

DENTOMAKSİLLOFASİYAL KONİK IŞINLI BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİNİN RADYASYON DOZU

RADIATION DOSE OF DENTOMAXILLOFACIAL CONE-BEAM COMPUTER TOMOGRAPHY

Enes GÜNGÖR

¹Yrd. Doç. Dr. Dicle Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi AD, DİYARBAKIR.

Özet

Konik ışınli bilgisayarlı tomografi (KİBT) diş hekimliğinde yeni bir görüntüleme yöntemi olarak büyük ilgi uyandırmıştır. KİBT, BT (bilgisayarlı tomografi)'ye göre çok düşük radyasyon dozu ile çalışmakla beraber panoramik radyografiye göre en az 7 kat daha fazla radyasyon dozuyla çalışmaktadır. Milliampere (mA), tüp voltajı (kVp), görüntü alanının büyüklüğü (FOV), tam veya yarı rotasyon modları, veksellerin büyüklüğü gibi teknik etkenlere göre hastanın aldığı radyasyon dozu değişir. Ayrıca farklı markalı KİBT cihazları farklı değerlerde radyasyonla çalışmaktadır. Bu yazının amacı görüntü kalitesinde KİBT'in BT ve iki boyutlu konvansiyonel radyografilere göre avantaj ve dezavantajlarını belirlemek, KİBT kullanımında hastanın maruz kaldığı radyasyon dozu ve bu doz miktarın diğer dijital dental röntgen cihazlarından alınan dozla karşılaştırmasını yapan güncel literatür bilgisini sunmaktır.

Anahtar Kelimeler: Konik ışınli bilgisayarlı tomografi, radyasyon, dental tomografi.

Abstract

Cone beam computed tomography (KİBT) has attracted considerable as a new imaging technique in dentistry. CBCT is used with a very low radiation dose based on panoramic radiographs. That's working seven times more low radiation dose than panoramic radiography. Milliamps (mA), tube voltage (kVp), the size of the image area (FOV), full or half rotation modes, voxel size such as technical factors, are affect to exposed radiation dose of patient. In addition, Exposed radiation dose of patient changes according to the different branded CBCT devices. CBCT has some advantages and disadvantages at image quality according to conventional radiography (2D) and CT when compared other radiographs.

Key words: Cone-beam computer tomography, radiation, dental tomography.

Giriş

Konik ışınli bilgisayarlı tomografi (KİBT), iki boyutlu olarak dedektörlerdeki konik ışın demetlerinin şekillendirilmesi temeline dayanan tıbbi bir görüntüleme yöntemidir. Işın kaynağı-detektör sistemi objenin etrafında dönerek seri şekilde iki boyutlu görüntüler oluşturulur. Bu görüntüler daha sonra işletim sistemleri sayesinde rekonstrüksiyon işlemi ile üç boyutlu görüntülere dönüştürülür (1).

KİBT görüntüleme yöntemi, maksillofasiyal bölgede ilk kez 2001 yılında kullanıldı (NewTom QR DVT 9000; Quantitative Radiology, Verona, Italy). Daha sonra birçok firma tarafından cihazın farklı modifiye formları üretildi. Cihazın az yer kaplaması, kullanım kolaylığı ve BT'ye göre düşük radyasyon dozu ile çalışması gibi nedenlerden dolayı kullanımı

yaygınlaştı (2).

Diş tedavileri için hastaların aldığı radyasyon miktarı diğer medikal tedavilerde görüntüleme için alınan radyasyon miktarına göre çok düşüktür (3, 4). Ama hastaların mümkün olduğunca en az dozda iyonize radyasyon alması için dikkat edilmelidir. Özellikle hamile bayanlarda radyasyonun hasta üzerinde olumsuz biyolojik etkileri oluşma ihtimali artar (4). Tiroid bezi maksillofasiyal bölgenin radyasyona karşı en hassas dokusudur ve tiroid bezini koruyabilmek için kurşun boyunluk kullanılmalıdır (5). Maksillofasiyal bölgedeki radyasyon uygulamalarında radyasyonun stokastik etkilerinden korunmak için diğer organlarda korunmalıdır (3,6). KİBT görüntüleme yönteminde ışınlama ile ölçülen efektif doz miktarı hakkında birçok araştırma yapılmıştır. Bu araştırmalarda markaya göre ve cihazın teknik özelliklerine göre farklı sonuçlar bulunmakla beraber 40-550 µSv arası değerler ölçülmüştür (7). Promax 3D markalı KİBT 'nin ışınlamayla efektif dozu görüntü alanı en küçükken 102 µSv olarak ölçülmüştür. Görüntü alanı büyüdükçe efektif doz miktarı da artmıştır

