrusallığı kontrol etmek için objektif bir yöntemdir.

Çabaları makul bir aralıkta tutmak amacıyla dış ekipmanının kabul ve sabitlik testi için bunlar zorunlu değildir.

10.5 Görüntü Ekranı/Ekipmanı

Bir görüntünün elde edildiği x-ışını cihazının kalitesinden bağımsız olarak, klinikte izlendiği monitörün özellikleri kadar dijital olarak görüntülenebilir. Bu nedenle klinik görüntüleri raporlamak için kullanılan herhangi bir monitör iyi ayarlanmış ve düzenli kalite kontrolüne tabi tutulmalıdır.

Pratik bir kural olarak, monitöre düşen oda aydınlatması 20 ile 60 lüks arasında olmalıdır. Ayrıca, monitördeki tamamen beyaz ekrandan gelen parlaklık 200 cd/m²'nin üzerinde olmalıdır. Bu değer 350 ile 500 cd/m² arasında ise bu güçlü parlaklığın radyologları rahatsız etmemesine dikkat edilmelidir.

MPE testleri için Amerika Tıp Fizikçileri Derneği görev grubu 18 (The American Association of Physicists in Medicine task group 18, AAPM TG18) tarafından raporlanan kalite kontrol programı veya eşdeğer uygun bir yöntem uygundur.¹¹ Görüntü ekranlarının kalite kontrolünde kurumların düzenli yapması gereken kontroller bulunur.

10.5.1 Genel Koşullar

- AAPM TG18 veya SMPTE eşdeğeri uygun bir test şablonu bilgisayara yüklenip temiz bir ekranda izlenmelidir.
- Test şablonundaki tüm ayırık gri seviyelerinin bağımsız olarak izlendiğinden emin olunmalıdır. Ayrıca büyük siyah ve beyaz karelerin içindeki küçük siyah ve beyaz kareler açıkça **izlenmelidir**.
- Raporlamada iki ekran kullanımında, her bir ayırık gri seviyesinde algılanan kontrastın iki ekran arasında tutarlı olduğundan emin olunmalıdır.

10.5.2 Ekran Çözünürlüğü

- AAPM TG18 veya SMPTE test görüntü çözünürlük şablonundaki tüm çubuklar açıkça izlenmelidir.

SEDENTEXCT TABLO

Test	Öncelik	Uzmanlık seviyesi*	Önerilen sıklık	Aksiyon seviyesi**	
X-ışını tüpü ve jeneratör	Çıkış tekrarlanabilirliği	Zorunlu	MPE	12 aylık	Ortalama $\pm\%10$ fark
	Çıkış tekrar üretilebilirliği	Zorunlu	MPE	12 aylık	Baz değerden $\pm\%10$ fark
	Filtrasyon	Zorunlu	MPE	Yeni, çıkış değişikliği veya tüp kafası sökümü	< 2.5 mm alüminyum eşdeğer (1.5mm sürekli olmalıdır)
	Tüp voltajı	Zorunlu	MPE	12 aylık	Beklenenden $> \pm\%5$ kV
	Alan boyutu ve hızı	Zorunlu	MPE	12 aylık	Beklenenden saha boyutundan $> \%10$
Sızıntı	Zorunlu	MPE	Yeni veya hasar şüphesi	Maksimum tüp oranında $> 1000 \mu\text{Gy}$ saat-1	
Kantitatif Görüntü Kalitesi	Görüntü dansite değerleri	Önerilir	Kurumda/MPE	Aylık	$>$ Baz değerden $\%10$ fark
	Üniformite ve artefaktlar	Zorunlu	Kurumda	Aylık	Görüntüde izlenen artefakt veya ortalamada $> \pm\%10$ fark
	Gürültü	Önerilir	Kurumda/MPE	12 aylık	Baz değerden $> \pm\%10$ fark
	Limit çözünürlük	Zorunlu	Kurumda/MPE	12 aylık	Baz değerden $> \pm\%20$ fark
	Kontrast detayı	Önerilir	Kurumda/MPE	12 aylık	Kullanılan yöntemle bağlıdır

Geometrik isabet Zorunlu Kurumda/MPE 12 aylık $\pm 0.5\text{mm}$ ve $\pm 2^\circ$ aralığında olmalıdır

Ekran niteliği	Genel koşullar	Zorunlu	Kurum	Aylık	Test şablonundaki farklı kontrastların ayırt edilememesi / ekranlar arası uyumsuzluk
	Ekran çözünürlüğü	Önerilir	MPE	Aylık	Baz çizgi değeriyle uyumsuzluk
Hasta dozu	Hasta doz endeksi	Önerilir	MPE	12 aylık	Üreticinin özelliğinin $\pm 15\%$ dışında
	Hasta doz denetimi	Zorunlu	Kurumda/MPE	En fazla 3 yıllık	> ulusal veya uluslararası referans seviye

* Uzmanlık seviyesi: MPE test için sofistike test ekipmanı olan bir medikal fizik uzmanının katılımının gerektiğini gösterirken kurumda testin klinik personel tarafından standart fantomlarla yapılabileceğini gösterir

** Aksiyon seviyesi: Bu seviyelerin dışındaki sonuçlar araştırılmalı ve aksiyon alınmalıdır. Medikal fizik uzmanı veya servis mühendislerinin önerisi gerekebilir

Lütfen dikkat edin: Bu tablo dental KIBT üniteleriyle ilgili güncel tecrübeye dayanan bir başlangıç rehberi taslağıdır. Muhtelif cihazlarla yeni tecrübeler kazanıldıkça kritik olarak gözden geçirilmelidir.

EFOMP TABLO 1

Parametre	Prosedür	Frekans*	Aksiyon Seviyesi
3.1. Üniformite	XYZ üniformite kıvrımı	Yıllık	Üreticinin bildirisi veya hava su farkı >%10
	DIN metodu		Uniformite parametresi $U < 5$
Geometrik kesinlik	Geometrik kesinlik	Yıllık	>1mm
	Linearite	Yıllık	>1mm
	Uzaysal stabilite	İlgili olmayan	İlgili olmayan
Voksel yoğunluk değerleri	Değişik materyallerde voksel değerleri	Yıllık	Üretici bildirisi veya hava su farkı >%25
Gürültü	ROI Standart sapması	Yıllık	Baz değerden >%20 fark
Düşük kontrast çözünürlüğü	Kontrast-gürültü oranı	Yıllık	Baz değerden >%40 fark, kabul indikatörü <100**
Uzaysal çözünürlük	MTF'nin %10'unun frekansı	Yıllık	<10 lp/cm (yüksek çözünürlük modunda)

* Aylık yapılması önerilir.

