

Cone beam형 전산화단층영상의 원리

경희대학교 치과대학 구강악안면방사선과
최용석 · 김규태 · 황의환

Basic principle of cone beam computed tomography

Yong-Suk Choi, Gyu-Tae Kim, Eui-Hwan Hwang

Department of Oral and Maxillofacial Radiology, College of Dentistry, Kyung Hee University

ABSTRACT

The use of computed tomography for dental procedures has increased recently. Cone beam computed tomography (CBCT) systems have been designed for imaging hard tissues of the dentomaxillofacial region. CBCT is capable of providing high resolution in images of high diagnostic quality. This technology allows for 3-dimensional representation of the dentomaxillofacial skeleton with minimal distortion, but at lower equipment cost, simpler image acquisition and lower patient dose. Because this technology produces images with isotropic sub-millimeter spatial resolution, it is ideally suited for dedicated dentomaxillofacial imaging. In this paper, we provide a brief overview of cone beam scanning technology and compare it with the fan beam scanning used in conventional CT and the basic principles of currently available CBCT systems. (*Korean J Oral Maxillofac Radiol* 2006; 36 : 123-9)

KEY WORDS : Radiography, Dental; Tomography, X-ray Computed; Dental Instrumentation

구강악안면방사선학은 환자에 대한 진단적 평가와 치료 결과에 대한 평가에 있어 적절한 방사선학적 검사의 처방을 통하여 얻어진 정보를 악안면영역에서 발생될 수 있는 여러 질환에 대한 해부학 및 병리학적 지식들과 종합하여 판단을 행하는 과정을 거치는 중요한 임상치의학의 한 부분이라 할 수 있다.¹

환자에 대한 방사선학적 평가방법에는 다양한 영상학적 검사법이 있으며, 각각의 검사방법은 각기 고유한 제한성 및 장점을 지니고 있어, 이를 통해 얻어지는 정보에 대해 객관적이고 합리적으로 이해하여야 할 필요성이 있다. 현재 널리 이용되는 일반방사선사진 및 파노라마방사선사진과 같은 기존의 검사방법과 새롭게 개발되어 적용되고 있는 영상학적 검사에 대한 전문적 지식이 필요할 뿐만 아니라 이를 상호 보완하고 평가하여 판독하는데 있어서 필요한 해부학 및 병리학적 지식들이 상호간 조화를 이뤄야 한다.² 질환의 평가 및 환자의 해부학적 특성을 파악하기 위해서는 얻어진 정보로부터 입체적인 재구성이 요구되는데, 일반방사선사진이나 파노라마방사선사진 등으로

얻는 정보로는 정확한 평가를 얻어내는데 한계성이 존재한다. 이에 최근 임상에 적용되고 있는 새로운 영상화 기법인 Cone Beam Computed Tomography (CBCT)가 도입되어 그 가치를 높이 평가 받고 있다.

CBCT는 고해상도의 영상과 위치 정보를 제공하며, 이를 전시하는 다양한 다면영상재구성 및 삼차원영상화 소프트웨어의 개발로 술 전 시뮬레이션 및 술 중 네비게이션 기능이 가능하게 되었으며, 이를 통한 예지성 높은 술 전 진단과 치료계획의 수립이 가능하게 되었다.²⁻⁸ 하지만 모든 영상화 기법이 각자의 한계성을 가지고 있는 바, 이들에 대한 이해 및 올바른 적용이 매우 중요하다. 이에, 최근 임상적으로 응용되고 있으며, 진단학적 가치를 평가 받고 있는 CBCT의 기본적인 원리와 영상의학적으로 고려할 점 등에 관하여 고찰하고자 한다.

CBCT 장치의 개요

CT 장치는 컴퓨터의 발전에 힘입어 1973년 Hounsfield의 EMI scanner가 개발된 이래,⁹ 두부에서 전신에 이르는 검사가 가능하도록 그 촬영범위가 넓어졌으며, X선 관구와 1개의 검출기가 선형이동과 회전을 반복하면서 영상을 획득하던 1세대 CT에서 다수의 검출기를 사용한 2세대, 부

접수일 : 2006년 7월 4일; 심사일 : 2006년 7월 5일; 채택일 : 2006년 8월 4일
Correspondence to : Prof. Yong-Suk Choi
Department of Oral and Maxillofacial Radiology, College of Dentistry, Kyung Hee University #1 Hoigi-dong, Dongdaemun-gu, Seoul 130-701, Korea
Tel) 82-2-958-9408, Fax) 82-2-965-1256, E-mail) omrcys@khu.ac.kr

채널형 검출기를 사용한 3세대, 원형고리검출기를 사용하는 4세대를 걸쳐, 초고속으로 전산화 단층촬영이 가능한 나선형 CT (spiral CT, helical CT)로 발전하였고, 최근에는 검출기를 여러 층으로 배열한 multi-detector CT (MDCT)가 실용화되어 진단과 치료에 이용되고 있다.¹⁰ 이러한 CT의 기본적인 원리는 인체의 횡단면을 투과하는 X선에 대하여 반대측의 검출기에서 측정된 투과감쇠율을 Fourier 방정식에 의거하여 역투사(filtered back projection) 함으로서 각각

의 화소(pixel)에 대한 농도값을 디지털화된 수치로 얻을 수 있고, 이를 영상화시켜 관찰하게 된다(Figs. 1, 2).

