



KONİK IŞINLI BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİDE ARTEFAKT ÇEŞİTLERİ VE NEDENLERİ

ARTIFACTS REASONS AND TYPES RELATED TO CONE-BEAM COMPUTED TOMOGRAPHY

Arş. Gör. Dt. Fahrettin KALABALIK*

Yrd. Doç. Dr. Elif TARIM ERTAŞ*

Makale Kodu/Article code: 2380

Makale Gönderilme tarihi: 18.08.2015

Kabul Tarihi: 08.10.2015

ÖZ

Diş hekimliğinde görüntüleme; dental patolojilerin teşhisinde, tedavi planlanmasında ve hasta takibinde önemli bir yardımcıdır. Son yıllarda, konik ışınli bilgisayarlı tomografi önemli bir tanı aracı haline gelmiştir. Bilgisayarlı tomografiye göre daha düşük maliyetli olması, daha kısa sürede görüntü elde edilmesine olanak vermesi ve daha az radyasyon gerektirmesi nedeniyle endikasyonları giderek artmaktadır. Her yıl, özellikle yüksek çözünürlük, geniş FOV alanı ve hızlı tarama gibi daha ileri teknolojiler geliştirilmektedir. Bu görüntüleme sisteminde karşılaşılan en yaygın sorunlardan biri; incelenen objeyle ilgili olmayan görüntü kusurları veya distorsiyonları olarak bilinen artefaktlardır. Artefaktlar, teşhisi etkileyebilir ve yanlış tanıları sebep olabilir. Bu nedenle diş hekimleri artefaktları ayırt edebilmelidir. Bu çalışmanın amacı; konik ışınli bilgisayarlı tomografi görüntü artefaktları hakkında bilgi vermek ve artefakt nedenlerini literatür bilgileri eşliğinde tanıtmaktır.

Anahtar kelimeler: konik ışınli bilgisayarlı tomografi, artefakt, tanı

ABSTRACT

Imaging is an important tool for the diagnosis of dental pathologies, planning their treatments and their follow up in dentistry. In recent years, cone-beam computed tomography has become an important diagnostic tool. Its indications and possibilities are still increasing due to its low cost, fast image production rate and its low radiation dose in comparison with computed tomography. More sophisticated technologies are being developed each year, mainly providing higher resolution, bigger field of view, faster scanning and better scatter reduction. One of the major problems of this technology is the image artifacts that are any distortion or error in the image that is unrelated to the subject being studied. Artifacts may interfere with the diagnostic process performed on cone-beam computed tomography data sets and cause misdiagnosis. Therefore, the dentists should be aware of their presence. This article aims to review the artifacts identified in the scientific literature and the existing knowledge on these artifacts.

Keywords: cone beam computed tomography, artifacts, diagnosis

GİRİŞ

Konik ışınli bilgisayarlı tomografi (KIBT), baş ve boyun bölgesindeki kemik patolojilerinin ve disfonksiyonların teşhisinde bilgisayarlı tomografiye (BT) alternatif bir yöntem olarak tanıtılmıştır.^{1, 2} KIBT'da konik şekilli x-ışını kaynağı kullanılır ve baş ve boyun bölgesinin tamamının rekonstrüksiyonu yapılabilir. BT ile kıyaslandığında KIBT, oldukça düşük radyasyon dozu gerektirir.^{3,4} Bu yöntem diş hekimliğinde hassas ve doğru bir görüntüleme yöntemi olarak kabul edilir.^{5,6}

KIBT diş hekimliğinde; implant planlama, patolojilerin boyut ve lokalizasyonun değerlendirilmesi, kök kanal morfolojileri ve köklerin çevre dokular ile olan komşuluklarının incelenmesi, bu yapıları ait patolojilerin belirlenmesi, gömülü dişler, TME morfoloji ve patolojileri, paranazal sinüslerin değerlendirilmesi, hava yolu analizi, damak yarığı olan hastalarda yarık sınırlarının belirlenmesi gibi birçok alanda kullanılmaktadır.⁷⁻⁹ KIBT sisteminin başlıca dezavantajlarından biri ise rekonstrüksiyon imajlarında, çeşitli nedenlerden kaynaklanan görüntü artefaktlarının görülmesidir.^{10,11}

*İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız Diş ve Çene Radyolojisi AD



Bu çalışmanın amacı; KIBT görüntülerinde oluşan artefaktlar ve bu artefaktların oluşma nedenleri hakkında bilgi vermek ve artefakt oluşumunu engellemek veya azaltmak için alınabilecek önlemleri belirtmektir.

KONİK IŞINLI BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİDE ARTEFAKT ÇEŞİTLERİ VE NEDENLERİ

Artefakt; incelenen görüntüyle ilgili olmayan görüntü kusurları olarak tanımlanabilir. Kullanılan teknoloji türü ne olursa olsun artefaktlar tanınal görüntü kalitesini etkilemektedir.⁸ Hem KIBT hem de BT tarayıcıları çeşitli sebeplerden kaynaklanabilecek artefaktlara duyarlıdır.¹²

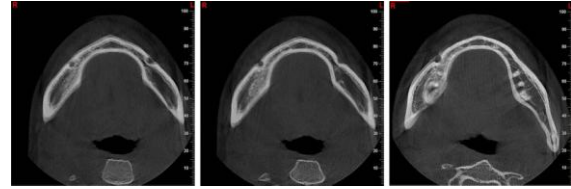
KIBT görüntülerinde oluşan artefaktlar etiyolojilerine göre; hasta ile ilgili artefaktlar, edinme (acquisition) artefaktları, tarayıcı ile ilgili artefaktlar, konik ışın ile ilgili artefaktlar olarak sınıflandırılabilir.¹³ Bunlara ek olarak, gürültü(noise) ve skaterlerin (ışın saçılmalarının) de artefaktlara neden olduğu bilinmektedir.¹⁴

1. HASTA İLE İLGİLİ ARTEFAKTLAR

KIBT ile görüntü alma işlemi kısa süreli bir işlemdir ve hasta, görüntüleme esnasında hareket edebilir.¹¹ Hasta hareketleri, her bir imaj çok kısa sürelerde elde edildiği için bütün imajlarda büyük keskinlik problemi oluşturmayabilir. Fakat değişik derecelerde bulanıklıklar oluşturarak imaj rekonstrüksiyonunu direkt olarak etkiler.¹⁰ Hareket artefaktları, yapılan hareketin tipine bağlıdır. Hasta hareketleri; solunum, kalp atışı, sindirim ve kas hareketleri olarak kategorize edilebilir.¹⁵ Diş hekimliğinde oral ve maksillo-fasiyal KIBT görüntüleme işlemleri sırasında, görüntüleme işleminden veya cihaz kolunun dönmesinden korkma gibi nedenlere bağlı, baş sallama veya başın titremesi gibi hareketler görülebilir.¹⁶

Hasta hareketlerinden kaynaklanan artefaktlar, KIBT ve BT teknolojilerinde görülen artefakt çeşitleri arasında en sık görülenidir. Çekim sırasında dokular hareket ettiğinde, kaydedilen verinin voksellerinde hatalı kayıtlar olur ve bu da çift kenarlı yapıların görülmesi veya imaj keskinliğinde yetersizlikle sonuçlanır (Resim 1, 2). Bununla birlikte, 3D imaj çözünürlüğünü artırmak için daha fazla sayıda 2D görüntü elde edildiği durumlarda, çekim süresi uzar ve bu durum istenmeyen hasta hareketlerin gerçekleşmesi ile sonuçlanabilir. Hareket artefaktları, uzun tarama zamanı nedeniyle eski jenerasyon BT'lerde daha sık görülmekteydi. Çoğu taramalar bir nefeste yapılmasına rağmen BT'de

