

하악 무치악 부위의 임플란트 이식을 위한 전산화단층촬영 영상의 비교 평가

*연세대학교 치과대학 구강악안면방사선과학교실, 구강과학연구소,
연세대학교 치과대학병원 통합진료과 *연세대학교 개인식별연구소
선경훈* · 정호걸**** · 박 혁**** · 박창서* · 김기덕*****

Comparative evaluation of computed tomography for dental implants on the mandibular edentulous area

Kyung Hoon Sun*, Ho-Gul Jeong****, Hyok Park****, Chang-Seo Park*, Kee-Deog Kim*****

*Department of Oral & Maxillofacial Radiology, Oral Science Research Center, College of Dentistry, Yonsei University

**Department of Advanced General Dentistry, Yonsei Dental Hospital

***Human Identification Research Center, Yonsei University, Seoul, Korea

ABSTRACT

Purpose : The purpose of this study was to evaluate the clinical usefulness of the recently developed multi-detector computed tomography and cone beam computed tomography in pre-operative implant evaluation, by comparing them with the single detector computed tomography, already confirmed for accuracy in this area.

Materials and Methods : Five partially edentulous dry human mandibles, with 1 × 1 mm gutta percha cones, placed in 5 mm intervals posterior to the mental foramen on each side of the buccal part of the mandible, were used in this study. They were scanned as follows:

- 1) Single detector computed tomography: slice thickness 1 mm, 200 mA, 120 kV
- 2) Multi-detector computed tomography: slice thickness 0.75 mm, 250 mA, 120 kV
- 3) Cone beam computed tomography: 15 mAs, 120 kV

Axial images acquired from three computed tomographies were transferred to personal computer, and then reformatted cross-sectional images were generated using V-Implant 2.0® (CyberMed Inc., Seoul, Korea) software. Among the cross-sectional images of the gutta percha cone, placed in the buccal body of the mandible, the most precise cross section was selected as the measuring point and the distance from the most superior border of the mandibular canal to the alveolar crest was measured and analyzed 10 times by a dentist.

Results : There were no significant intraobserver differences in the distance from the most superior border of the mandibular canal to the alveolar crest ($p > 0.05$). There were no significant differences among single detector computed tomography, multi-detector computed tomography and cone beam computed tomography in the distance from the most superior border of the mandibular canal to the alveolar crest ($p > 0.05$).

Conclusion : Multi-detector computed tomography and cone beam computed tomography are clinically useful in the evaluation of pre-operative site for mandibular dental implants, with consideration for radiation exposure dose and scanning time. (*Korean J Oral Maxillofac Radiol* 2009; 39 : 27-33)

KEY WORDS : Tomography, Computed; Tomography, Cone Beam Computed; Multidetector-row; Implant; Mandible; Edentulous

*이 논문은 2006년도 연세대학교 치과대학 교수연구비 지원에 의하여 이루어진 것임

접수일 (2009년 1월 15일), 수정일 (1차: 2009년 2월 6일, 2차: 2009년 2월 20일), 채택일 (2009년 2월 27일)

Correspondence to: Prof. Kee-Deog Kim
Department of Oral and Maxillofacial Radiology, College of Dentistry, Yonsei University, Shinchon-Dong 134, Seodaemun-Gu, Seoul, Korea
Tel) 82-2-2228-8983, Fax) 82-2-363-5232, E-mail) kdkim@yumc.yonsei.ac.kr

서론

상실된 치아를 수복하는 방법으로 고정성 또는 가철성 보철물보다는 임플란트를 이용하는 것이 보편화되어 있다. 성공적인 임플란트를 위해서는 식립하고자 하는 악골 부

위의 정확한 형태학적 평가가 중요하며 이러한 평가는 임상적 검사만으로는 평가할 수 없고 방사선학적 검사를 통해서만 가능하다.¹⁻³ 중요한 평가항목으로는 임플란트 식립을 위해 유용한 치조골의 양과 질, 식립 부위의 병소 유무, 치조돌기의 경사도, 인접 중요 해부학적 구조물의 상대적인 위치 등이 포함된다. 특히 하악골에 임플란트를 시술하는 경우 식립 후 손상 받으면 감각이상을 초래할 수 있는 하악관의 위치 파악이 무엇보다도 중요하다.

임플란트가 소개된 초창기에는 구내 방사선촬영법^{4,6}인 치근단촬영과 교합촬영, 파노라마방사선촬영,⁷ 측방 두부구역촬영⁴과 같은 일반 방사선사진을 이용하여 악골을 평가하였다. 그러나 이 사진들만으로는 임플란트를 식립할 부위의 협설측 폭경, 치조돌기의 경사도, 인접 중요 해부학적 구조물의 3차원적인 위치관계 등에 대한 정보를 얻을 수 없어 시술과정 중에 많은 시행착오의 위험에 노출되어 있었다. 이러한 문제는 전산화단층촬영이 술자가 원하는 단면영상을 제공하게 됨으로써 해결되었다.⁸⁻¹³

