

Dentomaksillofasiyal Konik Işın Demetli Bilgisayarlı Tomografi Bölüm 1: Temel Prensipler

Dento-maxillofacial Cone Beam Computed Tomography Part 1: Basic Principles

Kıvanç KAMBUROĞLU*, Buket ACAR**, Elif Naz YAKAR***, Candan Semra PAKSOY****

Özet

Konik Işın Demetli Bilgisayarlı Tomografi (KIBT), ilk kez 1982 yılında Mayo Klinik Biyodinamik Araştırmaları Laboratuvarı'nda anjiyografi, radyoterapi ve mamografi uygulamalarında kullanılmıştır. İki boyutlu projeksiyon setinden direk üç boyutlu görüntü rekonstrüksiyonu yapan geri projeksiyon formülünü kullanan konik ışın algoritması ilk kez 1984 yılında Feldkamp tarafından tanımlandı. KIBT cihazlarının dentomaksillofasiyal radyoloji için kullanılabilmesi bundan ancak 15 yıl sonra gerçekleşti, çünkü; ekonomik x ışını tüpleri, yüksek kaliteli dedektör sistemleri ve yeterli kapasiteye sahip kişisel bilgisayarlar mevcut değildi. Attilio Tacconi ve Piero Mozzo'nun tasarladığı ve QR, Inc. Verona, Italy tarafından üretilen ilk dentomaksillofasiyal KIBT cihazı NewTom DVT 9000, 1999 yılında Avrupa'da tanıtıldı. Dış hekimliğinde KIBT kullanımının 2000'li yıllarda yaygınlaşması dentomaksillofasiyal radyoloji alanında yeni bir çağ başladığının göstergesiydi. Teknolojik gelişmelerin ışığında değişik büyüklüklerde görüntüleme alanı ve voksel seçenekleri ile birçok cihaz tasarımları, farklı tanısal amaçlar için kullanılabilir. Ayrıca, KIBT görüntüleri ile beraber panoramik ve sefalometrik radyografların da alınabildiği hibrit cihazlar da bulunmaktadır. Medikal BT ile karşılaştırıldığında, KIBT klinik uygulamada birçok avantaja sahiptir. Bunlar arasında daha düşük efektif radyasyon dozu, az maliyet, kapladığı alanın küçük olması, daha kolay görüntü elde edilebilmesi ve maksillofasiyal görüntüleme de kullanılabilen çok düzlemsel rekonstrüksiyon gibi etkileşimli gösterim modlarının olması sayılabilir. Bu avantajların yanı sıra KIBT'nin dezavantajları ise iki boyutlu görüntüleme daha yüksek dozlarda radyasyon kullanılması, yumuşak doku ve yumuşak doku lezyonlarının internal yapılarını tam olarak göstermedeki yetersizliği, kemik yoğunluğunun standardize ölçümü için kullanılan 'Hounsfield Unit' ile sınırlı korelasyon göstermesi, çoğunlukla metal restorasyonların neden olduğu çeşitli tiplerdeki görüntü artefaktlarıdır. Ayrıca, KIBT ile ilgili yasal sorumluluklar konusu henüz çözümlenmemiştir.

Anahtar Kelimeler: Konik Işın Demetli Bilgisayarlı Tomografi, Radyoloji, Dış Hekimliği

Abstract

First adapted for potential clinical use in 1982 at the Mayo Clinic Biodynamics Research Laboratory, the initial interest in Cone Beam Computed Tomography (CBCT) was focused primarily on applications in angiography, radiotherapy and mammography. A practical cone-beam algorithm for tomographic reconstruction of 2-D projection data was first illustrated by Feldkamp in 1984, who, used a back-projection formula to directly reconstruct a three-dimensional density function from a set of two-dimensional projections. CBCT units dedicated to dento-maxillofacial radiology could not be marketed for another 15 years because economic x-ray tubes, high-quality detector systems and sufficiently powerful personal computers were unavailable. Eventually, in 1999, the first dento-maxillofacial CBCT unit, the NewTom DVT 9000, designed by Attilio Tacconi and Piero Mozzo and produced by QR, Inc. of Verona, Italy, was introduced in Europe. Revolutionary CBCT applications reached the dental market in the 2000s, marking the beginning of a new era in the field of dento-maxillofacial radiology. New technological specifications and settings include multiple field of views (FOVs) and voxels that can better address a variety of specific tasks. There are also several hybrid machines offering CBCT imaging along with panoramic and cephalometric radiography. CBCT possesses a number of advantages over medical CT in clinical practice, such as lower effective radiation doses, lower costs, fewer space requirements, easier image acquisition, and interactive display modes such as multiplanar reconstruction that are applicable to maxillofacial imaging. However, the disadvantages of CBCT include higher doses than two-dimensional imaging; the inability to accurately represent the internal structure of soft tissues and soft-tissue lesions; a limited correlation with Hounsfield Units for standardized quantification of bone density; and the presence of various types of image artifacts, mainly those produced by metal restorations. In addition, liability issues related to CBCT remain unresolved.

Key Words: Cone Beam Computerized Tomography, Radiology, Dentistry

* Doç. Dr., Ankara Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi Ağız, Dış ve Çene Radyolojisi Ana Bilim Dalı

** Arş. Gör., Ankara Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi Ağız, Dış ve Çene Radyolojisi Ana Bilim Dalı

*** Arş. Gör., Ankara Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi Ağız, Dış ve Çene Radyolojisi Ana Bilim Dalı

**** Prof. Dr., Ankara Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi Ağız, Dış ve Çene Radyolojisi Ana Bilim Dalı

Radyoloji, klinik dış hekimliğinde her zaman önemli bir yere sahip olmuştur. Dijital ve konvansiyonel intraoral radyografi, günümüz dış hekimliğinde kullanılan görüntüleme teknikleri arasında geometrik çözümlülüğün en iyi olduğu yöntemdir. Fakat iki boyutlu görüntüleme, üç boyutlu yapıların süperpozisyonu bilgi kaybına neden olur ve bu nedenle pek çok vaka farklı açılardan iki veya üç radyograf alınması gerekebilir.^{1,2} Sabit duran hastanın etrafında x ışını kaynağı ve imaj reseptörünün eş zamanlı dönüşü ile her iki çenenin bir arada görüntülediği panoramik radyografi ise, çene ve dişlerin geniş kapsamlı olarak incelenmesini sağlar. Bu teknikte, görüntüde magnifikasyon, distorsiyon ve süperpozisyon oluşur. Görüntü distorsiyonunu azaltmak ve görüntü kalitesinin 'hayalet görüntü' ile bozulmadığından emin olmak için dikkatli bir ön hazırlık yapılmalı ve hasta doğru pozisyonlandırılmalıdır.^{3,4}

Dişlerin ve komşu yapıların üç boyutlu yapısı hakkında bilgi veremeyen, lezyonun kaynağı, büyüklüğü ve yeri hakkında yalnızca sınırlı bilgi sağlayabilen intraoral ve panoramik tekniklerin aksine medikal bilgisayarlı tomografi (BT) cihazları, dentomaksillofasiyal bölgenin üç boyutlu olarak görüntülenmesini sağlarlar. Ancak yüksek radyasyon dozu, yüksek maliyet ve uygulama zorlukları medikal bilgisayarlı tomografinin dış hekimliğinde rutin olarak kullanılmasını engeller. Dış hekimliği uygulamalarındaki bu eksiklik ve yoğun talep nedeniyle medikal BT'den daha düşük doz ve az maliyetle üç boyutlu veri sağlayabilen konik ışın demetli BT (KIBT) geliştirildi ve özel olarak dentomaksillofasiyal görüntüleme için kullanıma sunuldu.⁵⁻⁸ Tablo 1'de günümüzde kullanılan bazı KIBT cihazlarının özellikleri görülmektedir