*İletişim Adresi

Dr. Enes GÜNGÖR
Dicle Üniversitesi
Diş hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi A.D.
21280 Diyarbakır

e-mail: dt.enes1453@hotmail.com

ve en büyük görüntü alanının çekiminde bu değer 298 μ Sv olarak bildirilmiştir.(8) Benzer bir çalışmayı Loubele ve arkadaşları 2008 yılında Accuitomo 3D, MercuRay, NewTom 3G, i-CAT cihazlarıyla yapmıştır. Çalışma sonucunda en az efektif doz kullanımının İ-CAT cihazında olduğu belirtilmiştir (9). Pauwell ve arkadaşları 2010 yılında farklı KIBT cihazlarıyla farklı görüntü alanına göre hastaların maruz kaldığı efektif doz miktarını ölçmüştür. Bu çalışmada Galileos Comfort, i-CAT, N.G., Iluma Elite, Kodak 9500, NewTom VG, NewTom VGi, Scanora 3D, SkyView cihazları ile küçük, orta ve büyük görüntü alanlarına göre görüntüleme hastanın maruz kaldığı efektif doz ölçülmüştür. Çalışma sonucuna göre görüntülen alan maksillofasiyal bölgenin hepsini kapsadığında en az efektif doz Scanora 3D cihazında 68 μ Sv dir. Daha sonra en az efektif doz NewTom VG ve İ-CAT cihazlarında 83 μ Sv olarak ölçülmüştür. Dentomaksiller bölgeyi kapsayan görüntüleme en az doz ProMax 3D cihazında 28 μ Sv olarak ölçülmüştür. Daha sonra İ-CAT cihazında 45 μ Sv olarak ölçülmüştür (10).

Miliamper (mA), tüp voltajı (kVp), görüntü alanının büyüklüğü (FOV), tam veya yarı rotasyon modları gibi etkenlere göre hastanın aldığı radyasyon dozu değişir. Diğer taraftan alınan dozun azaltılması ile görüntü çözünürlüğü azalır. Çözünürlüğün azalması ile görüntüdeki küçük değişiklikleri fark etme hassasiyeti azalmaktadır. Ayrıca alınan dozun azalmasıyla görüntüde gürültü oluşma ihtimalide artar. Yani amacımız minimal radyasyon dozu ile optimum görüntü kalitesi elde etmektir (11). Yapılan bir araştırmaya göre voksel büyüklüğü 0.3'den 0.2'ye indirilmesinde maruz kalınan radyasyon dozu 2 kat olmaktadır (12).

Chau ve Fung yaptıkları invitro araştırmada mandibula ve maksillaya implant uygulanması sırasında alınan görüntüleme yöntemlerinden spiral tomografi, bilgisayarlı tomografi, konik ışınli bilgisayarlı tomografi'yi kullanarak hastanın vücudunda farklı dokuların absorbe ettiği radyasyon dozunu dozimetre ile ölçmüştür. Bu araştırma sonucunda KIBT görüntüleme yönteminde her dokuda BT'ye göre 8 kat daha az radyasyon absorpsiyonu ölçülmüştür. Maksillanın KIBT ile görüntülenmesinde radyasyonun en fazla absorbe edildiği organ parotis bezidir Radyasyon absorpsiyonu dokularda yüksekten Cilt / Volume 15 · Sayı / Number 2 · 2014

düşüğe doğru şu şekilde sıralanmıştır: submandibular tükürük bezi, sublingual tükürük bezi, göz merceği ve en az absorpsiyon tiroid bezindedir. Mandibulanın KIBT ile görüntülenmesinde parotis bezi, submandibular bez ve sublingual bezin radyasyon absorpsiyonu birbirine çok yakın ve çok az değerde bulunmuştur (1 mGy) (6). Kal ve arkadaşlarının (2009) yaptığı bir araştırmada da benzer sonuçlar bulunmuştur. KIBT ile üst çene görüntülenmesinde parotis bezinin maruz kaldığı doz 1 mGy, alt çene görüntülenmesinde submandibular bezin maruz kaldığı doz 1-1,5 mGy olarak bildirilmiştir (13).