전산화단층촬영에서 제공되는 횡단면 영상을 영상 조작이 가능한 소프트웨어를 이용하여 악골의 협설측에 수직인 절단면 영상을 얻을 수 있게 되었다. 이런 소프트웨어는 1980년대 후반에 소개되었으며 현재는 컴퓨터의 성능이 발전하여 일반 개인용 컴퓨터상에서 사용되는 것이 보편화되었다.^{9,10}

최초로 개발된 전산화단층촬영은 촬영간 시간(Interscan time)때문에 방사선 노출량이 많고 촬영 시간이 길어지기 때문에 환자의 움직임에 의한 불선예도가 나타날 가능성이 높다는 단점이 있었다.¹⁴⁻¹⁷ 그러나 1980년대 후반에 나선형 전산화단층촬영이 개발되면서 촬영간 시간이 없게 되었고 이런 단점이 개선되었다.^{18,19}

최근에는 다검출기 전산화단층촬영 (Multidetector-row Computed Tomography, MDCT)이 개발되면서 기존의 단검출기 전산화단층촬영에 비해 X선 관구가 한 번 회전하였을 때 훨씬 넓은 범위의 촬영이 가능하게 되어 촬영 시간과 방사선 노출량을 감소시킬 수 있게 되었다.²⁰⁻²³ 기존의 많은 연구에서 다검출기 전산화단층촬영 영상이 기존의 나선형 전산화단층촬영 영상에 비해 우수하다고 보고되고 있다.²⁰⁻²³ 그러나 다검출기 전산화 단층촬영은 영상의학 분야에서 널리 사용되고 있고 치과영역 특히 술전 임플란트 부위의 평가를 위해 사용되는 경우는 드문 실정이다.

Cone beam CT는 2000년대 초반에 이르러서 구강악안면 부위에 대한 진단 전용으로 소개되었다.²⁴⁻²⁶ cone beam CT는 전산화단층촬영과는 달리 cone 형태의 관구를 사용하여 환자 주위를 관구가 회전하여 3차원적인 체적 데이터를 얻음으로써 전산화단층촬영의 수직적 해상도를 향상시킨 촬영법이다.²⁴ 현재 cone beam CT는 치과 영역 특히 치과 임플란트 시술을 위한 술전 평가에 사용되는 빈도가 갈수록 증가하고 있는 추세에 있다.

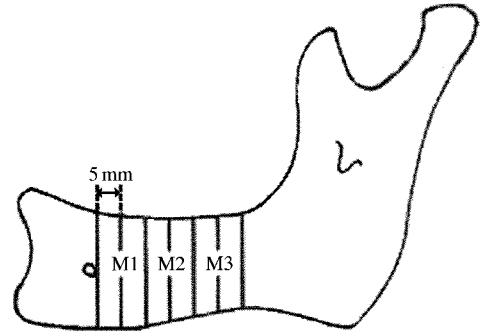


Fig. 1. A dry mandible used in this study.

본 연구의 목적은 기존의 술전 임플란트 평가 방법으로 정확성이 입증된 단검출기 전산화단층촬영과 최근에 보급되어 사용 빈도가 증가되고 있는 다검출기 전산화단층촬영, cone beam CT를 비교 분석함으로써 술전 임플란트 평가 방법으로서 다검출기 전산화단층촬영과 cone beam CT의 유용성 여부를 제시하는 것이다.

재료 및 방법

1. 재료

5개의 부분 무치악 건조 하악골에서 영상재구성 절단면 방사선 사진을 평가하는 기준 부위로 삼기 위하여 양측 이공으로부터 후방 5 mm 간격으로 직경 1 mm, 높이 1 mm의 gutta percha cone을 하악골 체부의 협면 중간부에 위치시켰다 (Fig. 1).

2. 방법

1) 전산화단층촬영 준비

촬영 중 건조 하악골이 움직이지 않도록 18×18×18 cm 아크릴 상자를 제작하여 그 안에 하악골을 접착제로 고정하였다. 건조 하악골의 연조직 밀도를 보상하기 위하여 물을 가득 채우고 촬영을 시행하였다. 촬영시 물이 새지 않도록 테이프로 아크릴 상자의 덮개를 고정하였다. 촬영은 하악골 하연부터 치조정이 완전히 포함되도록 시행하였다.

2) 단검출기 전산화단층촬영

단검출기 일반 전산화단층촬영은 연세대학교 치과대학 병원 구강악안면방사선과에 보유중인 CT HiSpeed Advantage[®] (GE Medical System, Milwaukee, U.S.A.)를 이용하여 촬영을 시행하였다. 하악골의 하연이 바닥에 수직이 되도록 아크릴 상자를 위치시키고 상층 두께 1 mm, 관전류 200 mA, 관전압 120 kV 조건하에서 촬영하였다.