** 100 değeri PVC ve PMMA değeri arasında hesaplanan kontrastı tanımlar.

EFOMP Tablo 2

Parametre	Frekans	Aksiyon Seviyesi
KAP (Kerma alan ürünü, Kerma area product)	Yıllık	250 mGy cm² den büyük KAP
Ka,i (FDD) (dedektördeki hava kerma olayı)		50 mGy'den fazla D_{FOV}

11. EK – Sözlük ve Kısaltmalar

A (Kanit derecesi)	1++ olarak derecelendirilen ve hedef popülasyona doğrudan uygulanabilir en az bir meta analiz, sistematik inceleme veya kontrollü klinik çalışma; ya da temel olarak 1+ olarak derecelendirilen, hedef popülasyona doğrudan uygulanabilen ve sonuçların genel tutarlılığını gösteren çalışmalardan oluşan kontrollü klinik çalışmaların sistematik bir incelemesi veya bir kanıt grubu
Absorbe edilen doz	Absorbe edilen doz, şu ilişki ile tanımlanır; $D = \frac{d\epsilon}{dm}$ Burada $d\epsilon$ iyonlaştırıcı radyasyon tarafından dm maddesine verilen ortalama enerjidir.
AMD	Aktif matriks dizisi
B (kanıt derecesi)	2++ olarak derecelendirilen, hedef popülasyona doğrudan uygulanabilen ve sonuçların genel tutarlılığını gösteren çalışmaları içeren bir kanıt grubu; veya 1++ ya da 1+ olarak derecelendirilen çalışmalardan elde edilen kanıtlar
BP (kanıt derecesi)	Temel prensip. Avrupa Dental ve Maksillofasial Radyoloji Akademisi'nin fikir birliği ilkesi (bölüm 3).
GP (kanıt derecesi)	İyi Uygulama (kılavuz grubunun klinik uzmanlığı ve paydaşlar ile varılan fikir birliğine dayalı olarak)
C (kanıt derecesi)	2+ olarak derecelendirilen, hedef popülasyona doğrudan uygulanabilen ve

	sonuçların genel tutarlılığını gösteren çalışmaları içeren bir kanıt grubu; veya 2++ olarak derecelendirilen çalışmalardan elde edilen kanıtlar
KIBT	Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi
Kontrollü alan	İyonize radyasyondan korunma amacıyla özel kurallara tabi olan ve erişimin kontrol edildiği alan.
Kraniyofasiyal KIBT	Görüntüleme alanı boyutuna dayalı tanım. "Kraniyofasiyal" görüntüleme alanlarının yüksekliği 10 cm'den fazladır ve maksillofasiyal görüntülemeye olanak sağlar. Bu, "Büyük hacimli KIBT" ile eş anlamlıdır (aşağıya bakınız).
BTDI	Bilgisayarlı tomografi doz indeksi
D (kanıt derecesi)	3 ya da 4 düzeyli kanıt; veya 2+ olarak derecelendirilen çalışmalardan elde edilen kanıt
DAP	Doz alan çarpımı
Dentoalveolar KIBT	Görüntüleme alanı boyutuna dayalı tanım. "Dentoalveolar" görüntüleme alanlarının yüksekliği 10 cm'den küçüktür, alt ve üst çeneleri görüntülemeye uygundur, ancak genellikle bundan daha küçüktür.
DICOM	Tıpta Dijital Görüntüleme ve İletişim (DICOM) standardı
DMFR	Dento Maksillo Fasiyal Radyoloji
Doz kısıtlaması	Optimizasyon ile ilgili olarak radyasyondan korunmanın planlama aşamasında kullanılmak üzere, belirli bir kaynağın sonucu olabilecek bireylere yönelik ileriye dönük dozlarda bir kısıtlama.

DRLs	Tanısal Referans Düzeyleri (Diagnostic Reference Levels): standart boylu hasta grupları ya da yaygın kullanılan ekipman türlerinin standart fantomlara özgü tipik muayeneler için tıbbi radyodiyagnostik uygulamalardaki doz seviyeleri. Teşhis ve teknik performansla ilgili iyi ve normal uygulamaların yapıldığı standart prosedürler için bu seviyelerin aşılması beklenmektedir.
DVT	Dijital Volümetrik Tomografi
EADMFR	Avrupa Dento Maksillo Fasiyal Radyoloji Akademisi
EAO	Avrupa Osseointegrasyon Derneği
ED (Kanıt derecesi)	96/29 / Euratom veya 97/43 / Euratom EC Konsey Yönergesi kaynak alınmıştır.
Efektif doz	<p>Efektif doz, E, aşağıdaki ifadeyle verilen, vücudun belirtilen tüm doku ve organlarındaki eşdeğer dozların doku ağırlıklı toplamıdır:</p> $E = \sum_T W_T \sum_R W_R D_{T,R}$ <p>Burada $w_R D_{T,R}$ bir doku veya organdaki eşdeğer dozdur, T ve w_T doku ağırlık faktörüdür. Efektif dozun birimi, absorbe edilen doz ile aynıdır, $J kg^{-1}$, ve özel ismi sievert (Sv)'dir.</p>
Eşdeğer doz	Eşdeğer doz, HT, aşağıdakiler tarafından iletilen bir doku veya organ T'deki dozdur:

	$E = \sum_R W_R D_{T,R}$ <p>burada $D_{T,R}$, bir doku veya organ T'deki radyasyon R'den absorbe edilen ortalama dozdur, w_R radyasyon ağırlıklandırma faktörüdür. w_R boyutsuz olduğundan, eşdeğer dozun birimi, absorbe edilen doz ile aynıdır, $J\ kg^{-1}$ ve özel adı sievert (Sv) dir.</p>
FOV	Görüntüleme alanı
FDI	Dünya Dişhekimliği Derneği
FPD	Flat panel dedektör
Yüksek kontrastlı KIBT	Mevcut belge bağlamında, 0,2 mm veya daha küçük voksel boyutlarının kullanılması.
Sorumluluk sahibi	Belirli bir radyolojik kurulum için ulusal yasalar uyarınca yasal sorumluluğa sahip herhangi bir gerçek veya tüzel kişi.
HU	Hounsfield birimi
ICPR	Uluslararası Radyasyondan Korunma Komisyonu
II	Görüntü yoğunlaştırıcı (<i>image intensifier</i>)
kV	Kilovolt (1000 volt)
Geniş hacimli KIBT	Görüntüleme alanının çenelerden daha büyük olduğu KIBT (mandibula ve maksilla). Genellikle yüz kemikleri, kafa tabanı veya kafatasını ya da daha geniş bir hacmi kapsayan görüntüleme alanlarını ifade eder. “Kraniyofasiyal KIBT” ile eş anlamlıdır (yukarıya bakınız).
Sınırlı hacimli KIBT	Görüntüleme alanının çenelerden (mandibula ve maksilla) daha küçük bir hacimle sınırlı olduğu KIBT. Genellikle bir veya birkaç dişin görüntülenmesi için uygun