CBCT의 개발도 EMI scanner가 개발된 비슷한 시기에 연구가 시작되었다. Rob¹¹은 움직이는 심장을 촬영할 목적으로 DSR (Dynamic Spatial Reconstruction)을 개발하였는데, 초고속 촬영을 위하여 28조의 X선 관구와 영상증배관(Image Intensifier, I.I.)을 이용하여 심장의 3차원 영상을 얻는 장치를 개발하였다. 하지만 실제 임상에 적용되지 못하고 최근에 이르러 X선 발생장치의 발달, 새로운 검출기의 개발 및 발전, 고성능 개인용 컴퓨터 등의 개발에 의해 새로운 발전을 이룩하게 되었다. 여기에 기초하여 1986년 Toyofuku 등¹²은 1조의 X선 관구와 9인치 영상증배관을

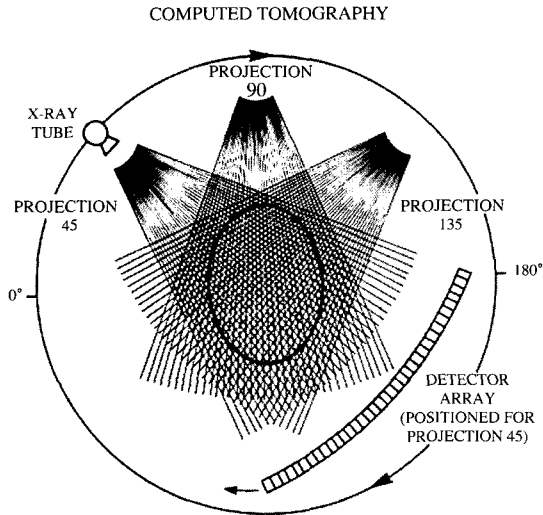


Fig. 1. Mechanical geometry of CT scanner (3rd generation), both the x-ray tube and the detector array revolve around the patient.

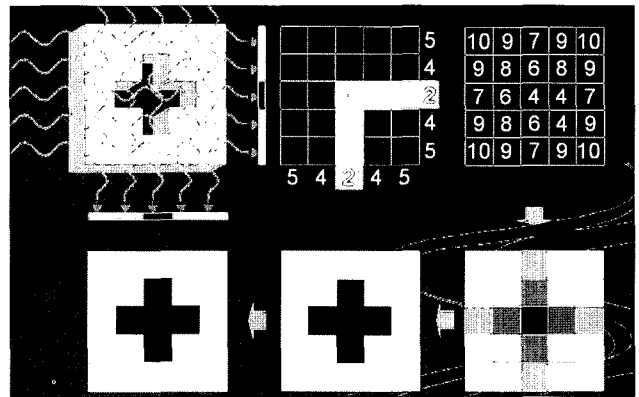


Fig. 2. Basic principle of back projection image reconstruction.

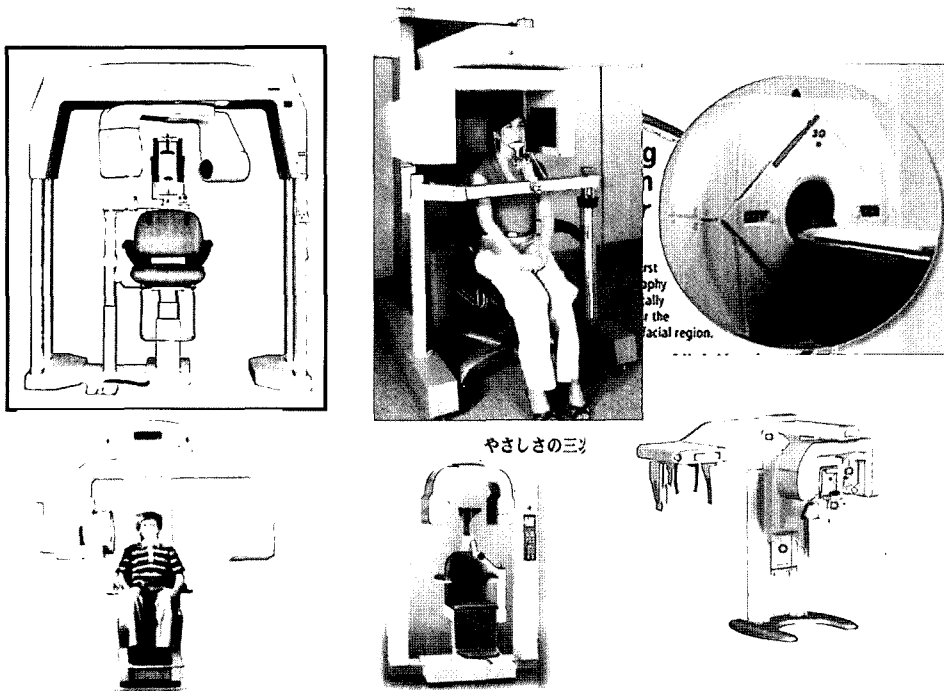


Fig. 3. Various types of CBCTs.

