

# Bilgisayarlı Tomografi Prensipleri ve Uygulamadaki Yenilikler

## *Principles and Novel Clinical Applications of Computed Tomography*

Sevil A. Kahraman\*

### Özet

Bilgisayarlı tomografi (BT), oral ve maksillofasiyal cerrahide çok önemli bir yere sahiptir. Maksillofasiyal bölgenin değerlendirilmesinde, geleneksel radyografilere oranla birçok avantaja sahiptir. Geliştirilen BT cihazları, kompleks maksillofasiyal bölge anatomisinin, yumuşak ve sert dokuların ayrıntılı şekilde görüntülenmesine imkan vermektedir. Son yıllarda, konik ışınli bilgisayarlı tomografi (KIBT), medikal BT'lere alternatif olarak özellikle maksillofasiyal bölgede önemli bir tanısal görüntüleme teknolojisi olarak öne çıkmıştır. Klinik kullanımı için, BT teknolojinin görüntü elde etme ve veri işleme ile ilgili basit fizik prensiplerini bilmek önemli bir konudur.

**Anahtar kelimeler:** Bilgisayarlı tomografi, konik ışınli tomografi, dental tomografi

### Abstract

Computed tomography (CT) plays an important role in oral and maxillofacial surgery. Computed tomography is superior to conventional radiography in the evaluation of maxillofacial region. The image quality has improved significantly in the more recent CT scanners enabling excellent depiction of the complex anatomy of the maxillofacial region. In CT scanning there is satisfactory images of facial planes, muscles, bone and soft tissue in this area. In the recent years, Cone Beam Computed Tomography (CBCT) has become one of the important diagnostic technologies especially in the maxillofacial area. Understanding of the basic physical principles in image acquisition and data processing of this technology is very important issue for clinical use of CT.

**Keywords:** Computed tomography, cone beam tomography, dental tomography

\* Dr. Dt., Gazi Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi, Ağız Diş Çene Hastalıkları ve Cerrahisi Anabilim Dalı.

Vücuttan ince radyografik kesitler şeklinde alınan görüntülerin bilgisayarda sentez edilmesi esasına dayanan bilgisayarlı tomografinin (BT) geliştirilmesi radyolojinin dönüm noktasıdır<sup>1</sup>. İlk olarak matematikçi J. Radon 1917 yılında objelerin projeksiyonlarının iki ya da üç boyutlu oluşturulabileceğini teorik olarak tanımlamıştır.

İlk klinik bilgisayarlı tomografi X-ışını üniti 1972 yılında İngiltere’de G.N. Hounsfield tarafından geliştirilmiştir<sup>2</sup>. Bu dönemlerde kraniyal BT yardımıyla aksiyal kesitler alınmış ve anatomik oluşumları görüntüleme teknikleri geliştirilmiştir. Godfrey ve Cormack isimli araştırmacılar 1979’da bu alandaki çalışmalarından dolayı Nobel ödülü kazanmışlardır<sup>3,4</sup>. BT’yi destekleyen teknolojik gelişmeler zamanla dijital floroskopi, dijital radyografi ve manyetik rezonans görüntüleme, pozitron emisyon tomografi (PET), multislice BT tekniklerine de uygulanmıştır<sup>2</sup>.

X-ışınının geometrik yapısı baz alındığında BT, iki kategoriye ayrılabilir; birincisi, yelpaze (Fan beam) ışınlı tomografi (konvansiyonel yada medikal BT), ikincisi ise konik ışınlı BT (Cone beam computed tomography)’dir. Son yıllarda, konik ışınlı bilgisayarlı tomografi-KİBT, konvansiyonel BT’lere alternatif olarak özellikle maksillofasial bölgede önemli bir tanılal görüntüleme teknolojisi olarak öne çıkmıştır<sup>5,6</sup>.

Klinik kullanım ve doğru endikasyon için, BT teknolojisinin görüntü elde etme ve veri işleme ile ilgili basit fizik prensiplerini bilmek önemli bir konudur. Bu sebeple, öncelikle BT konusunda genel bilgiler verilecek, bu bilgiler ışığında yeni teknolojik gelişmeler ve kullanım gereklilikleri tartışılacaktır.

### Bilgisayarlı Tomografide Genel Prensipler

Bilgisayarlı tomografi teknolojisinde, düz radyografilerde olduğu gibi iyonize radyasyon objenin içinden geçer ve radyasyonun farklı bölgelerde farklı tutulumuna göre çeşitli görüntüler elde edilir<sup>1,7</sup>. Konvansiyonel BT üniteleri monokromatik ışın üreten ağır filtrasyon ve 120-140kVp gibi daha yüksek voltajda X-ışını gücüne sahiptir. Bu ışın yelpaze şekilli ve kolime edilmiş operatör tarafından 1-10 mm arasında kontrol edilebilen bir ışıdır<sup>1,2,5</sup>. BT cihazlarında kV sabit tutulur. Bu durumda X-ışını dozu mA’da yapılacak ayarlamalar ile değiştirilebilir<sup>7</sup>.

Düz radyografilerde film dansitesi objenin kalınlığı boyunca geçen ışının total tutulumunu gösterir<sup>2</sup>. Görüntülerdeki dansiteler, dokular tarafından absorbe edilen radyasyon tutulumuna bağlıdır. X ışını az geçen dokular daha radyopak görüntü verirler. X-ışınlarının objelerden geçişini tüm yapılar için belirlenmiş olan lineer atenüasyon katsayısı belirler. Eğer birçok ölçüm yeterli bilgileri içermiyorsa, bireysel yapıların atenüasyon katsayıları ölçülemez<sup>1,7-9</sup>. Sistem atenüas-

yon değeri en yüksek piksellerde beyaz rengi verir, azalan değerleri giderek daha koyu gri tonlarla renklendirir ve en düşük değerleri siyaha boyar<sup>7</sup>. Voksel ise, X ışını atenüasyonunun organizmadaki değerini yansıtan bir terimdir<sup>1</sup>.

