

## DENTAL DİJİTAL GÖRÜNTÜLEMEDE ÜÇÜNCÜ BOYUT

### THIRD DIMENSION IN DENTAL DIGITAL IMAGING

Dr. Selin ERGÜN\*

Prof. Dr. Pelin GÜNERİ\*\*

**Makale Kodu/Article code:** 3093  
**Makale Gönderilme tarihi:** 01.11.2016  
**Kabul Tarihi:** 17.01.2017

#### ÖZ

Son yıllarda hızla ilerleyen dijital radyoloji teknolojisinin ürünü olan ve özellikle dentomaksillofasiyal yapıların görüntülenmesi amacıyla geliştirilen dental volumetrik tomografi (DVT), diş hekimliği uygulamalarında her geçen gün daha fazla kullanım alanı bulmaktadır. Medikal bilgisayarlı tomografi cihazlarına göre daha ucuz ve daha düşük radyasyon dozuna sahip olan DVT cihazları, diş hekimliğinde üç boyutlu verilerin elde edilmesine ve görüntüler üzerinde rekonstrüksiyon işlemlerinin yapılabilmesine olanak sağlamaktadır. Bu derlemede DVT görüntüleme sistemlerinin çalışma prensipleri, teknik özellikleri, kullanım alanları, avantaj ve dezavantajları ile ilgili genel bilgiler sunulmaktadır.

**Anahtar kelimeler:** Radyoloji, diş hekimliği, dental volumetrik tomografi, konik ışınli bilgisayarlı tomografi

#### ABSTRACT

Dental volumetric tomography (DVT), which is developed uniquely for dentomaxillofacial imaging, appeared in the dental world concurrently with recent rapid developments in digital radiology technology, and is becoming more popular in dental practice. DVT devices that generate lower radiation doses and have lower cost when compared to medical CT enable acquirement of three dimensional data and reconstruction of these digital images on personal computers. In this review, the principles, technical features, indications, advantages and disadvantages of DVT systems are presented.

**Keywords:** Radiology, dentistry, dental volumetric tomography, cone beam computed tomography.

#### GİRİŞ

Diş hekimliğinde kullanılan radyografik görüntüleme yöntemleri ile kesin tanıya ulaşılabilmekte ve tedavi planlamasının eksiksiz bir şekilde tamamlanması mümkün olmaktadır. Konvansiyonel yöntemler sadece iki boyutlu görüntü elde edilmesine olanak tanırken, son 20 yıl içinde diş hekimliğinde üç boyutlu görüntüleme yapılabilir hale gelmiştir. Dentomaksillofasiyal radyoloji alanında yeni bir kulvar açan üç boyutlu görüntüleme sistemleri Dental Volumetrik Tomografi (DVT) veya Konik Işınli Bilgisayarlı Tomografi (KIBT) olarak adlandırılmaktadır, ancak bu sistemlerle sadece baş-boyun bölgesinin görüntülenmesi amaçlandı-ğından, DVT teriminin daha uygun olduğu düşünülmektedir.<sup>1-8</sup>

Bilgisayarlı Tomografi (BT) sistemlerinde hasta taramadan geçirildikten sonra görüntü verilerinin oluşturulması için dijital işlemler uygulanmaktadır. DVT teknolojisinin öncesinde kullanılan klasik BT, kesitsel görüntüleme sağlayan ve Godfrey Hounsfield tarafından yaklaşık elli yıl önce geliştirilen bir yöntemdir.<sup>2,3</sup> Görüntüleme yöntemlerinde çığır açan bu sistemde farklı kalınlıktaki kesitsel verilerin üst üste yığılmasıyla üç boyutlu hacimsel görüntüler elde edilmektedir. Geliştirdiği bu yöntemle Nobel ödülü alan Hounsfield, ayrıca medikal BT görüntülerinde radyodensite ölçüm birimine de kendi adını vermiştir.<sup>4,7,9</sup>

#### **Medikal BT ve DVT'nin çalışma prensipleri**

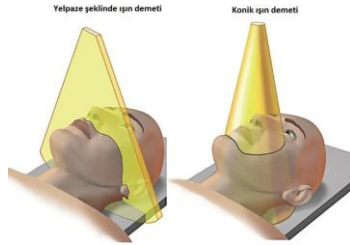
Medikal BT cihazları ile DVT cihazlarının çalışma prensibindeki temel farklılık kullanılan ışın demetinin şekli ile dedektör özellikleridir. Medikal BT cihazlarında

\*Karşıyaka Ağız ve Diş Sağlığı Merkezi

\*\* Ege Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi AD



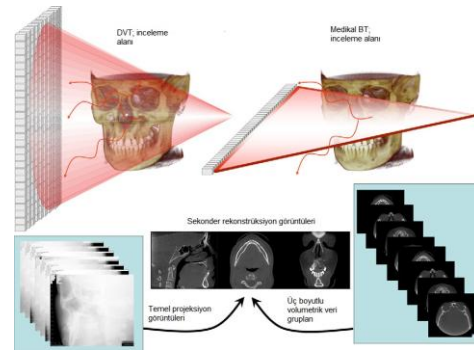
yelpaze şeklinde ışın demeti ve lineer dedektör kullanılırken, DVT cihazlarında konik ışın demeti ve alan dedektörü kullanılmaktadır.<sup>4,7,10,11</sup> (Şekil 1). Medikal BT cihazlarında, yelpaze şeklindeki ışın demetinin spiral ya da sarmal geçiş hareketi söz konusudur. Bu geçiş hareketi sırasında yatar durumdaki hasta, "gantri" olarak adlandırılan X ışın kaynağı içinde ileri doğru hareket ettirilmektedir.<sup>2,3</sup> Yelpaze şeklindeki X ışınlarının, hastanın inceleme alanına belirlenen kesit kalınlıklarında, tek tek ve sırayla gönderilmesiyle, inceleme alanının birbirinden ayrı ya da gruplar halinde kesit görüntüleri elde edilir. Sonrasında bu kesit görüntüler istiflenerek rekonstrüksiyon işlemlerinden geçirilir.<sup>1,12</sup> Rekonstrüksiyon işlemi belirli referans noktaları kullanılarak görüntünün yeniden yapılandırılması anlamına gelmektedir. Görüntüleme sistemleri için özel olarak yazılan bilgisayar algoritmaları rekonstrüksiyon işlemlerini otomatik olarak yapmakta ve görüntüler ekranda izlenir hale gelmektedir. Elde edilen verilerin primer rekonstrüksiyonu ile aksiyel kesitler oluşturulmakta, daha sonra bu aksiyel kesitlerin sekonder rekonstrüksiyon işlemlerinden geçirilmesiyle ortogonal (aksiyel, koronal ve sagittal) düzlem görüntüleri üretilmektedir.<sup>2,3</sup>



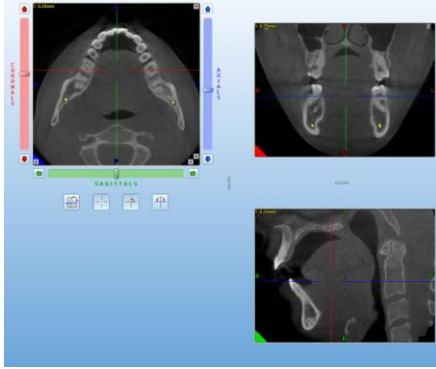
Şekil 1. Bilgisayarlı tomografi cihazlarında projeksiyon geometrisi biçimine göre yelpaze şeklinde ve konik şekilli ışın demetlerinin şematik görüntüleri izlenmektedir. (<http://www.oralhealthgroup.com/news/cone-beam-computed-tomography-use-in-children-and-adolescents/1002818909/>, erişim tarihi 12.10.2016).