KIBT'nin Tarihçesi

'Kesit görüntüsü' anlamına gelen tomografi, Yunanca kesit anlamına gelen 'tomos' ve şekil, görüntü demek olan 'grafi' kelimelerinin bir araya getirilmesiyle oluşturulmuştur. Bilgisayarlı Tomografi (BT), mühendis Godfrey Hounsfield ve fizikçi Allan Cormack tarafından 1972 yılında tanıtıldı. Birbirlerinden bağımsız çalışarak BT'yi geliştiren Cormack ve Hounsfield 1979'da Nobel Tıp Ödülü'nü paylaştılar. Bilgisayarlı Tomografinin ilk kullanımı tıp alanında olmuş, BT ile komşu anatomik yapıların süperpozisyonu olmadan yüksek kontrasta sahip görüntüler elde edilmiştir. Klinikte kullanılan ilk BT tarayıcılar 1974-1976 arasında geliştirilmiş ve yalnızca baş bölgesinin görüntülenmesinde kullanılmışlardır. 1976 yılında ise tüm vücudun görüntülenmesi mümkün hale gelmiştir. Bu yıllarda

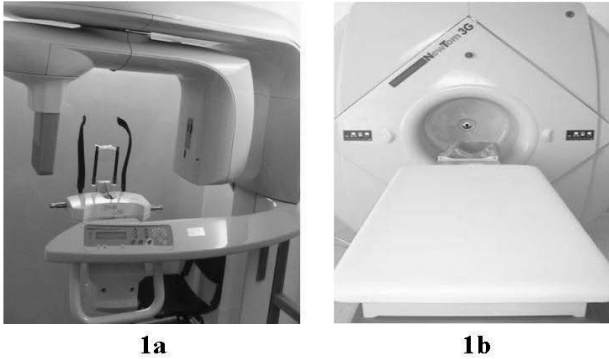
tek görüntü diliminin (kesit) üretilmesi için gerekli olan ham verilerin toplanması birkaç saat, bu ham verinin rekonstrüksiyonu ise günler sürüyordu. Zamanla hız, hasta konforu ve çözünürlük konusunda büyük gelişmeler yaşandı. Günümüzde ise daha kısa sürede daha büyük anatomik alanlar taranabilmektedir.⁹⁻¹³

BT tarayıcılar, x ışını kaynağı ile birlikte hastanın etrafında döndüğü ilk tasarımından, rotasyon yaparken x ışını kaynağından saçılan ışın demetlerini yakalayan, dairesel bir düzen içindeki sabit dedektörlerin bulunduğu son evreye kadar dört evre geçirmişlerdir. Spiral (helikal) BT'nin kullanıma sunulması 1989 yılında gerçekleşmiştir. Spiral BT'de hasta gantri boyunca durmaksızın ilerlerken, bu sırada kesintisiz veri helezonu elde etmek için, x ışını kaynağı hasta ile eş zamanlı ve aynı yönde hastanın etrafında döner. Tarama süresince hastanın gantri boyunca kesintisiz hareketi ile veri toplama birleştirilerek çoklu görüntü kesitleri hızla elde edilebilir. Ayrıca ışınlama süresi ve böylece hareket artefaktı azaltılmış olur. Bilgisayarlı Tomografi konusunda en son teknolojik gelişme, tek sıra dedektörlerin yerini insan vücudunun uzun eksenine boyunca düzenlenmiş multidedektör dizilerinin alınmasıyla 1998 yılında yaşandı. Her bir rotasyonda taranan hacim genişliğindeki bu artış, x ışınına daha verimli kullanmamızı sağladı. Modern BT multidedektör tarayıcıları, 4-512 arasında dedektörün sıralandığı dizilere sahiptir. Günümüz pratik uygulamalarında pek çok sistem, spiral (helikal) ve multidedektör birleşimi bir teknoloji kullanmaktadır. Multidedektör spiral BT (MDBT) ile tarama süresi kısalmasına rağmen verilen radyasyon dozları ve BT cihazlarının maliyeti azalmamıştır.¹¹⁻¹⁴

Zaman içerisinde dedektör fiyatları, radyasyon dozu ve görüntü elde etme süresiyle ilgili kaygılar, konik demet geometrisinin fan şekilli demetin yerini aldığı BT tarayıcıların geliştirilmesini sağlamıştır. Konik Işın Demetli Bilgisayarlı Tomografi (KIBT), ilk kez 1982 yılında Mayo Klinik Biyodinamik Araştırmaları Laboratuvarı'nda anjiyografi, radyoterapi ve mamografi uygulamalarında kullanılmıştır.^{15,16} İki boyutlu projeksiyon rekonstrüksiyonu için uygun konik ışın algoritması ilk kez Feldkamp ve arkadaşları tarafından tanımlandı. Bu araştırmacılar fan-beam rekonstrüksiyon formülü yerine, iki boyutlu projeksiyon setinden direk üç boyutlu görüntü rekonstrüksiyonu yapan geri projeksiyon formülünü kullandılar. Bu formül ile pek çok pratik uygulamaya göre daha az hata yapılmaktadır. Modifiye Feldkamp algoritması, dentomaksillofasiyal KIBT'de en çok kullanılan algoritmadır.¹⁷ Orijinal Feldkamp geri projeksiyon algoritması 1984 yılında yayımlanmasına rağmen KIBT cihazlarının dentomaksillofasiyal radyoloji için kullanılabilmesi, bundan an-

Firma	Model	KIBT Dedektör	Hasta Pozisyonu	Görüntüleme Alanı	Voksel Boyut Seçenekleri	Tahmini Etkin Dozlar Erişkinler için (ICRP 2007)	Yazılım
Quantitative Radiology, Verona, İtalya	NewTomVGi KIBT	Amorf silikon flat panel	Ayakta Oturarak Tekerlekli sandalyede	Beş seçenek 6 x 6 cm'den 15 x 15cm'e kadar	0.075mm'den 0.30mm'ye kadar	15 x 15 FOV (194 μ Sv) ²³	NNT Viewer
Quantitative Radiology, Verona, İtalya	NewTom 5G KIBT	Amorf silikon flat panel, 20cm x25 cm	Yatarak	Beş FOV 6x6cm'den 18x16cm'e kadar	Ultra yüksek: 0.075mm; Yüksek: 0.15mm; Düşük: 0.30mm	Çalışmalar devam ediyor	NNT Viewer
J. Morita, Kyoto, Japonya	Veraviewepocs 3D KIBT / Pano/Sef	CMOS Flat Panel Dedektör	Ayakta	Veraviewepocs 3D 4 x 4 cm 4 x 8 cm 8 x 8 cm	0.125mm	73 μ Sv (8 x 8 cm'lik FOV'da) ²³	i-Dixel 2.0/ One DataViewer/ One Volume Viewer
J. Morita, Kyoto, Japonya	3D Accuitomo 170 KIBT	CMOS Flat Panel Dedektör	Oturarak	Dokuz FOV 4 x 4 cm ve 17 x 12 cm arasında değişen	0.08 mm'den 0.250mm'e kadar	43 μ Sv (en küçük FOV'da); 50 μ Sv (10 x 5 cm'lik FOV'da) ²³	i-Dixel 2.0/One DataViewer/ One Volume Viewer
Imaging Sciences, Hatfield, PA, USA	I-CAT Classic KIBT	Amorf silikon flat panel, 20cm x25 cm	Oturarak	16cm x 13-22 cm	0.2 mm'den 0.4mm'ye kadar	Standart tarama (69 μ Sv) ²⁵	Xoran Cat iCATvision 3DVR
Imaging Sciences, Hatfield, PA, USA	I-CAT Next Generation KIBT	Amorf silikon flat panel, 20cm x25 cm	Oturarak	Standart 16x 6,8,10,13 cm Büyütülmüş 17 x 23 cm	0.125mm'den 0.4 mm'e kadar	87 μ Sv (16 x 13 cm) ²⁵	iCATvision InVivo Dental 3DVR
Kodak Dental Systems, Carestream, Rochester, NY, ABD	Kodak 9000 3D KIBT / Pano / Sef	CMOS optik fiberli sensör	Ayakta Oturarak Tekerlekli sandalyede	5cm x 3.8 cm tek 9 x 7 x 3.75 cm Dikışli	0.076mm-0.2mm	5 x 3.8 cm (19-40 μ Sv) ²³	Kodak Imaging Software
Kodak Dental Systems, Carestream, Rochester, NY, ABD	Kodak 9500 KIBT	Amorf silikon flat panel	Ayakta Oturarak Tekerlekli sandalyede	Orta 15 x 9 cm Geniş 18.4 x 20.6 cm	0.2-0.3mm	(Orta FOV: 92 μ Sv; Geniş FOV:136 μ Sv) ²³	Kodak Imaging Software
Planmeca Oy, Helsinki, Finlandiya	Promax3D KIBT Pano/ Sef	Flat Panel Sensör	Ayakta Oturarak Tekerlekli sandalyede	8x8 cm, 8x5 cm, 4x8 cm, 4x5 cm	1.1- 0.4mm	(30-306 μ Sv) ²⁴	Romexis
Planmeca Oy, Helsinki, Finlandiya	Promax 3D Max KIBT	Flat Panel Sensör	Ayakta Oturarak Tekerlekli sandalyede	5.5x5 cm ila 23x16 cm; Tüm kafatası: 26 x 23cm	0.1, 0.2, 0.4,0.6 mm	Çalışmalar devam ediyor	Romexis
Soredex, Tuusula, Finlandiya	Scanora 3D KIBT / Pano	CMOS Flat Panel	Oturarak	6 x 6cm'den 14.5 x 13 cm'e	0.13-0.35mm	En geniş FOV: (68 μ Sv) ²³	OnDemand
Soredex, Tuusula, Finlandiya	Scanora 3Dx KIBT/Pano	CMOS Flat Panel	Oturarak	5 x 5 cm'den 24 x 17 cm'e	0.1-0.5mm	Mevcut değil	OnDemand
Sirona Dental Systems, Bensheim, Almanya	Galileos Comfort KIBT/Sef	Tescilli Siemens Teknoloji	Ayakta Oturarak	15 x 15 x 15 cm	0.15mm-0.3mm	(84 μ Sv) ²³	Galaxis, Sidexis, Galelios Implant