사용하는 치과용 CT 장치(Fluoroscopic CT)를 개발하였고, 1997년 Arai 등은 고해상도의 화상을 얻기 위해 4인치의 영상증배관을 사용한 국소확대형 CT 장치(Ortho-CT)를 개발하였으며, 2001년 Tokuoka는 작은 직경의 영상증배관을 사용하여 악궁 전체에 걸쳐 이동하면서 촬영이 가능한 PSR 9000N을 개발하였다. 이외에도 NewTom QR DVT 9000 (Quantitative Radiology s.r.l., Verona, Italy), CB MercuRay (Hitachi Medical Corp., Kashiwa-shi, Chiba-ken, Japan), 3D Accuitomo-XYZ Slice View Tomograph (J. Morita Mfg Corp., Kyoto, Japan), i-CAT (Xoran Technologies, Ann Arbor, Mich., and Imaging Sciences International, Hatfield, PA) 등 여러가지 형태의 CBCT가 개발되어 임상에 응용되고 있다(Fig. 3).¹³⁻¹⁷

conventional CT와 CBCT에 있어서 영상 형성에 적용되는 기본적인 원리는 유사하다고 할 수 있으나, 차이점이 있다면 부채꼴형의 X선을 사용하는 conventional CT는 선원형 검출기를 사용하여 각 검출기에 입력되는 정보를 바

탕으로 2차원의 단면상을 형성하는 반면, CBCT는 원뿔형태의 X선을 투과하는 피사체의 투과감쇠를 2차원적인 평면으로 검출하고 이를 filtered back projection 하는 수학적 알고리즘에 적용하여 3차원 체적의 정보를 획득하고, 이로부터 2차원 단면상을 얻어 영상화 한다는 것이다(Fig. 4).

이는 conventional CT가 환자 검사용 테이블이 이동하는 양과 시준기의 정도에 따라 각 화소(pixel)에 해당하는 체적소(voxel)을 가짐으로써 직육면체의 형태의 voxel의 농도값을 얻으나, CBCT는 피사체의 FOV(field of view)를 등장성의 정육면체 voxel로 분할하고 이러한 isocubic voxel의 농도값을 얻어냄으로 다면영상재구성시 상의 왜곡이 없이 모든 방향에서의 정확한 영상을 얻을 수 있다. 이렇게 구성된 많은 양의 단면영상을 3차원 및 다면영상재구성 함으로서 2차원 단층영상에서는 불가능한 공간상에서 길이, 면적 등의 측정이 가능하고, 입체적인 진단 및 치료 계획의 수립이 가능하다(Fig. 5).

CBCT의 영상 구성 과정을 살펴보면, 피사체를 통과하고

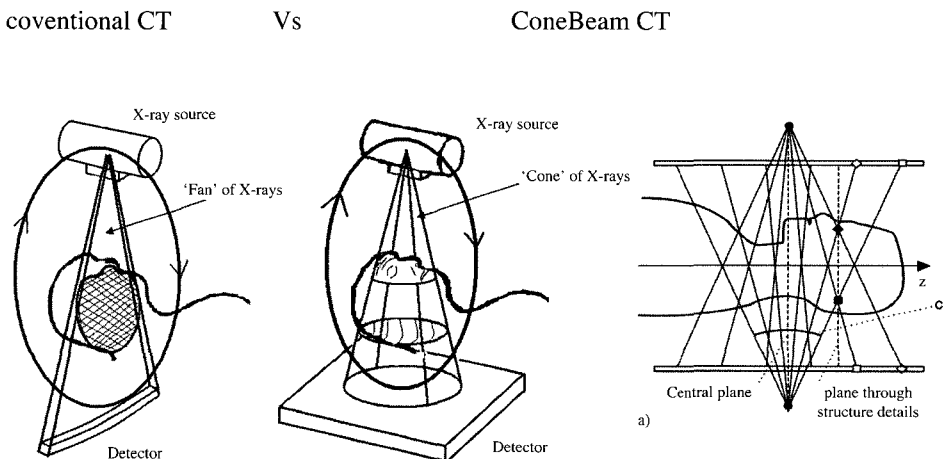


Fig. 4. Compared with conventional CT, cone beam CT can acquire hundreds of slices per one rotation and X-rays are used more efficiently.