DVT görüntüleme sisteminde ise, medikal BT'de kullanılan yelpaze şeklindeki ışın yerine konik ya da piramidal ışın demeti kullanılmaktadır.<sup>5,10</sup> Dönen bir platforma sabitlenmiş olan X ışın kaynağı ve dedektörden oluşan gantri, hastanın sabit olduğu inceleme alanı merkez alınarak rotasyon yapmaktadır. Hastanın incelenecek alanının tamamını kapsayacak şekilde gönderilen konik şekilli ışın, buradan karşı tarafta bulunan dedektöre ulaşır.<sup>1,3</sup> X ışın kaynağı ve dedektör inceleme alanının merkezi etrafında 360 derece veya

daha az dönerken, belirli derecedeki aralıklarda tek tek projeksiyon görüntüleri elde edilir. İnceleme alanına ait (100-600 arasında değişen) ardışık düzlemsel projeksiyonlar ham, iskelet ya da temel görüntü olarak da tanımlanan verileri oluşturur.<sup>1,4-6</sup> Elde edilen bu iki boyutlu temel projeksiyonlar sefalometrik radyografik görüntülere benzerler, ancak serideki her bir görüntü, bir sonrakinden uzaklaşarak devam eder. Bu iki boyutlu projeksiyonlar rekonstrüksiyon algoritmaları uygulanarak kübik hacim birimlerinden (voksellerden) oluşan üç boyutlu hacimsel veri gruplarına dönüştürülür.<sup>2,6,11</sup> (Şekil 2) Her biri spesifik bir açıdaki X ışını absorpsiyonunu gösteren hacimsel veri grupları, birbirine dik açılı (ortogonal) düzlemlerde rekonstrükte edilerek, aksiyel, sagittal ve koronal düzleme ait görüntüler oluşturulur (aksiyel: horizontal düzlem, koronal: frontal düzlem ve sagittal: lateral düzleme ait kesit görüntülerini ifade etmektedir) (Şekil 3).<sup>2,4,5,11,13</sup>



Şekil 2. Medikal BT'de yelpaze şeklindeki X ışınları inceleme alanına belirlenen kesit kalınlıklarında tek tek ve sırayla gönderilmektedir. Bu sırada yatar durumdaki hasta, X ışın kaynağı içinde ileri doğru hareket ettirilme ve inceleme alanının birbirinden ayrı ya da gruplar halinde kesit görüntüleri elde edilmektedir. Elde edilen verilerin primer rekonstrüksiyonu ile aksiyel kesitler oluşturulmakta, daha sonra bu kesitlerin sekonder rekonstrüksiyonu ile ortogonal düzlem görüntüleri üretilmektedir. DVT'de ise inceleme alanının tamamına gelecek şekilde gönderilen konik şekilli ışın karşı taraftaki dedektöre ulaşmaktadır. Sonrasında ışın kaynağı ve dedektör, inceleme alanının merkezi etrafında tek bir rotasyon yapmakta ve bu rotasyon sırasında tek tek projeksiyon görüntüleri elde edilmektedir. Elde edilen bu iki boyutlu temel projeksiyonlar sefalometrik radyografik görüntülere benzerler ve rekonstrüksiyon işlemleri uygulanarak üç boyutlu hacimsel veri gruplarına dönüştürülür. Her biri spesifik bir açıdaki X ışını absorpsiyonunu gösteren hacimsel veri gruplarının sekonder rekonstrüksiyonu ile ortogonal düzlem görüntüleri oluşturulur. (<http://www.perfendo.org/docs/CBCT/CBCTHowdoesitworkScarfeetal2008.pdf>, erişim tarihi 12.10.2016).



Şekil 3. Birbirine dik açılı yani ortogonal düzlemler; aksiyel: horizontal düzlem, koronal: frontal düzlem ve sagittal: lateral düzleme ait kesitler görülmektedir.

DVT cihazları hasta oturur, ayakta ya da sırtüstü pozisyonda iken tarama yapılacak şekilde tasarlanmıştır ve hasta hareketine bağlı oluşan artefaktların (görüntülenmek istenen cisim ile ilgili olmayan distorsiyon veya bozuklukların) en aza indirilmesi için hasta başını stabilize eden mekanizmalara sahiptir.<sup>1-3,14</sup> Tek bir tarama ile, ya da çoklu hacimsel tarama sonrası komşu alanların dijital olarak birleştirilmesiyle görüntüler elde edilmektedir.<sup>3,15</sup> Projeksiyon görüntülerinin 180 derece ya da daha geniş bir dairesel tarama yörüngesinde toplanması verilerin bilgi kaybı olmaksızın rekonstrüksiyonu açısından çok önemlidir. Görüntülere rekonstrüksiyon aşamasında ilk düzeltme yapıldıktan sonra, sinogram olarak adlandırılan özel bir görüntü oluşturulur ve sonrasında filtrasyon algoritması uygulanır.<sup>1,14</sup> Fazla sayıda projeksiyon verisi görüntü rekonstrüksiyonu için daha fazla bilgi ve daha yüksek uzaysal ve kontrast rezolüsyonu sağlar; böylece daha net görüntüler oluşur ve metalik artefaktlar azalır. Bununla birlikte fazla sayıda projeksiyon alınması tarama zamanının uzamasına, dolayısıyla da hastaya ulaşan dozun artmasına ve primer rekonstrüksiyon zamanının uzamasına neden olmaktadır.<sup>3,4,16,17</sup>

Günümüzde kullanılan DVT cihazlarının çoğu sabit tarama yörüngesine sahiptir, ancak bir kısmı da bu açıyı manuel olarak kontrol edebilme seçeneği içermektedir. Bu seçenek tarama süresini ve hastaya ulaşan dozu azaltmaya yönelik olmasına rağmen, elde edilen görüntülerdeki kirlilik ve rekonstrüksiyon eklenti artefaktları artmaktadır.<sup>1</sup> Tarama yörüngesinin 360 dereceden 180'e düşürülmesinin hastaya ulaşan radyasyon miktarını %50 oranında azalttığı ve aynı zamanda üst çenede implant planlaması için yeterli

kalitede görüntü elde edilmesine imkan verdiği bildirilmiştir.<sup>14,18</sup> Bununla birlikte, 180 dereceden daha küçük açılı taramalarda tanısal bilginin yetersiz olduğu ve görüntü kalitesinin bozulduğu gösterilmiştir.<sup>1,4</sup>

#### **Görüntüleme alanı (Field Of View-FOV)**

DVT cihazının tarama hacmini ifade eden görüntüleme alanı (FOV), ekrana yansıyan görüntüye uyan dokunun büyüklüğü olarak tanımlanabilir.<sup>1,3</sup> DVT tarayıcıları tüm kafa kemiklerini içeren hacimsel görüntüler alabildiği gibi, sadece birkaç dişi kapsayan küçük hacimsel taramalar da yapabilmektedir. İlgilenilen doku hacmi küçükse FOV'un küçük, büyük ise FOV'un büyük olması istenir.<sup>2,3</sup> Her hasta için DVT cihazlarında görüntülenmek istenen alanın veya patolojik oluşumun özelliklerine göre inceleme alanı sınırlandırılarak uygun FOV seçilebilir.<sup>1-3,5</sup> (Şekil 4).