çak 15 yıl sonra gerçekleşti. Arada bu kadar uzun süre olmasının nedeni, o dönemde henüz ekonomik x ışın tüplerinin, yüksek kaliteli dedektör sistemlerinin ve yeterli kapasiteye sahip kişisel bilgisayarların bulunmamasıydı. Attilio Tacconi ve Piero Mozzo'nun tasarladığı ve QR, Inc. Verona, İtalya tarafından üretilen ilk dentomaksillofasiyal KIBT cihazı NewTom DVT 9000, 1999 yılında Avrupa'da tanıtıldı ve bunu 2001'de 3D Accuitomo-XYZ Slice View tomografi sisteminin (J.Morita Mfg Corp., Kyoto, Japonya) Japonya'da tanıtılması izledi.^{12,13} Diş hekimliğinde KIBT kullanımının 2000'li yıllarda yaygınlaşması dentomaksillofasiyal radyoloji alanında yeni bir çağ başladığının göstergesiydi. Teknolojik gelişmelerin ışığında günümüzde farklı büyüklüklerde görüntüleme alanı ve voksel seçenekleri ile hastanın değişik konumlarda (yatarak, oturarak, ayakta) pozisyonlandırılmasına olanak tanıyan birçok cihaz tasarımları yer almaktadır. Ayrıca KIBT görüntüleri ile beraber panoramik ve sefalometrik radyografların da alınabildiği hibrit cihazlar da bulunmaktadır. Şekil 1a ve 1b sırasıyla küçük ve büyük görüntüleme alanlı cihazları göstermektedir.



Şekil 1a: Hastanın ayakta pozisyonlandırılabilirdiği küçük görüntüleme alanlı KIBT üniti (Kodak 9000, Carestream, Rochester, NY, USA) görülmektedir. Görüldüğü gibi cihaz panoramik radyografiye benzer boyut ve şekle sahiptir.

Şekil 1b: Hastanın yatarak pozisyonlandırılabilirdiği geniş görüntüleme alanlı KIBT üniti (NewTom3G, QR, Inc. Verona, İtalya) görülmektedir.

KIBT'nin Temel Özellikleri

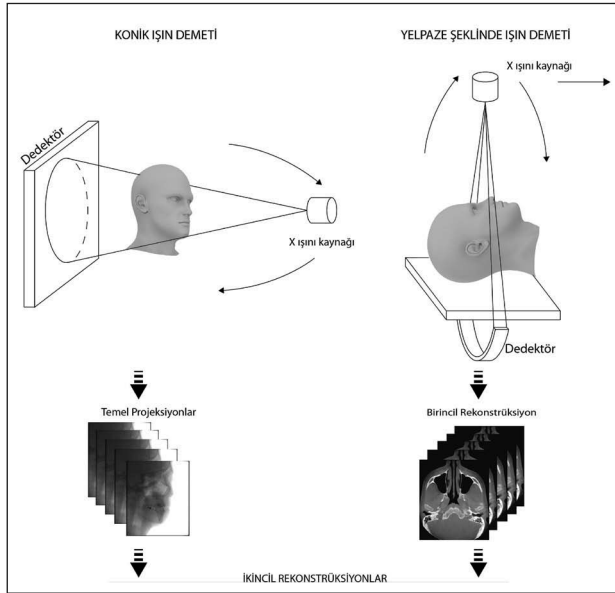
Medikal BT'ler yelpaze şekilli (fan beam) x ışını demeti yayarlar ve tam bir görüntü oluşturabilmeleri için çok sayıda görüntü kesitinin yığılması gerekir. KIBT sistemlerinde ise konik şekilli x ışını demeti ile iki boyutlu dedektör kullanılır. Dedektör hastanın başı etrafında bir tam tur veya daha az dönerek iki boyutlu görüntü serilerini oluşturur. Konik ışın algoritması, bu görüntü veri setini kullanarak herhangi bir yönde, değişen kalınlıklarda düzlemsel ve eğimli görüntü re-

konstrüksiyonu yaparak kemik ile yumuşak dokuların bilgisayar monitöründe izlenebilen üç boyutlu görüntüsünü oluşturur. Kullanılan özel algoritmalar, aksiyel düzlemin yanı sıra çok düzlemlili iki veya üç boyutlu reformasyonlar ile panoramik rekonstrüksiyonu yapılmasını sağlar.¹⁸⁻²⁰ Fan-beam geometride sekonder rekonstrüksiyon ile ortogonal düzlem görüntüleri oluşturulur ve bu görüntülerden aksiyel kesitler almak için verilerin primer rekonstrüksiyonundan yararlanır. Konik ışın geometride ise ortogonal görüntülerin ikincil rekonstrüksiyonu için çoklu temele dayanan baz projeksiyonlar kullanılır. Primer ham veri tekli projeksiyon serilerinden oluşur. Bu tek görüntüler sefalometrik radyograflara benzer, ancak serideki her bir görüntü, bir sonrakinden uzaklaşarak devam eder. Görüntü hacmi genellikle iki boyutlu birkaç yüz temel görüntü ile hesaplanır ve düzenlenir. Bu temel görüntüler, projeksiyon verisi adını alan görüntü serisidir (Şekil 2 konik ışın ve fan beam görüntüleme geometrilerinin rekonstrüksiyon işlemlerinin şematik çizimini göstermektedir). X ışını demeti farklı doku katmanlarından geçtiği zaman, dedektöre iletilen ışın yoğunluğu, ışın demetinin izlediği doğrusal yol üzerinde bulunan çeşitli voksellerin atenüasyon değerlerinin toplamına eşit olur. Bir kesitteki her bir voksel için ortalama atenüasyon katsayısı ilgilenilen bölgeyi çevreleyen farklı ışınlarla belirlenir. Her vokselin atenüasyon değerinin hesaplanmasıyla kesitteki farklı dokular arasında ayırım yapmak mümkün olur. Pek çok yazılım, üç ortogonal düzlemde (aksiyel, koronal ve sagittal) bitişik iki boyutlu görüntü serileriyle oluşturulan varsayımsal görünüm elde etme olanağı sunar (Şekil 3 aksiyel, koronal ve sagittal düzlemlerin şematik çizimleri ve ilgili KIBT görüntüleri göstermektedir). Medikal BT'de veri, genellikle görüntülerin elde edildiği iş istasyonundan, biçimlendirildiği ayrı bir kumanda paneline aktarılır. KIBT'de ise görüntünün hem elde edilmesi, hem izlenmesi genellikle aynı bilgisayarda yapılır.¹⁸⁻²⁰