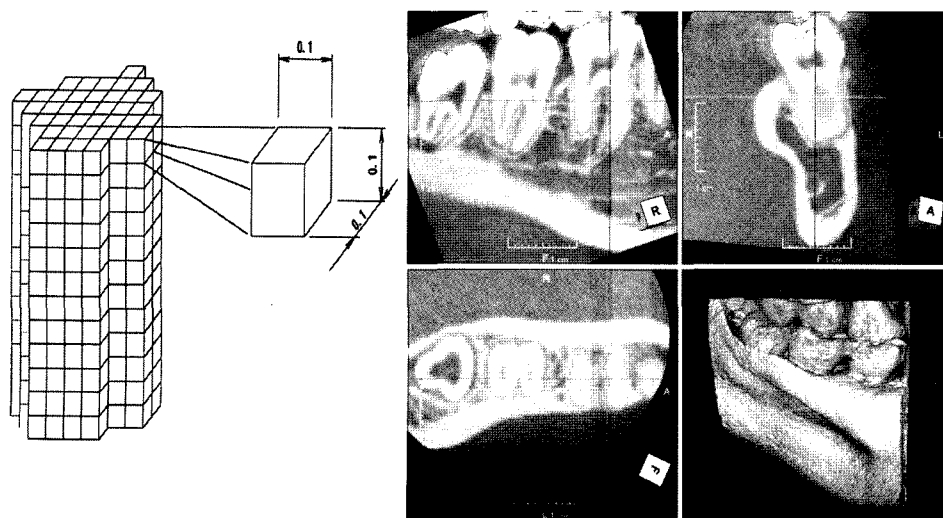


Fig. 5. Small voxel size (0.1 mm) with high resolution is useful in diagnosis of fine dental disease. Isocubic voxel can provide multi planar reconstruction without image distortion.

Flow chart of image reconstruction

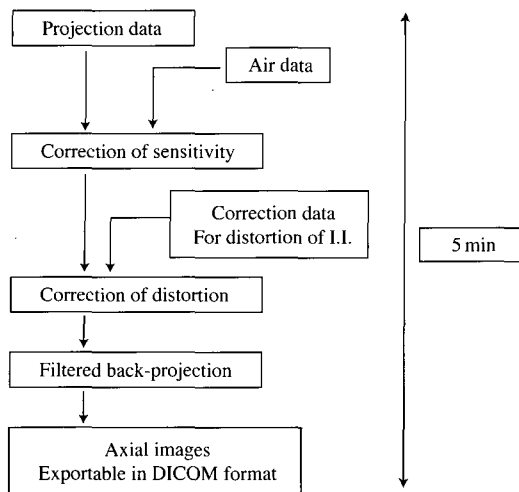


Fig. 6. Flow chart of image reconstruction in CBCT.

CCD with Image Intensifier Vs. Amorphous Silicon Flat Panel

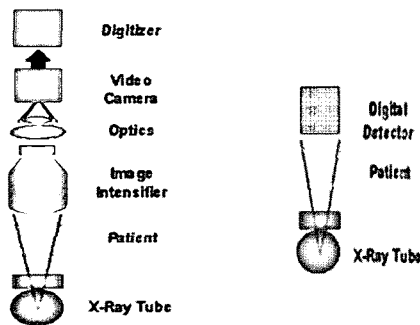


Fig. 7. CCD with Image Intensifier vs. Amorphous Silicon Flat Panel.

검출기에서 얻어진 projection data를 기계적으로 발생될 수 있는 농도의 변화와 상의 왜곡을 보상하고 이를 filtered back projection 하는 수학적 알고리즘을 사용하여 각 voxel의 농도값을 8-12 bit의 계조도를 갖는 값으로 변환하며 이를 DICOM format으로 추출할 수 있는 수백 매에 이르는 많은 수의 횡단면 영상을 얻는다(Fig. 6).

이렇게 얻어진 영상을 다면영상재구성 및 3차원 재구성 software (예: Vworks, Accurex, V-implant, Simplant, Asahi vision 등)에서 운용함으로써 진단 및 치료계획 수립에 적용한다.

사용되는 검출기는 현재 2가지 형태의 장치가 있어 영상증배관 및 CCD sensor을 사용하는 방식과 비결정실리콘(amorphous silicon, a-Si) 소자를 배열한 박막필름 트랜지스터(thin-film transistors, TFTs)를 사용하는 flat-panel detector로 양분될 수 있는데, 서로 장단점이 있다고 사료된다

Table 1. Effective dose from dental x-ray techniques and probability of excess fatal cancer risk per million examinations*

Technique	Dose millirems	Dose micro Sieverts	CA risk per million exams
Panoramic-fast screens	1	10	0.5
Skull/Cephalometric images-fast screens ¹	2	20	1
Tomogram (8 cm × 8 cm field) ²	1	10	0.5
FMX (F-Rectangular Collimation)	1.5	15	0.4
FMX (D-Round Collimation)	10	100	2.5
Single PA or Bitewing (PSP-Rectangular Collimation)	0.1	1	0.06
Cone Beam CT exam ³ †	9	90	5.4
CT Mand †	332	3,324	83
CT Max †	120	1,202	30

*Estimates follow guidelines from: ICRP Publication 60. Ann ICRP 1991; 21 : 1-201.