Şekil 4. İnceleme alanının (FOV) yükseklik ve genişliğinin kullanıcı tarafından ayarlanabilmesi, sadece ilgilenilen bölgenin radyasyona maruz kalması açısından önemlidir. Maksillofasial, dentoalveolar ve lokalize FOV seçimleri ile ilgili örnek şekiller izlenmektedir. (<http://www.biolas.com/imaging/Pages/default.aspx>, erişim tarihi 12.10.2016).

İnceleme alanının (FOV) yükseklik ve genişliğinin kullanıcı tarafından ayarlanabilmesi, sadece ilgilenilen bölgenin radyasyona maruz kalması ve dolayısıyla hastaya ulaşan dozun azaltılması açısından önemlidir.<sup>1,3</sup> Günümüzde FOV'un küçültülmesi genellikle mekanik, bazen de elektronik olarak yapılabilmektedir. Mekanik yöntemde, ışın kaynağı bölgesinde bulunan ayarlanabilir vertikal ve horizontal kurşun bariyerlerle tarama alanı yüksekliği ve radyasyona maruz kalan hacmin dikey boyutları küçültülmekte ve primer kolimasyon sağlanmaktadır. Elektronik kolimasyonda ise dedektöre kaydedilen fakat ilgilenilen alanın dışında kalan veriler ortadan kaldırılmakta ve böylece sadece seçili bölgenin kaydedilmesi sağlanmaktadır. Bununla birlikte, tüm FOV'un ışınlanması nedeniyle, hastanın maruz kaldığı radyasyon miktarında azalma olmamaktadır. Mekanik ve elektronik kolimasyon yapıldığında bilgisayarda işlenecek veri miktarı ve rekonstrüksiyon süresi azalmaktadır; ancak sadece primer kolimasyon inceleme alanına ve hastaya ulaşan X ışınlarını sınırlayarak radyasyon miktarını düşürmek-

tedir.<sup>1</sup> Primer kolimasyon uygulandığında saçılan (scatter) radyasyon, görüntü kirliliği ve artefakt miktarı azalır, kontrast olumlu etkilenir ve görüntülerin kalitesi artar.<sup>3-5,14</sup>

Günümüzde üretilen DVT cihazları FOV seçimi çeşitliliği sağlama özelliklerine göre 4 kategoride incelenebilir:<sup>1,5</sup>

1) Kraniofasial FOV seçimli tarayıcılar: Mandibula alt kenarından kafanın verteks noktasına kadar uzanan alanı kapsayan, tarama yüksekliği 15 cm veya daha fazla olan tarayıcılarıdır.

2) Maksillofasial FOV seçimli tarayıcılar: Çene ucunun altındaki yumuşak dokular ile nasion arasında kalan tüm kafa kemiklerini içeren tarayıcılar, genellikle 10-15 cm maksimum tarama yüksekliğine sahiptir.

3) Dentoalveolar FOV seçimli tarayıcılar: Maksilla ve/veya mandibulayı, tek çeneyi ya da alt ve üst çene arkları arası bölgeyi kapsayan tarayıcıların tarama yüksekliği 5 ila 10 cm arasında değişmektedir.

4) Lokalize FOV seçimli tarayıcılar: Dental arkın bir bölümü ya da TME gibi lokalize alanları kapsayan tarayıcılarda yaklaşık olarak 5 cm veya daha küçük vertikal tarama yüksekliği bulunmaktadır.

DVT cihazı alınırken kullanım amacına uygun FOV ekipmanına sahip olmasına dikkat edilmesi gereklidir. Daha geniş FOV ve daha yüksek vokselle boyutları görüntü rezolüsyonunu azalttığından, başlangıç aşamasındaki kemik değişikliklerinin algılanması güçleşmektedir. Daha küçük FOV tercih edildiğinde ise elde edilen veri miktarı ve kaydedilen vokselle sayısı azalacağından, kullanılan cihazın veri depolama kapasitesi ve veri işlem hızı da artacaktır.<sup>1,3</sup> Tek bir implant yerleştirilmesi planlanan bir hastada, FOV'u geniş olan ve tüm maksillofasial bölgeyi tarayan bir cihaz gerekli değilken, TME erozyonlarının tanısında daha küçük FOV ve vokselle sayısı söz konusu olduğunda daha net sonuçlar alındığı bildirilmiştir.<sup>2,19</sup> İlgilenilen alana (Region of Interest-ROI) göre FOV'un sınırlandırılması hastaya ulaşan radyasyon dozunun en aza indirilmesi açısından da önem taşımaktadır.<sup>1,2,5</sup>

#### **Dedektör:**

DVT sistemlerinde hastanın sabit kalması, gantri rotasyon hareketinin basit ve tek yönlü olması nedeniyle sistemin temel karmaşası dedektör ve veri işleme teknolojisindedir.<sup>2</sup> Bütün DVT sistemlerinde görüntüleri oluşturmak ve kaydetmek için alan dedektörleri kullanılmaktadır. Daha eski teknolojiye sahip cihazlarda küre şeklinde hacim oluşturan ve genellikle

daha iri ve hantal olan charge coupled device (CCD) dedektör bulunmaktadır. Yeni cihazlarda ise geniş alanlı piksel dizisi içeren, hidrojenize amorf silikonlu ince film transistörü veya tamamlayıcı metal oksit yarı iletken (Complementary metal-oxide semiconductor-CMOS) diziler içeren düz panel dedektörler (Flat Panel Detector-FPD) bulunmaktadır.<sup>1,3,14</sup> FPD dizilerinin CCD'lerden daha fazla geometrik çözünürlük potansiyeline sahip oldukları bildirilmektedir.<sup>3,12,14</sup>

Dedektörde algılanan X ışınları talyumla güçlendirilmiş sezyum iyodid türü bir sintilatör vasıtasıyla görünür ışığa dönüştürülerek foto diyot dizilerine kaydedilir ve burada ışınların enerji yükü ile doğru orantılı olarak elektrik şarjı üretilir. Bu şekilde, dedektör her bir temel görüntü için X ışını foton yüklerini kaydeder, şarj biriktirir ve bilgisayara sinyal gönderir.<sup>1,3,14</sup>