İnvitro olarak yapılan bir çalışmada implant planlaması için kullanılan KIBT görüntüleme yönteminde farklı değerlerde miliamper (mA) kullanılarak implant tedavisi için KIBT görüntülerinin yeterlilikleri değerlendirilmiştir. Sur ve arkadaşlarının (2010) yaptığı araştırmanın sonucunda 4 miliamperli tam döner modlu KIBT görüntüleme yönteminde implant tedavisi için önemli sınırların görülebildiği, hatta 2 miliamperli KIBT cihazlarında da yeterince izlenebildiği belirtildi. Yani 8 miliamperli KIBT cihazlarının kullanılarak hastanın gereksiz yere daha fazla radyasyon almasına gerek olmadığı vurgulandı (11). Bu çalışmaya benzer başka bir araştırmada görüntü alanının azaltılmasıyla doz miktarının 5-10 miktarında azaldığı görülmüştür. Ayrıca daha düşük mA, kVp değerleri ve görüntü alanıyla efektif radyasyon dozunun önemli miktarda azaltılabileceği de belirtilmiştir (14).

İntraoral radyografiler yüksek çözünürlükte dirler (20 lp/mm). Panoramik radyografilerin çözünürlüğü daha azdır (5 lp/mm). Panoramik radyografiler komple ağız içi alınan periapikal radyografilere göre daha az radyasyon gerektirir ama çürük ile lezyonların belirlenmesi daha zordur (3,15). KIBT görüntüleme cihazı sürekli olarak yenilenmekte ve görüntü kalitesi artmaktadır. Hatta ışınlama süresi panoramik radyografiler kadar kısa sürebilmektedir (16). KIBT görüntü çözünürlüğü yaklaşık 2 lp/mm'dir. Yani intra oral radyografilere ve panoramik radyografilere göre çözünürlüğü daha azdır. KIBT görüntüleme yönteminde her yönde aynı olan izotropik voksellerin varlığı da üstün bir özelliktir. Geometrik distorsiyon sıklıkla oluşmaz ve birebir gerçek boyutta ölçümler yapılabilir. Ama %2'den az da olsa gerçek ölçüm değerlerinden farklılık olduğu rapor edilmiştir (3).

BT'de özel teknikler kullanılarak çene kemiklerinin kavisi de gösterilebilmektedir ve çok geniş bir kullanım alanı vardır. Periodontitis gibi generalize bir patoloji, çene kemiklerinin odontojenik ve nonodontojenik lezyonları gibi durumları gösterebilir. Ayrıca TME'nin kemik yapısı hakkında da bilgi verebilir (3,15). KIBT görüntüleme yöntemi BT'den daha az maliyetli, işçilik ve servis bakımını daha az gerektiren bir cihazdır. KIBT ile birebir gerçek boyutlarda anatomik ölçümler yapılabilir (3). Ayrıca KIBT görüntüleme yöntemi bilgisayarlı tomografilerden daha ucuzdur (3,15).

BT'lerde hastanın maruz kaldığı radyasyonun ortalama değeri 2100 μ Sv'dir. KIBT görüntüleme yönteminde ise ışınlama ile ölçülen efektif doz miktarı üreticinin teknik etkenlerine göre değişmekle birlikte 40-550 μ Sv arasındadır (7). Konvansiyonel Periapikal radyografilerde ışınlama ile ölçülen doz ortalama 33-111 μ Sv (3). Dijital Periapikal radyografilerde ışınlama ile ölçülen doz ortalama 23 μ Sv'dir (17). İndirek dijital Panoramik radyografilerdeyse 7-17 μ Sv'dir (18,19). Yapılan başka bir ara KIBT ile hastanın maruz kaldığı radyasyon dozu üretici firmaya, kullanılan ekipman ve görüntü alanının büyüklüğüne göre değişmekle beraber konvansiyonel BT'lere göre çok daha azdır (20). KIBT ile görüntünün alınma süresi BT'lerden daha kısadır (10-40 sn) (3). Değişik radyografilerde alınan farklı radyasyon dozları Tablo 1'de verilmiştir.

Radyografi türü	Alınan doz
Bilgisayarlı tomografi	2100 μ Sv
Konik ışınli bilgisayarlı tomografi	40-550 μ Sv
Dijital periapikal radyografi	23 μ Sv
Dijital panoramik radyografi	7-17 μ Sv

Yukarıda belirtilen değerler teknik etkenlere ve firmalara göre değişmektedir.