solunum, en yaygın hareket nedeni olarak kabul edilmektedir. KIBT'da tarama süresi 20 ile 30 saniye gibi uzun bir süre olması nedeniyle hasta hareketine bağlı artefaktlar görülebilir. Hassas ölçümlerde veya önemli anatomik yapıların belirlenmesi gibi hassas işlemlerde bu tür artefaktların etkisi önemli olabilir. Özellikle imajların tanınal doğruluğunu tehlikeye düşürecek hareket artefaktları tespit edilirse çekim işleminin tekrarlanması tavsiye edilir. BT'den farklı olarak KIBT'da üretici firmalar başı sabitleyici özel aygıtlar sunmaktadır.^{10,12}



Resim 1. Mental foramen seviyesindeki axial kesitlerde görülen hareket artefaktları.



Resim 2. Mandibula alveol kretinde çekim sırasında hasta hareketi nedeniyle ortaya çıkan çift kenarlı görüntü.

Donaldson ve arkadaşları¹⁷ KIBT görüntülerinde hareket artefaktı oranını ve bu artefaktlara bağlı tanınal yetersizlik nedeniyle yapılan çekim tekrarlarını belirlemek amacıyla yaptıkları retrospektif çalışmada; ilk çekimlerin % 95,5'inde hareket artefaktı görülmediğini bildirmişlerdir. Tüm çekimlerin % 99,5'inin çekim tekrarı gerektirmeyecek tanınal doğruluğa sahip olduğunu bildirmişlerdir. 16 yaş altı ve 65 yaş üzeri hastalarda çekim sırasında oluşan hareket artefaktlarında artış görüldüğünü belirtmişlerdir.¹⁷

Spin-Neto ve arkadaşları¹⁶ tam dişli bir insan kafatasına değişik hareketler vererek, KIBT ile görüntü elde ettikleri çalışmalarında; bütün hareket artefaktları arasında (çizgi şeklinde, çift konturlu, keskin olmayan (netsizlik) ve halka şeklinde artefaktlar), en fazla çizgi şeklinde artefaktların görüldüğünü bildirmişlerdir. Mental foramen, infraorbital foramen ve supraorbital foramen seviyelerinde oluşan artefaktlar dikkate

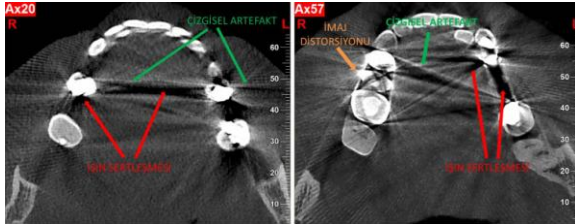
alındığında en fazla artefaktın mental foramen seviyesinde görüldüğünü belirtmişlerdir.

2. EDİNME (ACQUISITION) ARTEFAKLARI

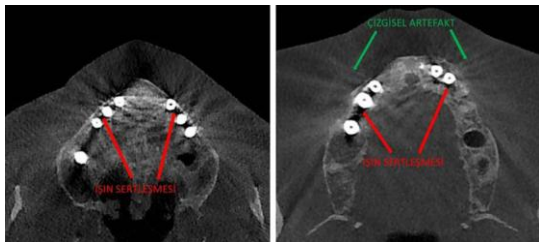
Işın sertleşmesi, en önemli artefakt nedenlerinden bir tanesidir.^{14,18} X-ışını kaynağından yayılan düşük enerjili ışınlar, objelerden geçerken absorpsiyona uğrar. Atom numarası büyük olan ve daha yoğun olan objeler daha fazla absorpsiyona neden olurlar. Metal gibi yüksek absorbe edici materyaller, obje içinde filtre görevi görürler.¹⁴ Düşük enerjiye sahip x ışını fotonlarının dokulardan geçerken kademeli absorbe olması, geriye kalan ışın demeti enerjisinde kademeli artışla sonuçlanır. Işın demetinin sertleşmesi olarak adlandırılan bu olay, KIBT'da medikal BT'ye göre daha belirgindir. Bunun sebebi, KIBT'da kvp'nin BT'ye göre daha düşük olmasına bağlı olarak x ışını demetinin daha düşük enerjili olmasıdır. Ancak son zamanlarda geliştirilen artefakt azaltıcı algoritmalar sayesinde imaj, görüntü, metal ve hareket artefaktları azalmıştır. Klinik uygulamada, taranan bölgelerde oluşabilecek ışın sertleşmesi artefaktlarını önlemek için FOV alanının küçültülmesi tavsiye edilir.⁸