#### **Rezolüsyon (Çözünürlük):**

DVT görüntülerinin rezolüsyonu ve dolayısıyla detay kalitesi hacimsel veri gruplarını oluşturan hacim elementlerine (voksellere) bağlıdır.<sup>1</sup> Üç boyutlu görüntünün ayırtedilebilen en küçük, kutu şeklindeki parçası olan vokselle medikal BT ve DVT'de farklılık göstermektedir (Şekil 5). Medikal BT'de vokselle anizotropik olup, her üç düzlemde de eşit boyutlara sahip değildir, ancak DVT cihazlarında vokselle izotropik (eşyönlü) olmaları nedeniyle milimetreden daha hassas rezolüsyona ulaşılması ve görüntülerin herhangi bir düzlemde yüksek doğrulukla rekonstrükte edilebilmesi mümkündür.<sup>3,4,12</sup>



Şekil 5. Üç boyutlu görüntünün ayırtedilebilen en küçük, kutu şeklindeki parçası olan vokselle DVT'de izotropik yani eşyönlü iken, medikal BT'de anizotropik yani eşyönsüzdür. DVT cihazlarındaki voksellelerin izotropik olmaları nedeniyle milimetreden daha hassas rezolüsyona ulaşılması ve görüntülerin herhangi bir düzlemde yüksek doğrulukla rekonstrükte edilebilmesi mümkündür. (http://www.curvebeam.com/blog/category/pedcat-basics/, erişim tarihi 12.10.2016).

Görüntü rezolüsyonu, uzaysal rezolüsyon ve kontrast rezolüsyon olmak üzere iki çeşittir. Uzaysal rezolüsyon birbirine yakın detayların algılanabilirliğini belirtirken, kontrast rezolüsyon farklı radyografik

yoğunluğa sahip dokuların ayırt edilebilmesini ifade etmektedir.<sup>1</sup> Uzaysal rezolüsyon, dedektör piksel boyutu ve rezolüsyonu, dedektör hareketi nedeniyle oluşan netlik kaybı, dedektör kalitesi, projeksiyon geometrisinin hassasiyeti, X ışın kaynağının gücü, saçılan (scatter) radyasyon, fokal spot büyüklüğü, ham görüntü sayısı, görüntünün izlendiği monitörün rezolüsyonu ve rekonstrüksiyon algoritması özellikleri gibi faktörlerden etkilenmektedir.<sup>1,2,16</sup> Daha hassas bir rekonstrüksiyon için iki boyutlu projeksiyonların sayısının daha fazla olması gereklidir; böylelikle daha fazla tanılabilir bilgi ve daha yüksek uzaysal ve kontrast rezolüsyon elde edilirken, görüntü kirliliği ve metal artefaktlarında azaltılmaktadır. Ancak bununla birlikte tarama süresinin uzaması, dolayısıyla hastaya ulaşan radyasyon dozunun artması ve rekonstrüksiyon süresinin uzaması da söz konusu olmaktadır. Hasta dozunun düşürülmesi, görüntü rekonstrüksiyonunda gereken projeksiyon verisi sayısının azaltılması mümkündür, fakat bu durumda görüntü kalitesi de doğru orantılı olarak düşmektedir.<sup>2,5,16</sup>

Kontrast rezolüsyonunda ise primer ışının dokular tarafından tutulması veya yansması önem taşımaktadır. Radyografik görüntü kondan çıkan primer ışının ilgili bölgeden geçerken dokularda absorbe edilmesi, etkisinin zayıflaması (atenüasyon) ve bu değişimin dedektöre kaydedilmesi yoluyla elde edilmektedir. Bu projeksiyon geometrisi, saçılan (scatter) radyasyona neden olarak, DVT sisteminde kontrast rezolüsyonu kaybına ve görüntü kirliliğine yol açmaktadır.<sup>1,5</sup> X ışınlarının ışın kaynağından çıktıktan sonra birbirlerinden uzaklaşarak hastadan geçmeleri ve dedektöre ulaşmaları, dedektöre gelen ışının düzensizleşmesine ve böylece kontrast rezolüsyonun bozulmasına neden olmaktadır.<sup>1</sup> Medikal BT'ye göre daha düşük mA ve KVp uygulanan DVT görüntülerinde bu nedenle yumuşak dokulardaki küçük değişikliklerin fark edilmesi güçleşmektedir.<sup>2,3,10,17</sup>

#### **Çekim Parametreleri ve Radyasyon Dozu:**

DVT cihazları teknik açıdan panoramik radyografi cihazlarına benzerlik gösterirler ve kullanımları basittir. Hasta panoramik film çekilirken olduğu gibi cihaz içinde konumlandırılır, başı sabitlenir ve hareketli aparat hastanın başı etrafında rotasyon yapar. Panoramik cihazlarda genellikle sadece Kv ayarı yapılabilirken, DVT de sistemin özelliklerine ve istenen görüntüye göre çekim ayarları değiştirilebilmektedir. DVT üreticileri iki tür çekim ayarı uygulaması sunmaktadır.

Buna göre kullanıcı ya sabit çekim ayarı seçeneğini tercih etmekte (Ör: i-CAT ve NewTom 3G), ya da Kv ve mA parametrelerini manuel olarak ayarlamaktadır (Ör: MercuRay CB; Hitachi ve Accuitomo, Morita). X ışınının kalite ve kantitesi kilovoltaj (Kv) ve akım (mA) parametrelerine bağlı olduğundan, manuel ayarlı bir DVT kullanıldığında bu parametrelerin görüntü kalitesini ve hastaya ulaşan radyasyon dozunu önemli ölçüde etkilediği göz önünde tutulmalıdır.<sup>1,14,20</sup> Hasta iri bir kişiyse, bunu dengelemek için mA arttırılabilir ancak bu durumda efektif doz (insanda absorbe edilen ve biyolojik hasara neden olan radyasyon miktarı) da neredeyse bire bir oranında artmaktadır. Kv ayarının doz üzerindeki etkisi ise mA den daha fazladır; tüm diğer parametreler sabitken yalnızca 5kV luk bir artış bile efektif dozu iki katına çıkarmaktadır. Dolayısıyla çekim parametreleri hem hasta yapısına, hem de görüntülenen bölgenin ihtiyaç duyduğu tanılabilir özelliklere bağlı olarak uygun şekilde ayarlanmalıdır.<sup>1,14</sup> Periodontal aralık ve trabeküler kemik yapısındaki değişikliklerin fark edilmesini amaçlayan periapikal bölgenin tanısında, implant planlamasına oranla çok daha yüksek değerleri olan çekim parametrelerinin uygulanması gerektiği belirlenmiştir.<sup>21</sup> Ayrıca, implant planlama ve ortodontik tanı gibi daha düşük rezolüsyonlu görüntülerin kullanılabildiği alanlarda akım değerini %50' ye kadar azaltmanın efektif dozu da önemli ölçüde düşürdüğü bildirilmiştir.<sup>1,18</sup>