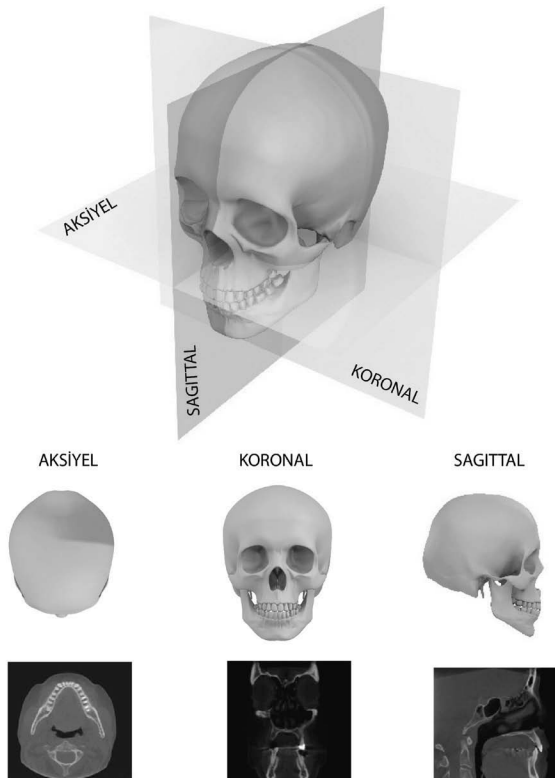
X ışını Oluşumu

Medikal BT sistemleri kısa sürede geniş hacimli veri elde etmek için yüksek x ışını enerjisine gereksinim duyarlar ve bu nedenle güçlü x ışını jeneratörleri kullanırlar. Medikal BT cihazları 80-140 kVp (kilovolt peak) aralığında ve 20-100 kW'lık maksimum güçle kullanırlar. Ancak bu sistemler maksimum güçte genellikle 30-60 saniyelik sınırlı sürelerde çalıştırılabilirler. KIBT sistemleri ise 80-120 kVp'de çalışmakla birlikte pek çok ünit bu aralığın en düşük uç değerinde fonksiyon görür. Bu değer esasen panoramik radyografi cihazlarının ışınlama aralığından çok farklı değildir. KIBT ve medikal BT benzer fokal spot büyüklüklerine

(0.5-0.8 mm) sahipken, birçok KIBT sistemi medikal BT'den farklı olarak tüp akımının genellikle 1 mA ile 20 mA aralığında olduğu sabit anoda sahiptir. Bu akım aralığı BT'den çok düşüktür (125 mA-500 mA) ve hem jeneratör gücünü, hem de ısı üretimini azaltır. Ayrıca çoğu KIBT cihazı dedektör hareketiyle uyumlu pulsatif x ışını üretir. Bu durum ışınlama süresini ve daha az radyasyonun ısıya dönüşmesi nedeniyle açığa çıkan ısı miktarını da azaltır.¹³



Şekil 2: Konik ışın ve fan (yelpaze) ışın görüntüleme geometrilerinin ve rekonstrüksiyon işlemlerinin şematik çizimini göstermektedir.



Şekil 3: Aksiyel, koronal ve sagittal düzlemlerin şematik çizimleri ve ilgili KIBT görüntüleri izlenmektedir.

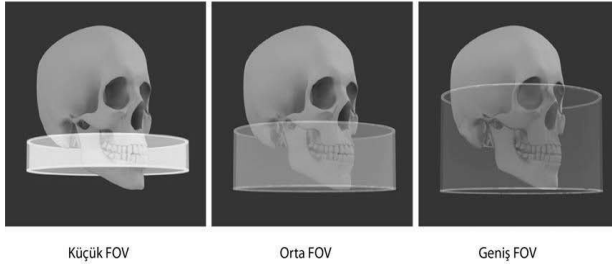
Dedektör

Bütün KIBT sistemleri, görüntüleri oluşturmak ve kaydetmek için alan dedektörü kullanırlar. Başlangıçta KIBT dedektörleri charge-coupled-device (CCD/II) (yükten bağlaşıklık aygıt) ve görüntü koyulaştırıcı (image intensifier) birleşiminden meydana gelmekte idi. Bu birleşim dedektörlerin iri ve hantal olmasına neden oluyordu. Bu dedektörler dik açılı temel görüntü alanları (silindirik hacim) yerine sirküler şekilli alanlar (küresel hacim) oluşturuyorlardı. Günümüzde, pek çok KIBT ünitesi geniş alanlı piksel dizisi içeren, hidrojenize amorf silikonlu ince film transistör veya daha az sıklıkla geniş, tamamlayıcı metal oksit yarı iletken (Complementary metal-oxide semiconductor) (CMOS) diziler içeren düz panel dedektör (flat panel detector) (FPD) kullanmaktadır. X ışınları, FPD silikon matrisini kaplayan talyum katkılı sezyum iyodid veya terbiyum ile aktive edilmiş gadolinyum oksisülfid gibi bir sintilatör tarafından tespit edilir. Bu sintilatör x ışını foto diyot dizileri tarafından kaydedilen görünür ışığa dönüştürür. Foto diyot dizileri ışınların enerji yükü ile doğru orantılı olarak elektrik şarjı üretir. FPD dizileri CCD'lerden daha fazla geometrik çözünürlük potansiyeline sahiptir.^{12,13} Dedektör her bir temel görüntü için x ışını foton yüklerini kaydeder, şarj biriktirir ve bilgisayara sinyal gönderir. Hemen hemen tüm KIBT cihazlarında tam bir rotasyon genellikle 5-20 saniye sürmektedir. Onun için her bir temel görüntünün oluşturulup gönderilmesi milisaniyeler içerisinde olur ve tek bir rotasyon süresince yapılan ışınlama ile yüzlerce temel görüntü elde edilir. FPD'lerin performansını etkileyen bazı sınırlamalar vardır. Bunlar arasında radyasyon spektrumuna verilen yanıtın doğrusallığı, dedektör alanı boyunca verilen yanıtın çok istikrarlı olmaması ve bozuk pikseller sayılabilir. Bunların görüntü kalitesine etkileri, daha düşük ve daha yüksek dozlarla yapılan ışınlamalarda daha kolay fark edilir. FPD'nin bu yapısal kısıtlamalarının görüntü kalitesini etkilemediğinden emin olmak için dedektör kalibrasyonu periyodik olarak yapılmalıdır.^{18,19}

Görüntüleme Alanı (Field of View-FOV)

Görüntüleme alanı (Field of view) (FOV) belirli bir KIBT cihazının tarama hacmini ifade eder. Görüntüleme alanını dedektörün şekli ve büyüklüğü, ışın projeksiyon geometrisi ve ışınlanan bölgeyi yalnızca görüntülemek istediğimiz alanla sınırlayan ışın demeti kolimasyonu belirler. Farklı büyüklüklerde görüntüleme alanlarının bulunması, özgün uygulamalar için en uygun olanın seçilmesine olanak sağlar. KIBT cihazları görüntüleme alanı büyüklüklerine göre küçük, orta ve geniş hacimli cihazlar olarak sınıflandırılabilirler.