Işın sertleşmesi, iki tür artefaktla sonuçlanır;

- 1- Cupping artefakt olarak bilinen, farklı absorpsiyona bağlı metalik yapıların distorsiyonu.
- 2- İki yoğun obje arasında ortaya çıkabilen çizgiler ve koyu bantlardır (Resim 3, 4).



Resim 3. Metalik restorasyonların neden olduğu görüntü artefaktları.



Resim 4. Dental implantların neden olduğu görüntü artefaktları.

Taranan objede metal olması bu tür artefaktlara neden olarak genel imaj kalitesini önemli ölçüde bozabilir ve diagnozu etkileyebilir. Çizgisel artefaktlar metalik objeden yayılan lineer hiperdansiteler şeklindedir ve karşı taraftaki görüntü kalitesini etkileyecek şekilde yayılım gösterebilir.¹⁹ Işın sertleşmesi artefaktları hastalıkları taklit edebilir. Örneğin; endodontik kanal dolum materyalinin etrafındaki siyah koyu bölgeler boşlukları ve dental implantların etrafındaki lineer düşük dansiteli alanlar da osteointegrasyon kaybını taklit edebilir.²⁰ Kanal tedavili dişlerde çizgisel artefaktları azaltmak ve kanal tedavili dişlerin kök kırığı değerlendirilmesinde tanısal doğruluğu artırmak amacıyla küçük boyutlu voksel kullanılması tercih edilmektedir.²¹

Benic ve arkadaşları²², dental implantların KIBT görüntülerinde neden olduğu artefaktların yoğunluğunu ve geometrik şeklini belirlemek amacıyla yaptıkları in vitro çalışmada; implant pozisyonu ne olursa olsun, titanyum implantın bitişiğinde her zaman artefakt görüldüğünü bildirmişlerdir. Bu çalışmada implantların bulunduğu alt çene modelinin bukkal ve lingual bölgelerinde gri skala değerlerinde artış gözlenirken, mandibulanın uzun aksı boyunca bu değerlerde azalma olduğu belirtilmiştir. Ayrıca, implant yüzeyinden uzaklaşıldıkça artefakt yoğunluğunda önemli derecede azalma görüldüğü bildirilmiştir.

Bechara ve arkadaşları²³, metallerin neden olduğu çizgisel artefaktları azaltmak için geliştirilmiş olan algoritma ve yazılımın (Picasso Master 3DH machine; Vatech, Hwaseong, Republic of Korea) etkinliğini ve kontrast/gürültü oranını artırıp artırmadığını değerlendirmişlerdir. Bu çalışmada; artefakt azaltmak için kullanılan yazılımın, gri skala değerini azalttığı ve kontrast/gürültü oranını artırdığı bildirilmiştir.

Başka bir çalışmada metal post varlığı; KIBT ile horizontal kök fraktürü tespitinde spesifite (özgüllük) ve sensitiviteyi (duyarlılık) azalttığını göstermiştir.²⁴ Parirokh ve arkadaşları²⁵ tarafından bildirilen olgu sunumunda; KIBT görüntülerinde kök etrafında radyolüsent lezyon saptanan metal kanal postlu dişin, konvansiyonel radyografik inceleme ve dental operatif mikroskop ile incelemesi sonucu herhangi bir patolojiye sahip olmadığı belirtilmiştir. KIBT'da saptanan bu radyolüsent görüntünün, metal kanal postundan kaynaklanan artefakt olduğu ve yanlış teşhise yol açtığı bildirilmiştir.

