

투고일 : 2012. 3. 21

심사일 : 2012. 3. 22

게재확정일 : 2012. 3. 27

CBCT의 기본원리 및 적용

강릉원주대학교 치과대학 구강악안면방사선학교실

박인우

ABSTRACT

Fundamentals and Applications of Cone-Beam Computed Tomography (CBCT)

Department of Oral and Maxillofacial Radiology, College of Dentistry, Gangneung-Wonju National University
In-Woo Park, DDS, Ph.D

Cone beam computed tomography(CBCT) machines recently developed in Korea, being designed for imaging hard tissues of the oral and maxillofacial region. I reported a brief overview of CBCT system, in comparison with conventional computed tomography(CT) system. CBCT provides high resolution, simpler image acquisition, lower dose and cost alternative to conventional CT, promising to revolutionize the practice of oral and maxillofacial radiology.

Key words : Cone-Beam Computed Tomography; Tomography, X-ray Computed

I. 서론

CT는 1972년 Dr. Hounsfield에 의해 개발되었고 컴퓨터의 기술 발전과 함께 임상에 응용되기 시작하면서 정확한 영상진단이 구현되었다. 기본원리는 원형의 gantry 안에 위치한 X선 관구에서 발생한 방사선을 반대편에서 검출기가 받아서 Fourier 방정식에 의거하여 역투사함으로써 각각의 화소에 대한 밀도 값을 디지털화된 수치로 영상자료를 얻는 것이다. 초기에는 관구와 검출기가 선형으로 이동하는 방식이었으며, 그 후 선형 방사선속의 회전, 부채꼴형 방사선속(fan beam)과 부채꼴형 검출기, 원형 검출기 순으로 개발

되어 영상획득 시간이 감소되었고 1990년대 초에 나선형 CT가 개발되었고, 최근에는 검출기를 여러 층으로 배열한 다중검출기 CT(multi-detector CT, MDCT)가 실용화되어 진단과 치료에 이용되고 있다. 기존의 fan beam과 broad beam을 사용할 경우 산란선의 영향으로 일차선의 성분비율이 감소되어 연산 과정에서 오차가 생겨 이 오차를 줄이기 위해서 시준기와 검출기 부분에 좁은 slit를 부착하여 fan beam과 broad beam을 narrow beam으로 만들어 사용하였으나 부착, 제거시 불편함이 발생하였고 slit으로 인해 gantry 동작범위가 줄어들게 되는 문제점이 발생하였다. 이러한 문제점을 해결하기 위해 1994년 Cho

와 Engelbrecht가 Cone Beam CT(CBCT) 영상 구현의 가능성을 보여주었고, Rob는 초고속 촬영을 위하여 28조의 X선 관구와 영상증배관을 이용하여 심장의 3차원 영상을 얻는 장치를 개발하였다. 1986년 Toyofuku 등은 1조의 X선 관구와 9인치의 영상증배관을 사용하는 fluoroscopic CT를 개발하였고 1999년 Arai 등은 고해상도의 화상을 얻기 위해 4인치의 영상증배관을 사용한 국소화대형 CT장치(Ortho-CT)를 개발하였으며 이외에도 여러 가지 형태의 CBCT가 개발되어 임상에 응용되고 있다.

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

II. 본론

1. 원리

CT는 X선속의 방식에 따라 부채꼴모양의 fan beam과 원뿔형의 cone beam, 두개의 카테고리로 나누어진다(그림 1).

Fan beam의 X선을 사용하는 기존 CT는 선원형 검출기를 사용하여 각 검출기에 입력되는 정보를 바탕으로 2차원의 단면상을 형성한다. 그에 비해 CBCT는 cone beam의 X선을 조사 시 피사체의 투과감쇠를 2차원적인 평면으로 검출하고 이를 back-filtered projection이라고 하는 수학적 알고리즘에 적용하여 3차원 체적의 정보를 획득한 후, 이로부터 여러 방향의 단면상(axial, coronal and sagittal view)을 얻어 영상화한다는 것이다.

2. 영상 획득

CBCT 영상 획득에는 여러 가지 구성요소들이 영향을 미칠 수 있다.

