

Bölüm 11

KONİK IŞINLI BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ

Ömer DEMİRTAŞ¹

Tıbbi görüntülemenin dijitalleşmesi, daha verimli görüntü arşivleme ve iletişim sağlayan görüntüleme sürecinin (görüntü elde etme, son işleme ve görüntü inceleme yöntemleri) yeniden yapılandırılmasıyla diş radyolojisinde büyük dönüşümler getirmiştir (1). Diş hekimliği radyolojisi, intraoral, sefalometrik radyografi, panoramik röntgen gibi 2 boyutlu görüntüleme ve çok kesitli bilgisayarlı tomografi ve konik ışınli bilgisayarlı tomografi (KIBT) gibi 3 boyutlu görüntüleme tekniklerini içerir (2-6).

Geleneksel dental radyografi, uzun zamandır sadece 2 boyutlu görüntüleme yöntemlerinden oluşmaktaydı. Bununla birlikte üç boyutlu nesnenin üst üste bindirilmiş (süperpoze) 2 boyutlu görüntüler, olası herhangi bir oryantasyonda yerel ve tipik olarak fokal bulguları ortaya çıkarmak için çok düzlemli görselleştirme gerektirecek potansiyel olarak önemli klinik bulguları gizler (3, 5, 7, 8). İncelen alanın sadece mediolateral yönden incelenir. Yumuşak doku ve alveolar kemik anatomisi ile ilgili diş kökleri gibi klinik olarak ilgili birçok yapı geleneksel görüntülerde yeterince temsil edilmez ve gözden kaçan klinik bulgulara yol açabilir (9). Bu sınırlamalar, dental alanın karmaşık 3 boyutlu anatomisi, maksillofasiyal kemik yapılarının ve çevreleyen yumuşak dokuların çoklu düzlemde ayrıntılarının doğru bir tasvirini sağlayabilmesi 3 boyutlu görüntülemenin popüleritesini artırmıştır (5, 10). Tıbbi görüntüleme fiziği ve teknolojisindeki hızlı ilerleme, 3D dental görüntüleme elde etmek için birçok zorluğun üstesinden gelmiştir (3, 5).

Tıbbi amaçlı geliştirilen bilgisayarlı tomografi, maliyetinin yüksek olması, fazla yer kaplaması, hastanın aldığı radyasyon dozunun yüksek olması, çözünürlüğün düşük olması ve tarama ve görüntü işleme sürelerinin uzun olmasından dolayı diş hekimliğinde kullanımı hep sınırlı kalmıştır (11-13).

KIBT, panoramik radyografinin kullanıma sunulmasından bu yana dentomaksillofasiyal görüntülemede en önemli ilerlemedir. KIBT görüntüleme ilk olarak 1982 yılında anjiyografi için geliştirilmiştir. 1998 yılında maksillofasiyal bölgede

¹ Dr. Öğr. Üyesi, Bingöl Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi A.D.,
odsydemirtas@gmail.com

kullanılan tek rotasyonel tarama ile multiplanar projeksiyonlar üreten konik ışınli bilgisayarlı tomografi geliştirilmiştir. Bu sistemler, konik formdaki x ışını formundan dolayı “Konik Işın Huzmeli Bilgisayarlı Tomografi (Cone Beam Computed Tomography)” veya “Dental Volümetrik Tomografi” adı ile anılmaktadır (14-18).

Dönen bir portal üzerine sabitlenmiş ters koni şeklinde veya piramit şeklinde bir radyasyon kaynağı ve hacimsel bilgi oluşturan çoklu sıralı iletim görüntüleri sağlayan iki boyutlu bir alan dedektörü kullanılır. 1990’ların başında, x ışın jeneratörü, x ışını dedektörü teknolojisindeki ilerlemeler, görüntü elde etme ve düzenleme algoritmalarının gelişimi ve ucuz güçlü bilgisayarların varlığı, diş hekimliğinde baş ve boyun bölgesini görüntüleyebilen, çok az yer kaplayan ve uygun fiyatlı KIBT ünitelerinin yapımına olanak sağlamıştır(17-19).