3) 다검출기 전산화단층촬영

다검출기 전산화 단층촬영은 연세대학교 세브란스병원

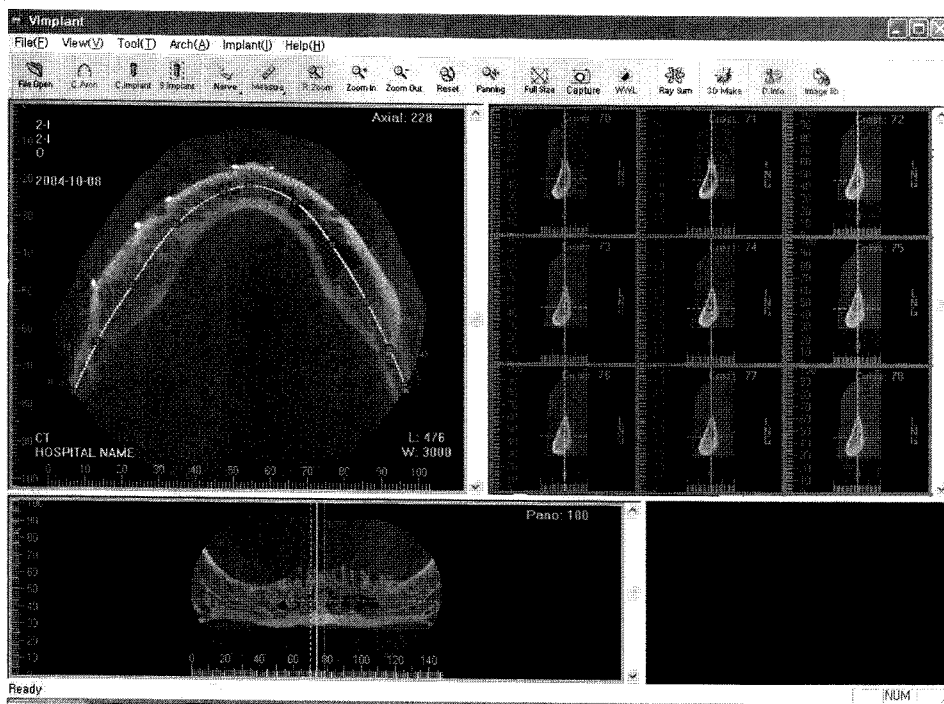


Fig. 2. Reformatted cross-sectional images produced by V-Implant 2.0®.

영상의학과에 보유중인 16개의 검출기가 있는 Somatom Sensation 16® (Siemens, Berlin, Germany)을 이용하였다. 하악골의 하연이 바닥에 수직이 되도록 아크릴 상자를 위치시킨 후 상층 두께 0.75 mm, 관전류 250 mA, 관전압 120 kV 조건하에서 촬영하였다.

4) Cone beam 전산화단층촬영

Cone beam 전산화단층촬영은 CB MercuRay® (Hitachi Medical Technology Co., Tokyo, Japan)를 이용하여 촬영을 시행하였다. 아크릴 상자를 실제 촬영시 환자의 머리 위치와 동일하도록 위치시킨 후 관전압 120kV, 관전류 15mAs 조건하에서 촬영하였다.

5) 영상 재구성 절단면 영상

다검출기 전산화단층촬영으로 얻어진 영상 정보는 상층 두께 0.75 mm, 영상 재구성 간격은 0.3 mm 간격의 횡단면 영상으로, cone beam CT에서 얻어진 영상 정보는 상층 두께 0.2mm의 횡단면 영상으로 재구성하였다. 단검출기 전산화단층촬영으로 얻어진 횡단면 영상과 다검출기 전산화단층촬영 및 cone beam CT 촬영으로 얻어진 재구성 횡단면 영상을 개인용 컴퓨터로 전송한 다음 V-Implant 2.0® (CyberMed Inc., Seoul, Korea) 소프트웨어를 이용하여 절단면 영상을 얻었다 (Fig. 2). 절단면 영상은 상층두께 1mm, 영상 재구성 간격은 1mm로 설정하였다.

6) 영상재구성 절단면 방사선 사진의 계측 및 분석

절단면 영상 중 하악골 협측 골체부에 위치시킨 gutta percha cone이 가장 선명하게 보이는 단면을 계측부위로

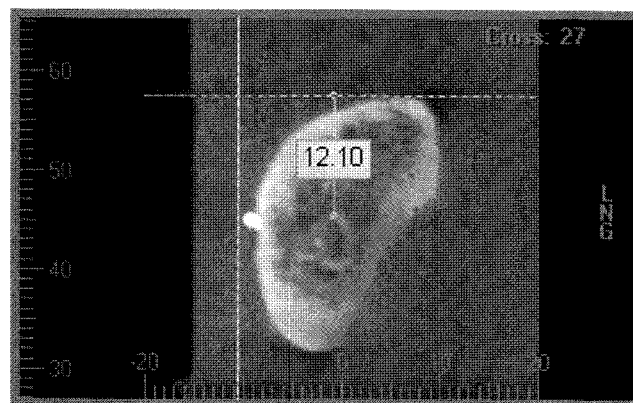


Fig. 3. Measurement of the distance between alveolar crest and superior border of mandibular canal on the reformatted cross-sectional images.

선택하였다. 이 중 발치와 부위와 치조골의 최상연 부위를 정확하게 평가할 수 없는 부위를 제외하고 치조정이 완전한 무치악부 39개의 단면 영상을 계측 부위로 선택하였다. 1명의 치과의사가 각각의 촬영 방법으로 얻은 하악골의 절단면 영상에서 하악골 하연과 평행하면서 치조정과 접하는 접선에서 하악관 최상방까지의 거리를 V-Implant 2.0® (CyberMed Inc., Seoul, Korea)의 측정 프로그램을 이용하여 계측하였다 (Fig. 3). 이 계측은 일정 시간 간격을 두고 동일 부위에 대해 10회 반복 계측하였다.