Values based in part on data found in: White SC, 1992 Dentomaxillofac. Radiol. 1992; 21 : 118-26.

Additional extrapolations from:

¹National Council on Radiation Protection and Measurements. (NCRP report; no. 100) 1989, 48.

²Clark DE, Danforth RA, Barnes RW, Burtch ML, J. Oral Implantol. 1990; 16 : 156-64.

³Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, Brooks, SL. Dentomaxillofacial Radiology. 2003; 32 : 229-234.

†(note that dose includes salivary glands as remainder organs)

(Fig. 7).¹³⁻¹⁵

또한, 피사체의 촬영범위에 따라 다음과 같이 구분되어 질 수 있는데, 국소 병변 및 작은 부위의 해부학적 관찰을 위한 국소확대형 CT에서 악골 전체를 포함하여 관찰 가능한 장치 그리고 영상영역의 변화가 가능하여 국소부위에서 악골전체에 대한 관찰 가능한 장치 등이 존재한다. CBCT가 치과영역에 임상적으로 폭넓게 적용될 수 있는 것은 치과적 특성상 미세한 부위까지 관찰 가능 하여야 한다는 고해상도와 높은 공간분해능 외에 촬영 시 환자가 받는 피폭선량이 conventional CT에 비하여 괄목할 정도로 감소하였다는데 있다(Table 1).¹⁸⁻²⁶

이는 원뿔형의 X선을 사용함으로써 X선의 효율성을 높였으며, 검출기의 발전 등으로 인해 상대적 낮은 조사선량으로 진단적 가치가 있는 영상의 획득이 가능하기 때문으로 사료된다. 물론 제조사마다 각각의 차이가 존재하나 영상의 질의 저하를 야기하지 않는 범위에서 합리적인 노출 조건의 설정이 필요하리라 사료된다. 또한, 병소의 진단 및 치과 임플란트의 치료계획 수립시 단면상의 필요성 및 요구가 증가되고 있으나,²⁷ 기존의 파노라마 촬영술이나 구내 촬영술에 비하여 많은 피폭선량을 나타내므로, 해부학적 지식을 바탕으로 정확한 촬영술식의 적용하여 재촬영을 방지하는데 주의해야 할 것이다.

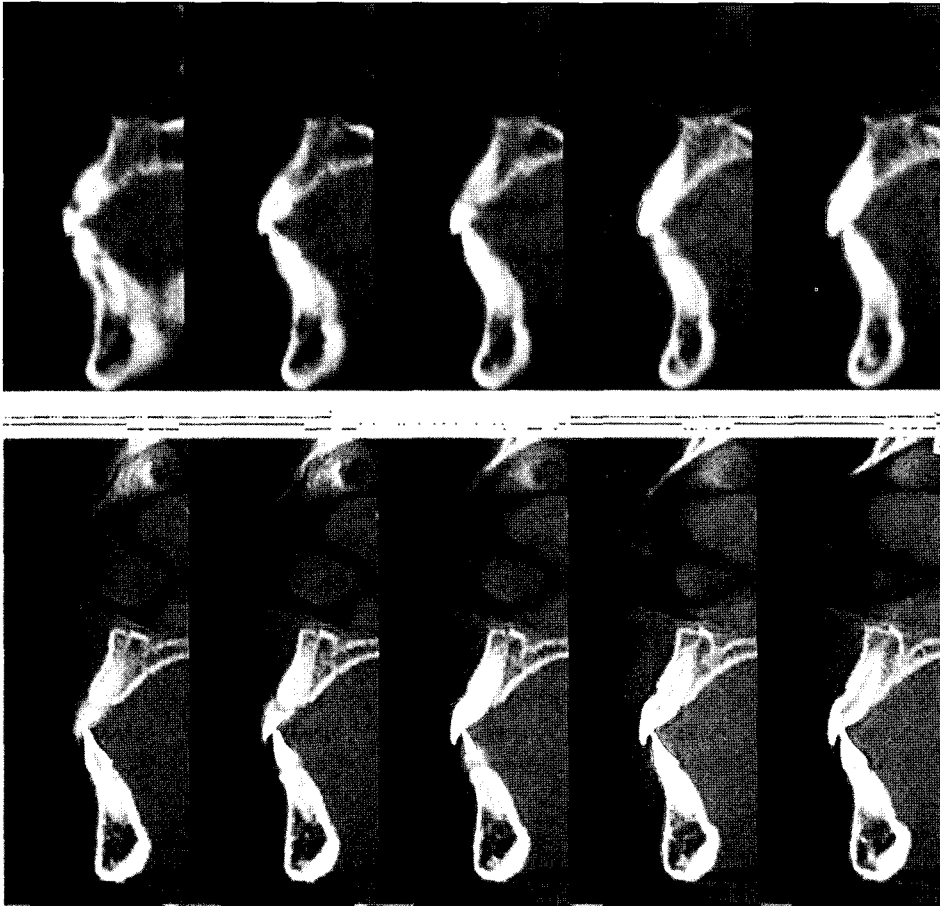


Fig. 8. Effect of bit depth on image resolution (upper: 8 bit, lower: 12 bit).