1) X선 발생시 고려할 요소로는 다음과 같은 것들이 있다.

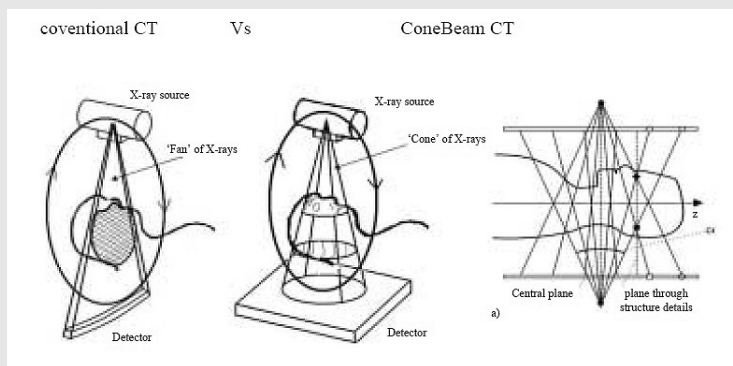


그림 1. X선속 1회전 시 얻어지는 영상정보 관점의 기존 CT(fan beam)와 CBCT(cone-beam)의 비교(출처: Choi YS, Kim GT, Hwang EH. Basic principles of cone beam computed tomography. Korean J Oral Maxillofac Radiol. 2006; 36: 123-9.)

임상가를 위한 특집 1

- ① 환자의 자세 : CBCT의 스캔 시간이 파노라마촬영 시간보다 더 길 수 있기 때문에 환자의 움직임을 없게 하는 것이 중요하다. CBCT 촬영 자세는 기계에 따라 앉은 자세, 서있는 자세, 누워있는 자세로 나누어지며, 머리의 안정적인 고정이 필요하다.
- ② X선 발생장치 : CBCT 촬영 시 환자의 방사선 노출이 일어나므로, 선량 최적화의 법칙(as low as reasonably achievable: ALARA)에 따라 조절되어야 할 필요가 있다.
- ③ Scan volume : Scan volume이란 X선속이 투사되어 영상화되는 3차원의 입체 용적을 말한다. Scan volume은 검출기의 크기와 형태, X선속 투사 형태, X선속의 시준 정도에 따라 달라진다. Scan volume의 형태는 원기둥(실린더형)이거나 구형이다.

2) 영상 검출 시스템 : 현재 사용되어지는 검출기 방식은 영상증배관 및 CCD 센서를 사용하는 방식과 박막필름 트랜지스터를 사용하는 평판검출기 방식으로 나누어져 있다.

- ① 체적소(voxel) : 3차원 체적의 정보를 구할 때 각각의 최소한의 직육면체 기본단위를 체적소라고 하는데, 체적소의 크기가 작아질수록 상의 해상도는 증가하게 된다(그림 2). 체적소 크기의 주된 결정인자는 X선 초점 크기, X선의 기하학적 형태, 검출기의 화소(pixel) 크기 등이 있다.
- ② 회색조(gray scale) : 회색조의 수를 결정하는 것을 bit 심도라고 하는데, 12bit 검출기는 4096(2¹²)개의 회색조를 표현할 수 있다(그림 3). bit 심도가 커질수록, 즉 각 체적소에 대한 회색조가 커질수록 좋은 질의 영상을 얻을 수 있으나, 컴퓨터의 계산시간이 길어지고 영상의 파

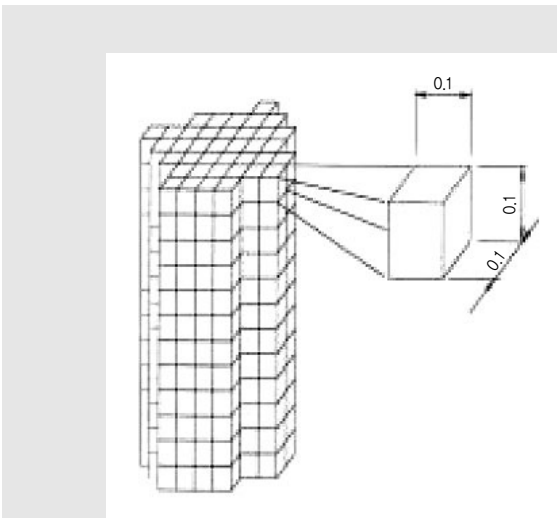


그림 2. 3차원 체적 정보의 최소한의 기본단위인 체적소 : 0.1mm 길이의 정육면체 체적소 일례(출처: Choi YS, Kim GT, Hwang EH. Basic principles of cone beam computed tomography. Korean J Oral Maxillofac Radiol. 2006; 36: 123-9.)