DVT sistemlerinde ölçülen efektif hasta dozu oranları cihazlara göre farklılık göstermekle birlikte, ortalama efektif dozlar 13 (Minimum doz, küçük hacim)-82 (Maksimum doz, geniş hacim)  $\mu$ Sv arasındadır. Bu efektif dozlar bir serigrafisi (13-100  $\mu$ Sv) ile aynı, ya da bir panoramik radyografinin (2,9-11  $\mu$ Sv) 4-15 katı eşdeğerine yakındır, medikal BT'den ise (1031-3324  $\mu$ Sv) 37-90 kat daha düşük dozlara karşılık gelmektedir. Dolayısıyla, her hastadan rutin olarak DVT alınmasındansa, minimum dozla en iyi görüntü elde etme prensibiyle, doğru endikasyon ve hasta seçimi öncelik taşımaktadır.<sup>2,4,5,8</sup>

#### **Alınan görüntülerin ekranda izlenmesi:**

Diğer radyografik uygulamaların aksine, DVT görüntüleme sisteminde üç boyutlu bilgilerin ekranda görüntülenmesi spesifik protokollerin uygulanmasını gerektirir.<sup>1,2</sup> Scarfe ve ark. DVT görüntülerinin yorumlanmasını daha verimli hale getirmek için üç aşamalı metodolojik bir yaklaşım geliştirmişlerdir<sup>1</sup>:

1) Verilerin düzeltilmesi: Görüntü rekonstrüksiyonu

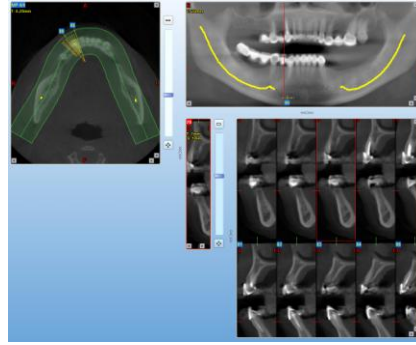


kişisel bilgisayarlarda yapıldığından, başlangıç ayarı, hastanın anatomik yapılarının düzeltilmesi gibi verilerin yeniden konumlandırılmasını içermektedir. Örneğin kraniyofasiyal analizlerde volumetrik veriler, Frankfurt düzlemi (nasion-orbita) yere paralel ve orta hat düzlemide Frankfurt düzlemine dik olacak şekilde düzeltilmelidir. Daha sonrasında ise kortikal ve trabeküler kemik yönünde olacak şekilde gri skala ve parlaklık ayarı, kontrast düzeltilmesi ve özel filtrelerin uygulanması sağlanır.<sup>1</sup>

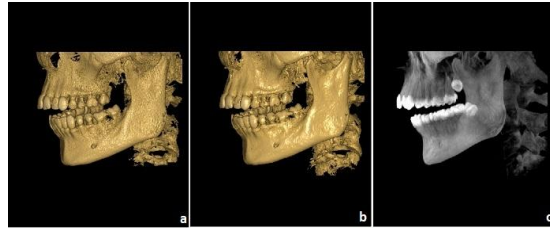
2) Verilerin incelenmesi: Görüntü sayılarının fazla olması sebebiyle her veri grubu ortogonal veri yığını boyunca kaydırma yapılarak incelenmelidir. Bu, sinema veya sayfalama modu olarak bilinir. Kaydırma işleminin yukarıdan aşağıya, kranyo-kaudal yönde yapılması ve sonra ters yönde işlemin tekrarlanması, bu işlem esnasında TME bölgesi gibi kompleks alanlarda kaydırmanın yavaşlatılması önerilmektedir.<sup>1</sup>

3) Verilerin ekranda görüntülenmesi: DVT yazılımları volumetrik veri gruplarının doğru yorumlanması için anatomik özellikleri ya da fonksiyonel yapıları ön plana çıkaran görüntüleme seçenekleri sunmaktadır. Multiplanar reformasyonlar (MPR), indirekt hacim oluşturma (indirect volume rendering-IVR), maksimum intensite projeksiyonu (MIP), direkt hacim oluşturma (direct volume rendering-DVR) en sık kullanılan görüntüleme seçenekleridir. Detaylı görüntüleme için daha ince kesit seçeneği, yapıların birbirleriyle komşuluklarını izlemek içinse daha kalın kesit seçimleri tercih edilmektedir.<sup>1,14</sup> DVT görüntüleri genellikle standart MPR modunda izlenmektedirler (Şekil 6). MPR pek çok vakada üç boyutlu verilerin görülebilmesi ve ilgilenilen alandaki bir lezyon ya da spesifik bir yapının belirlenmesi için en standart ve en hızlı yöntemdir.<sup>4</sup> Hacim oluşturma bir veri grubunda seçilen voksellerin görüntülenmesi ile volumetrik bilginin görülebilmesini sağlayan teknikleri kastetmektedir.<sup>1,14</sup> İndirekt hacim oluşturma yönteminde koyu gri skala değerlerine sahip voksel dizisinin grafiksel olarak gösterilmesi gerekmektedir, segmentasyon olarak da adlandırılır. Bu işlem derinliği olan yüzey yapılandırması sağlar. Direkt hacim oluşturma yönteminde ise rastgele seçilen eşik voksel yoğunlukları değerinin altında veya üstünde olan tüm grilik değerlerinin eliminasyonu sözkonusudur. Direkt hacim oluşturma indirekt

yöntemden daha basittir.<sup>1,14</sup> En sık kullanılan DVR tekniği maksimum intensite projeksiyonu (MIP)'dir. MIP görüntüleri belirli bir kalınlık içindeki en yüksek voksel değerlerinin ekrana yansıtılması ile elde edilir. Rastgele seçilen bir eşik değerinin altında kalan voksel yoğunlukları elimine edilmektedir. Bu mod psödo üç boyutlu yapılar üretir ve özellikle maksillofasiyal bölgenin yüzey morfolojisini göstermek için kullanılır (Şekil 7).<sup>1,3,14</sup>



Şekil 6. DVT görüntülerinde üç boyutlu verilerin görülebilmesi ve ilgilenilen alandaki bir lezyon ya da spesifik bir yapının belirlenmesi için kullanılan en standart ve en hızlı görüntüleme biçimi olan MPR modu örneği izlenmektedir.



Şekil 7. Elde edilen görüntülerin üç boyutlu modellerinin oluşturulması (a), bu üç boyutlu görüntülerin netlik ve detayının düzeltilmesi (b) ve MIP fonksiyonu kullanılarak morfolojik özelliklerin ekrana farklı biçimlerde yansıtılması (c) hacim oluşturma işlemleri ile yapılabilmektedir.