CBCT의 영상의학적 고려사항

1. 양자화 시 bit depth

영상을 획득하는 과정에서 아날로그 신호를 디지털 신호로 변환하는 양자화 과정 중에 bit depth는 상의 질에 영향을 주는데 bit depth가 클수록, 즉, 각 voxel에 대한 신호값의 gray scale이 클수록 좋은 질의 영상을 얻을 수 있다. 하지만 영상의 data 양이 많아지게 된다. 현재 영상의학적으로 대부분의 CBCT 장치가 12 bit 이상을 지원한다 (Fig. 8).

2. 공간 분해능 (Spatial resolution)

공간 분해능에 대한 한계를 부여하는 것은 이론적으로 영상을 구성하는 화소에 의하여 결정되어진다. CBCT의 공간 분해능은 0.1 mm의 voxel size에 의해 영상을 획득하였을 경우 2lp/mm 이상까지 가능하며, 영상을 획득 시 voxel size가 증가함에 따라 공간 분해능은 감소한다. 또한 화상을 구성하는 matrix의 크기가 중요한 요소가 되는데, 동일한 공간에 대한 영상에서 1,024 × 1,024 matrix의 0.1 mm의 pixel size는 512 × 512 matrix에서 실제 pixel size는 0.2 mm

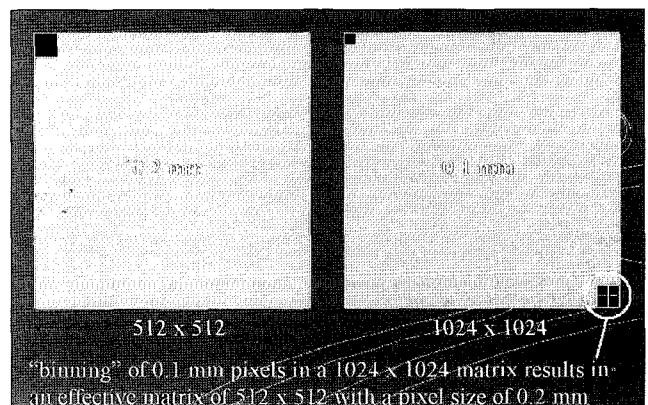


Fig. 9. Spatial resolution according to matrix size.

가 된다 (Fig. 9).

3. 계조 분해능, 농도 분해능 (contrast resolution)

계조 분해능에 영향을 주는 요인은 영상 획득 시 디지털 변환 과정에서의 bit depth, 화상을 구성하는 matrix의 gray scale 및 detector에서 산란방사선에 의한 신호대 잡음의 비가 영향을 미친다. CBCT 장치는 일반 CT 장치가 fan beam

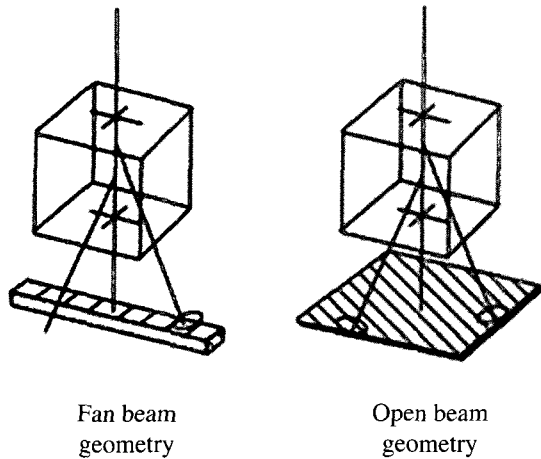


Fig. 10. Contrast resolution and S/N ratio, Most scatter from a fan beam is directed out of the detector plane. Only about 5% remains in plane and is captured by the detector. Cone beam geometry results in extensive scatter and much of this is recorded by the detector. As many as 4 out of 5 photons represent scatter noise.

의 X선속과 열로 배열된 검출기를 사용하는데 비해 원뿔형 X선속과 2차원적인 평면의 검출기를 사용함으로써 4-5 배 이상의 산란방사선이 발생되어 신호대 잡음비가 낮아지는 효과로 인해 대조도 분해능이 일반 CT 장치에 비하여 낮아지는 영상을 보인다. 그 결과 연조직에 대한 대조도가 낮게 나타나는 영상의학적 특징을 나타낸다(Fig. 10).