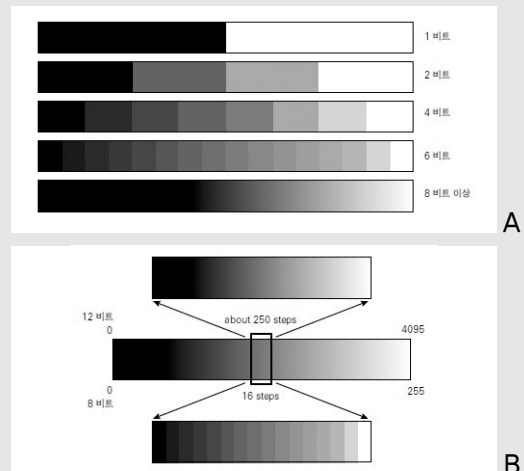


그림 3. 회색조 단계 (A)와 bit 수 차이 (B) (출처: 대한구강악안면방사선학교수협의회. 구강악안면방사선학 4판 서울:나래출판사;2008.p.163-164)

일 크기가 커진다.

3) 영상 재구성 : 기본 투사 프레임이 얻어지면 이를

이용하여 3차원 체적의 정보로 만드는 작업이 필요하다. 이 과정을 1차 재구성이라고 부르는데, cone-beam이 30초 미만으로 회전하는 경우 100~600개



그림 4. 영상 display (왼쪽 아래부터 시계방향으로 axial view, coronal view, sagittal view, 3차원영상)

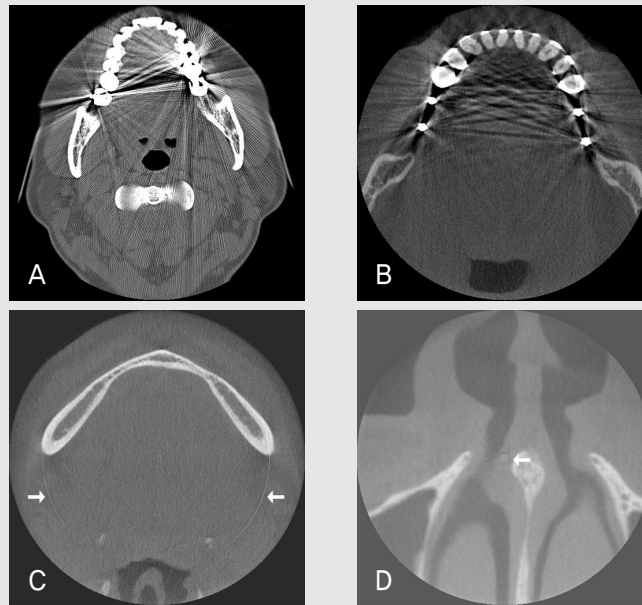


그림 5. 영상 인공음영

A. 기존 CT 상의 금속체 인공음영. B. CBCT 상의 금속체 인공음영. C. CBCT 상의 큰 원형의 인공음영(ring artifact),
D. CBCT 상의 작은 원형의 인공음영(ring artifact)

임상가를 위한 특집 1

의 투사프레임이 생기며 100만개 이상의 화소가 생기고 각 화소는 12~16의 bit 심도를 갖게 된다. 영상 재구성 시간은 체적소의 크기, image field의 크기, projection 수에 따라 다르며, 처리속도와 같은 하드웨어적 요소, 재구성 알고리즘같은 소프트웨어에 따라 달라진다.