	olan küçük görüntüleme alanlarını ifade eder.
Tıbbi fizik uzmanı (TFU)	Çekim için uygulanan radyasyon fiziği veya radyasyon teknolojisinde, eğitimi ve uygulama yeterliliği yetkili makamlar tarafından tanınan bir uzman; ve uygun olduğu şekilde, hasta dozimetrisi, karmaşık tekniklerin ve ekipmanın geliştirilmesi ve kullanımı, optimizasyon, kalite kontrol dahil kalite güvencesi ve 97/43 Euratom, 30 Haziran 1997 Konsey Yönergesi kapsamında çekimle ilgili radyasyondan korunma ile ilgili diğer konularda eylemde bulunan veya tavsiye veren kişi. “TFU” olarak kısaltılmıştır.
ÇKBT	Çok kesitli bilgisayarlı tomografi. ÇKBT “konvansiyonel tıbbi BT” anlamına gelir
Piksel	Resim (iki-boyutlu) elemanı
QA; Kalite güvencesi	Bir yapının, sistemin, bileşenin veya prosedürün mutabık kalınan standartlara uygun olarak tatmin edici bir şekilde gerçekleştirileceğine dair yeterli güveni sağlamak için gerekli tüm planlı ve sistematik eylemler.
Kalite Kontrol	Kalite güvencesinin bir parçası. Kaliteyi korumayı veya iyileştirmeyi amaçlayan işlemler dizisi (programlama, koordinasyon, uygulama). Ekipmanın tanımlanabilen, ölçülebilen ve kontrol edilebilen performansının tüm özelliklerinin gerekli seviyelerde izlenmesi, değerlendirilmesi ve bakımını kapsar.

QUADAS	Sistematik incelemelere dahil edilen tanısal doğruluk çalışmalarının kalite değerlendirmesi için bir araç.
Nitelikli uzman	Dozların değerlendirilmesi için fiziksel, teknik veya radyokimyasal testler yapmak ve bireylerin etkin korunmasını ile koruyucu ekipmanın doğru çalışmasını sağlamak için tavsiyelerde bulunmak üzere gerekli bilgi ve eğitime sahip, nitelikli bir uzman olarak hareket etme kapasitesi olan kişi yetkili makamlarca tanınmaktadır. Nitelikli bir uzmana, çalışanların ve halkın radyasyondan korunması görevleri için teknik sorumluluk verilebilir.
SEDENTEXCT	Yeni ve Gelişmekte Olan Bir Dental Radyoloji Yönteminin Güvenliği ve Etkinliği. Avrupa Atom Enerjisi Topluluğu'nun Yedinci Çerçeve Programı (Euratom FP7, 2007-11, 212246 sayılı hibe sözleşmesi (SEDENTEXCT) kapsamında) tarafından ortak finanse edilen bir proje.
SIGN	İskoç Üniversitelerarası Yönergeler Ağı
STARD	Teşhis Doğruluk Çalışmalarının Raporlanmasına İlişkin Standartlar
Sv	Eşdeğer veya efektif doz biriminin özel adı. Bir sievert, kilogram başına bir joule'ye eşittir: $1 \text{ Sv} = 1 \text{ J kg}^{-1}$.
TFT	İnce film transistör
TLD	Termoluminesans dozimetre
TME	Temporomandibular eklem
Voksel	Hacim (üç boyutlu) elemanı

12. KONİK IŞINLI BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ (KİBT) UYGULAMALARI İÇİN KLİNİK İŞLEYİŞ REHBERİ

MUAYENE

0. Muayene onamı, Muayene
1. Tanı için uygun görüntüleme planlaması
2. Hastanın daha önceden elde edilmiş radyograflarının sorgulanması
3. Görüntüleme tekniğine uygun aydınlatılmış onam alınması
4. Gebelik sorgulaması
5. Hastanın görüntüleme için hazırlanması
6. Radyasyon güvenliğinin sağlanması

KONİK IŞINLI BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ (KİBT)

7. KİBT için hastanın görüntüleme kabine alınması
8. Görüntüleme cihazının çapraz enfeksiyonu önleyecek şekilde hazırlanması
9. Hastanın vücudunun görüntüleme cihazına pozisyonlanması
10. Hastanın çenesinin görüntüleme cihazına pozisyonlanması
11. Hastanın başının görüntüleme cihazına pozisyonlanması
12. KİBT cihazının, görüntüleme protokolünün belirlenmesi
13. Görüntüleme alanının (FOV) belirlenmesi
14. Görüntüleme cihazının, ışınlama parametrelerinin ayarlanması
15. Hastanın x-ışını ile ışınlanması
16. Görüntüleme işleminin tamamlanması
17. Elde edilen görüntünün değerlendirilmesi
18. Hastanın bilgilendirilmesi

1. Tanı için uygun görüntüleme planlamasını yap

Muayene onamı al

Anamnez al

Ağız dışı değerlendirme yap

Ağız içi değerlendirme yap

TME muayenesi ve okluzyon değerlendirmesi yap

Radyolojik değerlendirme yap



2. Hastanın daha önceden elde edilmiş radyograflarının sorgula



AĞIZ DIŞI GÖRÜNTÜLEME UYGUN



3. Ağız dışı görüntülemeye uygun aydınlatılmış onam al



4. Gebelik sorgulaması yap



GEBE DEĞİL



5. Hastayı görüntüleme için hazırla

Hastadan baş- boyun bölgesinde bulunan metal içerikli aksesuarlarını, hareketli protez ve apareylerini çıkartmasını iste



6. Radyasyon güvenliğini sağla

Hastaya kurşun önlük ve tiroid koruyucu yakalık tak



Radyografların teşhis değeri var ise mevcut radyografları göz önünde bulundurarak yeni isteyeceğin radyografları buna göre planla