반복 계측한 값에 대해 관찰자 내의 차이와 각각의 촬영방법에 따른 거리 계측치의 차이는 repeated measures

Table 1. Scanning parameters for SDCT MDCT, and cone beam CT

	Single detector CT	Multidetector CT	Cone beam CT
Total exam. time	80 sec	4.5 sec	9.6 sec
Slice thickness	1 mm	0.75 mm	0.2 mm
mA	200 mA	250 mA	15 mAs
kV	120 kV	120 kV	120 kV
Field of view (FOV)	15 cm	15 cm	10.2 cm

analysis of variance (ANOVA)를 이용하여 통계학적 유의성을 검정하였다.

결 과

1. 촬영방법 간의 조건 비교 분석

단검출기 일반 전산화단층촬영, 다검출기 전산화단층촬영, cone beam 전산화단층촬영 각각의 촬영 조건은 Table 1과 같다. 이것은 하악골 하연에서 치조정 최상부를 충분히 포함할 수 있는 40 mm를 촬영하는 것을 기준으로 하였을 때의 조건이다. 단검출기 일반 전산화 단층촬영의 경우 한 단면을 얻는 데 소요되는 촬영시간(scan time)이 1초이고 다음 촬영이 이루어지기까지 걸리는 촬영간 시간(interscan time)이 1초로 상층 두께 1 mm의 40단면을 얻는 데 약 80초의 검사시간이 소요되었다. 다검출기 전산화 단층촬영의 경우에는 한 단면을 얻는 데 소요되는 촬영시간이 1.0초이고 관구가 한번 회전하는 동안 움직이는 테이블 이동속도가 9.0 mm/sec로 약 4.5초 정도의 시간이 소요되었고 cone beam 전산화단층촬영은 약 9.6초 정도 소요되었다(Table 1). 횡단면 영상의 두께는 단검출기 전산화단층촬영은 1 mm, 다검출기 전산화단층촬영은 0.75 mm, cone beam CT는 0.2 mm로 cone beam CT의 상층 두께가 가장 얇았다. 관전압은 세 가지 촬영법 모두 120 kV로 동일하였고 관전류는 단검출기 전산화단층촬영은 200 mAs, 다검출기 전산화단층촬영은 250 mAs, cone beam CT는 15 mA로 cone beam CT의 관전류가 가장 낮았다. 관심영역 (Field of view, FOV)은 단검출기와 다검출기 전산화단층촬영은 15 cm으로 동일하였고, cone beam CT는 10.2 cm이었다.

2. 관찰자 내의 차이

세 가지 각각의 촬영 방법에서 얻은 절단면 영상에서 하악골 하연과 평행하면서 치조정과 접하는 점선에서 하악관 최상방까지의 거리를 10번 반복 측정한 것에 대해서 관찰자 내에서 통계학적으로 유의성있는 차이는 없었다($p > 0.05$).

3. 각 촬영방법의 비교 분석

세 가지 각각의 촬영 방법에서 얻은 절단면 영상에서

Table 2. The mean value of the measurement on the images of SDCT, MDCT, and cone beam CT (mm)

	Single detector CT		Multidetector CT		Cone beam CT	
	MD	SD	MD	SD	MD	SD
1	6.62±0.09		6.5±0.07		6.54±0.04	
2	5.96±0.04		5.84±0.06		6.05±0.03	
3	7.51±0.08		7.5±0.06		7.44±0.03	
4	9.29±0.08		9.91±0.08		9.46±0.05	
5	11.1±0.13		10.9±0.05		11.08±0.05	
6	9.27±0.07		9.25±0.08		9.37±0.06	
7	13.55±0.1		13.11±0.04		13.4±0.03	
8	12.92±0.08		12.64±0.07		12.77±0.03	
9	10.35±0.09		10.23±0.06		10.61±0.06	
10	6.89±0.08		6.69±0.05		6.89±0.06	
11	12.21±0.07		11.62±0		11.97±0.06	
12	12.58±0.07		12.37±0.04		12.41±0.03	
13	12.49±0.1		12.76±0.06		12.58±0.04	
14	12.66±0.03		12.89±0.05		12.77±0.04	
15	11.67±0.07		11.23±0.06		11.47±0.07	
16	12.2±0.06		12.06±0.07		12.04±0.04	
17	14.22±0.05		14.4±0.08		13.91±0.06	
18	10.34±0.05		10.06±0.08		10.21±0.04	
19	10.99±0.08		10.83±0.03		10.76±0.04	
20	12.13±0.09		11.74±0.04		11.68±0.06	
21	11.71±0.07		11.64±0.04		11.41±0.17	
22	13.16±0.07		13.12±0.08		13.26±0.05	
23	13.24±0.04		13.34±0.05		12.93±0.05	
24	10.81±0.09		10.87±0.05		10.8±0.05	
25	7.67±0.11		7.96±0.05		7.8±0.06	
26	8.34±0.05		8.23±0.07		8.36±0.04	
27	10.86±0.09		10.74±0.08		10.79±0.04	
28	10±0.1		9.96±0.07		9.86±0.03	
29	11.33±0.08		11.59±0.06		11.39±0.04	
30	11.38±0.1		11.34±0.06		11.25±0.04	
31	10.09±0.06		10.09±0.07		9.97±0.06	
32	8.67±0.06		8.68±0.06		8.58±0.06	
33	9.48±0.09		9.63±0.05		9.46±0.05	
34	9.71±0.07		9.79±0.04		9.68±0.04	
35	9.86±0.06		9.7±0.03		9.51±0.05	
36	10.98±0.09		10.76±0.03		10.82±0.05	
37	10.62±0.07		10.47±0.06		10.37±0.05	
38	10.54±0.07		10.57±0.06		10.65±0.07	
39	10±0.07		9.87±0.03		9.98±0.05	