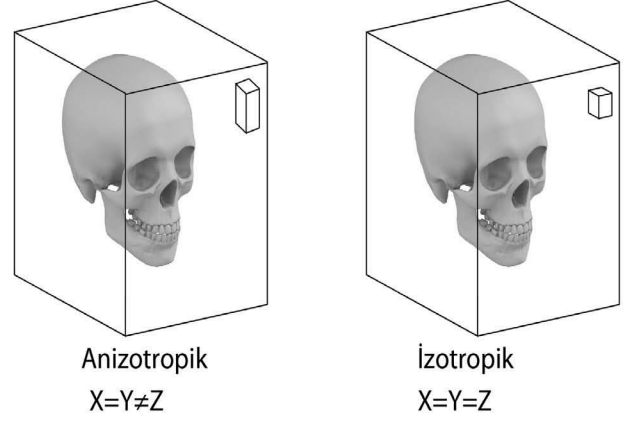
X ışını saçılımı (scatter) ya da gürültü (noise) ı görüntüleme alanının küçülmesi ile azalır çünkü küçük görüntüleme alanlı cihazlar yüksek görüş zünürlüğü sağlarlar. Küçük görüntüleme alanlı birkaç diş, kadran veya tek çene taramak için kullanılırlar. Orta görüntüleme alanlı ünitler her iki çene ve geniş görüntüleme alanlı cihazlar ise tüm taranmasında kullanılırlar.²¹ Genel bir kural olarak dental görüntülemeler için daha küçük görüntüleme alanı seçimi önerilir, çünkü geniş alan daha yüksek efektif radyasyon dozuna neden olur. Büyük görüntüleme alanı kullanımı ortodontik ve ortognatik planlaması gibi daha geniş inceleme gerektiren kollarla sınırlandırılmıştır.^{22,23} (Şekil 4 küçük, orta ve geniş görüntüleme alanlarında taranan hacim genişlikleri görülmektedir).



Şekil 4: Sırasıyla küçük, orta ve geniş görüntüleme alanlarında taranan hacim genişlikleri görülmektedir.

Voksel

'Voksel' üç boyutlu görüntünün ayırt edilebilen en küçük, kutu şeklindeki parçasıdır. KIBT sisteminde vokseller izotropiktir (tüm düzlemlerdeki boyutları eşit) ve boyutları 0.4 mm³ ile 0.075 mm³ aralığında değişiklik gösterir. Vokseller izotropik olduğu için KIBT görüntüleri herhangi bir düzlemde yüksek doğrulukla rekonstrükte edilebilir. Teorik olarak, KIBT yüksek kontrastlı yapıların geometrik çözünürlüğünü istenilen herhangi bir düzlemde geliştirebilir. Bu üstün geometrik çözünürlük, yani aralarında çok az mesafe olan, farklı atenüasyon değerlerine sahip objeleri ayırtma yeteneği, KIBT görüntülemenin en dikkat çekici özelliklerinden birisidir ve bu büyük ölçüde flat panel dedektör teknolojisinin ve izotropik veri elde edebilme yeteneğinin sonucudur. KIBT ayrıca kısmi hacim ortalamasının olumsuz etkilerini azaltır. Kısmi hacim ortalaması, tarayıcının voksel çözünürlüğü, görüntülenen objenin uzaysal çözünürlüğünden daha fazla ise oluşur ve bu durum fan ışın BT ve KIBT görüntülemenin ortak özelliklerinden biridir. Bu tür durumlarda piksel doku ya da sınırın değerini değil değişik dokuların atenüasyon değerlerinin ortalamasını gösterir^{12,13} (Şekil 5'de Anizotropik (sol) ve izotropik (sağ) olarak elde edilen hacim veri setlerinin bir karşılaştırması gösterilmiştir).



Şekil 5: Anizotropik (sol) ve izotropik (sağ) olarak elde edilen hacim veri setlerinin bir karşılaştırması gösterilmiştir.

KIBT'nin Avantaj ve Dezavantajları

Medikal BT ile karşılaştırıldığında KIBT klinik uygulamada birçok avantaja sahiptir. Bunlar arasında daha düşük efektif radyasyon dozu, az maliyet, kapladığı alanın küçük olması, daha kolay görüntü elde edilebilmesi ve maksillofasiyal görüntülemelerde kullanılabilen çok düzlemli rekonstrüksiyon gibi etkileşimli gösterim modlarının olması sayılabilir. Bu avantajların yanı sıra KIBT'nin dezavantajlarını şöyle sıralayabiliriz; iki boyutlu görüntülemeye göre daha yüksek dozlarda radyasyon kullanılması, yumuşak doku ve yumuşak doku lezyonlarının internal yapılarını tam olarak göstermedeki yetersizliği, kemik yoğunluğunun standardize ölçümü için kullanılan 'Hounsfield Unit' (Hounsfield Ünitesi) (HU) ile sınırlı korelasyon göstermesi, çoğunlukla metal restorasyonların neden olduğu çeşitli tiplerdeki görüntü artefaktları. Bunlara ilaveten, KIBT raporlamasındaki yasal sorumluluklar ile ilgili sorunlar hala çözülememiştir.¹⁸⁻²⁷

Avantajları

Medikal BT'den daha düşük radyasyon dozu

KIBT tarayıcılar ile medikal BT'den çok daha düşük efektif dozlar kullanılarak elde edilen dentomaksillofasiyal görüntülerde yeterli görüntü kalitesi elde edilir. Işın demeti kolimasyonu, radyasyonun etki alanının sadece görüntülemek istediğimiz bölgeyle sınırlı olmasını sağlar. Küçük ve orta görüntüleme alanı kullanan KIBT cihazlarında radyasyon dozu genellikle 13-82 µSv arasındadır, medikal BT'de ise bu değer 474-1160 µSv arasında değişir. En uygun dozu belirlemek için her vakada ayrı ayrı görüntünün kalitesi ve diagnostik değeri değerlendirilmeli ve buna göre uygun ışınlama faktörleri seçilmelidir.²²⁻²⁶

Medikal BT'den daha az zaman, yer ve maliyet

Dentomaksillofasiyal KIBT cihazlarının kullanımı kolay ve kapladığı yer küçüktür (< 4 m²). Bu cihazlar makul fiyatlara sahiptir ve nispeten daha az bakıma ihtiyaç duyarlar. Bu özellikleri ile yalnızca hastaneler için değil, aynı zamanda tıp merkezleri ve pek çok özel diş hekimliği kliniği için uygundurlar.²⁷