#### **DVT Görüntülerinin Yorumlanması:**

DVT görüntüleri üzerinde anatomik ve patolojik bulguların tümünün yorumlanmasındaki başarı, kullanıcının yeterliliğine, deneyimine ve taranan görüntüleme alanına (FOV) bağlı olarak değişmektedir. Radyografik yorum yapabilmek için anatomik yapıların uzaysal ilişkilerinin anlaşılması ve maksillofasiyal yapılardaki farklı patolojilerin geniş kapsamlı olarak bilinmesi gerektiğinden, DVT değerlendirmelerinin bir ağız, diş ve çene radyolojisi uzmanı tarafından

yapılmasına ve raporlandırılmasına dikkat edilmelidir.<sup>1,2,4,22</sup>

#### **Kullanım Alanları:**

DVT görüntüleme sistemlerine en çok dental implant planlamasında ve cerrahi işlemler öncesinde ihtiyaç duyulmaktadır.<sup>5,7,23</sup> İmplantın ideal boyutunun, lokalizasyonunun, komşu yapılarla ve maksiller sinüs, mandibular kanal, nazal boşluklar gibi anatomik oluşumlarla ilişkisinin değerlendirilmesinde DVT görüntüleri önemli yer tutmaktadır. Bu görüntülerle elde edilen üç boyutlu modellerin ve implant rehberlerinin de girişimler sırasındaki ve sonrasındaki komplikasyonları azalttığı bildirilmiştir.<sup>4,5,7,23-29</sup> İmplant yerleşimi öncesinde maksiller sinüs tabanının yükseltilmesi ihtiyacı olan hastalarda DVT görüntüleri ile maksiller sinüslerin lateral duvarında bulunan ve önemli bir anatomik yapı olan posterior superior alveolar arterin konumunun rahatlıkla belirlenebildiği ve olası komplikasyonların önlenebileceği bildirilmiştir.<sup>30</sup>

Çene kemiklerindeki patolojilerin teşhisinde ve tedavi planlamasında, dental ve maksillofasiyal fraktürlerin incelenmesinde medikal BT yerine daha düşük doza sahip DVT görüntüleri tercih edilmektedir.<sup>4,5,7,23-26</sup> Baş boyun bölgesinde rastlanabilen yumuşak doku kalsifikasyonlarının (sialolit, tonsilolit, karotid arter kalsifikasyonları vb.) tanısında DVT görüntülerinin medikal BT'den daha üstün olduğu düşünülmektedir.<sup>11</sup> DVT tekniği kullanılarak uygun FOV seçimi yapılması koşuluyla burun boşluğu, paranazal sinüsler, hava yolları, servikal vertebralar ve temporal kemik yapılarının bir kısmı ya da tamamı görüntülenebilmektedir. Nitekim DVT sistemleri içine entegre edilen özel kulak, burun, boğaz uygulamalarının giderek artması, belirli bir süre sonra DVT'nin bazı kulak, burun ve boğaz olgularında medikal BT'nin yerine geçebileceğini destekler niteliktedir. DVT ayrıca üst solunum yollarının üç boyutlu analizlerinde güvenilir sonuçlar vermekte ve bu noktada obstrüktif uyku apnesinin varlığı ve şiddetinin değerlendirilmesinde fayda sağlayabilmektedir.<sup>31</sup>

Gömük üçüncü molar dişlerin cerrahi işlem öncesi mandibular kanala komşuluğunun değerlendirilmesi, mandibuların posterior bölgesine ait anatomik yapılar ile inferior alveolar kanalın tek ya da ayrılan dalları olup olmadığının incelenmesinde yine DVT görüntülerine baş vurulmaktadır.<sup>5,7,23-26,29</sup>

Çevre yapıların süperpozisyonları nedeniyle TME'in konvansiyonel radyografik yöntemlerle sağlıklı

olarak değerlendirilmesi mümkün değildir.<sup>8,19,23</sup> DVT ise herhangi bir süperpozisyon ya da distorsiyon olmaksızın TME anatomisinin incelenmesine olanak tanımakta, kemik morfolojisinin, eklem aralığının ve fonksiyonel hareketlerin üç farklı boyutta incelenebilmesini kolaylaştırmaktadır. TME disfonksiyonu ya da ağrılarında erozyon, fraktür, ankiloz, gelişimsel anomaliler ve kondilin fossadaki pozisyonu DVT ile değerlendirilebilir; kondilin frontal ve aksiyel kesitleri alınabilir.<sup>4,5,8,19,23-25</sup> Ancak TME fonksiyonunda kritik öneme sahip olan artiküler disk, çiğneme kasları ve disk kartilajı gibi yapıların da değerlendirilebilmesi için manyetik rezonans (MR) görüntülerine ihtiyaç duyulduğu bilinmektedir. Dolayısıyla TME rahatsızlıklarının doğru biçimde analiz edilmesinde DVT ve MR görüntüleme tekniklerinin birbirini tamamladığı düşünülmektedir.<sup>32</sup>

Periodontal hastalıklarda görülen fenestrasyonların ve kök furkasyon lezyonlarının DVT kullanılarak belirlenmesi mümkündür, ancak konvansiyonel radyografik yöntemlerde kemik kontrast kalitesinin daha iyi olduğu ve lamina duranın daha net görüntülediği kabul edilmektedir.<sup>1,5,24,33</sup> Bununla beraber, özellikle üst molar dişlerde furkasyon bölgesini içeren periodontal defektler olmak üzere kemik içi defektlerinin morfolojisinin belirlenmesinde DVT görüntülerinin periapikal radyografilerden üstün olduğu bildirilmiştir.<sup>34</sup>

Ortodontide gömük dişlerin lokalizasyonunun, dişlerin kök açılarının ve morfolojilerinin belirlenmesinde iki boyutlu görüntülerin yetersiz kaldığı olgularda, geleneksel olarak sefalometrik radyografiler üzerinde gerçekleştirilen analizlerin DVT ile daha detaylı ve net yapılabileceği bildirilmektedir.<sup>5,23</sup> Normal ve anormal anatomisinin yanı sıra, uzaysal maksillo-mandibular ilişkinin belirlenmesi, çene boyutu ve diş mesafesi arasındaki ilişkinin saptanması, kök uzunluğu ve kök hizalanmasının değerlendirilmesi DVT ile mümkün olmaktadır.<sup>5,8</sup> Ayrıca, farklı zamanlarda alınan üç boyutlu görüntülerin karşılaştırılması ile görüntüler milimetrik düzeyde kıyaslanarak, tedavi öncesi, tedavi bitimi ve tedavi sonrasında durum değerlendirmesi yapılabilir. Üç boyutlu bilgisayar verilerinden medikal BT de olduğu gibi somut modeller elde edilebilir ve ortognatik cerrahi uygulamaları öncesinde operasyon daha doğru olarak planlanabilir.<sup>8,24</sup>

Kök kanallarının konfigürasyonunun, kök kanal ölçümlerinin, yan/ek kanalların belirlenmesinde, kök



fraktürlerinin, eksternal ve internal rezorpsiyonların incelenmesinde DVT görüntüleri kullanılmakla birlikte, periapikal lezyonların tanısında konvansiyonel radyografilerin daha başarılı olduğu bildirilmiştir.<sup>1,5,23,24,35</sup>

#### **Avantajları:**

DVT tüm inceleme alanını kapsadığından, temel volumetrik görüntülerin oluşturulması için 180 derece veya daha geniş açılı tek bir gantri rotasyonu yeterlidir ve bu nedenle tarama zamanı medikal BT'den daha kısadır.<sup>1,3,12</sup> Çoğu cihazda ışınlama süresi 30 sn den kısadır; hızlı tarama zamanı ve ışın kaynağının tek bir kez dönmesi nedeniyle efektif radyasyon dozu da daha düşüktür.<sup>4,8,19</sup> DVT kullanılarak dentomaksillofasial bölgenin taranması esnasında efektif radyasyon dozunun medikal BT'ye göre 10 kat daha az olduğu bildirilmiştir.<sup>11, 36</sup>