AĞIZ DIŞI GÖRÜNTÜLEME UYGUN DEĞİL



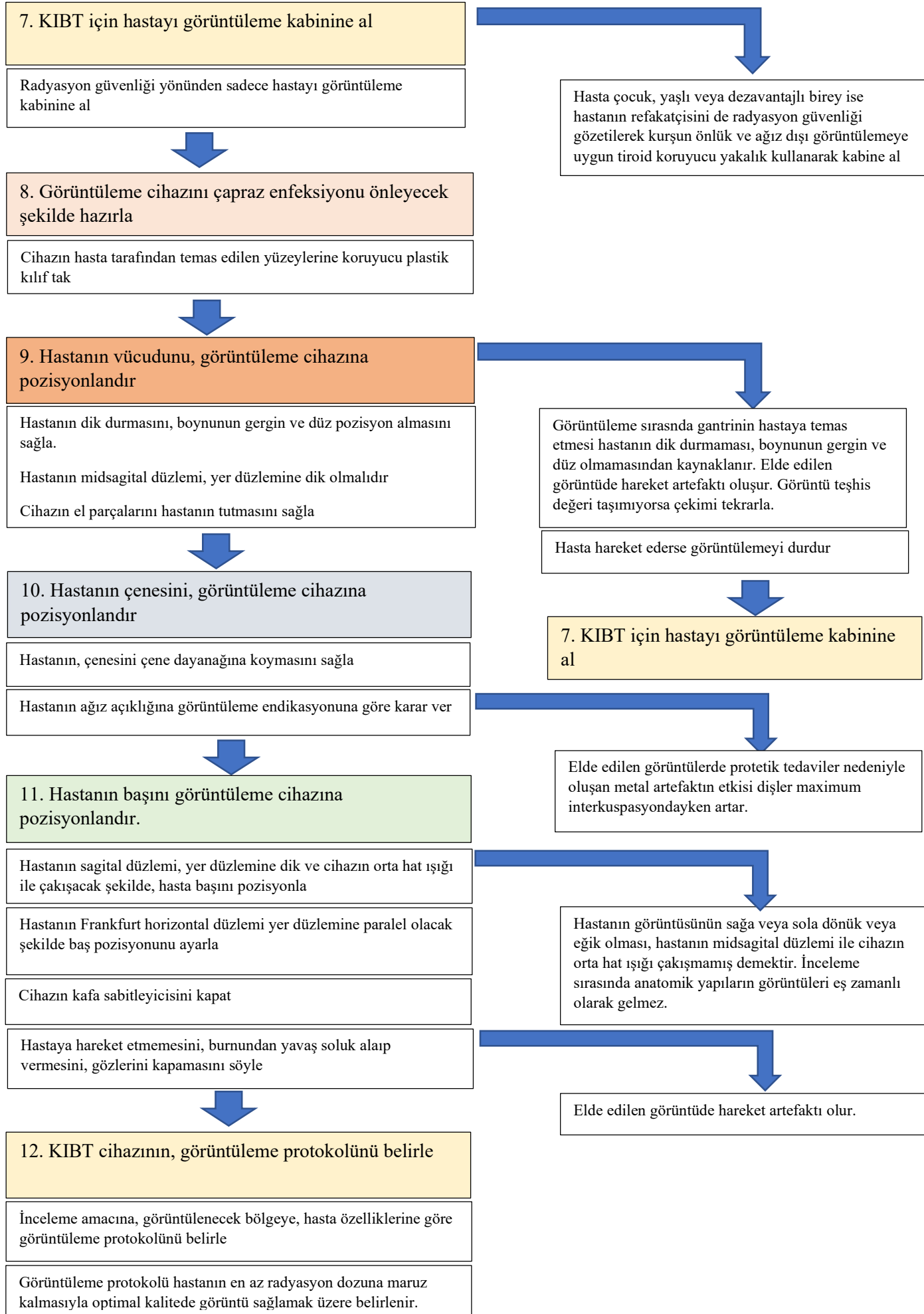
Hastayı diğer görüntüleme teknikleri hakkında bilgilendir. Gerekli ise ağız içi görüntülemeye yönlendirilir.

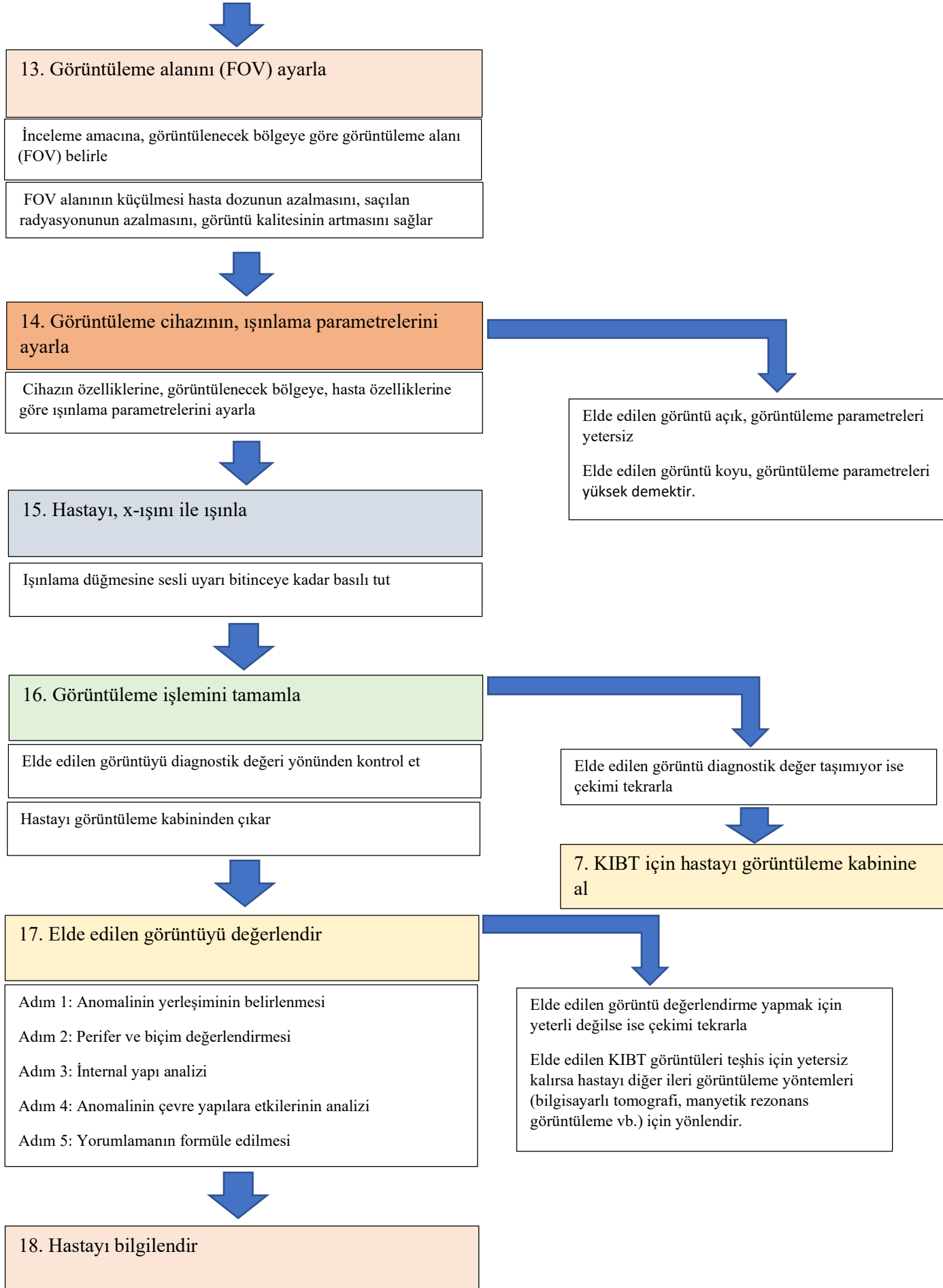


GEBE VEYA GEBELİK ŞÜPHESİ



Ağız dışı görüntüleme ertelenir.





KAYNAKLAR

SEDEXCT:

European Commission. Radiation protection 172. Evidence based guidelines on cone beam CT for dental and maxillofacial radiology. Luxembourg: Office for Official Publications of the European Communities; 2012.

<https://www.sedentexct.eu/content/guidelines-cbct-dental-and-maxillofacial-radiology>

Advies van de Hoge Gezondheidsraad nr. 8705. Dentale cone beam computed tomography. Brussel: Hoge Gezondheidsraad, 2011. www.hgr-css.be.

Akdeniz BG, Gröndahl HG, Magnusson B. Accuracy of proximal caries depth measurements: comparison between limited cone beam computed tomography, storage phosphor and film radiography. *Caries Res* 2006; 40: 202-207.