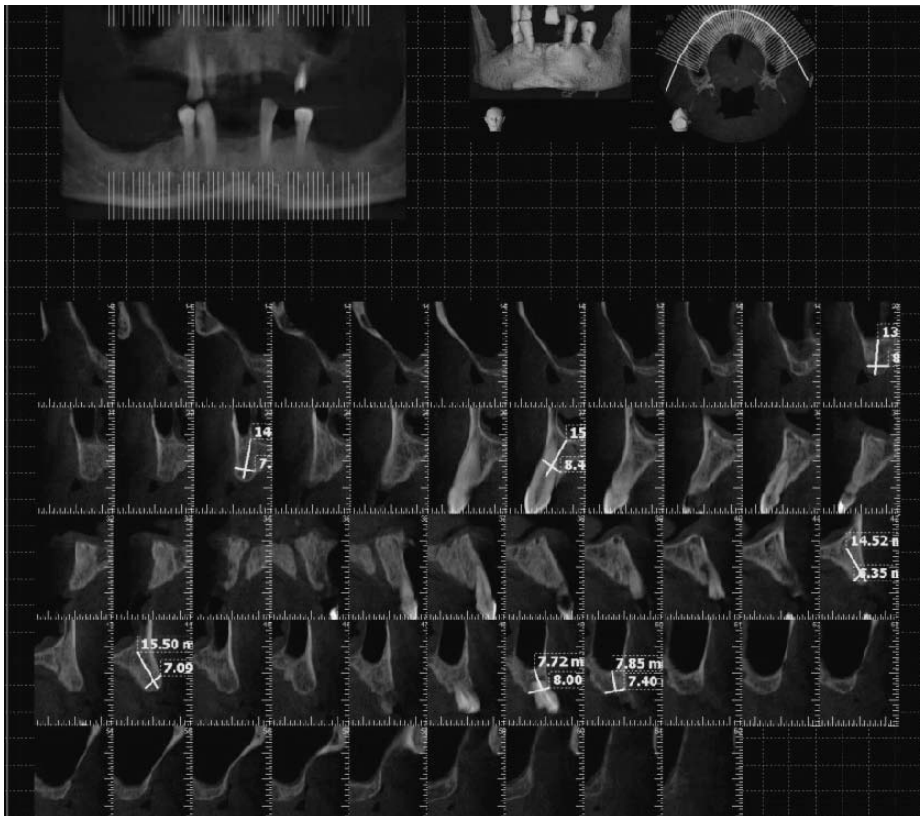
Sert doku netliği

KIBT görüntüleme sisteminin en dikkat çekici özelliklerinden biri yüksek geometrik çözünürlüğe sahip olması, yani birbirine komşu, farklı atenuasyon değerleri olan objeleri ayırt edebilmesidir.¹² KIBT görüntüleri 0.4 mm³'ten 0.075 mm³'e kadar olan bir aralıkta sub-milimetrik izotropik voksel çözünürlüğüne sahiptir. Küçük diş ve kemik yapıların detaylı incelenebilmesi için yeterli görüntüyü oluşturan bu üstün geometrik çözünürlük KIBT dedektörünün izotropik görüntü elde etmesi ile sağlanır.¹³

Etkileşimli Gösterim Modları, Tedavi Planlaması ve Bilgisayar Destekli Cerrahi

KIBT sisteminde verilerin rekonstrüksiyonu, görüntülerin aksiyel, koronal ve sagittal düzlemlerde yeniden oluşturulmasını sağlar. Ayrıca, KIBT yazılımları, zoom/magnifikasyon, window/level pencere seviye-

si, dipnot ekleyebilme ve görüntü üzerinde distorsiyon ve magnifikasyondan etkilenmeden birebir gerçek boyut ölçümü gibi dijital görüntüyü geliştirmek amacıyla kullanılabilen çeşitli araçlar sunar. Üç farklı görüntüleme modu vardır. Bunlar, multiplanar reformasyon (MPR), ışın toplamı ve volümetrik görüntüleme olarak bilinirler. MPR modunda genellikle oblik ve eğimli düzlemler kullanılır ve distorsiyona uğramamış panoramik benzeri ve krosseksiyonal görüntü reformasyonu yapılabilir. 'Işın toplamı' hastanın spesifik volümünü gösteren görüntü dilimleri oluşturmak için kesit kalınlığı artmış görüntüleri kullanır. Işın toplamı görüntüleri lateral sefalometrik ve buna benzer radyografik görüntüler oluşturmak için kullanılabilir. Konvansiyonal tekniklerde bu radyograflar magnifikasyon ve distorsiyona uğrarken KIBT'de benzer görüntü deformasyonları görülmez. Bununla birlikte bu teknikte tüm volümetrik veri seti kullanılır ve anatomik görüntü yani kesitlerin süperpozisyonu, görüntünün eksiksiz değerlendirilmesini engeller. Üç boyutlu görüntü oluşturmada iki farklı teknik kullanılabilir. Bunlar, indirekt hacim oluşturma – Indirect volume rendering (IVR) ve direkt hacim oluşturma - Direct volume rendering (DVR) olarak bilinir. İndirekt yöntem, tüm veri setini görüntüleyebilmek için voksel yoğunluklarına denk gelen gri skala derecelerinin seçilmesine dayanan karmaşık bir işlemdir. Bu teknik özel bir yazılıma ihtiyaç duymakla beraber, derinlikli volümetrik yüzey rekonstrüksiyonu sağlar. Direk yöntem, indirek yöneme göre daha basittir. En yüksek yoğunluk projeksi-



Şekil 6: Üstte solda panoramik, ortada üç boyutlu görüntü ve sağda aksiyel düzlemlerde çizilmiş ark görülmektedir. Aşağıda ise bu arktan elde edilmiş krosseksiyonal görüntüler izlenmektedir.



7a



7b

Şekil 7a: En yüksek yoğunluk projeksiyonu (MIP) ile oluşturulan sefalometrik görüntü;

7b: Üç boyutlu görüntü izlenmektedir.

siyonu (maximum intensity projection – MIP) en sık kullanılan direk yöntem olarak bilinir. MIP modunda ilgilenilen hacimdeki en yüksek vokselle değeri gösterim değeri olarak seçilir^{18,19} (Şekil 6, 7a ve 7b).

KIBT datası üçüncü parti yazılımlarda görüntülenmek ve işlenmek amacıyla iki ve üç boyutlu standart formatlarda dışarı aktarılabilir. Böylece, implant planlaması, kemik grefti operasyonları ve ortognatik cerrahi işlemleri gibi hassasiyet gerektiren işlemlerin sanal ortamda planlanması sağlanır. Son yıllarda, KIBT datasının hastalardan 3 boyutlu optik kameralar ve tarayıcılar ile alınan yumuşak doku ölçüleriyle birleştirilmesi işle-

mi popülerlik kazanmıştır. Bu sayede işlemlerin kolaylaştırılması ve otomasyonu ile birlikte birebir hastaya uygun dental restorasyonlar hazırlanabilmektedir.²⁷

Dezavantajları

İki boyutlu görüntülemeye göre yüksek radyasyon dozu

KIBT dozu medikal BT'ye göre daha düşük olsa da, hala konvansiyonel iki boyutlu dental radyografiye göre daha yüksek olarak kabul edilmektedir. KIBT cihazlarındaki farklılıklar, görüntüleme alanı, ışınlama parametreleri (kVp, mA) ve diğer faktörler radyasyon dozunun değişiklik göstermesinde rol oynar. Doz, endikasyonlara göre çeşitlilik gösteren görüntüleme alanı ile sıkı ilişkilidir. Uluslararası Radyasyondan Korunma Komisyonu (ICRP) 2007 değerlerine göre, KIBT'de efektif dozlar 19-368 μ Sv arasında bulunmuştur.²³ Fosfor plak ve F hızlı film ile alınan tüm ağız radyograflarında dikdörtgen kolimasyon kullanıldığında efektif doz 34.9 μ Sv, yuvarlak kolimasyon kullanıldığında ise 170.7 μ Sv olarak hesaplanmıştır. Dijital panoramik (CCD) ile efektif doz 14.2 μ Sv ile 24.3 μ Sv aralığında değişirken, dijital posterior anterior sefalometrik (PSP) ile efektif doz 5.1 μ Sv ve lateral sefalometrik radyograflarda (PSP) ise 5.6 μ Sv olarak bulunmuştur.²⁸ Son yıllarda, çoğu KIBT cihazında, radyasyondan korunmada çok faydalı olan, X ışını kaynağı aktive edildiğinde ve gerektiğinde çalışan pulsatif bir sinyal sistemi kullanılmaktadır. Akıllı teknolojilerin kullanımı ile ışınlama miktarı hastanın ebatlarına göre ayarlanabilmektedir. Çocukların yüksek radyosensitivitesinden dolayı KIBT'nin çocuklarda kullanımının konvansiyonel radyografla kıyaslanıldığında tamamen zorunlu olduğunun kanıtlanması gerekmektedir. Anamnez alınmadan ve klinik inceleme yapılmadan rutin görüntü alınması kabul edilebilir bir uygulama değildir.^{12,13}