4) 영상 display : 대부분의 CBCT 장비들에서는 3차원 체적의 정보를 획득(1차 재구성)한 후, 직각으로 구성된 여러 방향의 단면상(axial, coronal and sagittal view: 2차 재구성 영상)을 보여준다(그림 4). 임상가는 영상의 대조도와 밝기를 적절하게 조절하여 관찰하고, 다면상 재구성(multiplanar reformation: 경사면 혹은 만곡된 형태의 재구성 영상)이나 3차원영상 재구축(3D volume rendering)을 통하여 진단과 진료의 효율을 높이게 된다. window width의 조절은 대조도에 영향을 미치고, window level의 조절은 밝기에 영향을 미친다.

3. 영상 인공음영 (artifact)

인공음영은 관심 대상과 무관하게 영상에 발생된 왜곡이나 오류로서, CBCT 영상의 질을 저하시키는 요소이다. 기존의 CT에서는 금속체 주위로 햇살모양의 sun burst artifact가 심하게 발현되는 반면(그림 5-A), CBCT 영상에서는 이러한 artifact의 발생은 비교적 감소하였으나, 금속체의 근원심면이 검게 보이고, 협설측에서 보다 하얗게 나타나는 현상이 발생된다(그림 5-B). 특히, FOV내에 다수의 금속 매식체가 존재할 경우 그 정도가 심해지게 된다.

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.

또한 스캐너와 관련된 인공음영은 axial image(수

평면)에서 원형의 선(ring artifact)이 나타나는 경우이며, 장비 회사의 A/S를 적극적으로 요청해야한다(그림 5-C,D).

4. 장점과 한계점

CBCT는 여러 치과분야에서 적용할 수 있는 여러 가지 특징도 가지고 있으나 또한 한계점도 가지고 있다.

기존 CT와 비교하여 CBCT 장비의 장점으로는 설치 공간이 작아졌고, 상대적으로 적은 비용이 들며, 짧은 촬영시간과 감소된 피폭선량을 보인다. 또한 1mm 이하의 고해상도를 보이며 개인용 컴퓨터를 이용하여서도 CBCT 영상 정보의 재구성 및 분석을 할 수 있게 됐다.

그러나, CBCT 장비는 기존 CT 장비가 fan beam의 X선속과 열로 배열된 검출기를 사용하는데 비해 원뿔형 X선속과 2차원적인 평면의 검출기를 사용함으로써 4~5배 이상의 산란방사선이 발생되어 신호대 잡음비가 낮아지는 효과로 인해 대조도 분해능이 일반 CT 장치에 비하여 낮아지는 영상을 보인다(그림 6). 그 결과 연조직에 대한 대조도가 낮게 나타나는 영상 의학적 특징을 나타낸다.

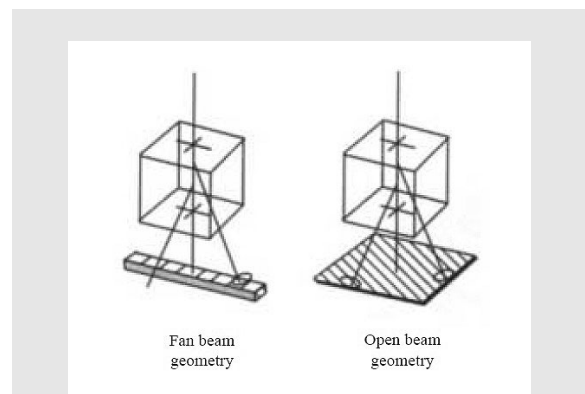


그림 6. 산란방사선 발생 시의 기존 CT(fan beam)와 CBCT(cone-beam)의 비교(출처: Choi YS, Kim GT, Hwang EH. Basic principles of cone beam computed tomography. Korean J Oral Maxillofac Radiol. 2006; 36: 123-9.)