DVT cihazları medikal BT cihazlarından daha basit, daha küçük ve daha ucuzdur; ayrıca, baş, boyun ve çeneler bölgesindeki sert dokular DVT ile daha iyi görüntülenmektedir.<sup>2-5,7,8,12,19,23,31</sup> Milimetrik izotropik voksel çözünürlüğü olduğundan, özellikle kemik yapılarında birbirine komşu, ancak farklı atenüasyon değerleri olan yapılar kolayca ayırt edilebilmektedir.<sup>3,4,7,8,19,25</sup>

Multiplanar rekonstrüksiyon gibi etkileşimli gösterim modlarının bulunması, distorsiyon ve magnifikasyondan etkilenmeden görüntüler üzerinde birebir gerçek boyut ölçümü yapılabilmesi, görüntünün büyütülebilmesi ve dipnot eklenebilmesi diğer avantajları arasında sayılmaktadır.<sup>1-5,8</sup>

#### **Dezavantajları:**

DVT'lerde hastaya verilen radyasyon dozu medikal BT'den düşük olmakla beraber iki boyutlu dental radyografilerden daha yüksektir. Bu nedenle, hastaya ulaşan dozu azaltmaya yönelik önlemlerin alınması ve yalnızca gereken durumlarda DVT'nin kullanılması önem taşımaktadır.<sup>1-5,8,19</sup>

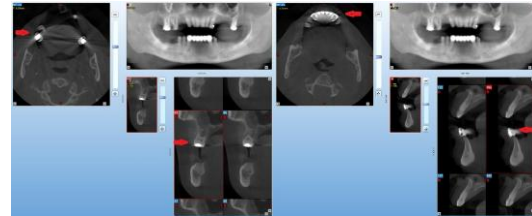
Yumuşak dokunun ve yumuşak doku lezyonlarının içeriğini inceleyebilme özelliği sağlayan kontrast rezolüsyonu DVT sistemlerinde yetersiz olduğundan, yumuşak dokuların görüntülenmesindeki etkinliği sınırlıdır.<sup>2-5,8,10,19</sup>

Kemik yoğunluğunun standart ölçümü için kullanılan Hounsfield birimi (Hounsfield Unit-HU) ile uyumunun yeterli olmadığı gösterilmiştir.<sup>1,3,31</sup> Hounsfield birimi değerleri esas alınarak kalibre edilmiş bir ölçeğe göre (hava: -1000 HU, su: 0 HU ve yoğun kemik: +1000 HU) belirlenen vücut dokularının yoğunluk oranı, DVT görüntüleri üzerinde yapılan gri

skala yoğunluğu değerleri ölçümlerinde Hounsfield birimleri ile tam olarak ifade edilememektedir.<sup>1,3,5,8</sup>

DVT sisteminde radyasyon saçılımı miktarının medikal BT'ye göre daha fazla olmasının nedeni, medikal BT'de sadece ince bir doku hacminden kesit alınması ve daha ince bir hacimden dedektöre ulaşan X ışınlarının saçılımının da daha az olmasıdır. DVT de ise geniş bir açıyla tüm hacimden kesit alındığından, bu hacimden dedektör elemanlarına ulaşan X ışınlarının daha fazla saçılımı sözkonusudur.<sup>3</sup> Saçılma (scatter) radyasyonun artması, görüntü kirliliğini (noise), radyografik densite ve netlik kaybını ve aynı zamanda hasta dozunu da arttırmaktadır.<sup>1,2,5,8</sup>

Artefaktlar DVT sistemlerinde sıkça görülen ve görüntü kalitesini en olumsuz etkileyen faktörlerdir (Şekil 8). X ışını metalik yapıları da barındıran bir cisimden geçtiğinde düşük enerjili fotonlar yüksek enerjili olanlara göre daha fazla absorbe edilirler ve iki yoğun cisim arasında çizgiler ve koyu bantlar oluştururlar. Işın sertleşmesi olarak tanımlanan bu olay, kVp değerinin daha düşük olması ve X ışını demetinin daha düşük enerjili olması nedeniyle DVT'de medikal BT'ye göre daha belirgindir.<sup>3,31</sup> Artefaktlar ışın sertleşmesi tarafından oluşturulduğundan, metal restorasyonların, braketlerin, implantların ve kök kanal dolgu materyallerinin varlığında koyu bantlar şeklinde artefaktlar izlenmekte ve görüntünün yetersiz yorumlanmasına sebep olabilmektedir.<sup>1,4,5,8,15</sup> Ayrıca tarama sırasında hasta hareketine bağlı olarak oluşan artefaktlar da meydana gelmektedir.<sup>14,37</sup> Bu tip artefaktlar çizgi yada halka şeklinde gözlemlendiği gibi, kemik konturlarının taklit edilmesi şeklinde de ortaya çıkabilir ve görüntünün netliğini önemli ölçüde bozabilir. Hasta hareketine bağlı oluşan artefaktların % 41,5 oranlarına çıkabildiği, özellikle çocuk ve ergen hastalarda bu riskin artabileceği bildirilmiştir.<sup>37</sup>



Şekil 8. Artefaktlar DVT sistemlerinde sıkça görülen ve görüntü kalitesini en olumsuz etkileyen faktörlerdir. Alt ve üst çenede metal içerikli restorasyonların bulunması sebebiyle oluşan ve görüntü kalitesini bozan artefaktlar görülmektedir.



## SONUÇ

Günümüzde implant tedavisi taleplerinin ve TME rahatsızlıklarının artmasından dolayı, ileri görüntüleme yöntemlerine başvurulma sıklığı da giderek artmaktadır. Yüksek rezolüsyon ve düşük doz özelliklerine sahip olan DVT görüntüleme sistemleri dentomaksillofasiyal radyolojide önemli değişiklikler yaratarak teşhis ve tedavi planlamasında yeni bir yol açmış, ağız, diş ve çene radyolojisi uzmanlık alanının sınırlarını genişletmiştir.<sup>4-8,19,31</sup> Bununla birlikte, DVT görüntüleme klasik iki boyutlu radyografinin yeterli olmadığı, gerçekten gerekli durumlarda, dikkatli ve doğru bir değerlendirmeden sonra kullanılmalıdır. Diğer gelişmiş tıbbi görüntüleme sistemlerinden farklı olarak DVT cihazlarının genellikle bu görüntüleri yorumlama eğitimi almamış kişiler tarafından kullanıldığı görülmektedir. Oysa DVT görüntülerini değerlendiren ve yorumlayan kişinin yanlış ya da eksik bir teşhis durumunda etik açıdan ve hukuki yönden sorumlu olduğu göz önünde tutulmalı ve görüntülerin mutlaka konunun uzmanları tarafından raporlanması tercih edilmelidir.<sup>1-4,22,26,31</sup>