ÇALIŞMA PRENSİPLERİ

KIBT’nin çalışma prensibi, konik şekilli üç boyutlu x ışın demetinin iki boyutlu dedektör üzerine yönlendirilerek üç boyutlu görüntü oluşturmalarıdır. Tüm bilgisayarlı tomografik tarayıcılar, dönen bir panel üzerine sabitlenmiş bir x ışını kaynağı ve dedektörden oluşur. Sabit olan hastanın başı etrafında panelin 360 derecelik dönüşü sırasında eş zamanlı olarak x ışın kaynağı ve dedektör 180 ila 360 derecelik bir yay boyunca hareket eder. Tarama esnasında her rotasyon adımı için 150-600 adet düzlemsel dijital projeksiyon verisi elde edilir. Bu veriler ham veri ya da projeksiyon verisi olarak da adlandırılır. Bu ham veriler bilgisayar aracılığıyla çeşitli yazılımsal algoritmalar kullanarak üç boyutlu hacimsel verilere dönüştürülür. Projeksiyon verilerinin meydana getirdiği veri setlerinden panoramik, multiplanar (aksiyal, sagittal, koronal) ve üç boyutlu görüntüler elde edilebilir. KIBT geleneksel bilgisayarlı tomografinin aksine tek rotasyonel hareket görüntü oluştururlar (12, 19-22).

GÖRÜNTÜ OLUŞUM KOMPONENTLERİ

KIBT de görüntü oluşumu, x ışını üretimi ve algılama ve görüntü rekonstrüksiyonu aşamalarını içeren 3 ana bileşenden meydana gelir (2, 12, 23-25).

X IŞINI ÜRETİMİ

Görüntü elde etmek için hastanın yalnızca tek bir taraması yapılır. Sadece birkaç süren bu tarama teknik olarak basit gibi görünmesine rağmen, x ışını üretiminde klinik olarak önemli çok sayıda parametre hem görüntü kalitesini hem de hastanın maruz kaldığı radyasyon dozunu etkiler (9, 18, 19, 21, 26).

HASTANIN STABİLİZASYONU

KIBT ünitesi hasta pozisyonuna bağlı olarak, oturarak, ayakta ve sırt üstü hasta olmak üzere olarak 3 tipi mevcuttur. Sırtüstü pozisyonda görüntü edenler, daha geniş bir alan kaplar. Fiziksel engelleri olan bazı hastalar için hastayı pozisyonlama zor olabilir. Ayakta görüntü alınan üniteler, tekerlekli sandalyeye bağlı hastalarda yeterince aşağıya inmeyebilir. Oturan üniteler en rahatı olmasına rağmen, tekerlekli sandalyeye bağlı hastaların taranmasına izin vermeyebilir. Tüm görüntüleme sistemlerinde, hastanın kafasının hareketsiz hale getirilmesi hastanın pozisyonundan daha önemlidir. Başın hareketsizleştirilmesi, bir çene kabı, ısırma çatalı veya başka bir baş dayama mekanizmasının bir kombinasyonu kullanılarak gerçekleştirilir (12, 17-19, 21).

X IŞIN JENERATÖRÜ

X ışını üretimi, sürekli veya nabız şeklinde aralıklı olabilir. Aralıklı ışınlama sayesinde hasta tarama süresinin yarısı kadar ışınlamaya maruz kalır. Hasta daha az radyasyona maruz kaldığı için aralıklı ışınlama yapan cihazlar tercih edilir. ALARA prensipleri (*As Low As Reasonably Achievable*) her zaman göz önünde bulundurulmalıdır. Bazı cihazlarda kilovoltaj, miliamper ve ışınlama süresi gibi ışınlama parametreleri ayarlanabilirken yeni nesil cihazlarda rehber imaj oluşturarak bunlar otomatik olarak ayarlanır. Bu durum operatörün müdahalesini devre dışı bıraktığından tercih edilir. Görüntülen alanın büyüklüğü, aralıklı ışınlama ve ışınlama parametreleri (kVp, mAs) hastanın radyasyona maruz kalma dozunu en çok etkileyen temel etkenlerdir (9, 18, 19, 21, 26).

TARAMA HACMİ

Görüntüleme alanının (FOV) boyutları veya kapsanabilecek tarama hacmi, dedektör boyutuna ve şekline, ışın projeksiyon geometrisine ve ışını hizalama yeteneğine bağlıdır (22). Alan boyutunun, objeyi görüntüleyen en küçük hacimle sınırlandırılması arzu edilir. Bu alanın boyutu, görüntüleme amacına göre her vaka için ayrı ayrı belirlenmelidir. Bu prosedür, hem hastanın gereksiz yere radyasyona maruz kalmasını önler hem de saçılan radyasyonu minimuma düşürerek görüntü kalitesini iyileştirir. KIBT, maksimum görüntüleme alanına göre sınıflandırılır (20, 23).