Tablo 1. Farklı radyografilerde alınan radyasyon dozları

Sonuç olarak KIBT kullanımı diş hekimleri arasında hızla kullanımı artmaktadır. Hastaların gereksiz yere radyasyona maruz kalmaması ve daha başarılı bir şekilde dental teşhis için diş hekimleri KIBT'in teknik özelliklerini, verdiği radyasyonu, görüntüleme

özelliklerini ve diğer radyografik cihazlarla farkını bilmelidirler. Bu amaç için ağız, diş ve çene radyolojisi uzmanları tarafından diş hekimlerine gerekli kurslar verilmelidir.

Kaynaklar

1. De Vos, J. Casselman, G. R. J. Swennen: Cone-beam computerized tomography (CBCT) imaging of the oral and maxillofacial region: A systematic review of the literature. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* 2009; 38: 609-625.
2. Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, Martini PT, Andreis AB. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the Cone-Beam technique: Preliminary Results. *Euro radiol.* 1998; 8:1558-64.
3. White S, Pharaoh M Charter 5. *Projection Geometry. Oral Radiology: Principles and Interpretation, 5th edn.* St Louis, MO: Mosby 2004
4. Ludlow JB, Ivanovic M. Comparative dosimetry of dental CBCT devices and 64-slice CT for oral and maxillofacial radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008; 106: 106-14.
5. Zabel EW, Alexander BH, Mongin SJ, Doody MM, Sigurdson AJ, Linet MS, et al. Thyroid cancer and employment as a radiologic technologist. *Int J Cancer* 2006; 119: 1940-5.
6. Chau AC, Fung K. Comparison of radiation dose for implant imaging using conventional spiral tomography, computed tomography, and cone-beam computed tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2009;107 (4): 559-65.
7. Ludlow JB¹, Davies-Ludlow LE, Brooks SL, Howerton WB. Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT. *Dentomaxillofac Radiol.* 2006;35(4):219-26
8. Qu X, Li G, Ludlow JB, Zhang Z, Ma X. Effective radiation dose of ProMax 3D cone-beam computerized tomography scanner with different dental protocols. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2010;110:770-776
9. Loubele M, Jacobs R, Maes F, Denis K, White S, Coudyzer W, Lambrechts I, Van steenberghe D, Suetens P. Image quality vs radiation dose of four cone beam computed tomography scanners. *Dentomaxillofacial Radiology Dentomaxillofac Radiol.* 2008;37(6):309-18
10. Pauwel R, Beinsberger J, Collaert B, Theodorakou C, Rogers J, Walker A, Cockmartin L, Bosmans H, Jacobs R, Bogaerts R, Horner K. Effective dose range for dental cone beam computed tomography scanners. *European Journal of Radiology.* *Eur J Radiol.* 2012;81(2):267-71
11. 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 (3): 29-33.
12. Grünheid T¹, Kolbeck Schieck JR, Pliska BT, Ahmad M, Larson BE. Dosimetry of a cone-beam computed tomography machine compared with a digital x-ray machine in orthodontic imaging. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2012;141(4):436-43
13. Kal Bİ. Dental amaçla kullanılan farklı tomografi cihazlarından absorbe edilen radyasyon dozlarının karşılaştırmalı incelemesi. Ege üniversitesi Diş Hekimliği fakültesi doktora tezi. 2009
14. Palomo JM, Rao PS, Hang MG. Influence of CBCT exposure conditions on radiation dose. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008;105:773-82
15. Boeddinghaus R, Whyte A. Current concepts in maxillofacial imaging. *Eur J Radiol.* 2008; 66 (3): 396-418.
16. Farman AG, Scarfe WC. Development of imaging selection criteria and procedures should precede cephalometric

- assessment with cone-beam computed tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009; 130: 257–65.
17. Moze G¹, Seehra J, Fanshawe T, Davies J, McDonald F, Bister D. In vitro comparison of contemporary radiographic imaging techniques for measurement of tooth length: reliability and radiation dose. *J Orthod*. 2013 Sep;40(3):225-33.
 18. Lee GS¹, Kim JS, Seo YS, Kim JD. Effective dose from direct and indirect digital panoramic units. *Imaging Sci Dent*. 2013;43(2):77-84
 19. Al-Okshi A¹, Nilsson M, Petersson A, Wiese M, Lindh C. Using GafChromic film to estimate the effective dose from dental cone beam CT and panoramic radiography. *Dentomaxillofac Radiol*. 2013;42(7):
 20. Howerton WB Jr, Mora MA. Advancements in digital imaging: what is new and on the horizon? *J Am Dent Assoc*. 2008; 139: 20-24