### Verilerin Rekonstrüksiyonu

Veriler bilgisayar tarafından toplandıktan sonra, algoritmalarından biri tarafından rekonstrükte edilir. Rekonstrüksiyon algoritmasının fonksiyonu her kesit için de lineer atenüasyon katsayısını hesaplamak ve BT numaralarını belirlemektir. BT numaraları atenüasyon katsayılarıyla bağlantılıdır ve her bir numara bir dokuyu temsil eder. Hounsfield Ünit(HU) numaraları diye isimlendirilen BT numaralarında, yoğunluk -1000 ile +1000 arasında değerlendirilmektedir. HU numaralarında -1000 havayı, sıfıra yakın eksiler (-10, -20) yağ dokularını, sıfıra yakın artılar (+10, +30) sıvı yapılarını, +300, +350 kalsifiye yapıları, +1000 ise en yoğun yapı olan kemik yapısını göstermektedir. HU numaralarının gri skalada seviyeleri belirlenir ve monitöre aktarılır<sup>2,3,10,11</sup>. BT görüntülerinde 1 mm’den küçük yapıları görmek mümkündür ve 200’den fazla gri seviyeyi içerirler<sup>12,13</sup>. Monitörlerin çoğu 256 seviyeli gri skala için uygun olup, görüntü kontrastları ve dansiteleri operatör tarafından belirlenirken, DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) kalibrasyonlu bir çok medikal monitör siyah-beyaz görüntüde yaklaşık 16 bit gri renk derinliğine ulaşabilmektedir. DICOM, medikal görüntü ve bu görüntüye ilişkin verinin iletimi için geliştirilmiştir ve bu alanda çok yaygın olarak kullanılmaktadır. DICOM, veri depolanması ve iletimi için geliştirilen TCP/IP üzerinde kurulu bir ağ protokolü olmasının yanı sıra aynı zamanda bir görüntü formatıdır. Bu açıdan, DICOM formatındaki görüntüleri JPEG ya da BMP gibi formatlara çevirmek veri kaybına sebep olabileceğinden dolayı, bu formatı destekleyen yazılım programı kullanımı önemlidir<sup>2,3,7,10,11</sup>.

### Rezolüsyon kavramı

BT ile yapı ve oluşumların dansite farklılıklarını ve geometrik yapılarını ortaya koymak için rezolüsyon kavramı kullanılır. Rezolüsyon genel anlamıyla, en küçük farklılıkları ayırt etme yeteneğidir ve boyutsal (geometrik-uzaysal rezolüsyon), kontrast (dansite-yoğunluk rezolüsyonu), zamansal (temporal rezolüsyon) rezolüsyon olmak üzere 3 tipe ayrılır.

*Boyutsal rezolüsyon*, komşu en küçük iki yapının ayırt edilebilme gücünü gösterir. Piksel boyutlarının küçültülmesi ile komşu dokuların ayırt edilebilmesi artar ve buna bağlı olarak boyutsal rezolüsyon da artar. Piksel boyutlarını küçültmek ise; kesit kalınlığını düşürmek, dedektör boyutlarını küçültmek veya sayısını

arttırmakla sağlanabilir. FOV'un (görüntü alanı) küçültülmesi boyutsal rezolüsyonu arttıran faktörlerden biridir. Boyutsal rezolüsyonu arttırmak için göstereceğimiz çabalar gürültü (noise) adı verilen istenmeyen sonuçları da gündeme getirmektedir<sup>1</sup>.

**Kontrast rezolüsyon** ise, birbirinden farklı atenüasyon gösteren oluşumları ayırt etme yeteneğidir. Görüntülerin kontrastı, genel olarak X-ışını kalitesi, doku dansitesi ve yayılan enerjiyi ölçmek için kullanılan dedektörlerin özelliklerine bağlıdır<sup>12,13</sup>. Kontrast rezolüsyonu arttırmak için azaltılmalıdır. İse, X-ışını dozu yükseltilerek ya da kesit kalınlığı artırılarak azaltılabilir. Aynı zamanda boyutsal rezolüsyonun da artırılması isteniyorsa, kesit kalınlığı düşük tutulurken, X-ışını dozu yükseltilmelidir<sup>1</sup>. Arttığında, vokselin HÜ cinsinden değerlerinde belirsizlik oluşmakta, bu da komşu piksellerin renk değerlerine yansımaktadır. Bu yüzden seviyesinin artması görüntünün kaba ve grenli olmasına yol açmaktadır<sup>1</sup>.

Eğer konvansiyonel BT kullanılıyor ve reformat görüntülere ihtiyaç varsa, reformatların yüksek rezolüsyonu için kesit kalınlığının ince olması gerekir. İnce kesitin dezavantajı ise görüntü kirliliğini ve hastaya verilen dozu artırmasıdır<sup>2</sup>.

Hendee ve Ritenour doz ve rezolüsyon arasındaki ilişkiyi aşağıdaki gibi tanımlamıştır<sup>14</sup>;

- Sinyal/doz oranındaki (kontrast rezolüsyonda) 2 kat artış, hastaya verilen dozun 4 kat artması demektir.
- Uzaysal rezolüsyondaki 2 kat artış, hasta dozunun 8 kat artması demektir.
- Kesit kalınlığındaki 2 kat azalma, hasta dozunun 2 kat artması anlamına gelmektedir.

Reformasyona tabi tutulan görüntülerin rezolüsyonu, temel olarak kesit kalınlığının eşit ve küçük, kesitler arası mesafenin dar ve aralıksız olmasına bağlıdır ve hiç bir zaman aksiyal görüntünün rezolüsyonuna ulaşmaz. Reformasyon yapılacak kesitlerin eşit kalınlıkta ve aralıksız (0,5 veya 1 inkrement) alınmış olması gerekir<sup>1,9</sup>. Ayrıca, 2 boyutlu reformatlarda, tarama yapılan düzlemdeki yapıların paralizasyonuna göre bazen görüntüler yeterli olmayabilir. Örneğin, göz tabanı aksiyal plana kabaca paraleldir ve orbita tabanı fraktürünü yalnızca aksiyal planda görebilmek çok zordur, bu sebeple koronal planda tekrar tarama yapıp aksiyal plan reformatları alınırsa daha güvenilir sonuç elde edilmiş olur. Yani birçok vakada 2 boyutlu görüntü elde ederken birden fazla planda tarama yapmak gerekebilir.

Üç boyutlu reformatlar ise yüzeylerin, kemik, yumuşak doku ve hava boşluklarının hacminin ölçülmesini sağlar. Yumuşak doku ve sert doku beraber görüntülenebilir<sup>2</sup>. Çeşitli algoritmalar kullanılarak 3 boyutlu rekonstrüksiyonlar (3D) yapılabilir. Yüzey rekonstrüksiyonu adı da verilen bu işlem sırasında aksiyal planda alınan kesitler üst üste yerleştirilir, HÜ değerlerine sahip pikseller birleştirilir. Birleştirilen pikseller bilgisayarda 3 boyutlu efekt verecek şekilde değerlendirilir ve görüntü oluşturulur<sup>1,9</sup>.