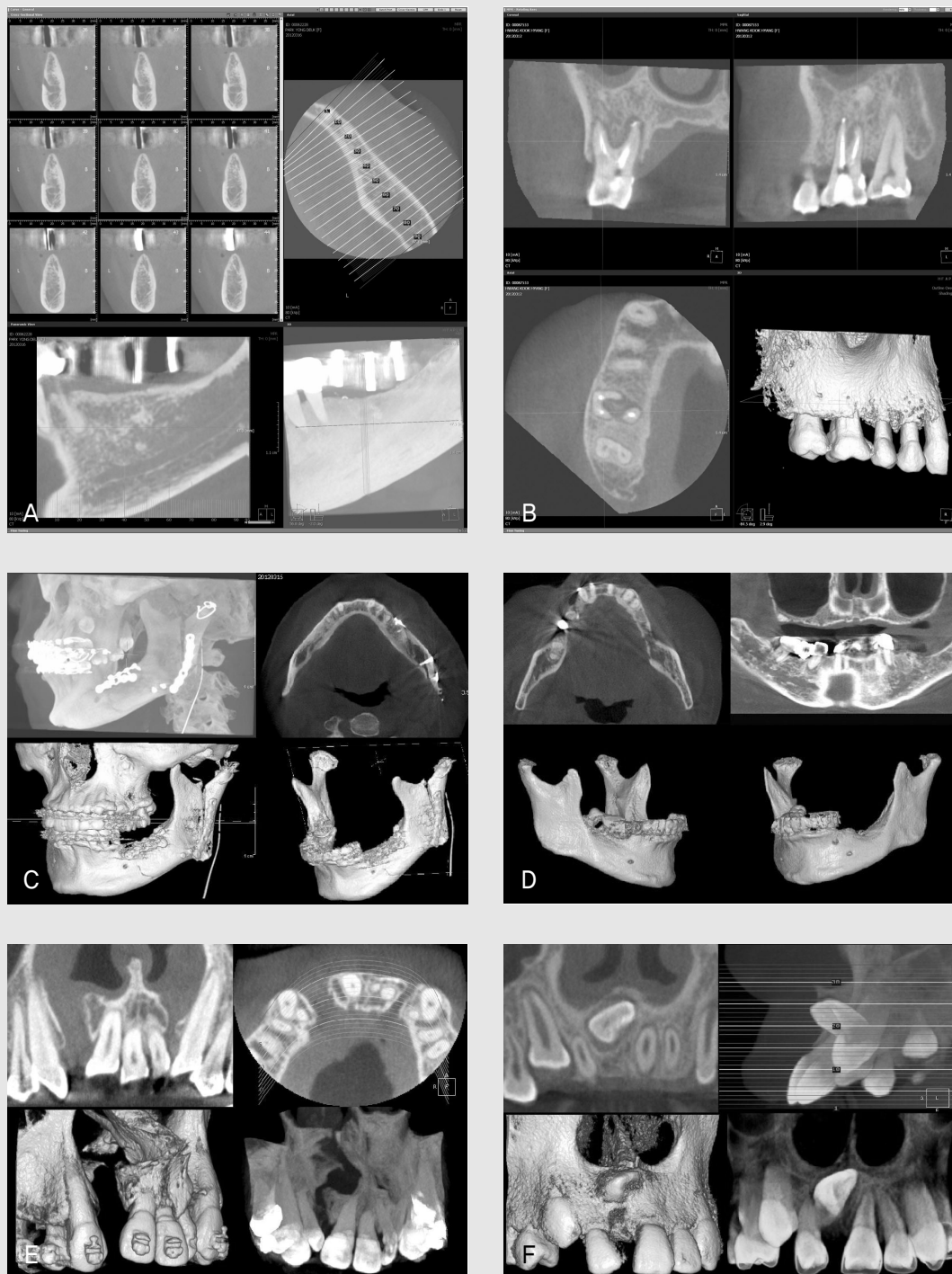


그림 7. CBCT의 치과분야의 적용
 A. 임플란트 치료 분야, B. 근관치료학 분야, C. 악안면수술 분야, D. 치주학 분야, E. 교정학 분야:악안면기형, F. 교정학 분야:이소 맹출치