Alqerban A, Jacobs R, Lambrechts P, Loozen G. Root resorption of the maxillary lateral incisor caused by impacted canine: a literature review. *Clin Oral Investigation* 2009a; 13: 247-255.

Alqerban A, Jacobs R, Souza PC, Willems G. In-vitro comparison of 2 cone-beam computed tomography systems and panoramic imaging for detecting simulated canine impaction-induced external root resorption in maxillary lateral incisors. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009b; 136: 764.e1-11; discussion 764-5.

Al-Okshi A, Theodorakou C, Lindh C. Dose optimization for assessment of periodontal structures in cone beam CT examinations. *Dentomaxillofacial Radiology.* 2017;46(3):20160311.

Al-Saleh MAQ, Alsufyani N, Lai H, Lagravere M, Jaremko JL, Major PW. Usefulness of MRI-CBCT image registration in the evaluation of temporomandibular joint internal derangement by novice examiners. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* 2017 Feb;123(2):249-256.

Ayyıldız E, Orhan M, Bahşi İ, Yalçın ED. Morphometric evaluation of the temporomandibular joint on cone-beam computed tomography. *Surg Radiol Anat.* 2021 Jun;43(6):975-996.

Ballanti F, Lione R, Fiaschetti V, Fanucci E, Cozza P. Low-dose CT protocol for orthodontic diagnosis. *Eur J Paediatr Dent.* 2008; 9: 65-70.

Baratto Filho F, Zaitter S, Haragushiku GA, de Campos EA, Abuabara A, Correr GM. Analysis of the internal anatomy of maxillary first molars by using different methods." *J Endod* 2009; 35: 337-342.

Barone A, Covani U, Cornelini R, Gherlone E. Radiographic bone density around immediately loaded oral implants. *Clin Oral Implants Res* 2003; 14: 610-615.

Bartoloni JA, Chariton DG, Flint DJ. Infection control practices in dental radiology. *Gen Dent* 2003;51:264-271.

Belli, Mauro & Salomaa, Sisko Ottolenghi, A. MELODI: the 'Multidisciplinary European Low-Dose Initiative'. *Radiation protection dosimetry.* 2010;143. 330-4. 10.1093/rpd/ncq392.

Bhatavadekar NB, Paquette DW. Long-term follow-up and tomographic assessment of an intrabony defect treated with enamel matrix derivative. *J Periodontol* 2008; 79: 1802-1808.

Botticelli S, Verna C, Cattaneo PM, Heidmann J, Melsen B. Two- versus three-dimensional imaging in subjects with unerupted maxillary canines. *Eur J Orthod*. 2011;33(4):344-349.

Brown AA, Scarfe WC, Scheetz JP, Silveira AM, Farman AG. Linear accuracy of cone beam CT derived 3D images. *Angle Orthod* 2009; 79: 150-157.

Bryant JA, Drage NA, Richmond S. Study of the scan uniformity from an i-CAT cone beam computed tomography dental imaging system. *Dentomaxillofac Radiol*. 2008; 37: 365-74

Caruso S, Storti E, Nota A, Ehsani S, Gatto R. Temporomandibular Joint Anatomy Assessed by CBCT Images. *Biomed Res Int*. 2017;2017:2916953.

Christiansen R, Kirkevang LL, Gotfredsen E, Wenzel A. Periapical radiography and cone beam computed tomography for assessment of the periapical bone defect 1 week and 12 months after root-end resection. *Dentomaxillofac Radiol* 2009; 38: 531-536.

Cohenca N, Simon JH, Mathur A, Malfaz JM. Clinical indications for digital imaging in dentoalveolar trauma. Part 1: traumatic injuries." *Dental Traumatol* 2007a; 23: 95-104.

Cohenca NJH, Simon JH, Mathur A, Malfaz JM. Clinical indications for digital imaging in dento-alveolar trauma. Part 2: root resorption. *Dent Traumatol* 2007b; 23: 105-113.

Cotton TP, Geisler TM, Holden DT, Schwartz SA, Schindler WG. Endodontic applications of cone-beam volumetric tomography. *J Endod* 2007; 33: 1121-1132.

Council Directive 97/43/Euratom of 30 June 1997 (on health protection of individuals against the dangers of ionizing radiation in relation to medical exposure).

De Boer EW, Dijkstra PU, Stegenga B, de Bont LG, Spijkervet FK. Value of cone-beam computed tomography in the process of diagnosis and management of disorders of the temporomandibular joint. *Br J Oral Maxillofac Surg*. 2014;52(3):241-6.

De Faria Vasconcelos K, Evangelista K, Rodrigues C, Estrela C, De Sousa T, Silva M. Detection of periodontal bone loss using cone beam CT and intraoral radiography. *Dentomaxillofacial Radiology*. 2012;41(1):64-9.

De Las Heras Gala H, Torresin A, Dasu A, et al. Quality control in cone-beam computed tomography (CBCT) EFOMP-ESTRO-IAEA protocol (summary report). *Phys Med*. 2017;39:67-72.

De Paula-Silva FWG, Wu M-K, Leonardo MR, da Silva SA, Wesselink PR. Accuracy of periapical radiography and cone-beam computed tomography scans in diagnosing apical periodontitis using histopathological findings as a gold standard. *J Endod* 2009; 35: 1009-1012.

Dula K, Benic GI, Bornstein M, Dagassan-Berndt D, Filippi A, Hicklin S, et al. SADMFR guidelines for the use of cone-beam computed tomography/digital volume tomography. *Swiss dental journal*. 2015;125(9):945-53.

Durack C, Patel S, Davies J, Wilson R, Mannocci F. Diagnostic accuracy of small volume cone beam computed tomography and intraoral periapical radiography for the detection of simulated external inflammatory root resorption. *Int Endod J* 2011; 44: 136-147.

Eickholz P. Reproducibility and validity of furcation measurements as related to class of furcation invasion. *Journal of periodontology*. 1995;66(11):984-9.

Eickholz P, Hausmann E. Evidence for healing of periodontal defects 5 years after conventional and regenerative therapy: digital subtraction and bone level measurements. *Journal of Clinical Periodontology*. 2002;29(10):922-8.

Erdogan, Nuri.-Baykara, Murat.-Eren, Cemal Suat.-Yeşildere, Filiz Burcu, Radyoloji Raporlarının Değerini Artırmak İçin Kısa Bir Rehber. *Fırat Üniversitesi Sağlık Bilimleri Tıp Dergisi*, 2010;24, 209-214.

Fryback DG, Thornbury JR. The efficacy of diagnostic imaging. *Med Decis Making* 1991; 11: 88-94.

Grimard BA, Hoidal MJ, Mills MP, Mellonig JT, Nummikoski PV, Mealey BL. Comparison of clinical, periapical radiograph, and cone-beam volume tomography measurement techniques for assessing bone level changes following regenerative periodontal therapy. *Journal of periodontology*. 2009;80(1):48-55.