Geliştirilen birçok imaj analiz programları ile kesitlerde 2 boyutlu ya da 3 boyutlu reformatlar üzerinde mesafe ölçümleri, açılar, piksel yoğunluğu, yapıların hacimleri hesaplanabilmektedir. Görüntü üzerinde mesafe ölçümü yapılması istenen noktalar kursör ile işaretlenmekte, bilgisayar gerekli hesaplamaları yaparak ölçümü bildirmektedir<sup>1</sup>. Aksiyal BT tarama verilerinin dental amaçla kullanılması için bazı özel yazılım programları geliştirilmiştir. (3D/Dental, Columbia Scientific Inc, Columbia MD, ABD; DentaScan, General Electric Medical Systems, Slough, Berks, İngiltere, Dental CT, Sierex Dental Equipment Ltd., Walsall, İngiltere)<sup>15,16</sup>. Örneğin, dental BT programı ile ek bir ışınlama yapılmadan otomatik olarak sagittal görüntüler elde edilebilir. Bilgisayar çok sayıda kesit görüntü olduğu zaman, depolanan verilerden özel bir bilgiyi seçerek istenen düzlemde görüntüleri yeniden düzenleyebilir<sup>13</sup>.

Günümüzde, maksillofasiyal bölgede KIBT kullanımının yaygınlaşmasıyla bu dezavantajlar elimine edilmiş ve minimal distorsiyonla 3 boyutlu alanda sert dokuların hacimsel görüntülenmesine izin veren bu sistem, konvansiyonel BT'lerin yerini almıştır. KIBT' de ise ışın kaynağının bir kez dönüşünün yeterli olması ile hekimlere 3 boyutlu volumetrik veri elde etme olanağı sağlar<sup>17</sup>. Aynı zamanda iki boyutlu görüntülerin, koronal, sagittal, aksiyal ve çeşitli eğimlerdeki düzlemlerde yeniden düzenlenebilmesine izin verir<sup>15</sup>. Konik ışın tekniği, X ışını kaynağı ve geri hareket eden bir bölge dedektörünün eş zamanlı olarak hasta başı sabit iken, çevresinde 360° taramasını kapsamaktadır. 3 boyutlu hacimli veri grubu oluşturmak için ileri teknoloji algoritmaları içeren yazılım programları kullanılmaktadır. KIBT prensibi son 20 yıldır kullanılmasına rağmen, maksillofasiyal bölgede kullanılması, ilk olarak 2001'de NewTom QR DVT 9000'in (Quantitative Radiology, Verona, İtalya) kullanıma girmesi ile başlamış, daha sonra birçok firma tarafından farklı cihazlar üretilmiştir<sup>5,15</sup>. Son yıllarda ucuz X-ışını tüpü, yüksek kalitede dedektör sistemleri ve güçlü bilgisayarların gelişmesi ile avantajlı sistemler olarak yaygın kullanıma girmiştir<sup>15</sup>.

Konik ışınlu bilgisayarlı tomografiler, submilimetrik çözünürlüğe, daha yüksek diagnostik kaliteye sahip olup, görüntülerin daha kısa süre ışınlama süresi (10-70sn) ve düşük doz ile elde edilebilmesi (konvansiyonel BT'lerden 15 kez daha düşük doz), maliyetinin daha düşük olması nedeniyle konvansiyonel BT'lere göre çok daha avantajlıdır<sup>5,6</sup>. KIBT cihazları konvan-

siyonel BT'lere oranla çok daha küçüktür ve daha az yer kaplamaktadır. Bu cihazların özelliklerine bağlı olarak oturma, ayakta durma ve supin pozisyonundayken görüntü elde edilebilir. Çoğu zaman oturmalı cihazlar en uygun seçim olmaktadır. Bununla birlikte başın sabit durması hasta pozisyonundan daha önemli bir kriter olarak kabul edilmekle birlikte, başın hareket etmesi durumunda görüntü kalitesi önemli oranda azalmaktadır<sup>6,18</sup>.

Konvansiyonel BT ile karşılaştırıldığında, KIBT'nin maksillofasiyal bölgenin görüntülenmesinde birçok avantajları vardır. Tüm kafa-yüz bölgesini taramak için kullanılabileceği gibi, küçük bir alanı taramak için de ayarlanabilmektedir. Konvansiyonel BT'de voksel yüzeyleri izotropik değildir ve olabildiğince küçük (0.625mm) dörtgen şekildedir, ancak derinliği genellikle 1-2 mm'dir. KIBT cihazlarında ise her üç boyutta eşit ve izotropik voksel çözünürlüğü sağlanmaktadır<sup>5,15</sup>.

Konvansiyonel BT'de verilere bilgisayarın belleğinden ulaşmak genellikle mümkün değildir. Bunun için özel çalışma merkezleri oluşturmak gerekir. KIBT verilerinin yeniden düzenlenmesi ise ek bir işlem gerekmeden yapılabilmektedir. KIBT'de veri gruplarının izotropik olması nedeniyle yeniden düzenlenebilir, böylece hastanın anatomik özelliklerine göre ayarlanabilir<sup>15</sup>.

### BT Artifaktları

Diğer radyolojik yöntemlerde olduğu gibi, BT'de de artefakt oluşmaktadır. Artefaktlar, incelenen sistemde bir karşılığı bulunmayan istenmeyen oluşumlardır<sup>1,7,9</sup>. Artefaktlar hastadan kaynaklanabileceği gibi, fiziki ortamdan, cihazdan ve teknik faktörlerin yanlış kullanılmasından dolayı da oluşabilmektedir<sup>7</sup>. Kesit alınması sırasında hasta hareket ederse görüntü üzerinde çizgilenmeler oluşur. Kesit süresi düşük sistemlerde bu minimumdur<sup>1</sup>. Diş dolgusu, metalik protezler gibi yoğunluğu yüksek yapılar görüntü üzerinde artefakta neden olurlar<sup>7</sup>. Fiziki ortamdan kaynaklanan bir artefakt olan parsiyel volüm etkisi, voksel içini dolduran yapıların ayrı birer doku olarak seçilememesidir<sup>7</sup>. Eğer bir doku voksel volümünü tamamen dolduramıyorsa, aynı voksel içinde diğer dokularla birlikte ortalama dansitesi alınarak piksellere yansıtılacağından yoğunluğu gerçeğinden farklı olarak ölçümlenecektir<sup>9</sup>. Örneğin ilgili voksel içinde biri +10 diğeri +70 HÜ değerinde ve eşit kalınlıkta iki farklı doku bulunduğu, eşit hacimlerdeki iki doku dansitesi toplanıp ortalaması alınır ve pikseldeki karşılığı 40 HÜ şeklinde, her iki dokunun atenuasyon değerlerinden farklı olarak saptanır<sup>9</sup>. Böylece hatalı HÜ değerlerinin hesaplanması söz konusu olacaktır. Bu artefaktı tamamen önlemek mümkün olmasa da, kesit kalınlığının azaltılması ve kesit açısının değiştirilmesi yararlı olabilir<sup>7</sup>.