Mean: average value of measurement
SD: standard deviation

하악골 하연과 평행하면서 치조정과 접하는 점선에서 하악관 최상방까지의 거리를 측정한 평균값과 표준편차는 Table 2와 같다.

단검출기 전산화 단층촬영의 측정값과 나머지 두 개의 전산화 단층촬영의 측정값 사이의 차이에 대한 평균값과 표준편차는 Table 3과 같다. repeated measures ANOVA test를 이용하여 일반 전산화 단층촬영의 측정값과 나머지 두 개의 전산화 단층촬영의 측정값을 비교 평가한 결과 통계학적으로 유의성 있는 차이는 없었다($p > 0.05$) (Table 3).

Table 3. Mean differences in measured distances between the conventional CT and MDCT, cone beam CT (mm)

	Multidetector CT		Cone beam CT	
	MD	SD	MD	SD
1	-0.11	±0.10	-0.08	±0.11
2	-0.12	±0.09	0.09	±0.06
3	-0.01	±0.08	-0.07	±0.08
4	0.22	±0.07	0.17	±0.08
5	-0.20	±0.13	-0.03	±0.16
6	-0.02	±0.15	0.10	±0.10
7	0.45	±0.11	-0.15	±0.11
8	-0.28	±0.12	-0.15	±0.10
9	-0.12	±0.14	0.26	±0.11
10	-0.20	±0.08	0.01	±0.08
11	-0.39	±0.07	-0.24	±0.12
12	-0.21	±0.08	-0.18	±0.04
13	0.27	±0.11	0.08	±0.11
14	0.23	±0.07	0.11	±0.04
15	-0.44	±0.06	-0.20	±0.08
16	-0.14	±0.10	-0.16	±0.09
17	0.18	±0.11	-0.31	±0.07
18	-0.28	±0.12	-0.13	±0.06
19	-0.16	±0.10	-0.22	±0.11
20	-0.39	±0.10	-0.45	±0.12
21	-0.07	±0.07	-0.30	±0.08
22	-0.04	±0.09	0.10	±0.08
23	0.10	±0.08	-0.31	±0.07
24	0.06	±0.09	-0.06	±0.09
25	0.29	±0.12	0.13	±0.14
26	-0.11	±0.10	0.03	±0.07
27	-0.12	±0.08	-0.07	±0.09
28	-0.04	±0.12	-0.14	±0.10
29	0.26	±0.11	0.05	±0.10
30	-0.04	±0.14	-0.12	±0.11
31	0.01	±0.11	-0.12	±0.09
32	0.01	±0.09	-0.09	±0.10
33	0.15	±0.10	-0.03	±0.11
34	0.08	±0.08	-0.05	±0.06
35	-0.16	±0.07	-0.35	±0.06
36	-0.22	±0.10	-0.16	±0.11
37	-0.15	±0.09	-0.25	±0.07
38	0.03	±0.07	0.11	±0.07
39	-0.13	±0.08	-0.03	±0.09

MD: mean difference of measurement between conventional CT and MDCT, cone beam CT (MDCT, cone beam CT-single detector CT)
SD: standard deviation

고 찰

성공적인 임플란트 시술을 위해서는 술전에 임플란트 식립 부위를 정확하게 평가하는 것이 무엇보다 중요하며⁴ 일반적인 방사선학적인 검사를 통해서 알 수 있는 악골의 2차원적인 평가가 아닌 3차원적인 평가가 이루어져야 한다. 즉 임플란트 식립 부위의 협설축 폭경, 치조돌기의 경사도, 식립하고자 하는 부위의 중요 해부학적 구조물의 위치 관계 등과 같은 정보를 얻기 위해서는 악골의 절단면

영상이 필요하다. 현재 악골의 절단면 영상을 얻기 위해 널리 이용되고 있는 방사선 검사방법은 전산화단층촬영이다.