Dedektörün FOV'undan daha büyük bir objenin taranmasını sağlamak için iki yaklaşım sunulmuştur. Birinci yöntem, iki veya daha fazla ayrı tarama yapıp ve karşılık gelen referans işaretleri kullanarak KIBT veri hacimlerinin örtüşen bölge-

lerinin üst üste bindirilmesini içerir. Yazılım, komşu görüntü hacimlerini birleştirerek yatay veya dikey boyutta daha büyük bir hacimsel veri seti oluşturur. Bunun dezavantajı, örtüşen bölgelerin iki defa radyasyona maruz kalmasıdır. Küçük bir alan dedektörü kullanarak görüntüleme alanının yüksekliğini veya genişliğini artırmanın ikinci bir yöntemi, dedektörün konumunu dengelemek, ışını asimetrik olarak hizalamak ve iki ofset taramanın her birinde objenin yalnızca yarısını taramaktır (22, 27, 28).

TARAMA FAKTÖRLERİ

Projeksiyon verilerini oluşturan görüntü sayısı, dedektör çerçeve hızı (saniyede alınan görüntü sayısı), yörünge yayının açısı (180 ila 360 derece) ve x ışını kaynağı ile dedektörün dönüş hızı faktörlerinden etkilenir. Görüntü sayısı sabit veya değişken olabilir. Daha yüksek kare hızları olduğunda noise (gürültü) daha düşük oranda olduğundan metalik artefaktları azaltır. Böylece görüntü netliği artmaktadır. Fakat bu durum daha uzun bir tarama süresi ve hastanın maruz kaldığı radyasyon dozunda artışa sebep olur. Ayrıca daha fazla veri elde edilir ve görüntünün işlenme süreci uzar (18, 29).

KIBT görüntüleme sistemleri, hacimsel yazılım yeniden yapılandırması için yeterli projeksiyon verilerini elde etmek için genellikle tam ya da yarım daire bir yörünge çizen bir sistem kullanır. KIBT zamanla birlikte, 360 dereceden daha az tarama açısına sahip panoramik platformlara evrilmektedir. Çoğu KIBT ünitesinde sabit tarama arkı bulunur; ancak bazıları tarama arkını daha da azaltmak için manuel kontrol seçenekleri sunar. Sınırlı bir tarama arkı tarama süresini ve hasta radyasyon dozunu azaltır. Bununla birlikte, bu yöntemle üretilen görüntüler daha fazla gürültüye ve yeniden yapılandırma enterpolasyon artefaktlarına sahip olabilir (18, 29).

Tarama sürelerinin kısa olması hasta hareketine bağlı hareket artefaktını azaltır. Tarama sürelerini kısaltmak için dedektör çevre hızının artması, projeksiyon sayısının ve tarama arkının azalması gerekmektedir (18, 29).

GÖRÜNTÜ DEDEKTÖRLERİ

Modern KIBT tarayıcıları, görüntü sinyalini yakalamak için amorf silikon ince film transistörlerinden (TFT) veya tamamlayıcı metal oksit yarı iletkenlerinden (CMOS) oluşan bir piksel matrisi olarak yapılandırılmış düz panel dedektörler (FPD) kullanır. Hem TFT hem de CMOS dedektör teknikleri, dedektör sentilasyon katmanında emilen x-ışınlarının ilk önce fotodiyotlar tarafından algılanan