Medikal BT' ye göre düşük yumuşak doku ayırımı

Farklı dokuların içerik ve yapısına bağlı olarak görüntüde oluşabilen değişiklikleri ayırt edebilme özelliği, radyolojide istenen bir özelliktir. Düşük yapılandırma gücü, genellikle görüntü kirliliği ve düşük kontrast rezolüsyonu ile sonuçlanır. Modern tıbbi BT'ler 1 ile 3 HU (Hounsfield Ünitesi) arasında kontrast rezolüsyonuna sahipken, günümüzde piyasada bulunan KIBT sistemleri genelde yumuşak doku kontrastı tanımlama özelliği olarak ancak 10 HU civarında kontrast rezolüsyonuna sahiptirler. Yumuşak dokunun internal

içeriğini inceleyebilme özelliği sağlayan kontrast rezolüsyonunun KIBT teknolojilerinde yetersiz olması yüzünden, diagnostik açıdan görüntülemeadaki gelişiminde bir sınırlama olmasına rağmen, son zamanlarda daha yüksek kontrast rezolüsyonu sağlayan KIBT cihazları geliştirilmeye başlanmıştır^{12,13,21} (Şekil 8a, 8b).



8a



8b

Şekil 8a: Paranasal bölgeyi içerisine alan koronal Medikal BT'de mavi oklar yumuşak dokuları göstermektedir;

Şekil 8b: Benzer kesitten alınmış bir koronal KIBT'de ise yumuşak dokular aynı netlikte izlenememektedir.

Kemik yoğunluğunun ölçülmesinde sınırlılık

Hounsfield Ünitesi ile radyodensite ölçümü, KIBT görüntülerinde gerçeği tam olarak yansıtmaz. KIBT gri skala değerleri, örneğin implant planlamasında ilgili alanın özel kemik densitesi hakkında güvenilir bilgi sağlayamayabilir. Standardizasyon eksikliğinden dolayı grilik seviyelerinin yorumlanması ve farklı makinelerin verdiği değerlerin karşılaştırılması güçtür. Gerçek HU değerlerinden attenuasyon katsayısı oluşturmak için yeni bir takım metodlar önerilmektedir.²⁹ Buna rağmen subjektif kemik kalitesi değerlendirmesi ve dental implantların primer stabilitesi arasında yüksek korelasyon bulunmuştur.³⁰

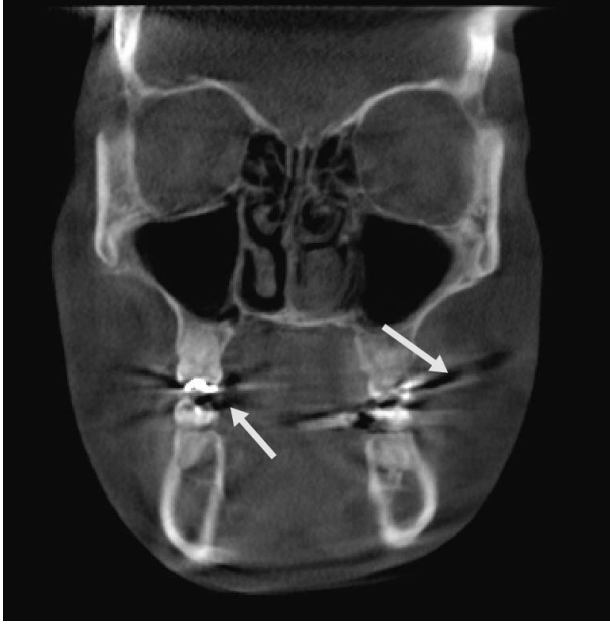
Saçılma (Scatter)

KIBT ile oluşan saçılma miktarı, medikal BT'ye göre daha fazladır. Medikal BT'de kesit alınması sırasında sadece ince bir doku hacminden dedektöre ulaşan saçılma söz konusudur. KIBT ise bunun aksine bütün hacimden dedektör elemanlarına ulaşan x ışını saçılmasına neden olur. Bu saçılma, 'saçılmanın primere oranı' olarak ifade edilmekte ve medikal BT için yaklaşık 0.2 iken, geniş açılı KIBT sistemlerinde bu değer 3'e kadar yükselebilmektedir. Saçılmanın yüksek olması, görüntü kontrastının düşmesiyle diagnostik kapasiteyi azaltırken hasta dozunu ve görüntü kirliliğini artırır.¹²

Artefaktlar

KIBT görüntülemeye önemli dezavantajlardan birisi de metalik artefaktlardır ve görüntü kalitesini en olumsuz etkileyen faktördür. Görüntülenen objeyle ilişkili olmayan, görüntüleme alanı içine giren metal ve amalgam restorasyonlardan, kök kanal dolgu materyalleri ve implantlardan kaynaklanan görüntü hataları ortaya çıkabilir.³¹ Görüntüde yapının çevresinde oluşan çizgisel artefaktlara ek olarak, oluşan koyu alanlar da görüntü kalitesini bütünüyle etkiler. Metalik objelerden saçılan çizgisel artefaktlar lineer hiperdensiteler şeklinde izlenir ve çeneyi boydan boya kat edebilir. Artefaktlar ışın sertleşmesine bağlı olarak da gelişebilmektedir. Düşük enerjili x ışını fotonlarının dokulardan geçerken kademeli absorpsiyonu, kalan ışın demeti enerjisinde kademeli artışla sonuçlanır. Işın demetinin sertleşmesi olarak tanımlanan bu olay, KIBT'de medikal BT'ye göre daha belirgindir. Bunun nedeni ise, aslında KIBT'de kVp'nin düşük olması nedeniyle x ışını demetinin daha düşük enerjili olmasıdır. Yüksek densiteli yapılara bitişik koyu bantlar şeklinde görülen ışın sertleşmesine bağlı artefaktlar

hastalıkları taklit edebilir.³² Kök kanal dolgu materyallerinden kaynaklanan artefaktlar kök fraktürlerini taklit edebilirken, dental implantlar çevresindeki koyu bantlar osteointegrasyon kaybını taklit edebilirler^{31,32} (Şekil 9).



Şekil 9: Işın demeti sertliği artefaktları sarı oklar ile gösterilmektedir.

Hastanın hareket etmesi, diğer bir artefakt nedenidir. Hareket artefaktı yapının çevresindeki sınırların çift şekilde görülmesine neden olur ve 20-30 sn kadar olan uzun çekim sürelerinde bu artefaktların oluşma şansı artar. Çekim sırasında hareket artefaktlarının oluşma riskini azaltmak amacıyla KIBT cihazlarında

medikal BT'den farklı olarak başı sabitleyici özel parçalar bulunmaktadır. Bunlara ilaveten, tarayıcının yetersiz kalibrasyonu nedeniyle dairesel çizgilenmeler şeklinde görülen artefaktlar da oluşabilir.^{13,32}

KIBT firmaları görüntü rekonstrüksiyonu sırasında oluşan artefaktları azaltan algoritmalar geliştirmektedir. Bu ürünler, yararlı fonksiyon görseller de total rekonstrüksiyon zamanına eklenerek bu sürenin artmasına neden olabilmektedirler. Bütün bu yöntemler, günlük rutin kullanımdaki tarayıcılarla sağlanması çok zor olan, etkin bilişim gücü gerektirmektedir. Bilişim hızının artması ve grafik oluşturma birimlerindeki gelişmeler, bu problemin aşılmasını sağlayacak gibi görünmektedir.³²