초기에 전산화단층촬영을 이용한 절단면 영상 획득은 일반 단층촬영과 유사한 방법으로 촬영을 통해 직접 얻는 방법이 시도되었다. 그러나 환자의 시상면을 X선과 평행하게 위치시키기 위하여 환자의 목을 극단적으로 위치시켜야 하고 설사 정확히 위치시킨다 하더라도 악골의 피질골 판에 정확히 수직이 되는 영상을 얻을 수는 없다. 이러한 문제들은 3차원 영상을 만들어내는 컴퓨터 영상 기법을 응용한 새로운 소프트웨어가 개발됨으로써 비로소 해결이 되었다. 일반적으로 임플란트 전산화단층촬영이란 이런 소프트웨어를 이용하여 술자가 원하는 단면, 특히 절단면 영상을 포함한 다양한 재구성 단면을 제공해 주는 촬영을 말한다. 전산화단층촬영을 이용하여 얻은 횡단면 영상을 이용하여 영상을 재구성하는 소프트웨어는 1980년대 후반에 처음으로 소개되었고^{9,10} 통상적인 전산화단층촬영 장치의 하드웨어에 대부분 장착되어 사용되고 있다.

단검출기 전산화단층촬영은 우수한 해상도에 비해 방사선 피폭량이 많다는 문제점이 지적되어 왔다. 또한 단검출기를 사용하기 때문에 관구의 한 번 회전시 포함되는 영역의 두께가 얇아 수직적 해상도로 짧아지고 이로 인해 촬영 시간이 증가하면서 환자의 움직임에 의한 영상의 선예도 감소 가능성이 높다.^{14,15,27} 이런 문제점을 보완할 수 있는 촬영법으로 다검출기 전산화단층촬영은 여러 개의 검출기를 가짐으로써 X선 관구의 한 번 회전시 포함되는 영역이 넓어져 촬영 시간과 방사선 피폭량은 줄일 수 있게 되었으나²⁰⁻²³ 이전의 방법들과 비교하여 적절한 영상을 제공할 수 있는지에 대한 연구가 이루어지고 있다.

2000년대 들어서면서부터 구강악안면 영역의 진단에 전 문적으로 사용될 수 있는 치과용 전산화단층촬영장치인 cone beam CT가 소개되기 시작했다.²⁴⁻²⁶ cone beam CT는 원추 형태의 X선 관구와 검출기 사이의 회전축 중심에 환자가 위치하고 촬영하는 것으로 한번 촬영으로 수백 개의 투영상 (projection image)들을 얻게 되고 이를 이용해 환자의 체적 데이터를 얻은 다음 횡단면 영상으로 재구성하게 된다.^{24,28} 기존의 전산화단층촬영과는 달리 X선 관구가 원추 형태이기 때문에 관심영역 (Field of view, FOV)에 따라 수직적 해상도가 정해지기 때문에 기존 전산화단층촬영에 비해 우수한 수직적 해상도를 보인다.^{24,25,29,30} 또한 촬영 조건도 관전압과 관전류도 전산화단층촬영보다 낮게 설정하여 촬영이 가능하고 촬영시간도 대부분 10초 내외이기 때문에 방사선 노출량을 줄이는 데 매우 효과적인 방사선학적 검사방법으로 제시되고 있다. 이에 본 연구에서는 임플란트 전산화단층촬영시 적절한 영상을 얻을 수 있는 방법으로 기존에 사용되던 단검출기 전산화단층촬영과 다검출기 전산화단층촬영, cone beam CT를 비교 분석하여 임상적

유용성을 평가해 보았다.

세 가지 촬영법의 촬영 조건을 비교해 본 결과 하악골 하연과 치조정 상방을 포함할 수 있는 40 mm를 촬영한다고 가정하였을 때, 촬영시간은 다검출기 전산화단층촬영이 관구의 한번 회전으로 9 mm를 촬영할 수 있기 때문에 4.5 초로 가장 짧아 촬영시 환자의 움직임에 의한 영상의 불선에도 가능성 관점에서는 가장 유리한 촬영방법이었고 cone beam CT는 비교적 짧은 시간인 9.6초, 단검출기 전산화단층촬영은 80초가 소요되었다. Hu 등은 4개의 다검출기를 가진 전산화단층촬영과 단검출기를 비교한 결과 다검출기 전산화단층촬영이 한 번의 관구 회전으로 촬영 범위가 2-3배 정도 증가할 수 있다고 보고하였다.²¹ 본 연구에서도 16개의 다검출기 전산화단층촬영이 단검출기에 비해 촬영범위가 10배 내외까지 증가되었기 때문에 검출기의 수가 많아질수록 관구의 한번 회전시 촬영범위가 증가되고 촬영시간이 단축될 수 있다는 사실을 확인할 수 있었다.

관전압과 관전류를 비교하였을 때는 관전압은 모두 120 kV로 동일하였으나 관전류는 cone beam CT가 15 mA로 가장 적었으며 방사선 노출량 측면에서는 cone beam CT가 가장 유리하였다. 특히 본 연구에서는 cone beam CT가 가장 좋은 영상을 제공할 수 있도록 관전압 120 kV와 관전류 15 mA로 촬영하였으나 실제 임상에서는 관전압을 60, 80, 100, 120 kV, 관전류를 10, 15 mA 중에서 선택할 수 있기 때문에 방사선 노출량은 더 감소될 수 있다. 이런 결과는 Mozzo 등²⁶이 팬텀을 이용한 연구에서 새로이 소개되고 있는 cone beam CT가 일반적인 spiral CT의 노출량과 비교하였을 때 약 1/6 정도의 적은 방사선노출량을 보인다고 보고한 것과 어느 정도 일치한다고 볼 수 있다. 따라서 촬영시간과 환자의 방사선노출량을 종합적으로 고려해 보았을 때 cone beam CT가 가장 유용한 검사방법이라고 생각할 수 있다(Table 1).