Buna karşın, KIBT'de tarama süresinin çok kısa olması, hasta hareketi nedeniyle oluşabilecek artefaktları minimize etmektedir. Ayrıca bu görüntülerde metal cisimler nedeniyle oluşabilecek artefaktlar da konvansiyonel BT'den çok daha azdır<sup>5</sup>.

### BT' de Yapılan Ölçümler

BT görüntülerinin sayısal veriler üzerinden yaratılmış olması, elde edilen görüntüler üzerinde dansite, boyut, dansite profili, reformasyon, toplama, çıkarma, histogram gibi farklı değerlendirme ve ölçümlerin yapılmasına imkan tanımaktadır<sup>7,9</sup>. Boyut ölçümlerinde iki nokta arasındaki mesafe tayin edilirken, dansite(yoğunluk) ölçümünde, değişik genişlikteki kare-dikdörtgen ya da yuvarlak-oval şekilli kursor ile ilgili alan içindeki piksellerin yoğunluğu belirlenebilir. Seçilen bölgedeki (ROI: Region of Interest) piksellerin, toplam HÜ değerlerini, piksel sayısına bölerek ortalama bir dansite değeri hesaplanmaktadır. Dansite ölçülecek alanın gerçeğe en yakın şekilde değerlendirilmesi açısından örnekleme alanının olabildiğince homojen ve gerektiğinden daha büyük olmamasına dikkat edilmelidir<sup>1,9</sup>.

### BT'nin Biyolojik Etkileri

Baş ve boyun bölgesinde tomografi kullanımının primer riski karsinogenezisdir ve dozun büyüklüğüyle doğru orantılıdır. Aynı bölgeden alınan düz radyografideki doz oranı BT deki orandan daha düşüktür<sup>2</sup>. ALARA (As Low As Reasonably Achived) yani hastaya makul en düşük dozun verilmesi ilkesi, KIBT cihazlarının ışınlama özelliklerinin hastada taranacak bölge boyutlarına göre ayarlanmasını gerektirir. Bu da uygun akım ve voltaj değerlerinin seçilmesi ile mümkün olmaktadır<sup>6,19</sup>. Yapılan çalışmalara göre efektif radyasyon dozunun, konvansiyonel BT sistemleri (mandibula için-1,320-3,324 µSv, maksilla için 1,031-1,420µSv)<sup>20-24</sup> ile karşılaştırıldığında, KIBT ile (ortalama 36.9-50.3µSv)<sup>20,21,25-27</sup> %98'den fazla miktarda azaldığını göstermiştir<sup>15,21,27</sup>. Geleneksel bir periapikal incelemede alınan etkili doz yaklaşık 13-100 µSv arasında değişmekte iken, geleneksel bir panoramik radyografiden alınan etkili doz yaklaşık 2,9-11 µSv kadardır<sup>5,17</sup>.

### BT'nin Oral ve Maksillofasiyal Cerrahide Kullanımı

Oral ve maksillofasiyal cerrahide BT, anatomik çalışmalar, büyüme ve gelişimin değerlendirilmesi<sup>28,29</sup>, kemik mineralizasyonu ölçümü, geniş lezyonların sınırlarının belirlenmesi, kortikal kemik harabiyetinin yeri ve miktarı<sup>30,31</sup>, gömülü diş lokalizasyonu, anatomik komşuluklar ve cerrahi yaklaşım biçiminin belirlenmesi, tükürük bezi hastalıklarının, hava yolu açık-

lığının<sup>32</sup>, TME patolojilerinin değerlendirilmesi<sup>33,34</sup>, travmatik yaralanmalar<sup>35,25</sup>, cerrahi planlama için üç-boyutlu model elde etme<sup>36</sup>, dental implantların tedavi planlaması<sup>37-42</sup> gibi birçok alanda kullanılmaktadır. Bilindiği üzere, geleneksel radyografik teknikler ile anatomik oluşumları ve lezyonları üç düzlemde izleme olanağı yoktur ve sıklıkla diğer komşu dokuların süperpozisyonları sebebiyle doğru bilgiler veren görüntülerin oluşturulması hemen hemen imkansızdır<sup>43</sup>. BT, geleneksel radyografilere kıyasla özellikle 3 büyük avantaj sağlamıştır. Birincisi, üç boyutlu görüntüleme elde edilerek süperpozisyonu elimine etmesidir. İki boyutlu görüntülerde dansite süperpozisyonundan dolayı etkilenir. Ama bilgisayarlı tomografi-ışınlarını kullanarak süperpozisyon olmadan objenin her kesitte görüntüsünü alabilen bir sistemdir. Radyasyon dedektörleri objenin X-ışını tutulumunu (atenüasyon) ölçer, bilgisayar atenüasyon verilerini düzenler, objenin çapraz kesit görüntülerini oluşturur ve süperpoze görüntülerden etkilenmez. İkincisi, BT'nin radyasyon tutulumları çok az farklı olan objelerin rezolüsyonuna izin vermesidir. Örneğin beyin beyaz cevheri ile gri cevherinin fiziksel dansiteleri farkı %1, elektron dansitesi farkı %1 den azdır ve BT bu iki dokuyu birbirinden ayırabilecek özelliktedir. Üçüncüsü ise, dijital elde edilen verilerin işlemlerinde, depolamada, analizde, aktarmada, görüntülerin reformatlarının elde edilmesinde netlik ve kolaylık sağlamasıdır<sup>2</sup>. KIBT, her iki avantajı da konvansiyonel BT'lere göre daha iyi bir düzeyde sağlamaktadır, sadece kontrast rezolüsyonunun düşük olmasından dolayı, yumuşak doku görüntülemelerinde yetersiz kalmaktadır<sup>5,6,15</sup>. Kemiklerin trabeküler değişiklikleri için alınan radyografik görüntülerin analizleri için, komputere densitometri, mikrodensitometri, tarayıcı densitometri gibi birçok kuantitatif analiz yöntemi kullanılmaktadır<sup>44</sup>. Bunlardan biri olan, kemik mineralizasyonunu ölçen kuantitatif BT'lerin (KBT) sensitivitesi tek-foton absorpsimetriden 3-4 kat, çift-foton absorpsimetriden 2 kat daha fazladır ve kortikal kemik ile spongiöz kemiğin ayırmasına izin verir. KBT, trabeküler kemiğin, postmenapozal kadınlarda dişsiz ve dişli alveolar prosesin mineral dansitesinin, kortikal kemik mineral dansitesinin, otolog alveolar ogmentasyonun mineral dansitesinin ölçülmesinde kullanılmaktadır<sup>1,2</sup>. Mandibula da dahil olmak üzere insan kemikleri üzerinde yapılan birçok çalışmada, kalsiyum içeriği ile BT değerleri arasında da lineer bir ilişki bulunmuştur<sup>10,45</sup>. Oral ve maksillofasiyal cerrahi sonrası, operasyon bölgesinin iyileşmesi farklı yöntemler ile değerlendirilebilir. Hayvan çalışmalarında histolojik değerlendirme yapılabilmesine karşın insanlarda aynı yaklaşım zordur. Hasta takiplerinin rutin kontrollerde genellikle geleneksel radyografik tekniklerle yapılması ve bu