Yasal sorunlar

KIBT cihazları, özellikle ortodontistler ve özel sektörde implant uygulaması yapan diş hekimleri tarafından satın alınmaktadır. Diğer gelişmiş tıbbi görüntüleme sistemlerinden farklı olarak KIBT cihazları, genellikle bu görüntüleri yorumlama eğitimi almış olmayan kişiler tarafından kullanılmaktadır. Görüntüyü inceleyen klinisyenin ilgilendiği alan dışında kalmış bir bölgede olsa bile, yanlış ya da eksik bir teşhisten sorumlu kabul edileceği unutulmamalıdır ve görüntülerin Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi uzmanlarınca raporlanması önerilmektedir. Yurt dışındaki bazı klinisyenlerin yaptığı gibi, hastadan ya da vekilinden alınabilecek imzalı bir izin belgesi ile, sadece ilgililenen bölgenin radyolojik değerlendirmesinden sorumlu olma gibi bir uygulamanın yasal geçerliliği yoktur.³

Kaynaklar

1. Kamburoğlu K, Paksoy CS. Diş Hekimliğinde Dijital Radyografi. *Türkiye Klinikleri J. Dental Sci.* 16:164-173,2010
2. Kamburoğlu K, Cebeci AR, Gröndahl HG. Effectiveness of limited cone-beam computed tomography in the detection of horizontal root fracture. *Dent. Traumatol.* 25:256-261,2009.
3. Noujeim M, Prihoda T, McDavid WD, Ogawa K, Seki K, Okano T, Sue T, Langlais RP. Pre-clinical evaluation of a new dental panoramic radiographic system based on tomosynthesis method. *Dentomaxillofac. Radiol.* ;40:42-46,2011.
4. Haştar E, Çiftçi ME, Aktan AM. Dijital Panoramik Radyografilerde Ortaya Çıkan Hataların ve Nedenlerinin Belirlenmesi: İki Merkezli Çalışma. *Türkiye Klinikleri J. Dental Sci.* 18:170-176,2012.
5. Kamburoğlu K, Barenboim SF, Aritürk T, Kaffe I. Quantitative measurements obtained by micro-computed tomography and confocal laser scanning microscopy. *Dentomaxillofac. Radiol.* 37:385-391,2008.
6. Kamburoğlu K, Kurşun S, Akarslan ZZ. Dental students' knowledge and attitudes towards cone beam computed tomography in Turkey. *Dentomaxillofac. Radiol.* 40:439-443,2011.

7. Kamburoğlu K, Kolsuz E, Kurt H, Kiliç C, Özen T, Paksoy CS. Accuracy of CBCT measurements of a human skull. *J. Digit. Imaging.* 24:787-793, 2011.
8. Kamburoğlu K, Murat S, Kolsuz E, Kurt H, Yüksel S, Paksoy C. Comparative assessment of subjective image quality of cross-sectional cone-beam computed tomography scans. *J. Oral Sci.* 53:501-508,2011.
9. Hounsfield GN. Computerized transverse axial scanning (tomography). 1. Description of system. *Br J Radiol* 46:1016-1022,1973.
10. Hounsfield GN. Nobel Lecture. Computed medical imaging. *J Radiol* 61:459-468,1980.
11. Cormack AM. Early two-dimensional reconstruction (CT scanning) and recent topics stemming from it. Nobel lecture. *J. Comput. Assist. Tomogr.* 4:658-664,1980.
12. Miracle AC, Mukherji SK. Cone beam CT of the head and neck, part 1: physical principles. *AJNR Am. J. Neuroradiol* 30:1088-1095,2009.
13. Angelopoulos C, Scarfe WC, Farman AG. A comparison of maxillofacial CBCT and medical CT. *Atlas Oral Maxillofac. Surg. Clin. North. Am.* 20:1-17,2012.
14. Goldman LW. Principles of CT and CT Technology. *J. Nucl. Med. Technol.* 35:115-128,2007.
15. Robb RA. The dynamic spatial reconstructor: an x-ray video-fluoroscopic CT scanner for dynamic volume imaging of moving organs. *IEEE Trans. Med. Imaging.* 1:22-33,1982.
16. Miracle AC, Mukherji SK. [Cone beam CT of the head and neck, part 2: clinical applications]. *AJNR Am. J. Neuroradiol.* 30:1285-1292,2009.
17. Feldkamp LA, Davis LC, Kress JW. Practical cone-beam algorithm. *J. Opt. Soc. Am.* 1:612-619,1984.
18. Scarfe WC, Farman AG. What is cone-beam CT and how does it work ? *Dent. Clin. North. Am.* 52:707-730,2008.
19. Scarfe WC, Li Z, Aboelmaaty W, Scott SA, Farman AG. Maxillofacial cone beam computed tomography: essence, elements and steps to interpretation. *Aust. Dent. J.* 57:46-60,2012.
20. Scarfe WC, Farman AG, Levin MD, Gane D. Essentials of maxillofacial cone beam computed tomography. *Alpha Omegan* 103:62-67,2010.
21. Benavides E, Rios HF, Ganz SD, An CH, Resnik R, Reardon GT, Feldman SJ, Mah JK, Hatcher D, Kim MJ, Sohn DS, Palti A, Perel ML, Judy KW, Misch CE, Wang HL. Use of cone beam computed tomography in implant dentistry: The international congress of oral implantologists consensus report. *Implant Dent.* 21:78-86,2012.
22. Hirsch E, Wolf U, Heinicke F, Silva MA. Dosimetry of the cone beam computed tomography Veraviewepocs 3D compared with the 3D Accu-tomo in different field of views. *Dentomaxillofac. Radiol.* 37 :268-273,2008.
23. Pauwels R, Beinsberger J, Collaert B, Theodorakou C, Rogers J, Walker A, Cockmartin L, Bosmans H, Jacobs R, Bogaerts R, Horner K. SEDENTEXCT Project Consortium Effective dose range for dental cone beam computed tomography scanners. *Eur. J. Radiol.* 81:267-271,2012.
24. Qu XM, Li G, Ludlow JB, Zhang ZY, Ma XC. Effective radiation dose of ProMax 3D cone-beam computerized tomography scanner with different dental protocols. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.* 110:770-776,2010.
25. 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.* 106:106-114,2008.
26. Loubele M, Bogaerts R, Van Dijck E, Pauwels R, Vanheusden S, Suetens P, Marchal G, Sanderink G, Jacobs R. Comparison between effective radiation dose of CBCT and MSCT scanners for dento-maxillofacial applications. *Eur. J. Radiol.* 71:461-468, 2009.
27. Jacobs R. Dental cone beam CT and its justified use in oral health care. *JBR-BTR* 94:254-265,2011.
28. 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.* 139: 1237-1243,2008.

29. Mah P, Reeves TE, McDavid WD. Deriving Hounsfield units using grey levels in cone beam computed tomography. Dentomaxillofac. Radiol. 39:323-335,2010.
30. Isoda K, Ayukawa Y, Tsukiyama Y, Sogo M, Matsushita Y, Koyano K. Relationship between the bone density estimated by cone-beam computed tomography and the primary stability of dental implants. Clin. Oral Implants Res. 23:832-836,2012.
31. Kamburoğlu K, Murat S, Yüksel SP, Cebeci AR, Horasan S. Detection of vertical root fracture using cone-beam computerized tomography: an in vitro assessment. Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. 109:74-81,2010.
32. Schulze R, Heil U, Gross D, Bruellmann DD, Dranischnikow E, Schwanecke U, Schoemer E. Artefacts in CBCT: a review. Dentomaxillofac. Radiol. 40:265-273,2011.
33. Wright B. Contemporary medico-legal dental radiology. Aust. Dent. J. 57:9-15,2012.

Yazışma Adresi:

Dr. Kivanç KAMBUROĞLU

Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Ana Bilim Dalı, 06500 Beşevler, Ankara
E-posta: kamburogluk@dentistry.ankara.edu.tr, dtkivo@yahoo.com