3. TARAYICI İLE İLGİLİ ARTEFAKTLAR

Tarayıcı ile ilgili artefaktlar, tipik olarak dairesel veya halka şeklinde olan, tarayıcı algılama kusurları veya kalibrasyon yetersizliğinden kaynaklanan artefaktlardır. Bu her iki problem de dedektörün her bir açısal pozisyonunda sürekli ve tekrar eden okumalarla sonuçlanarak, dairesel artefakt (Resim 5) oluşumuna neden olur.⁸ Dairesel artefaktlar, rotasyon eksenini etrafında eş merkezli halkalar şeklinde görülür. Homojen ortamlar görüntülediğinde en belirgindir.^{26,27} Bu artefaktlar; dairesel yörünge ve farklı örnekleme işlemi nedeniyle, kaynağın hareket düzlemi ile aynı düzlemde halkalar şeklinde görülür.²⁸



Resim 5. Yetersiz kalibrasyon sonucu oluşan, axial imajda halka şeklinde görüntüye neden olan tarayıcı ile ilgili artefaktın görünümü.

4. KONİK IŞIN İLE İLGİLİ ARTEFAKTLAR

KIBT'ın projeksiyon geometrisi ve görüntü rekonstrüksiyon yöntemi 3 tip konik ışınlı artefakta neden olmaktadır.⁸

4.1. Parsiyel Volüm Ortalaması: Parsiyel volüm ortalaması geleneksel BT ve KIBT'ın bir özelliğidir. Seçilen voksel çözünürlüğünün görüntülenen objenin uzaysal veya kontrast çözünürlüğünden daha büyük olduğu zaman ortaya çıkar. Örneğin 1mm'lik bir voksel alanı içerisine hem kemik hem de yumuşak doku girdiğinde ilgili vokselin kontrastı sadece kemiği veya yumuşak dokuyu değil, iki dokunun tonlarının bir ortalaması şeklinde yansır. Dokunun veya sınırın piksel içerisinde tam olarak yer almadığı durumda farklı değerlerde ağırlıklı ortalamalar ortaya çıkmaya başlar. Ortaya çıkan görüntüde sınırlar kademe görünümlü

veya piksel yoğunluk seviyelerinin homojenitesi şeklindedir. Parsiyel volüm ortalaması Z eksenini yönünde hızlı değişim gösteren bölgelerde (örneğin temporal kemik) görülür. Küçük voksel seçimi bu durumun etkisini azaltabilir.^{8,11,13}

4.2. Eksik örnekleme(Undersampling):

İmaj rekonstrüksiyonu için az sayıda temel projeksiyon oluşturulduğunda bu artefakt meydana gelir. Azaltılmış veri sayısı; kayıt hatasına, aliasing nedeniyle keskin kenarlı ve daha gürültülü imajların oluşumuna neden olur ve bu görüntülerde ince çizgilenmeler görülür. Bu durum görüntü kalitesini önemli derecede etkilemez ancak ince detayların çözünürlüğü önemli olduğunda temel projeksiyon imaj sayısı korunarak undersampling artefaktların oluşumunun engellenmesi gerekir.^{8,13}

4.3. Konik ışın etkisi:

Konik ışın etkisi özellikle periferik bölgelerde potansiyel artefakt nedenidir. Hasta etrafında horizontal düzlemde dönen x-ışını huzmesinde farklılıklar mevcuttur. Bu durum dedektörün pikselleri tarafından toplanan projeksiyon verilerinde farklılığa yol açar. Merkezdeki piksellerde daha fazla veri kaydedilirken periferdeki piksellerde daha az veri kaydedilmiş olur. Bu durum; imaj distorsiyonu, çizgisel artefaktlar ve daha fazla çevresel gürültü ile sonuçlanır. Klinik olarak incelenecek bölgeyi x-ışını huzmesinin horizontal planında konumlandırma ve x-ışını huzmesinin uygun bir FOV alanı kullanarak kolimasyonu ile bu durum azaltılabilir.^{8,11,13}