세 가지 촬영의 거리 계측을 비교하기 전에 절단면 영상의 질을 평가해 보았다. 단검출기 전산화단층촬영은 상층두께가 1 mm, 다검출기 전산화단층촬영은 0.75 mm, cone beam CT는 0.2 mm이었기 때문에 cone beam CT에서 다른 두 가지 촬영법보다 골 내부의 미세구조를 자세히 관찰할 수 있을 정도로 해상도가 가장 좋았다. 그러나 cone beam CT는 다른 두 가지 촬영법에 비해 X선 노출량도 적고 산란방사선에 의한 영향과 상층두께가 상대적으로 얇아 noise 발생이 많아져서 전체적인 영상이 다소 거칠게 관찰되었다. Araki 등²⁴도 cone beam CT가 악골의 형태적 이상이나 매복치 등 악골내의 골 구조 진단에 우수한 영상을 제공하지만 영상에서 나타나는 noise 현상에 대한 향후 기술적인 보완이 이루어져야 한다고 보고하였다. 단검출기 전산화단층촬영과 다검출기 전산화단층촬영 영상의 질은 큰 차이를 보이지는 않았지만 다검출기 전산화단층촬영 영상

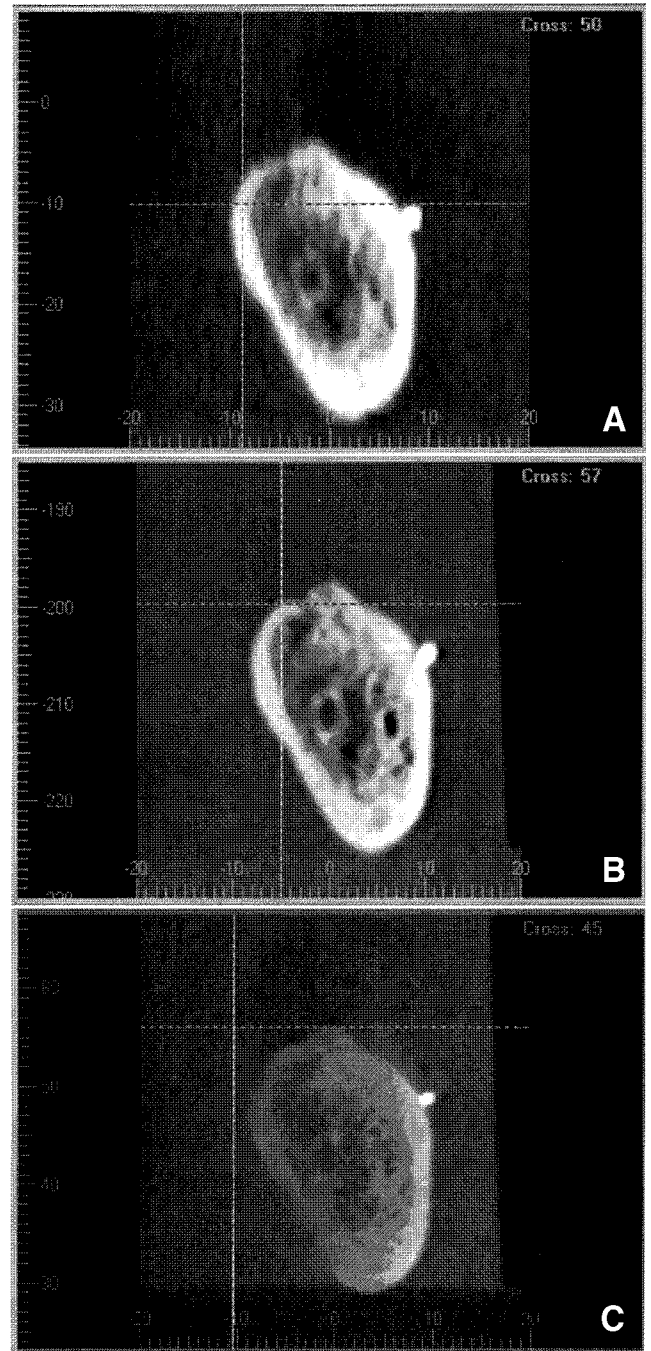


Fig. 4. (A) Cross-sectional images acquired by single detect CT, (B) Cross-sectional images acquired by MDCT, (C) Cross-sectional images acquired by cone beam CT.

이 나선형 방식으로 촬영되었기 때문에 악골의 피질골 경계부에서 보다 부드러운 영상을 보여주었다(Fig. 4).