Haiter-Neto F, Wenzel A, Gotfredsen E. Diagnostic accuracy of cone beam computed tomography scans compared with intraoral image modalities for detection of caries lesions. *Dentomaxillofac Radiol* 2008; 37: 18-22.

Haney E, Gansky SA, Lee JS, Johnson E, Maki K, Miller AJ. Comparative analysis of traditional radiographs and cone-beam computed tomography volumetric images in the diagnosis and treatment planning of maxillary impacted canines. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010; 137: 590-597.

Haute Autorité de Santé. Tomographie Volumique a Faisceau Conique de la Face (Cone Beam Computerized Tomography). Rapport d'évaluation Technologique. Service évaluation des actes professionnels. Saint-Denis La Plaine: Haute Autorité de Santé, 2009. <http://www.has-sante.fr>.

Hendriks AW, Maal T, Dieleman F, Van Cann EM, Merks MA. Cone-beam CT in the assessment of mandibular invasion by oral squamous cell carcinoma: results of the preliminary study. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2010; 39: 436-439.

Horner K, Islam M, Flygare L, Tsiklakis T, Whaites E. Basic Principles for Use of Dental Cone Beam CT: Consensus Guidelines of the European Academy of Dental and Maxillofacial Radiology. *Dentomaxillofac Radiol* 2009; 38: 187-195.

Horner K, Equipment HPAWPODCBCT. Guidance on the Safe Use of Dental Cone Beam CT (Computed Tomography) Equipment. Chilton, Didcot, Oxfordshire: Health Protection Agency, 2010. 64 p. (HPA CRCE scientific and technical report series).

ICRP, 2007. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103. Ann. ICRP 37 (2-4).

ICRP Publication 60. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. 1990. Annals of the ICRP: 21.

IPEM report 91 Recommended standards for the routine performance testing of diagnostic X ray imaging systems IPEM 2005

IPEM Report 32 Measurement of the Performance characteristics of diagnostic X-ray systems used in medicine Part III Computed Tomography X-ray scanners 2nd Ed IPEM 2003

Isaacson KG, Thom AR, Horner K, Whaites E. Orthodontic Radiographs. Guidelines for the use of radiographs in orthodontics. British Orthodontic Society: London, 2008.

Ito K, Yoshinuma N, Goke E, Arai Y, Shinoda K. Clinical application of a new compact computed tomography system for evaluating the outcome of regenerative therapy: a case report. J Periodontol 2001; 72: 696-702.

John V. Non-surgical management of infected type III dens invaginatus with vital surrounding pulp using contemporary endodontic techniques. Aust Endod J 2008; 34: 4-11.

Jung BA, Wehrbein H, Wagner W, Kunkel M. Preoperative diagnostic for palatal implants: Is CT or CBCT necessary?. Clin Implant Dent Relat Res. 2012;14(3):400-405.

Karaca, B. Yeni Coronavirus Pandemisinde Dental-Oral Muayene-Radyografik Değerlendirme Üçgenine Genel Yaklaşım ve Üçüncü Basamak Dişhekimliği Sağlık Kuruluşunda Olgu Ayrımlama (Triyaj) Uygulama Örneği. Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, COVID Özel.2020; 13-26.

Kasaj A, Willershausen B. (2007). Digital volume tomography for diagnostics in periodontology. Int J Comput Dent 2007; 10: 155-168.

Katheria BC, Kau CH, Tate R, Chen JW, English J, Bouquot J. Effectiveness of impacted and supernumerary tooth diagnosis from traditional radiography versus cone beam computed tomography. Pediatr Dent. 2010; 32: 304-309.

Kayıpmaz S, Sezgin ÖS, Sarıcaoğlu ST, Çan G. An in vitro comparison of diagnostic abilities of conventional radiography, storage phosphor, and cone beam computed tomography to determine occlusal and approximal caries. Eur J Radiol. 2011;80(2):478-482.

Kwong JC, Palomo JM, Landers MA, Figueroa A, Hans MG. Image quality produced by different cone-beam computed tomography settings. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2008; 133: 317-327.

Harris D, Buser D, Dula K, Gröndahl K, Jacobs R, Lekholm U, Nakielny R, van Steenberghe D, van der Stelt P. E.A.O. Guidelines for the use of diagnostic imaging in implant dentistry. *Clin Oral Implants Res* 2002; 13: 566-570.

Haute Autorité de Santé. Tomographie Volumique a Faisceau Conique de la Face (Cone Beam Computerized Tomography). Rapport d'évaluation Technologique. Service évaluation des actes professionnels. Saint-Denis La Plaine: Haute Autorité de Santé, 2009. <http://www.has-sante.fr>.

Hassan B, Metska ME, Ozok AR, van der Stelt P, Wesselink PR.. Comparison of five cone beam computed tomography systems for the detection of vertical root fractures *J Endod* 2010; 36:126-129.

Health Protection Agency. Recommendations for the design of X-ray facilities and quality assurance of dental Cone Beam CT (Computed tomography) systems HPARPD-065 JR Holroyd and A Walker. Chilton: Health Protection Agency, 2010a.

Health Protection Agency. Guidance on the Safe Use of Dental Cone Beam CT (Computed Tomography) Equipment. HPA-CRCE-010. Chilton: Health Protection Agency, 2010b.

Hintze H, Wiese M, Wenzel A. Cone beam CT and conventional tomography for the detection of morphological temporomandibular joint changes. *Dentomaxillofac Radiol* 2007; 36: 192-197.

Hubar SJ. *Fundamentals of Oral and Maxillofacial Radiology* Wiley 2017

Larheim TA, Abrahamsson AK, Kristensen M, Arvidsson LZ. Temporomandibular joint diagnostics using CBCT. *Dentomaxillofac Radiol*. 2015;44(1):20140235.

Lee S, Gantes B, Riggs M, Crigger M. Bone density assessments of dental implant sites: 3. Bone quality evaluation during osteotomy and implant placement. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007; 22: 208-212.

Leitlinie der DGZMK. Dentale Volumentomographie (DVT) - S1 Empfehlung. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 64, 2009: 490 - 496.

Linet MS, Slovis TL, Miller DL, et al. Cancer risks associated with external radiation from diagnostic imaging procedures. *CA Cancer J Clin*. 2012;62(2):75-100.

Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, White SC. Patient risk related to common dental radiographic examinations: the impact of 2007 International Commission on Radiological Protection recommendations regarding dose calculation. *J Am Dent Assoc*. 2008; 139: 1237-1243.

Ludlow JB. A manufacturer's role in reducing the dose of cone beam computed tomography examinations: effect of beam filtration. *Dentomaxillofac Radiol*. 2011; 40: 115-122.

Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, Brooks SL. Dosimetry of two extraoral direct digital imaging devices: NewTom cone beam CT and Orthophos Plus DS panoramic unit. *Dentomaxillofac Radiol* 2003; 32: 229-234.

Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, Brooks SL, Howerton WB. Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT. *Dentomaxillofac Radiol* 2006; 35: 219-226.

Ludlow JB, Ivanovic M. Comparative dosimetry of dental CBCT devices and 64-slice CT for oral and maxillofacial radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008; 106:106-114.