임상가를 위한 특집 1

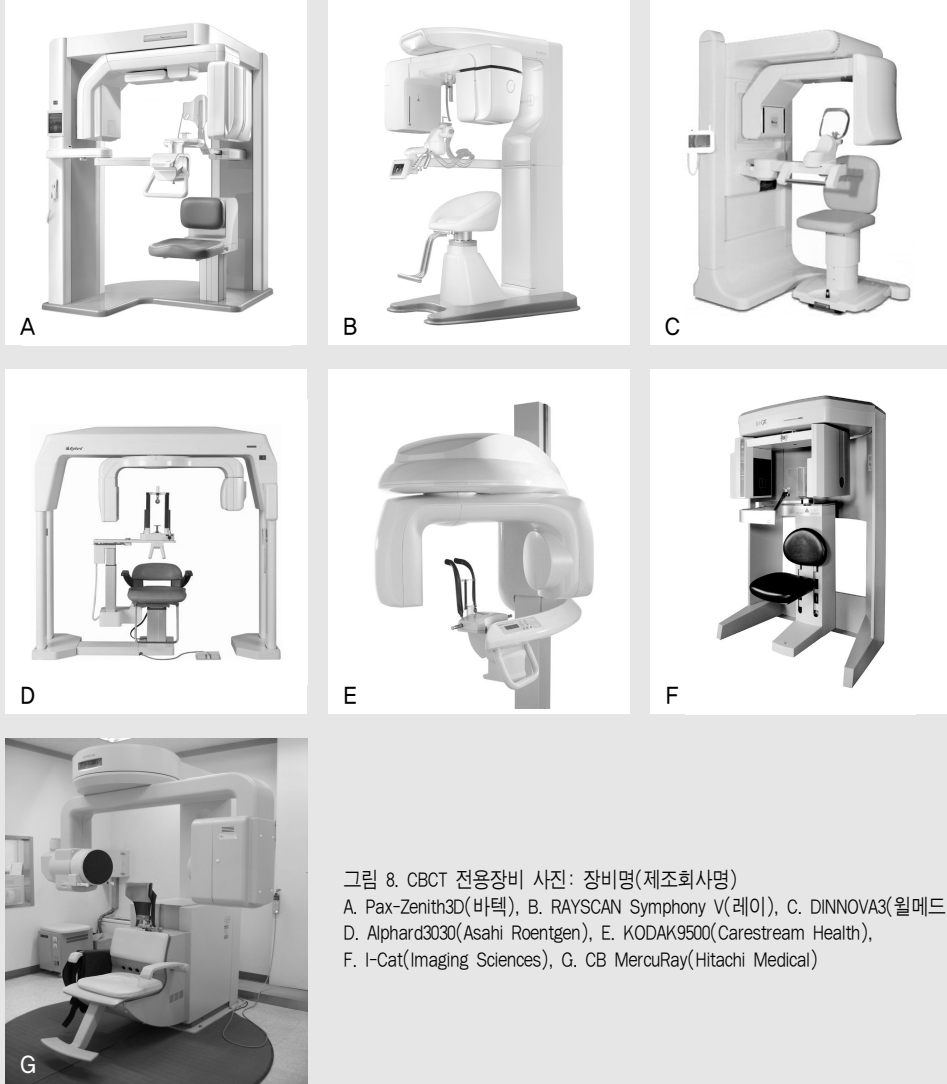


그림 8. CBCT 전용장비 사진: 장비명(제조회사명)
 A. Pax-Zenith3D(바텍), B. RAYSCAN Symphony V(레이), C. DINNOVA3(윌메드),
 D. Alphard3030(Asahi Roentgen), E. KODAK9500(Carestream Health),
 F. I-Cat(Imaging Sciences), G. CB MercuRay(Hitachi Medical)

또한, CBCT 장비의 평면검출기의 크기가 제한적이므로 촬영영역이 제한적이다.

5. 치과분야의 적용

CBCT는 기존 CT보다 상대적으로 낮은 선량과 가격, 경조직의 높은 해상도 때문에 치과영역에서 사용 빈도수가 늘어나, 그의 활용분야는 임플란트 치료분

야 이외에도 근관치료학, 악안면수술, 치주학, 보존수복, 교정학 영역으로 확대되어 사용되고 있다(그림 7). 특히 교정학 영역에서 안면발달, 교합발달과 악안면기형의 치료에 대한 이차원적인 영상의 문제점을 해결하기 위해 삼차원적 영상 구현이 가능한 CBCT의 수요가 증가하게 되었다.