ve son olarak tüm fotodiyot piksel matrisinden okunan ışık fotonlarına dönüştürüldüğü dolaylı dönüşüm ilkesine dayanmaktadır. Bu işlemle, KIBT ham verilerindeki diğer projeksiyonlarla derlenmek üzere tek bir açılmal yünden bir ham veri projeksiyon görünümünü elde edilir. X-ışınlarını absorbe etmek ve enerjilerini ışık fotonlarına dönüştürmek için kullanılan sintilasyon materyali, talyum katkılı sezyum iyodür (CsI:TI) veya terbiyumla aktive olan gadolinyum oksisülfitten (Gd₂O₂S:Tb) oluşur. FPD teknolojisi, KIBT ünitelerinde modası geçmiş olan geleneksel image intensifier tube (IIT) veya charge coupled device (CCD) tabanlı görüntü dedektörleri ile karşılaştırıldığında yüksek uzamsal çözünürlük, geniş dinamik sinyal seviyeleri aralığı, ince yapı, daha akıcı görüntüleme zinciri ve daha az metal ve hareket artefaktı dahil olmak üzere görüntüleme için faydalar sağlar (3, 22, 30). CMOS teknolojisi, daha optimize taramalar ve iyileştirilmiş klinik görüntü kalitesi potansiyeline sahip mevcut amorf silikon dedektör modellerine kıyasla daha da yüksek çözünürlük, daha hızlı görüntü okuma ve daha düşük elektronik gürültü (noise) sağlar. Ayrıca x ışınına daha duyarlı oldukları için hastanın radyasyona maruz kalması daha düşüktür (31).

VOKSEL BOYUTU

Bireysel hacim elemanları (vokseller) uzamsal çözünürlük veya görüntü netliğini doğrudan etkilerler. Çoğu modern dental KIBT sistemi, klinik gereksinimlere göre kullanılan voksel boyutunun seçilmesine izin verir (5, 26). KIBT cihazlarında, bilgisayarlı tomografiden farklı olarak izotropik voksel kullanıldığı için üç düzlemde de uzamsal çözünürlük aynıdır. İzotropik görüntü verileri, yeniden biçimlendirilmiş dilimlerin yansıtılan yönünden bağımsız olarak benzer görüntü kalitesi sağlar ve bu, çene bölgesinin karmaşık 3D anatomisinin yorumlanmasına ve gözden geçirilmesine önemli ölçüde yardımcı olur. Bir KIBT görüntüsündeki voksel boyutunu, dedektörün matris ve piksel boyutu etkiler (18). Günümüzde mevcut olan en küçük voksel boyutu 50 µm, mümkün olan en büyük voksel boyutu ise 600 µm'dir (32). Voksel boyutu uzaysal çözünürlük ile ilgilidir. Bu nedenle, dış yapılarındaki küçük detaylar, daha küçük voksel boyutları ile daha doğru bir şekilde temsil edilir. Sadece voksel boyutu değil, aynı zamanda odak noktası boyutu da uzamsal çözünürlüğü etkiler. Güncel KIBT sistemlerinin çoğu, 0,5 mm (0,2 ila 0,7 mm aralığında) odak noktası boyutu kullanır. Odak noktası boyutu ne kadar küçükse, dedektördeki yarı gölge o kadar küçüktür ve bu da daha keskin bir görüntü ile sonuçlanır (29, 33).

GRI SKALA

KIBT cihazının görüntüleme de atenüe olan x ışını miktarını gösterme yeteneği, dedektörün hassas kontrast farklılıklarını ortaya çıkarma yeteneği ile ilgilidir. Bu parametre bit derinliği ya da gri skala olarak adlandırılır. KIBT görüntüleme de her voksel, x ışını atenüasyonuna göre bir gri değeri gösterir. Düşük atenüasyon düşük gri değeriyle ifade edilir. KIBT ünitesinde en düşük gri değeri havayı ifade eder. Görüntü verilerinin gri tonlama derinliği 12 ile 16 bit arasında değişir ve hemen hemen her yeni KIBT modeli ya 14 bit ya da 16 bit kullanır. KIBT ünitelerinde daha yüksek bit elde etmek mümkündür fakat, bu durum daha fazla yer kaplayan dosyalara ve uzamış bilgisayar süreçleri ile sonuçlanır (20, 32).

GÖRÜNTÜNÜN YENİDEN YAPILANDIRMASI

Tarama sonrası iki boyutlu bir ham veri oluşur. Bu ham verinin radyografik olarak tanı değeri olması ve üç boyutlu hacimsel veri elde edilmesi için bir dizi işlemden ve yazılımsal süreçten geçmesi gerekir. Bu işleme rekonstrüksiyon ya da görüntünün yeniden yapılandırılması denir (12, 24, 34). Feldkamp algoritmasının çoğunlukla kullanıldığı bu işlemde üç ortogonal düzlemde (sagittal, aksiyal ve koronal) multiplanar görüntüler oluşur (23, 25, 35).