tekniklerde görüntünün iki boyutlu olması kemik iyileşmesinin değerlendirilmesinde yanılgılara sebep olmaktadır. Direkt grafiler farklı pozisyonlarda alınan ek grafilerle desteklenmekle birlikte incelenen bölgenin ön ve arkasındaki yapıların süperpozisyonundan kurtarılması mümkün olmamaktadır<sup>7,42</sup>. Bu sebeple, üç boyutlu görüntüsüyle gerçeğe çok yakın detay veren BT, kullanımı giderek daha çok tercih edilen bir yöntem olmuştur.

Bodner ve arkadaşlarının yaptıkları bir çalışmada, çene kemiğinde lokalize kistlere komşu anatomik yapıların ve kemik kenarlarının değerlendirilmesinde, BT ile düz radyografiler karşılaştırılmıştır. Bu çalışmada, düz radyografilerin yapıları üç boyutlu gösteremedikleri ve dolayısıyla süperpozisyonu engelleyemedikleri için çenelerin kistik lezyonlarının doğru bir şekilde değerlendirilmesinde BT'nin en güvenilir yöntem olduğu istatistiksel olarak saptanmıştır<sup>42</sup>. Çenelerin miksofibromları, maksiller kistlerin postoperatif takibi, submandibular kistik lezyonların ayırıcı tanısı üzerine yapılan BT çalışmalarında da benzer sonuçlar bildirilmektedir<sup>46,47</sup>. Panoramik radyografiler kullanılarak kistik defektlerde kemik iyileşmesi tayini yapmak oldukça subjektif ve kesin değerlendirmelerden uzaktır. Bu yüzden bilgisayarlı analiz metodu uygun görünmektedir<sup>48</sup>.

Zimmermann ve arkadaşları distraksiyon sonrası kemik dolumunu bilgisayarlı tomografi ve düz radyografi kullanarak karşılaştırmışlardır. Düz radyografilerdeki iyileşme için semi-kuantitatif 4-nokta skalasını kullanmışlardır. Bu skalaya göre; 0= Hiç kemik dolumu yok, 1= kemik dolumu %0-%50 arasında, 2=Kemik dolumu %50-%100 arasında, 3= Kemik dolumu tamamlanmış olarak değerlendirilmiştir. BT' de ise bilgisayar faresi ile osteotomi hattına en yakın geçecek şekilde kemik aralığında sınırları belirlemişler ve hacim ölçümlerini yapmışlardır. Düz radyografide 3 değeri almasına rağmen BT'de hacimlerinin %64 olması belki de BT'nin güvenilirliğini bir kez daha kanıtlamıştır<sup>11</sup>. Dental implant uygulamaları, oral ve maksillofasiyal cerrahide gün geçtikçe daha çok yer almaktadır. Bilgisayarlı tomografi ile, implantın yerleştirileceği bölgedeki kemik miktarının hem kalınlık, hem de uzunluk olarak değerlendirilmesi, bu bölgedeki kemiğin mandibular kanal, mental ve insisiv foramenler, burun tabanı, maksiller sinüs gibi önemli anatomik yapılar ile ilişkisinin değerlendirilmesi, 3 boyutlu modellerin elde edilmesi ve uygulanacak implantların lokalizasyon ve boyutlarının doğru bir şekilde belirlenmesi dental implantasyon öncesi altın standarttır ve oluşabilecek komplikasyonların önlenmesi açısından özellikle önem kazanmaktadır<sup>3,4,49</sup>. BT, implant değerlendirilmesinde kortikal kemikten bağımsız olarak kansellöz kemiğin mineral içeriğini değerlendiren bir tekniktir.

Kemiğin 1 mm transvers kesitini analiz eder ve lineer zayıflama katsayısını kullanarak mineral içeriğini hesaplar<sup>12</sup>. Görüntü rehberliği için cerrahi plakların kullanılması, modifiye geleneksel tomografi, CT ve 3 boyutlu bilgisayar destekli planlama, KIBT gibi yöntemlerin, implant cerrahisi öncesi planlama amacıyla kullanılması yararlıdır<sup>15,50,51</sup>. Üç boyutlu bilgisayar destekli planlama ve KIBT, klinik kullanım için doğru ve güvenilirdir. Konvansiyonel BT'lerin yüksek doz ve maliyeti gibi dezavantajlarının olması nedeniyle, implant planlamasında kullanılan en etkili görüntüleme yönteminin KIBT tekniği olduğu söylenebilir.

Yapılan bir çalışmada, implant cerrahisi öncesi mandibular kanalın görüntülenmesinde dijital ve geleneksel panoramik filmlerle, KIBT ile elde edilen panoramik görüntüler karşılaştırılmıştır. Çalışma sonuçlarına göre, KIBT görüntüleri mandibular kanalın belirlenmesinde üstün bulunmuş; bunun yanı sıra uygulanan teknikten bağımsız olarak mandibular kanalın posterior 1/3 bölümünün daha net izlendiği belirtilmiştir<sup>52</sup>. Konvansiyonel BT'lerle, KIBT'nin donanım özelliklerini karşılaştırıldığı bir çalışmada, boyut, maliyet, ağırlık ve radyasyon dozu açısından değerlendirildiğinde KIBT'nin avantajlı olduğu, implant cerrahisinde zarar oranının göz önünde bulundurulması gerektiği belirtilmiştir<sup>17</sup>.

Mandibular kanal-implant ilişkisinin iyi değerlendirilememesine bağlı gelişen postoperatif geçici yada kalıcı pareteziler, maksiler sinüs içerisine implant yerleştirilmesi, kemik eğimlerinin ve kalınlığının değerlendirilememesine bağlı gelişen istenmeyen komplikasyonların yanı sıra; literatürde interforaminal implantasyon sonrası ilgili bölgeden birkaç saat sonra üst hava yolunu tıkayabilen şiddetli kanama olguları bildirilmektedir<sup>53-56</sup>. Lingual bölgeden mandibuların kemik kanallarına girerek mandibulayı besleyen ve ağız tabanında geniş anastomozlar oluşturan sublingual arter dallarının implant cerrahisi sırasında zarar görmesi bu tip kanamalara yol açabilmektedir<sup>55-59</sup>. Yine yapılan diğer bir çalışmada, interforaminal bölgede planlanan implant cerrahisi öncesi kemik miktarının analizi ve varyasyonlarının değerlendirilmesinde panoramik radyografi ile KIBT kıyaslanmış, panoramik görüntü ile vertikal ve horizontal düzlemde yapılan ölçümlerde değerler KIBT'ye göre daha düşük saptanmıştır. Otörler, interforaminal bölgede planlanan implant operasyonları öncesi değerlendirmede, KIBT'nin güvenilir bir yöntem olduğunu savunmuşlardır<sup>60</sup>.