국내에서 생산 혹은 취급되어지는 CBCT 장비는 치과적용분야 증가와 더불어 지난 몇 년 동안 급속도로

표 1. 국내판매 CBCT 전용장비 사양 비교표(순서는 無順: 내용은 제조회사 제공. 사양이 부분적으로 다를 수 있음)

제품명	PaX-Zenith3D	RAYSCAN Symphony V	DINNOVA3	Alphard3030	KODAK9500	I-Cat	CB MercuRay
제조 회사명	(주)바텍	(주)레이	(주)윌메드	Asahi Roentgen Ind.	Carestream Health, Inc.	Imaging Sciences Inter.	Hitachi Medical Sys.
국내대리점	(주)바텍코리아	네오바이오텍, RAY직판	HDX Corp.(판매원)	동서의료기산업	케어스트림헬스코리아	싸이버나이프코리아	중외메디칼
홈페이지	vatechkorea.com	raymedical.com	willmed.co.kr	asahi-xray.co.jp	carestreamdental.com	imagingciences.com	hitachimed.com
gray scale	14 bit	14 bit	14 bit	14 bit	14 bit	14 bit	12bit
장비크기 W x D x H (mm)	1,800 x 2,000 x 1,850	1,424 x 1,685 x 1,960	1,591 x 1,667 x 1,900	2,020 x 1,812 x 1,950	1,730 x 1,730 x 2,380	1,220 x 1,260 x 1,770	1,900 x 2,000 x 2,250
image detector	flat panel detector	flat panel detector	flat panel detector	flat panel detector	flat panel detector	flat panel detector	LI+CCD Camera
rotation per scan	1	1	1	1	1	1	1
pre-installed software	EasyDent (2D), Ez3DPlus(3D)	Xelis	Will-Master, Will-Capture	ACR,AsahiVision	KDIS	I-Cat Vision	CB Works
scan time (sec)	15 ~ 24	20	7 ~ 24	17	12 ~ 28	5 ~ 26.9	10
mA	4 ~ 10	4~10	4 ~ 10	5 ~ 15(8)	2 ~ 15	3 ~ 5	2~15
kV	50 ~ 120	60~90	50 ~ 120	60 ~ 110(85)	60 ~ 90	120	60 ~ 120
scan diameter (cm)	5 ~ 24	15	20	5.1 ~ 20	20.6	8 ~ 16(23)	5 ~ 19
scan height (cm)	5 ~ 19	18	19(3030D), 15(2520D)	5.1 ~ 17.9	18	6~17	5 ~ 19
slice width (mm)	0.12 ~ 0.4	0.19~0.38	0.15 ~ 0.4	0.1 ~ 3.9	0.2 ~ 0.6	0.12 ~ 0.4	0.1~0.4

증가되었다. CBCT 장비는 파노라마 촬영/썬팔로 촬영과 겸용인 CBCT 장비(일반적으로 작은 관심영역: small field-of-view(FOV))와 CBCT 전용장비(일반적으로 큰 관심영역: large FOV)로 분류될 수 있다. 종합병원과 대학병원에서 주로 사용되어지는 CBCT 전용장비의 사양비교표와 장비사진은 표 1과 그림 8에서와 같다. 치과의원에서 주로 사용되어지는 파노라마 촬영 겸용 CBCT 장비의 종류는 훨씬 더 다양하며, 지면관계상 본 원고에서는 실리지 못함을 양해를 구한다.

III. 결론

CBCT 촬영시 기존 CT와 비교하여 매우 낮은 흡수

선량에도 불구하고 구강악안면부위의 해부학적 구조에 대한 고해상력의 영상을 제공할 수 있는 것은, 촬영 장치의 개발과 영상정보 획득법의 향상 및 컴퓨터 성능의 발전에 의한 것이라고 할 수 있다. 그러나 상대적으로 낮은 조사선량과 산란방사선에 의해 영상신호 잡음을 증가시키고, 영상의 질을 저하시킬 수 있다. 또한 CBCT 영상의 판독에 있어서 단면상과 다면재구성 영상으로부터 해부학적 구조물들을 이해할 수 있는 분석 능력이 필요하다. CBCT는 상대적으로 낮은 장비가격, 저선량, 고해상도와 높은 공간분해능 등의 장점을 가지며, 또한 개발되어지는 영상 모듈로 구강악안면영역의 진료에서의 사용빈도는 앞으로 계속 증가할 것으로 예측된다.