**Selin Ergün:** ORCID ID: 0000-0003-2405-185X

**Pelin Güneri:** ORCID ID: 0000-0001-9423-9191

## KAYNAKLAR

1. Scarfe WC, Li Z, Aboelmaaty W, Scott SA, Farman AG. Maxillofacial cone beam computed tomography: essence, elements and steps to interpretation. Aust Dent J 2012;51:46-60.
2. Dawood A, Patel S, Brown J. Cone beam CT in dental practice. Br Dent J 2009;207:23-8.
3. Kamburoğlu K, Acar B, Yakar EN, Paksoy CS. Dentomaksillofasiyal konik ışın demetli bilgisayarlı tomografi bölüm 1: Temel prensipler. ADO Klinik Bilim Derg 2012;6:1125-36.
4. Scarfe WC, Farman AG, Sukovic P. Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. J Can Dent Assoc 2006;72:75-80.
5. Borahan MO, Dumlu A, Pekiner FN. Diş hekimliğinde yeni bir çağın başlangıcı: Dental volumetrik tomografi. İstanbul Dişhek Odası Derg 2012;143:32-5.
6. Scarfe WC, Farman AG. What is cone-beam CT and how does it work? Dent Clin North Am 2008;52: 707-30.
7. Evlice BK, Öztunç H. Dijital radyografi ve diş hekimliğinde ileri görüntüleme yöntemleri. Arşiv Kaynak Tarama Dergisi 2013;22:230-8.
8. Büyük SK, Ramoğlu Sİ. Ortodontik teşhiste konik ışınlı bilgisayarlı tomografi. Sağlık Bilim Derg 2011;20:227-34.
9. Hounsfield GN. Nobel Lecture. Computed medical imaging. J Radiol 1980;61:459-68.
10. Erdem T, Aydın KC. Diş hekimliğinde kullanılan ileri görüntüleme teknikleri. TDBD 2006;96:48-52.
11. Kumar M, Shanavas M, Sidappa A, Kiran M. Cone beam computed tomography-Know its secrets. J Int Oral Health 2015;7:64-8.
12. Angelopoulos C, Scarfe WC, Farman AG. A comparison of maxillofacial CBCT and medical CT. Atlas Oral Maxillofac Surg Clin North Am 2012;20:1-17.
13. White SC. Cone-beam imaging in dentistry. Health Phys 2008;95:628-37.
14. Pauwels R, Araki K, Siewerdsen JH, Thongvigitmanee SS. Technical aspects of dental CBCT: state of the art. Dentomaxillofac Radiol 2015;44: 20140224.
15. Schulze R, Heil U, Gross D, Bruellmann DD, Dranischnikow E, Schwanecke U, Schoemer E. Artefacts in CBCT: a review. Dentomaxillofac Radiol 2011;40:265-73.
16. Brown AA, Scarfe WC, Scheetz JP, Silveira AM, Farman AG. Linear accuracy of cone beam CT derived 3D images. Angle Orthod 2009;79:150-7.
17. Sukovic P. Cone beam computed tomography in craniofacial imaging. Orthod Craniofac Res 2003;6:31-6.
18. 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.
19. Barghan S, Tetradis S, Mallaya SM. Application of cone beam computed tomography for assessment of the temporomandibular joints. Aust Dent J 2012;57:109-18.
20. Kau CH, Bozic M, English J, Lee R, Bussa H, Ellis RK. Cone-beam computed tomography of the maxillofacial region-an update. Int J Med Robot 2009;5:366-80



21. Lofthag-Hansen S, Thilander-Klang A, Gröndahl K. Evaluation of subjective image quality in relation to diagnostic task for cone beam computed tomography with different fields of view. *Eur J Radiol* 2011;80:483-8.
22. Horner K, Islam M, Flygare L, Tsiklakis K, Whaites E. Basic principles for use of dental cone beam computed tomography: consensus guidelines of the European Academy of Dental and Maxillofacial Radiology. *Dentomaxillofac Radiol* 2009;38:187-95.
23. Aktan AM, Güngör E, Çiftçi ME, İşman Ö. Diş hekimliğinde konik ışınli bilgisayarlı tomografi kullanımı. *J Dent Fac Atatürk Uni* 2015;25:71-6
24. Kamburoğlu K, Yakar EN, Acar B, Paksoy CS. Dentomaksillofasiyal Konik Işın Demetli Bilgisayarlı Tomografi Bölüm 2: Klinik Uygulamaları. *ADO Klinik Bilim Derg* 2012;6:1160-65.
25. Singh P. Cone beam computed tomography: A new trend for craniafacial treatment planning. *Letter to Editor. Biomed J* 2013;36:152.
26. Worthington P, Rubenstein J, Hatcher DC. The role of cone-beam computed tomography in the planning and placement of implants. *JADA* 2010;141:19-24.
27. Ziegler CM, Woertche R, Brief J, Hassfeld S. Clinical indications for digital volume tomography in oral and maxillofacial surgery. *Dentomaxillofac Radiol* 2002;31:126-30.
28. Moreira CR, Sales MA, Lopes PM, Cavelcanti JP. Assessment of linear and angular measurements on three-dimensional cone-beam computed tomographic images. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2009;108:430-6.
29. Curley A, Hatcher DC. Cone beam CT: anatomic assessment and legal issues-the new standards of care. *J Calif Dent Assoc* 2009;37:653-62.
30. Pandharbale AA, Gadgil RM, Bhoosreddy AR, Kunte VR, Ahire BS, Shinde MR, Joshi SS. Evaluation of the posterior superior alveolar artery using cone beam computed tomography. *Pol J Radiol* 2016;81:606-10.
31. Kamburoğlu K. Use of dentomaxillofacial cone beam computed tomography in dentistry. *World J Radiol* 2015;7:128-30.
32. Al-Saleh MAQ, Alsufyani NA, Saltaji H, Jaremko JL, Major PW. MRI and CBCT image registration of temporomandibular joint: a systemic review. *J Otolaryngol Head Neck Surg* 2016;45:30.
33. Acar B, Kamburoğlu K. Use of computed cone beam tomography in periodontology. *World J Radiol* 2014;6:139-47.
34. Walter C, Schmidt JC, Dula K, Sculean A. Cone beam computed tomography(CBCT) for diagnosis and treatment planning in periodontology: A systemic review. *Quintessence Int* 2016;47:25-37.
35. Khasnis SA, Kidiyoor KH, Patil AB, Kenganal SB. Vertical root fractures and their management. *J Conserv Dent* 2014;17:103-10.
36. 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 dentomaxillofacial applications. *Eur J Radiol* 2009;71:461-8.
37. Spin-Neto R, Wenzel A. Patient movement and motion artefacts in cone beam computed tomography of the dentomaxillofacial regio: a systematic literature review. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol* 2016;121:425-33.

#### Yazışma Adresi

Dr. Selin Ergün  
Karşıyaka Ağız ve Diş Sağlığı Merkezi  
6178/2 Sokak, Demirköprü  
Karşıyaka 35560, İzmir  
Tel: 0232 3306450  
Faks: 0232 3622354  
E-mail: [seling77@yahoo.com](mailto:seling77@yahoo.com),  
[selin.gogus@hotmail.com](mailto:selin.gogus@hotmail.com)