4. Window width/level (contrast/brightness)

X선에 대한 감약이 적은 조직인 공기, 지방조직은 어둡게 보이고, 감약이 큰 골조직에서는 밝게 나타나는데, window width를 너무 높게 하면 영상의 밝은 부분이 표시한계를 벗어나 포화(saturation)되어 전체적으로 어둡게 보이고, 너무 낮추면 표시 가능한 밝기의 범위가 줄어들어 대조도가 낮아지게 된다. Window width의 조절은 대조도(contrast)에 영향을 미치고, level의 조절은 밝기(brightness)의 양을 조절한다. 따라서 영상을 전시할 때 영상의 특성에 맞추어 적절하게 조절하여 관찰하여야 한다.

5. 영상 인공음영 (artifact)

기존의 conventional CT에서는 금속체 주위로 햇살모양의 sun burst artifact 형태로 발현되는 반면, CBCT 영상에서는 이러한 artifact의 발생은 감소하였으나, 금속체의 근원심면이 검게 보이고, 협설측에서 보다 하얗게 나타나는 현상이 발생 된다. 특히, FOV내에 다수의 금속 매식체가 존재할 경우 그 정도가 심해지게 된다(Fig. 11).

또한, 발생될 수 있는 artifact로는 촬영 중 환자의 움직임에 의한 motion artifact, 골단(bone edge) 등에 의한 beam hardening artifact, X선 관구와 검출기 축의 변화 및 이상에

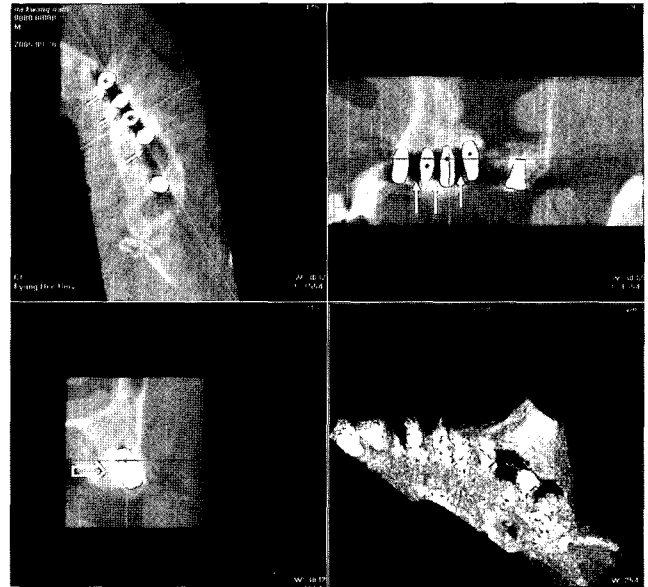


Fig. 11. CBCT images show Metal artifact (arrow) on mesio-distal direction and beam hardening artifact (blank arrow) on bucco-lingual direction.

서 발생될 수 있는 artifact 등이 있어, 촬영 및 영상 평가 시 이에 대한 주의깊은 고려가 필요하다. 일반적으로 영상의 질을 저하시키는 원인은 다양하게 발생될 수 있으나 다음과 같은 사항으로 인하여 발생하는 경우가 많다. X선 발생시 Kvp와 mA의 변동 및 저하, X선속의 불균일 및 경화, detector의 성능 저하 및 파손, 회전축의 변화에 의한 왜곡 및 회전 속도의 불균일성, 술자의 실수 및 미숙련, 환자의 움직임 등에 의한다. 특히, CBCT 장치는 노출 시간 동안 얻어진 전체 projection data를 가지고 영상을 재구성하므로 촬영 중 환자의 움직임은 전체 영상의 질을 저하시키므로 촬영 중 환자의 움직임이 발생하지 않도록 세심한 배려 및 숙련이 필요하다.

결 론

최근 임상인들의 CBCT 영상에 대한 요구가 증가하고 있으며, 개원의의 CBCT 장치의 설치 및 임상적 적용이 확대되고 있는 것으로 파악되고 있다. 이에 영상의학적 가치가 있고 양질의 CBCT 영상을 얻기 위해서는 임상영상의 평가 및 적절한 성능관리용 팬텀 및 프로그램에 의한 정도관리가 이뤄져야 한다. 하지만, 현재 CBCT 장치에 대한 인력 및 시설에 관한 정확한 기준이 마련되어 있지 않은 상태이므로 조속한 시일 내에 이에 대한 새로운 법적 그리고 제도적 기준이 제시 될 것으로 사료되며, 이에 따른 관리가 요구된다.