Loftag-Hansen S, Huumonen S, Gröndahl K, Gröndahl H-G. Limited cone-beam CT and intraoral radiography for the diagnosis of periapical pathology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2007; 103:114-119.

Lofthag-Hansen. Cone Beam Computed Tomography. Radiation Dose and Image Quality assessments. PhD thesis: Sahlgrenska Academy, University of Gothenburg, 2010.

Loubele M, Jacobs R, Maes F, Schutyser F, Debaveye D, Bogaerts R, Coudyzer W, Vandermeulen D, van Cleynenbreugel J, Marchal G, Suetens P. Radiation dose vs. image quality for low-dose CT protocols of the head for maxillofacial surgery and oral implant planning. *Radiat Prot Dosimetry* 2005; 117: 211-216.

Loubele M, Guerrero ME, Jacobs R, Suetens P van Steenberghe D. Comparison of jaw dimensional and quality assessments of bone characteristics with cone-beam CT, spiral tomography, and multi-slice spiral CT. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007; 22: 446-454.

Ma RH, Li G, Sun Y, Meng JH, Zhao YP, Zhang H. Application of fused image in detecting abnormalities of temporomandibular joint. *Dentomaxillofac Radiol*. 2019 Mar;48(3):20180129.

Maini AP, Durning P, Drage N. Resorption: within or without? The benefit of cone-beam computed tomography when diagnosing a case of an internal/external resorption defect. *Br Dent J* 2008; 204: 135-137.

Melo SL, Bortoluzzi EA, Abreu M Jr, Corrêa LR, Corrêa M. Diagnostic ability of a cone-beam computed tomography scan to assess longitudinal root fractures in prosthetically treated teeth. *J Endod*. 2010; 36:1879-1882.

Misch KA, Yi ES, Sarment DP. Accuracy of cone beam computed tomography for periodontal defect measurements. *J Periodontol* 2006; 77: 1261-1266.

Mol A, Balasundaram A. In vitro cone beam computed tomography imaging of periodontal bone. *Dentomaxillofac Radiol* 2008; 37: 319-324.

Momin MA, Okochi K, Watanabe H, Imaizumi A, Omura K, Amagasa T, Okada N, Ohbayashi N, Kurabayashi T. Diagnostic accuracy of cone-beam CT in the assessment of mandibular invasion of lower gingival carcinoma: comparison with conventional panoramic radiography. *Eur J Radiol* 2009; 72: 75-81.

Nackaerts O, Maes F, Yan H, Couto Souza P, Pauwels R, Jacobs R. Analysis of intensity variability in multislice and cone beam computed tomography. *Clin Oral Implants Res*. 2011;22(8):873-879.

Nair MK, Nair UP. Digital and advanced imaging in endodontics: a review. *J Endod* 2007; 33: 1-6.

Naitoh M, Yamada S, Noguchi T, Arijji E, Nagao J, Mori K, Kitasaka T, Suenaga Y. Threedimensional display with quantitative analysis in alveolar bone resorption using cone-beam computerized tomography for dental use: a preliminary study. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2006; 26: 607-612.

Naitoh M, Nakahara K, Suenaga Y, Gotoh K, Kondo S, Arijji E. Comparison between conebeam and multislice computed tomography depicting mandibular neurovascular canal structures. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2010; 109: e25-31.

Nakata K, Naiyoh M, Izumi M, Inamoto K, Arijji E, Nakamura, H. Effectiveness of Dental computed tomography in diagnostic imaging of periradicular lesion of each root of a multirooted tooth: a case report. *J Endod* 2006; 32: 583-587.

Neelakantan P, Subbarao C, Ahuja R, Subbarao CV, Gutmann JL. Cone-Beam Computed Tomography Study of Root and Canal Morphology of Maxillary First and Second Molars in an Indian Population. *J Endod* 2010a; 36: 1622-1627.

Neelakantan P, Subbarao C, Subbarao CV Comparative Evaluation of Modified Canal Staining and Clearing Technique, Cone-Beam Computed Tomography, Peripheral Quantitative Computed Tomography, Spiral Computed Tomography, and Plain and Contrast Medium-enhanced Digital Radiography in Studying Root Canal Morphology. *J Endod* 2010b; 36: 1547-1551.

Noujeim M, Prihoda TJ, Langlais R, Nummikoski P. Evaluation of high-resolution cone beam computed tomography in the detection of simulated inter-radicular bone lesions. *Dentomaxillofac Radiol* 2009; 38: 156-162.

Özdede M, Peker İ. Konik-ışınlı bilgisayarlı tomografide raporlama. Bayer E, editör. *Sağlık Bilimlerinde Güncel Yaklaşımlar 1*. Baskı. SRA Academic Publishing, 2018. sf. 95-106.

Özdede M, Peker İ, Altunkaynak B, Üçok Ö. The perceptions and attitudes of dentists towards cone-beam computed tomography reports. *Cumhuriyet Dental Journal* 2018;21(4):379-86.

Palenik CJ. Infection control practices for dental radiography. *Dent Today* 2004;23:52-55.

Patel A, Tee BC, Fields H, Jones E, Chaudhry J, Sun Z. Evaluation of cone-beam computed tomography in the diagnosis of simulated small osseous defects in the mandibular condyle. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2014 Feb;145(2):143-56.

Patel S, Dawood A. The use of cone beam computed tomography in the management of external cervical resorption lesions. *Int Endod J* 2007; 40: 730-737.

Patel S, Dawood A, Mannocci F, Wilson R, Pitt Ford T. Detection of periapical bone defects in human jaws using cone beam computed tomography and intraoral radiography. *Int Endod J* 2009a; 42: 507-515.