KIBT'nin oral ve maksillofasial cerrahide kullanımı üzerine 2009 yılında yapılan sistematik bir derlemeğe göre, KIBT ile ilgili yapılan 86 çalışma değerlendirilmiştir. Yapılan bu 86 makalenin, %29'unun dentalveolar cerrahi, %41'inin maksillofasial cerrahi, %16'sının ortodonti, %16'sının implantoloji, %5'inin

endodonti, %3'ünün periodontoloji, %3'ünün de genel diş hekimliği, otolaringoloji alanında gerçekleştirildiği belirtilmiştir<sup>61</sup>.

Bilgisayarlı tomografinin başka bir kullanım alanı da, üç boyutlu model elde edilmesi olup, gerek konvansiyonel BT, gerekse de KIBT ile bu teknoloji sağlanabilmektedir. Modelleme ile maksillofasial bölgedeki anatomik yapıların doğal boyutlarda oluşturulması amaçlanmaktadır. Oluşturulan biomodeller distraksiyon osteogenesizi, travma kaynaklı deformitelerin rekonstrüksiyonu, tümör rezeksiyonu, TME cerrahisi yada ortognatik cerrahi ve dental implantların planlanması gibi kompleks vakalar cerrahi öncesi planlanmanın yapılabilmesi için oluşturulmaktadır. Bu modeller uygulayıcıya cerrahi işlem öncesi rehberlik yaptığandan cerrahin güvenini artırmakta, anestezi ve cerrahi aşamasının kışalmasını sağlamaktadır<sup>2,6,7,36, 62</sup>.

Ayrıca, KIBT cihazları oral ve maksillofasial cerrahi operasyonları esnasında rehberlik amacıyla kullanılmaktadır. Zigomatikomaksiller kompleks kırıkları, orta yüz kırıkları, blow-out kırıkları, mandibula kırıkları, ateşli silah yaralanmaları gibi birçok travma alanında, ortognatik ve rekonstrüktif cerrahide, tümör cerrahisi ve implantolojide rehberlik amacıyla kullanılabilmektedir<sup>63-65</sup>.

Konvansiyonel bilgisayarlı tomografi cihazlarında da, birçok yeni teknoloji göze çarpmaktadır. En son geliştirilen çok kesitli BT sistemi (multislice-multidedektör) 64 adet dedektöre sahiptir ve hasta etrafında saniyede 3 tur atabilecek hıza sahiptir. Bu hızla, 1 saniyede bir organ, 10 sn'de tüm vücut taranabilmektedir. Bu da zaman-doza dezavantajını minimize etmekte ve 3 boyutlu görüntü elde edilebilmektedir. Yalnız bu son geliştirilen sistemle çalışan cihazların maliyeti çok yüksek olduğu için, daha çok kalp kası dahil tüm hareketli organların patolojilerinin saptanmasında, tüm vücudu kısa sürede tarayabildiği için travma hastalarında, metal ortopedik protezlerden kaynaklanabilecek artefaktların önlenmesinde, uyumsuz hastalar ve çocuk hastalar gibi özel alanlarda daha çok tercih edilmektedir.

## SONUÇ

Oral ve maksillofasial bölgede, bilgisayarlı tomografi kullanımı üç boyutlu maksillofasial görüntüleme de geniş yer bulmuştur. Konvansiyonel bilgisayarlı tomografi sistemlerinin başlıca problemi maliyeti ve gerektirdiği geniş alandır. Bununla birlikte medikal teknolojiye gelişmeler sayesinde daha küçük yer kaplayan ve daha düşük dozda çalışan cihazlar üretilmeye başlanmıştır. Bu cihazlar, BT teknolojisinde maksillofasial bölge için son 10 yılda geliştirilen konik ışıklı bilgisayarlı tomografi ile yerini almıştır. Gerek konvansiyonel BT, gerekse de KIBT'nin avantaj

ve dezavantajları iyi tartılmalı ve doğru endikasyonlarda kullanılmalıdır. Konvansiyonel BT'lerde, aksiyal planda bir çok kesitte ışınlama yapılması gerektiği için, hastanın aldığı radyasyon dozu buna bağlı olarak çok yüksektir. KIBT'lerde ise 10-70 sn gibi kısa bir sürede, 3 boyutlu görüntü tek ışınlama ile elde edilebildiği için doz 15 kat daha düşüktür, bu da endikasyon ve güvenlik sınırlarını artırmaktadır. Bunun yanında, KIBT sisteminin kontrast rezolüsyonunun dü-

şük olması sebebiyle yumuşak doku kalitesi hakkında yeterli bilgi verememesi bu konudaki sınırlarını daraltmaktadır. Yumuşak dokular ile ilgili bilginin sınırlı olması nedeniyle tümör benzeri değişimleri, yumuşak doku patolojilerini görüntüleme alanında konvansiyonel BT daha üstün bir yöntemdir. Bu nedenle, oral ve maksillofasiyal bölgede kullanılacak olan radyografik teknik iyi düşünülmeli ve yarar-zarar ilişkisi iyi hesaplanmalıdır.