Rekonstrüksiyon, ön işleme ve rekonstrüksiyon aşaması olmak üzere iki aşamadan oluşur (22):

Ön işleme aşaması: Görüntülemenin elde edildiği bilgisayarda yapılır. Çoklu düzlemsel projeksiyon görüntüleri elde edildikten sonra, bu görüntüler doğal piksel kusurları, dedektör boyunca hassasiyetteki değişiklikler ve eşit olmayan pozlama için düzeltilmelidir. Bu kusurları gidermek için görüntü kalibrasyonu rutin olarak yapılmalıdır (19). Rekonstrüksiyon aşaması: Geriye kalan işlemler, rekonstrüksiyon bilgisayarında yapılır. Tüm kesitler yeniden yapılandırıldıktan sonra, görüntüleme için bir bütün hale getirilirler (22). Rekonstrüksiyonun süresi ışınlama parametrelerine, yazılıma ve cihazın teknik parametrelere göre değişkenlik gösterir. Bu süre, veri boyutuna göre 30 dakikaya kadar uzayabilmektedir (24, 34, 36). Rekonstrüksiyon işlemlerinin, beş dakikadan kısa sürede tamamlanması tercih edilir. (20).

KLİNİKSEL HUSUSLAR

KIBT ekipmanının çalıştırılması teknik olarak basittir ve birçok açıdan panoramik radyografi performansına benzer. Ancak, panoramik görüntülemenin aksine, kullanılan KIBT birimine bağlı olarak çok sayıda görüntü alma ayarı yapıla-

bilir. KIBT kullanan uygulayıcılar ve operatörler, operasyonel parametreleri ve bu parametrelerin görüntü kalitesi ve radyasyon güvenliği üzerindeki etkilerini tam olarak anlamalıdır (18, 37).

KIBT, hastaya diğer dental radyografik prosedürlerin radyasyon dozlarından daha yüksek bir radyasyon dozu sağlar. ALARA ilkesinin temel ilkesi olan, toplam potansiyel tanısal faydaların radyasyona maruz kalmanın neden olabileceği bireysel zarardan daha büyük olması, uygulanmalıdır. Genel olarak, bir KIBT görüntüsü, klinik olarak bir rutin değil sadece periapikal veya panoramik radyografi gibi daha düşük dozlu bir görüntüleme, hastanın teşhisi ve tedavisi için gerekli bilgileri sağlayamadığında kullanılmalıdır (37-40).

GÖRÜNTÜLEME PROTOKOLÜ

Hastaya en az radyasyon maruziyeti ile optimal kalitede görüntüler üretmek için bir görüntüleme protokolü geliştirilmiştir. Spesifik konik ışını üniteleri için genellikle üretici tarafından sağlanan görüntüleme protokolleri mevcuttur. En yaygın olarak, görüntüleme alanı, temel projeksiyon sayısı ve voksel çözünürlüğündeki değişiklikleri içerirler.

X ışınının temel pozlama faktörleri (exposure settings) tüp voltajı (kVp) tüp akımından (mA) oluşur. KIBT taramalarında pozlama faktörlerine bağlı hastanın aldığı radyasyon dozu görüntü kalitesine olan etkisi diğer görüntüleme yöntemlerinde gibi aynı kurallara sahiptir (21, 26).

Uzamsal çözünürlük, bir görüntünün netliğini ve ince detayları gösterme yeteneğini ifade eder. Uzamsal çözünürlük sadece voksel boyutuyla bağlantılı değildir. Odak noktası boyutu, kontrast çözünürlüğü ve aralığı, dedektör hareket netliği, dedektör doldurma faktörü, dönüş başına ham veri projeksiyonu sayısı, gürültü performansı ve yeniden oluşturma tekniği de teknik düzeyde uzamsal çözünürlüğü açıkça etkiler. Bununla birlikte, hasta hareketi uzamsal çözünürlük için önemli bir sorun teşkil etmektedir (18, 20, 21).

Gerekli uzamsal çözünürlük, güvenilir klinik kararlar almak için ayırt edilmesi gereken en küçük klinik ayrıntılar tarafından yönlendirilir. Örneğin, güvenilir tanı için periodontal KIBT uygulamalarında 100 µm (0,1 mm) aralığında bir periodontal ligament boşluğu görülmelidir (41, 42).