SONUÇ

KIBT görüntülerinde gerek hastadan gerekse cihazdan kaynaklanabilecek artefaktlar iyi bilinmelidir. Aksi takdirde hekimin yanlış tanıya yönelmesi ile gereksiz tetkik ve tedavi yapma riski artarak hastanın tedavisi gecikebilir, tedavi maliyeti yükselebilir ve yeni radyografik görüntülere ihtiyaç duyularak hastaya verilen radyasyon miktarı da artabilir. Bazı artefaktların oluşumu gerekli tedbirlerin alınmasıyla önlenilebilir birlikte bazıları günümüz teknolojisinde üretilen KIBT cihazlarında maalesef kaçınılmazdır. Hareket artefaktlarını önlemek amacıyla çekim öncesinde yapılacak işlem hakkında hasta detaylı olarak bilgilendirilmeli, işlem sırasında yapması ve kaçınması gereken durumlar hastanın anlayabileceği uygun bir dille anlatılmalıdır. Metal artefaktlarını önlemek amacıyla da metal içeren takılar, hareketli protezler ve diğer aksesuarlar çıkartılmalı; metal içeren restorasyonlar,

sabit protezler, dental implantlar, kanal postu v.b. maddelerin istenmeyen görüntü kusurlarına neden olabileceği asla unutulmamalıdır.

KAYNAKLAR

1. Arai Y, Tammissalo E, Iwai K, Hashimoto K, Shinoda K. Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use. *Dentomaxillofac Radiol* 1999;28:245-8.
2. Rigolone M, Pasqualini D, Bianchi L, Berutti E, Bianchi SD. Vestibular surgical access to the palatine root of the superior first molar: "low-dose cone-beam" CT analysis of the pathway and its anatomic variations. *J Endod* 2003;29:773-5.
3. Tsiklakis K, Syriopoulos K, Stamatakis HC. Radiographic examination of the temporomandibular joint using cone beam computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol* 2004;33:196-201.
4. Tsiklakis K, Donta C, Gavala S, Karayianni K, Kamenopoulou V, Hourdakakis CJ. Dose reduction in maxillofacial imaging using low dose Cone Beam CT. *Eur J Radiol* 2005;56:413-7.
5. Ghaemina H, Meijer GJ, Soehardi A, Borstlap WA, Mulder J, Berge SJ. Position of the impacted third molar in relation to the mandibular canal. Diagnostic accuracy of cone beam computed tomography compared with panoramic radiography. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2009; 38: 964-71.
6. Chen Q, Liu DG, Zhang G, Ma XC. [Relationship between the impacted mandibular third molar and the mandibular canal on panoramic radiograph and cone beam computed tomography]. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi* 2009;44:217-21.
7. Harorlı A, Akgul M, Dagistan S. Diş Hekimliği Radyolojisi Kitabı. 1 ed. Erzurum: 2006.p. 325-7
8. Scarfe WC, Farman AG. What is cone-beam CT and how does it work? *Dent Clin North Am* 2008;52:707-30.
9. Ertaş ET, Arslan H, Çapar İD, Gök T, Ertaş H. Endodontide Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.* 2014;24:113-8.
10. Hanzelka T, Foltan R, Horka E, Sedy J. Reduction of the negative influence of patient motion on quality of CBCT scan. *Med Hypotheses* 2010;75:610-2.
11. Schulze R, Heil U, Gross D, Bruellmann DD, Dranischnikow E, Schwanecke U, ve ark. Artefacts in CBCT: a review. *Dentomaxillofac Radiol* 2011;40:265-73.
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. Scarfe W, Farman A. Cone-beam computed tomography. *Oral Radiology. Principles and Interpretation.* 6 ed: Elsevier, St. Louis: 2009. P.225-43.
14. De Man B, Nuyts J, Dupont P, Marchal G, Suetens P. Metal streak artifacts in X-ray computed tomography: A simulation study. *IEEE Trans Nuc Sci* 1999;46:691-96.
15. Li G, Citrin D, Camphausen K, Mueller B, Burman C, Mychalczak B, ve ark. Advances in 4D medical imaging and 4D radiation therapy. *Technol Cancer Res Treat* 2008;7:67-81.
16. Spin-Neto R, Mudrak J, Matzen LH, Christensen J, Gotfredsen E, Wenzel A. Cone beam CT image artefacts related to head motion simulated by a robot skull: visual characteristics and impact on image quality. *Dentomaxillofac Radiol* 2013;42.
17. Donaldson K, O'Connor S, Heath N. Dental cone beam CT image quality possibly reduced by patient movement. *Dentomaxillofac Radiol* 2013;42:91866873.
18. De Man B, Nuyts J, Dupont P, Marchal G, Suetens P. Reduction of metal streak artifacts in x-ray computed tomography using a transmission maximum a posteriori algorithm. *IEEE Trans Nucl Sci* 2000;47:977-81.
19. Curry T, Dowdey J, Murry R. Christensen's physics of diagnostic radiology. 4 ed. Philadelphia: Lea & Febiger: 1991.p.766
20. Draenert FG, Coppentrath E, Herzog P, Muller S, Mueller-Lisse UG. Beam hardening artefacts occur in dental implant scans with the newtom cone beam CT but not with the dental 4-row multidetector CT. *Dentomaxillofac Radiol* 2007;36:198-203.
21. Brito-Junior M, Santos LA, Faria-e-Silva AL, Pereira RD, Sousa-Neto MD. Ex vivo evaluation of artifacts mimicking fracture lines on cone-beam computed tomography produced by different root canal sealers. *Int Endod J* 2014;47:26-31.