## Kaynaklar

1. Kaya T. : Temel Radyoloji Tekniği. Güneş-Nobel Tıp Kitapevleri, 1997.
2. Matteson S.R., Deahl S.T., Alder M.E., Nummikoski P.V.: Advanced Imaging Methods, Crit Rev Oral Biol Med., 7(4):346-395, 1996.
3. Brooks S.L.: Computed Tomography, Dental Clinics of North America, 37: 575-590, 1993.
4. Schwarz M.S., Rothman S.L.G., Chafetz N., Rhodes M.: Computed Tomography in Dental Implantation Surgery, Dental Clinics of North America, 33:555-597, 1989.
5. Scarfe WC, Farman AG, Suković P: Clinical applications of Cone-Beam Computed Tomography in dental practice. J Can Dent Assoc 72(1):75-80, 2006.
6. Samur S.: Dişhekimliğinde Cone Beam Bilgisayarlı Tomografi, ADO Klinik Bilimleri dergisi, 3(2):346-351, 2009.
7. Ceydeli N: Radyolojik Görüntüleme Tekniği, Merit Medikal Teknolojiler LTD, 2000.
8. Çetiner S., Vural M., Öztürk M., Yücetaş Ş., Alasya D., Araç M., Işık S.: Odontojenik Kist Olgularına Yaklaşımında Bilgisayarlı Tomografi ve Dental Bilgisayarlı Tomografi Yazılım Programının (Dentascan) Önemi (Bir Olgu Nedeniyle). A.Ü.Diş Hek. Fak. Derg. 23:233-235. 1996.
9. Oyar O.: Radyolojide Temel Fizik Kavramlar, Nobel Tıp Kitapevleri, 1998.
10. Rho J.Y., Hobatho M.C., Ashman R.B.: Relations of Mechanical Properties to Density and CT Numbers in Human Bone. Med. Eng. Phy. 17(5): 347-355, 1995.
11. Zimmermann C. E., Harris G., Thurmüller P., Troulis M. J., Perrott B. R., Kaban L. B.: Assessment of Bone Formation in a Porcine Mandibular Distraction Wound by Computed Tomography. Int. J. Oral Maxillofac. Surg. 33:569-574, 2004.
12. İplikçioğlu H., Akça K., Çehrelî MC: The use of computerized tomography for diagnosis and treatment planning in implant dentistry. J Oral Implantol 28: 29, 2002.
13. Reiskin AB: Implant imaging status, controversies and new developments. Dent Clin North Amer 42: 47, 1998.
14. Hendee W. R., Ritzenour E. R.: Medical Imaging Physics. St. Louis, Mosby Year Book, 1992.
15. Çelik İ., Toraman M., Mıhçıoğlu T., Ceritoğlu D.: Dental implant planlamasında kullanılan radyografik yöntemlerin değerlendirilmesi. Türkiye Klinikleri J Dental Sci , 13;21-28, 2007.
16. Besimo C, Lambrecht JT, Nidecker A: Dental implant treatment planning with reformatted computed tomography. Dentomaxillofac Radiol 24: 264, 1995.
17. Guerrero ME, Jacobs R, Loubele M, Schutyser F, Suetens van Steenberghe D: State-of-the-art on cone beam CT imaging for preoperative planning of implant placement. Clin Oral Invest 10: 1:1-7, 2006.
18. Scarfe W.C., Farman A.G. Cone-Beam Computed Tomography: White S.C., Pharoah M.J. Oral Radiology: Principles and Interpretation. Mosby, 225-243, 2009,.
19. Carter L., Farman A.G., Geist J., Scarfe W.C., Angelopoulos C., Nair M.K., Hildebolt C.F., Tyndall D., Shrout M.: American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology executive opinion statement on performing and interpreting diagnostic cone beam computed tomography. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 106(4):561-2, 2008.
20. Cohnen M, Kemper J, Mobes O, Pawelzik J, Modder U. Radiation dose in dental radiology. Eur Radiol, 12(3):634-7, 2002.
21. Schulze D, Heiland M, Thurmüller H, Adam G: Radiation exposure during midfacial imaging using 4- and 16-slice computed tomography, cone beam computed tomography systems and conventional radiography. Dentomaxillofac Radiol 33:83, 2004.
22. Scaf G, Lurie AG, Mosier KM, Kantor ML, Ramsby GR, Freedman ML. Dosimetry and cost of imaging osseointegrated implants with film-based and computed tomography. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 83(1):41-8, 1997.

23. Dula K, Mini R, van der Stelt PF, Lambrecht JT, Schneberger P, Buser D. Hypothetical mortality risk associated with spiral computed tomography of the maxilla and mandible. *Eur J Oral Sci*, 104(5-6):503-10, 1996.
24. Ngan DC, Kharbanda OP, Geenty JP, Darendeliler MA. Comparison of radiation levels from computed tomography and conventional dental radiographs. *Aust Orthod J*, 19(2):67-75, 2003.
25. Heiland M, Schulze D, Rother U, Schmelzle R. Postoperative imaging of zygomaticomaxillary complex fractures using digital volume tomography. *J Oral Maxillofac Surg* 62(11):1387-91, 2004.
26. Mah JK, Danforth RA, Bumann A, Hatcher D. Radiation absorbed in maxillofacial imaging with a new dental computed tomography device. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 96(4):508-13, 2003.
27. Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, Brooks SL. Dosimetry of two extraoral direct digital imaging devices: NewTom cone beam CT and Orthophos Plus DS panoramic unit. *Dentomaxillofac Radiol*; 32(4):229-34, 2003.
28. Sukovic P: Cone beam computed tomography in craniofacial imaging. *Orthod Craniofac Res* 6: 31, 2003.
29. Baumrind S, Carlson S, Beers A, Curry S, Norris K, Boyd RL: Using three-dimensional imaging to assess treatment outcomes in orthodontics: a progress report from the University of the Pacific. *Orthod Cranifac Res* 6: 132, 2003.
30. Abrahams Jj., Ollverlo Pj.: Odontogenic Cyst: Improved Imaging with A Dental Ct Software Program. *Ajnr*, 14:367-374, 1993.
31. Bodner L., Bar-Ziv J., Kaffe I.: Ct of Cystic Jaw Lesions. *J Comput Assist Tomogr*, 18:22-25, 1994.
32. Osorio F, Perilla M, Doyle DJ, Palomo JM.: Cone Beam Computed Tomography: An Innovative Tool for Airway Assessment, *Int Anes Res Soc*, 106; 6:18031807, 2008.
33. Honda K, Matumoto K, Kashima M, Takano Y, Kawashima S, Arai Y: Single air contrast arthrography for temporomandibular joint disorder using limited cone beam computed tomography for dental use. *Dentomaxillofac Radiol* 33:271, 2004
34. Honda K, Arai Y, Kashima M, Takano Y, Sawada K, Ejima K, Iwai K: Evaluation of the usefulness of the limited cone-beam CT (3DX) in the assessment of the thickness of the root of the glenoid fossa of the temporomandibular joint. *Dentomaxillofac Radiol* 33: 391, 2004.
35. Ziegler CM, Woertche R, Brief J, Hassfeld S: Clinical indications for digital volume tomography in oral and maxillofacial surgery. *Dentomaxillofac Radiol* 31:126, 2002.
36. Swennen GRJ, Momaerts MY, Abeloos J, De Clercq C, Laoral P, Neyt N, et al.: A cone-beam CT based technique to augment the 3D virtual skull model with a detailed ental surface. *Int J. Oral and Maxillofacial Surg*. 38: 48-57, 2009.
37. Sato S, Arai Y, Shinoda K, Ito K: Clinical application of a new cone-beam computerized tomography system to assess multiple two-dimensional images for the preoperative treatment planning of maxillary implants: case reports. *Quint Int* 35:525, 2004
38. Hatcher DC, Dial C, Mayorga C: Cone beam CT for presurgical assessment of implant sites. *J Calif Dent Assoc* 31:825, 2003.
39. Almog DM, LaMar J, LaMar FR, LaMar F: Cone-beam computerized tomography-based dental imaging for implant planning and surgical guidance, part 1: single implant in the mandibular molar region. *J Oral Implantol* 32:77, 2006.
40. Aranyarachkul P, Caruso J, Gantes B, Schulz E, Riggs M, Dus I, et al: Bone density assessments of dental implant sites: 2. Quantitative cone-beam computerized tomography. *Int J Oral Maxillofac Imp* 20: 416-24, 2005.
41. Winter AA, Pollack AS, Frommer HH, Koenig L: Cone beam volumetric tomography vs. medical CT scanners. *N Y State Dent J* 71:28, 2005.
42. Hashimoto K, Kawashima S, Araki M, Iwai K, Kunihiko S, Akiyama Y: Comparison of image performance between cone-beam computed tomography for dental use and four-row multidetector helical CT. *J Oral Sci* 48:27, 2006.
43. Kling J.m., Caldanelli D.d., Petasnlck P. *Dentascan:A New Diagnostic Method for Evaluating Mandibular And Maxillar Pathology*. *Laryngoscope*, 102:379-387, 1992.
44. Bodner L., Kaffe I., Littner M., Cohen J. : Extraction Site Healing in Rats, *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* , 75:367-72, 1993.
45. Lindh C., Petersson A., KLINGE B., Nilsson M.: Trabecular Bone Volume and Mineral Density in the Mandible. *Dentomaxillofac. Radiol*. 26:101-106,1997.
46. Cohen M.A., Mendelsohn D.B.: CT and MR Imaging of Myxofibroma of the Jaws. *J Comput Assist Tomogr*, 14:281-285, 1990.
47. Kurabayashi T., IDA M., SASAKI T.: Differential Diagnosis of Submandibular Cystic Lesions by Computed Tomography. *Dentomaxillofac Radiol* , 20:30-34, 1991.
48. Santamaria J., Garcia A.M., Vicente J.C., Landa S., Lopez-Arranz J.S.: Bone Regeneration After Radicular Cyst Removal with and without Guided Bone Regeneration. *Int. J. Oral Maxillofac Surg*. 27:118-120, 1998.