GÖRÜNTÜLEME ARTEFAKTLARI

KIBT görüntü kalitesini bozan temel faktör görüntü artefaktıdır. Artefakt, incelenen konu ile ilgili olmayan görüntüdeki herhangi bir bozulma veya hatadır. KIBT

görüntüleri, daha düşük enerji spektrumları kullanıldığından, doğal olarak tıbbi bilgisayarlı tomografi görüntülerinden daha fazla artefakt içerir.

KIBT'de, x ışını demeti, hasta, tarayıcı ve konik ışın geometrisiyle ilişkili artefaktlar mevcuttur. X ışına bağlı olarak ışınsal parlama, ışın demetinin sertleşmesi ve cupping adı verilen hipodens çukurlaşma gibi artefaktlar oluşur. Hasta hareketine bağlı olarak hareket artefaktı ve hasta üzerinde ya da ağızında bulunan metal objelere bağlı streaking artefaktları oluşur. Tarayıcı ile ilgili olarak dedektörden kaynaklanan halka artefaktı oluşur. Son olarak konik ışın geometrisi ile ilgili olarak; parsiyel hacim etkisi, düşük örnekleme ve konik ışın etkisi adlı 3 farklı artefakt mevcuttur (10, 19, 21, 37).

SONUÇ

KIBT görüntüleme, maksillofasiyal bölgenin dental ve iskeletsel dokularının tıbbi bilgisayarlı tomografik görüntülemeye kıyasla daha düşük dozlarda ve maliyetlerde hacimsel olarak görüntülenmesini sağlayan uzamsal çözünürlüğe ve tanısal kalitede net görüntüler üreten etkili bir hacimsel tanısal görüntüleme teknolojisidir. Teknik olarak uygulanması kolay olsa da, KIBT görüntüleme öykü ve klinik muayeneye yardımcı bir tanı yöntemi olarak düşünülmelidir. Görüntülemede hastanın maruz kaldığı radyasyon dozunu en aza indirecek ve objenin en yüksek çözünürlüğe sahip olmasını sağlayacak parametreler kullanılmadır.

KAYNAKLAR

1. Yoon DC, Mol A, Benn DK, et al. Digital radiographic image processing and analysis. 2018;62(3):341-359.
2. Boeddinghaus R, Whyte AJEjor. Current concepts in maxillofacial imaging. 2008;66(3):396-418.
3. Nemtoi A, Czink C, Haba D, et al. Cone beam CT: a current overview of devices. 2013;42(8):20120443.
4. Suomalainen A, Pakbaznejad Esmaili E, Robinson SJii. Dentomaxillofacial imaging with panoramic views and cone beam CT. 2015;6(1):1-16.
5. Kiljunen T, Kaasalainen T, Suomalainen A, et al. Dental cone beam CT: A review. 2015;31(8):844-860.
6. Jain S, Choudhary K, Nagi R, et al. New evolution of cone-beam computed tomography in dentistry: Combining digital technologies. 2019;49(3):179-190.
7. White SC, Pharoah MJJD CoNA. The evolution and application of dental maxillofacial imaging modalities. 2008;52(4):689-705.
8. Hayashi T, Arai Y, Chikui T, et al. Clinical guidelines for dental cone-beam computed tomography. 2018;34(2):89-104.
9. Durack C, Patel SJBdj. Cone beam computed tomography in endodontics. 2012;23:179-191.
10. Adibi S, Zhang W, Servos T, et al. Cone beam computed tomography in dentistry: what dental educators and learners should know. 2012;76(11):1437-1442.
11. Kalender WAJPiM, Biology. X-ray computed tomography. 2006;51(13):R29.