- Patel S, Dawood A, Pitt Ford T, Whaites E. The potential applications of cone beam computed tomography in the management of endodontic problems. *Int Endod J* 2007; 40: 818-830.
- Patel S, Dawood A, Wilson R, Horner K, Mannocci F. The detection and management of root resorption lesions using intraoral radiography and cone beam computed tomography - an in vivo investigation. *Int Endod J* 2009b; 42: 831-838.
- Pauwels R, Beinsberger J, Collaert B, Theodorakou C, Rogers J, Walker A, Cockmartin L, Bosmans H, Jacobs R, Bogaerts R, Horner K; The SEDENTEXCT Project Consortium. Effective dose range for dental cone beam computed tomography scanners. *Eur J Radiol* 2012; 81: 267-271.
- Peker I, Uçok O, Kayadugun A. Approaches of dentomaxillofacial and medical radiologists about reporting. *Cumhuriyet Dent J.* 2018;21:32-39.
- Petersson A. What you can and cannot see in TMJ imaging - an overview related to the RDC/TMD diagnostic system. *J Oral Rehabil.* 2010; 37: 771-778.
- Rosenberg PA, Frisbie J, Lee J, Lee K, Frommer H, Kottal S, Phelan J, Lin L, Fisch G. Evaluation of pathologists (histopathology) and radiologists (cone beam computed tomography) differentiating radicular cysts from granulomas. *J Endod.* 2010; 36: 423-428.
- Scarfe WC, Levin MD, Gane D, Farman AG. Use of cone beam computed tomography in endodontics. *Int J Dent* 2009; 2009:634567.
- Schoen R, Fakler O, Metzger MC, Weyer N, Scmelzeisen R. Preliminary functional results of endoscope-assisted transoral treatment of displaced bilateral condylar mandible fractures. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2008; 37: 111-116.
- Senel B, Kamboroğlu K, Üçok Ö, Yüksel SP, Özen T, Avsever H. Diagnostic accuracy of different imaging modalities in detection of proximal caries. *Dentomaxillofac Radiol* 2010; 39: 501-511.
- Simon JHS, Enciso R, Malfaz J-M, Roges R, Bailey-Perry M, Patel A. Differential diagnosis of large periapical lesions using cone-beam computed tomography measurements and biopsy. *J Endod* 2006; 32: 883-837.
- Siraci E, Cem Gungor H, Taner B, Cehreli ZC. Buccal and palatal talon cusps with pulp extensions on a supernumerary primary tooth. *Dentomaxillofac Radiol* 2006; 35: 469-472.
- Sirin Y, Guven K, Horasan S, Sencan S. Diagnostic accuracy of cone beam computed tomography and conventional multislice spiral tomography in sheep mandibular condyle fractures. *Dentomaxillofac Radiol.* 2010; 39: 336-342.
- Song, YD, Jun SH, Kwon JJ. Correlation between bone quality evaluated by cone-beam computerized tomography and implant primary stability. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009; 24: 59-64.

Soğur E, Baksi BG, Gröndahl H-G, Lomcali G, Sen BH. Detectability of chemically induced periapical lesions by limited cone beam computed tomography, intra-oral digital and conventional film radiography. *Dentomaxillofac Radiol* 2009; 38: 458-464.

Sundhedsstyrelsen. Statens Institut for Strålebeskyttelse. Krav til 3D dental. Herlev: Statens Institut for Strålebeskyttelse, 2009.

Sur J, Seki K, Koizumi H, Nakajima K, Okano T. Effects of tube current on cone-beam computerized tomography image quality for presurgical implant planning in vitro. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2010; 110: e29-33.

Statens strålevern. Stråleverninfo 8:2010. Krav for bruk av Cone Beam CT ved odontologiske virksomheter. Østerås: Statens strålevern, 2010.

Stavropoulos A, Wenzel A. Accuracy of cone beam dental CT, intraoral digital and conventional film radiography for the detection of periapical lesions. An ex vivo study in pig jaws. *Clin Oral Invest* 2007; 11: 101-106.

Takane M, Sato S, Suzuki K, Fukuda T, Asano Y, Honda K, Arai Y, Ito K. Clinical application of cone beam computed tomography for ideal absorbable membrane placement in interproximal bone defects. *J Oral Sci*. 2010; 52: 63-69.

Terakado M, Hashimoto K, Arai Y, Honda M, Sekiwa T, Sato H. Diagnostic imaging with newly developed ortho cubic super-high resolution computed tomography (Ortho-CT). *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2000; 89: 509-518.

Theodorakou C, Walker A, Horner K, Pauwels R, Bogaerts R, Jacobs R, The SEDENTEXCT Project Consortium. Estimation of paediatric organ and effective doses from dental cone beam computed tomography using anthropomorphic phantoms. *Br J Radiol* 2012; 85: 153- 160.

Tsiklakis K, Donta C, Gavala S, Karayianni K, Kamenopoulou V, Hourdakis CJ. Dose reduction in maxillofacial imaging using low dose Cone Beam CT. *Eur J Radiol* 2005; 56: 413-417.

Tsuchida R, Araki K, Okano T. Evaluation of a limited cone-beam volumetric imaging system: comparison with film radiography in detecting incipient proximal caries. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2007; 104: 412-416.

Tsurumachi T, Honda K. A new cone beam computerized tomography system for use in endodontic surgery. *Int Endod J* 2007; 40: 224-232.

Qu X, Li G, Zhang Z, Ma X. Detection accuracy of in vitro approximal caries by cone beam computed tomography images. *Eur J Radiol*. 2011;79(2):e24-e27.

Walter, C, Krastl G, Izquierdo A, Hecker H, Weiger R. Replantation of three avulsed permanent incisors with complicated crown fractures. *Int Endod J* 2008; 41: 356-364.

Walter C, Weiger R, Zitzmann NU. Accuracy of three-dimensional imaging in assessing maxillary molar furcation involvement. *J Clin Periodontol* 2010; 37: 436-441.

Walter C, Buset S, Thillainathan L, Weiger R, Zitzmann NU. Evaluation of periodontal therapy in undergraduate courses of the University of Basle. A retrospective study. *Rivista mensile svizzera di odontologia e stomatologia*. 2013;123(10):861-77.

Wang Y, Zheng QH, Zhou XD, Tang L, Wang Q, Zheng GN, Huang DM. Evaluation of the root and canal morphology of mandibular first permanent molars in a western Chinese population by cone-beam computed tomography. *J Endod* 2010; 36: 1786-1789.

Wang YH, Li G, Ma RH, Zhao YP, Zhang H, Meng JH, Mu CC, Sun CK, Ma XC. Diagnostic efficacy of CBCT, MRI, and CBCT-MRI fused images in distinguishing articular disc calcification from loose body of temporomandibular joint. *Clin Oral Investig*. 2021 Apr;25(4):1907-1914.

Wenzel A, Haiter-Neto F, Frydenberg M, Kirkevang LL. 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 Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2009;108: 939-945.

White SC, Pharoah MJ. *Oral Radiology Principles and Interpretation*. 6th Ed. Mosby Elsevier 2009.

White SC. Assessment of radiation risk from dental radiography. *Dentomaxillofac Radiol* 1992; 21: 118-126.

Vandenberghe B, Jacobs R, Yang J. Diagnostic validity (or acuity) of 2D CCD versus 3D CBCT-images for assessing periodontal breakdown. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2007; 104: 395-401.

Vandenberghe B, Jacobs R, Yang J. Detection of periodontal bone loss using digital intraoral and cone beam computed tomography images: an in vitro assessment of bony and/or infrabony defects. *Dentomaxillofac Radiol* 2008; 37: 252-260.

Young GR. Contemporary management of lateral root perforation diagnosed with the aid of dental computed tomography. *Aust Endod J* 2007; 33: 112-118.

Young SM, Lee JT, Hodges RJ, Chang T-L, Elashoff DA,, White SC. A comparative study of high-resolution cone beam computed tomography and charge-coupled device sensors for detecting caries. *Dentomaxillofac Radiol* 2009; 38: 445-451.

Zhang Z, Qu X, Li G, Zhang Z, Ma X. The detection accuracies for proximal caries by cone beam computerized tomography, film, and phosphor plates. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2011; 111:103-108.

Zheng QH, Wang Y, Zhou XD, Wang Q, Zheng GN, Huang DM. Evaluation of the root and canal morphology of mandibular first permanent molars in a Chinese population. *J Endod* 2010; 36: 1480-1484.