49. Gültekin S, Araç M, Çelik M, Karaosmaolu AD, Işık S: Mandibulanın lingual vasküler kanallarının dental BT ile değerlendirilmesi. Tanısal ve Girişimsel Radyoloji 9:188-191, 2003.
50. Reddy MS, Mayfield-Donahoo T, Jeffcoat MK: A semiautomated computer-assisted method for measuring bone loss adjacent to dental implants. Clin Oral Imp Res 3: 28;1992.
51. Akdeniz G, Oksan T, Kovanlıkaya I, Genç I: Evaluation of bone height and bone density by computed tomography and panoramic radiography for implant recipient sites. J Oral Implantol 26:114, 2000.
52. Angelopoulos C., Thomas S.L., Hechler S., Parissis N., Hlavacek M.: Comparison Between Digital Panoramic Radiography and Cone-Beam Computed Tomography for the Identification of the Mandibular Canal as Part of Presurgical Dental Implant Assessment. J Oral Maxillofac Surg. 66(10):2130-5, 2008.
53. Kattan B, Snyder HS. Lingual artery hematoma resulting in upper airway obstruction. J Emerg Med 9:421-424, 1991.
54. Laboda G. Life-threatening hemorrhage after placement of an endosseous implant: report of a case. J Am Dent Assoc 121:599-600, 1990.
55. Mason ME, Triplett RG, Alfonso WF. Life-threatening hemorrhage from placement of a dental implant. J Oral Maxillofac Surg 48:201-204, 1990.
56. Chase CR, Hebert JC, Farnham JE. Posttraumatic upper airway obstruction secondary to a lingual artery hematoma. J Trauma 27:953-954, 1987.
57. Teper G, Hofschneider UB, Gahleitner A. Computed tomographic diagnosis and localization of bone canals in the mandibular interforaminal region for preventing bleeding complications during implant surgery. Int J Oral Maxillofac Implants 16:68-72, 2001.
58. Hofschneider UB, Teper G, Gahleitner A.: Assessment of the blood supply to the mental region for reduction of bleeding complications during implant surgery in the interforaminal region. Int J Oral Maxillofac Implants 14:379-383, 1999.
59. Gahleitner A, Hofschneider UB, Tepper G.: Lingual vascular canals of the mandible: Evaluation with dental CT. Radiology, 220:186-189, 2001.
60. Madrigal C., Ortega R., Meniz C., Quiles J.L.: Study of Available Bone for Interforaminal Implant Treatment Using Cone-Beam Computed Tomography. Med Oral Patol Oral Cir Bucal.13(5):307-312, 2008.
61. De Vos W., Casselman J, Swennen GRJ.: Cone-beam computerized tomography (CBCT) imaging of the oral and maxillofacial region: A systematic review of the literature, Int J Oral and Maxfac Surg, 38:609-625, 2009.
62. Çetiner S.: Bilgisayarlı Tomografinin Oral ve Maksillofasiyal Cerrahideki Kullanımı. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg. 10(2):73-8, 2000.
63. Heiland M., Pohlenz P., Blessmann M., Werle H., Fraederich M., Schmelzle R., Blake F.A.: Navigated Implantation After Microsurgical Bone Transfer Using Intraoperatively Acquired Cone-Beam Computed Tomography Data Sets. Int J Oral Maxillofac Surg. 37(1):70-5, 2008.
64. Eggers G., Senoo H., Kane G., Mühling J.: The Accuracy of Image Guided Surgery Based on Cone Beam Computer Tomography Image Data. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 107(3):41-8, 2009.
65. Pohlenz P., Blessmann M., Blake F., Heinrich S., Schmelzle R., Heiland M.: Clinical Indications and Perspectives for Intraoperative Cone-Beam Computed Tomography in Oral and Maxillofacial Surgery. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 103(3):412-7, 2007.

### Yazışma Adresi:

Dr. Sevil A. Kahraman  
 Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız, Diş, Çene Hastalıkları ve Cerrahisi, 8. Cad. 84. Sok. 06510, Emek / ANKARA  
 Tel: 312- 2034352 • Faks: 312- 2239226 • Cep: 533-6547124  
 e-mail: skahraman@gazi.edu.tr