12. A. H. Görüntüleme Yöntemleri. In: Ağız, Dış ve Çene Radyolojisi. 1st ed. İstanbul: Nobel Tıp Kitapevleri Tic. Ltd. Şti; 2014. p. 215-221.
13. Tozoğlu ÜJTKJoO, Topics MR-S. Konik ışınli bilgisayarlı tomografinin çalışma prensibi ve kullanım alanları. 2016;2(1):9-13.
14. Robb RAJItomi. The dynamic spatial reconstructor: an x-ray video-fluoroscopic CT scanner for dynamic volume imaging of moving organs. 1982;1(1):22-33.
15. Cho PS, Johnson RH, Griffin TWJPiM, et al. Cone-beam CT for radiotherapy applications. 1995;40(11):1863.
16. Machin K, Webb SJPiM, Biology. Cone-beam X-ray microtomography of small specimens. 1994;39(10):1639.
17. Scarfe WC, Farman AG, Sukovic PJJ-CDA. Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. 2006;72(1):75.
18. White SC, Pharoah MJ. Oral radiology-E-Book: Principles and interpretation. Elsevier Health Sciences; 2014.
19. Scarfe WC, Farman AGJDCoNA. What is cone-beam CT and how does it work? 2008;52(4):707-730.
20. Pauwels R. What Is CBCT and How Does It Work? In: Maxillofacial Cone Beam Computed Tomography. Springer; 2018. p. 13-42.
21. Scarfe WC, Angelopoulos C, de Azevedo BC, et al. Dental and maxillofacial cone beam computed tomography. In: Handbook of X-ray Imaging. CRC Press; 2017. p. 867-886.
22. Scarfe WC, Li Z, Aboelmaaty W, et al. Maxillofacial cone beam computed tomography: essence, elements and steps to interpretation. 2012;57:46-60.
23. Abramovitch K, Rice DDJDC. Basic principles of cone beam computed tomography. 2014;58(3):463-484.
24. Özcan İJİMSvY, İstanbul, Türkiye, ss. Dış hekimliğinde radyolojinin esasları. 2017;1188.
25. Stiller WJEjor. Basics of iterative reconstruction methods in computed tomography: a vendor-independent overview. 2018;109:147-154.
26. Bushberg JT SJ, Leidholdt Jr E. . The Essential Physics of Medical Imaging. 4th ed: Lippincott Williams & Wilkins (LWW); 2020.
27. Pauwels R, Jacobs R, Bogaerts R, et al. Reduction of scatter-induced image noise in cone beam computed tomography: effect of field of view size and position. 2016;121(2):188-195.
28. Ludlow J, Timothy R, Walker C, et al. Effective dose of dental CBCT—a meta analysis of published data and additional data for nine CBCT units. 2015;44(1):20140197.
29. Pauwels R, Araki K, Siewerdsen J, et al. Technical aspects of dental CBCT: state of the art. 2015;44(1):20140224.
30. Baba R, Ueda K, Okabe MJDr. Using a flat-panel detector in high resolution cone beam CT for dental imaging. 2004;33(5):285-290.
31. Sheth NM, Zbijewski W, Jacobson MW, et al. Mobile C Arm with a CMOS detector: Technical assessment of fluoroscopy and Cone Beam CT imaging performance. 2018;45(12):5420-5436.
32. Kaasalainen T, Ekholm M, Siiskonen T, et al. Dental cone beam CT: An updated review. 2021;88:193-217.
33. Arai Y, Tammisalo E, Iwai K, et al. Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use. 1999;28(4):245-248.
34. ÖZDEDE M, CS PJTKO, Topics MR-S. Konik Işınli Bilgisayarlı Tomografi: Teknik, Çalışma İlkeleri ve Görüntü Oluşumu. 2019;5(1):1-6.
35. Feldkamp LA, Davis LC, Kress JWJJa. Practical cone-beam algorithm. 1984;1(6):612-619.
36. Spin-Neto R, Gotfredsen E, Wenzel AJJodi. Impact of voxel size variation on CBCT-based diagnostic outcome in dentistry: a systematic review. 2013;26(4):813-820.
37. Carter L, Farman AG, Geist J, et al. American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology executive opinion statement on performing and interpreting diagnostic cone beam computed tomography. 2008;106(4):561-562.

38. Use of cone-beam computed tomography in endodontics Joint Position Statement of the American Association of Endodontists and the American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology. Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics 2011;111(2):234-237.
39. Tyndall DA, Price JB, Tetradis S, et al. Position statement of the American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology on selection criteria for the use of radiology in dental implantology with emphasis on cone beam computed tomography. 2012;113(6):817-826.
40. Association ADACoSAJTJotAD. The use of cone-beam computed tomography in dentistry: an advisory statement from the American Dental Association Council on Scientific Affairs. 2012;143(8):899-902.
41. Brüllmann D, Schulze RJDR. Spatial resolution in CBCT machines for dental/maxillofacial applications—what do we know today? 2015;44(1):20140204.
42. Ralph W, Jefferies JJJooR. The minimal width of the periodontal space. 1984;11(5):415-418.