22. Benic GI, Sancho-Puchades M, Jung RE, Deyhle H, Hammerle CH. In vitro assessment of artifacts induced by titanium dental implants in cone beam computed tomography. Clin Oral Implants Res 2013;24:378-83.
23. Bechara BB, Moore WS, mcmahan CA, Noujeim M. Metal artefact reduction with cone beam CT: an in vitro study. Dentomaxillofac Radiol 2012;41:248-53.
24. Costa FF, Gaia BF, Umetsubo OS, Cavalcanti MG. Detection of horizontal root fracture with small-volume cone-beam computed tomography in the presence and absence of intracanal metallic post. J Endod 2011;37:1456-9.
25. Parirokh M, Ardjomand K, Manocherifar H. Artifacts in cone-beam computed tomography of a post and core restoration: a case report. Iran Endod J 2012;7:98-101.
26. Sidky EY, Zou Y, Pan X. Minimum data image reconstruction algorithms with shift-invariant filtering for helical, cone-beam CT. Phys Med Biol 2005;50:1643-57.
27. Zhang Y, Zhang L, Zhu XR, Lee AK, Chambers M, Dong L. Reducing metal artifacts in cone-beam CT images by preprocessing projection data. Int J Radiat Oncol Biol Phys 2007;67:924-32.
28. Gross D, Heil U, Schulze R, Schoemer E, Schwanecke U. GPU-Based Volume Reconstruction from Very Few Arbitrarily Aligned X-Ray Images. SIAM J Sci Comp 2009;31:4204-21.

Yazışma Adresi

Arş. Gör. Dt. Fahrettin KALABALIK
İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi, Diş Hekimliği
Fakültesi, Ağız Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim
Dalı, İzmir, Türkiye.
Tel: +90.232.325 4040
Fax: +90.232.325 2535
E-mail: kalabalikfahrettin@hotmail.com