참 고 문 헌

- Arai Y, Tammisalo E, Iwai K, Hashimoto K, Shinoda K. Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use. *Dentomaxillofac Radiol* 1999; 28 : 245-8.
- Arnheiter C, Scarfe WC, Farman AG. Trends in maxillofacial cone-beam computed tomography usage. *Oral Radiol*. 2006; 22: 80-5.
- 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.
- Cho PS, Johnson RH, Griffin TW. Cone-beam CT for radiotherapy applications. *Phys Med Biol* 1995; 40 : 1863-83.
- Cohnen M, Kemper J, Mobes O, Pawelzik J, Modder M. Radiation dose in dental radiology. *Eur Radiol* 2002; 12 : 634-7.
- Choi YS, Kim GT, Hwang EH. Basic principles of cone beam computed tomography. *Korean J Oral Maxillofac Radiol*. 2006; 36: 123-9.
- Engelbrecht JS, Duvenage J, Willemse CA, Lotter MG, Goedhals L. Computed tomography imaging with radiotherapy simulator. *Br J Radiol* 1995; 68 : 49-52.
- Guerrero ME, Jacobs R, Loubele M, Schutyser F, Suetens P, van Steenberghe D. State-of-the-art on cone beam CT imaging for preoperative planning of implant placement. *Clin Oral Investig*. 2006 10: 1-7.
- Hamada Y, Kondoh T, Noguchi K, Iino M, Isono H, Ishii H, et al. Application of limited cone beam computed tomography to clinical assessment of alveolar bone grafting: a preliminary report. *Cleft Palate Craniofac J* 2005; 42: 128-37.
- Hounsfield G. Computerized transverse axial scanning (tomography) Part I. Description of system. *Br 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.
- Kim GT. Using cone-beam computed tomography in oral surgery and endodontics. *J Korean Dent Assoc*. 2010; 48: 729-37.
- Lee ET, Kim GT, Choi YS, Hwang EH. Radiation absorbed dose of cone beam computed tomography. *Korean J Oral Maxillofac Radiol* 2007; 37: 87-92.
- Lee JN, Han WJ, Kim EK. Absorbed and effective dose from newly developed cone beam computed tomography in Korea. *Korean J Oral Maxillofac Radiol* 2007; 37: 93-102.
- Maki K, Inou N, Takinishi A, Miller AJ. Computer-assisted simulations in orthodontic diagnosis and the application of a new cone beam X-ray computed tomography. *Orthod Craniofac Res* 2003; 6(Suppl. 1) : 95-101.
- Nakagawa Y, Kobayashi K, Ishii H, Mishima A, Ishii H, Asada K, et al. Preoperative application of limited cone beam computerized tomography as an assessment tool before minor oral surgery. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2002; 31 : 322-6.
- Pinsky HM, Dyda1 S, Pinsky RW, Misch KA, Sarment DP. Accuracy of three-dimensional measurements using cone-beam CT. *Dentomaxillofac Radiol* 2006; 35 : 410-6.
- 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.
- 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. *Quintessence Int* 2004; 35 : 525-8.
- Sukovic P. Cone beam computed tomography in craniofacial imaging. *Orthod Craniofac Res* 2003; 6(Suppl 1) : 31-6.
- Toyofuku F, Konishi K, Kanda S. Fluoroscopic computed tomography. An attempt at 3-D imaging of the teeth and jaw bones. *Oral Radiol* 1986; 2 : 9-13.
- White SC, Pharoah MJ. *Oral radiology; principles and interpretation*. 6th ed. St. Louis: Mosby-Year Book Inc; 2009. p. 225-43.
- 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.
- 대한구강악안면방사선학교수협의회. *구강악안면방사선학 4판* 서울:나래출판사;2008.