또한, CBCT 영상의 관독에 있어서 얻어진 다면재구성 영상으로부터 공간적인 재구성 및 이해를 통한 분석이 필

요하며, 각각의 해부학적 구조가 영상으로 재현될 때 영상학적 특징에 대한 지식과 이해가 필요하다. 더욱이, 삼차원 영상으로 재구성하여 관찰하는 경우 다양한 영상학적 기법에 의한 정보의 왜곡이 발생할 수 있으므로 이에 대한 지식에 근거한 평가가 요구된다고 하겠다. 그리고 치아 및 악골의 일부분을 관찰하는 것에서 악안면부 넓은 부위를 관찰하는 것까지 다양한 진단적 범위가 확대되고 있으며 이러한 경우에는 영상의학적 평가는 적절한 수련 및 경험을 갖춘 구강악안면방사선과 전문의 및 이에 합당한 수련 과정을 이수한 임상외과가 행하는 것이 타당하다고 할 수 있다.²

참 고 문 헌

- American Dental Association and U.S. Department of Health and Human Services. The selection of patients for dental radiographic examinations. Chicago: American Dental Association; 2004.
- White SC, Heslop EW, Hollender LG, Mosier KM, Ruprecht A, Shrouf MK. American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology, ad hoc Committee on Parameters of Care. Parameters of radiologic care: An official report of the American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2001; 91 : 498-511.
- Choi YS, Hwang HE, Lee SR. Clinical application of cone beam computed tomography in dental implant. *J Korean Dent Assoc* 2006; 44 : 172-9.
- Di Giacomo GA, Cury PR, de Araujo NS, Sendyk WR, Sendyk CL. Clinical application of stereolithographic surgical guides for implant placement: preliminary results. *J Periodontol* 2005; 76 : 503-7.
- Casap N, Tarazi E, Wexler A, Sonnenfeld U, Lustmann J. Intraoperative computerized navigation for flapless implant surgery and immediate loading in the edentulous mandible. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005; 20 : 92-8.
- Arai Y, Tammissalo E, Iwai K. Development of ortho cubic super high resolution CT (Ortho-CT) . In: Lemke HV, Vannier MW, Inamura K, Farman AG, eds. *Car '98 Computer assisted radiology and surgery*. Amsterdam: Elsevier Science; 1998. p. 780-5
- 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.
- Kobayashi K, Shimoda S, Nakagawa Y, Yamamoto A. Accuracy in measurement of distance using limited cone-beam computerized tomography. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004; 19 : 228-31.
- Hounsfield G. Computerized transverse axial scanning (tomography) I. Description of system. *Brit J Radiol* 1973; 46 : 1016-22.
- Hu H, He HD, Foley WD, Fox SH. Four multidetector-row helical CT: image quality and volume coverage speed. *Radiology* 2000; 215 : 55-62.
- Rob RA. High-speed three-dimensional computed tomography and multi-dimensional display on the heart, lungs, and circulation. In: Fullerton GD, Zagzebski JA (eds.), *AAPM monograph No.6., The American Institute of Physics. Medical physics of CT and ultrasound*. New York: 1980. p. 656-702.
- Toyofuku F. Development of a low dose X-ray CT using I.I.+TV system. *Med Imag Tech* 1986; 4 : 189-90.
- Baba R, Konno Y, Ueda K, Ikeda S. Comparison of flat-panel detector and image-intensifier detector for cone-beam CT. *Comput Med Imaging Graph* 2002; 26:153-8.
- Baba R, Ueda K, Okabe M. Using a flat-panel detector in high resolution cone beam CT for dental imaging. *Dentomaxillofac Radiol* 2004; 33 : 285-90.
- Sukovic P, Brooks S, Perez L, Clinthorne NH. DentoCAT-a novel design of a cone beam CT scanner for dentomaxillofacial imaging: introduction and preliminary results. In: Lemke HU, Vannier MW, Inamura K, Farman AG, Doi K, editors. *Computer assisted radiology and surgery*. Amsterdam: Elsevier Science; 2001. p. 659-64.
- Sukovic P. Cone beam computed tomography in craniofacial imaging. *Orthod Craniofac Res* 2003; 6(Suppl 1) : 31-6.
- 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.
- Cohnen M, Kemper J, Mobes O, Pawelzik J, Modder U. Radiation dose in dental radiology. *Eur Radiol* 2002; 12 : 634-7.
- Schulze D, Heiland M, Thurmann 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* 2004; 33 : 83-6.
- Heiland M, Schulze D, Rother U, Schmelzle R. Postoperative imaging of zygomaticomaxillary complex fractures using digital volume tomography. *J Oral Maxillofac Surg* 2004; 62 : 1387-91.
- 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* 2003; 96 : 508-13.
- 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* 2003; 32 : 229-34.
- 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* 1997; 83 : 41-8.
- Dula K, Mini R, van der Stelt PF, Lambrecht JT, Schneeberger P, Buser D. Hypothetical mortality risk associated with spiral computed tomography of the maxilla and mandible. *Eur J Oral Sci* 1996; 104 : 503-10.
- Danforth RA, Clark DE. Effective dose from radiation absorbed during a panoramic examination with a new generation machine. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2000; 89 : 236-43.
- Gibbs SJ. Effective dose equivalent and effective dose: comparison for common projections in oral and maxillofacial radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2000; 90 : 538-45.
- Tyndall DA, Brooks SL. Selection criteria for dental implant site imaging: a position paper of the American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2000; 89 : 630-7.