세 가지 촬영법으로 얻은 재구성된 절단면 영상에서 하악골 하연에 평행하면서 치조정과 접하는 접선에서 하악관 최상방까지의 거리를 측정해 본 결과 계측치의 평균값이 모두 거의 유사한 정도로 나왔으며 통계학적으로도 유의성있는 차이는 보이지 않았다(Table 2,

3). 다검출기 전산화단층촬영이 단검출기 전산화단층촬영에 비해 우수한 영상을 제시하고 질환의 진단에 있어서도 정확하다는 보고¹⁹⁻²³와 본 연구 결과는 일치한다고 볼 수 있다. 또한 cone beam CT와 다검출기 전산화단층촬영과 직접 비교한 연구는 거의 드물지만 팬텀을 이용하여 cone beam CT의 기하학적 정확성을 평가한 Mozzo 등의 연구²⁶에 따르면 2% 내외의 오차를 보일 정도로 계측학적인 측면에 있어서 매우 정확하다고 보고하였다. 따라서 다검출기 전산화단층촬영과 cone beam CT를 이용하여 술전 임플란트 악골 평가에서 거리 계측을 하는 데 큰 문제는 없을 것으로 생각된다.

이상의 결과를 종합해 보았을 때 최근에 소개된 다검출기 전산화단층촬영과 cone beam CT는 기존의 단검출기 전산화 단층촬영과 비교하여 촬영시간 및 방사선 피폭량은 현저히 줄이면서 악골의 술전 임플란트 평가 방법으로 유용하다고 생각된다. 또한 본 연구에서는 정상적인 골에 국한되어 술전 임플란트를 위한 평가만 이루어졌지만 구강 악안면 영역에 발생하는 다양한 질환들의 진단의 유용성 여부도 향후 추가적으로 연구되는 것이 필요하리라 사료된다.

참 고 문 헌

1. Abrahams JJ. Anatomy of the jaw revisited with a dental CT software program. *Am J Neuroradiol* 1993; 14 : 979-90.
2. Andersson JE, Svartz K. CT-scanning in the preoperative planning of osseointegrated implants in the maxilla. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1988; 17 : 33-5.
3. Maher WP. Topographic, microscopic, radiographic, and computerized morphometric studied of human adult edentate mandible for oral implantologists. *Clin Anat* 1991; 4 : 327-40.
4. Frederiksen NL. Diagnostic imaging in dental implantology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1995; 80 : 540-54.
5. Lindh C, Petersson A, Klinge B. Visualization of the mandibular canal by different radiographic techniques. *Clin Oral Implant Res* 1992; 3 : 90-7.
6. Miles DA, Van Dis ML. Implant radiology. *Dent Clin North Am* 1993; 37 : 645-68.
7. Tal H, Moses O. A comparison of panoramic radiography with computed tomography in the planning of implant surgery. *Dentomaxillofac Radiol* 1991; 20 : 40-2.
8. Kim KD, Park CS. Reliability of spiral tomography for implant site measurement of the mandible. *Korean Journal of Oral and Maxillofacial Radiology* 1997; 27 : 27-47.
9. Rothman SLG, Chafetz N, Rhodes ML, Schwartz MS. CT in the preoperative assessment implant surgery. *Radiology* 1998; 168 : 171-5.
10. Schwartz MS, Rothman SLG, Rhodes ML, Chafetz N. Computed tomography: Part I. Preoperative assessment of the mandible for endosseous implant surgery. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1987; 2 : 137-48.
11. Ekestubbe A, Gröndahl HG. Reliability of spiral tomography with the Scanora technique for dental implant planning. *Clin Oral Implant Res*

- 1993; 4 : 195-202.
12. Gröndahl K, Ekestubbe A, Gröndahl HG, Jonson T. Reliability of hypocyloidal tomography for the evaluation of the distance from the alveolar crest to the mandibular canal. *Dentomaxillofac Radiol* 1991; 19 : 2004.
13. Tammisaro E, Hallikainen D, Kanerva H, Tammisalo T. Comprehensive oral X-ray diagnosis: A preliminary description. *Dentomaxillofac Radiol* 1992; 21 : 9-15.
14. Clark DE, Danforth RA, Barnes RW, Burtch ML. Radiation absorbed from dental implant radiology: A comparison of linear tomography, CT scan, and panoramic and intra-oral techniques. *J Oral Implantol* 1990; 16 : 156-64.
15. Ekestubbe A, Thilander A, Gröndahl K, Gröndahl HG. Absorbed doses from computed tomography for dental implant surgery: comparison with conventional tomography. *Dentomaxillofac Radiol* 1993; 22 : 13-7.
16. Frederiksen NL, Benson BW, Sokolowski TW. Effective dose and risk assessment from computed tomography of the maxillofacial complex. *Dentomaxillofac Radiol* 1995; 24 : 55-8.
17. Preda L, Di Maggio EM, Dore R, La Fianza A, Solcia M, Schifino MR, et al. Use of spiral computed tomography for multiplanar dental reconstruction. *Dentomaxillofac Radiol* 1997; 26 : 327-31.
18. Brink JA. Technical aspects of helical (spiral) CT. *Radiol Clin N Am* 1995; 33 : 825-41.
19. Kalender WA, Seissler W, Klotz E, Vock P. Spiral volumetric CT with single-breath-hold technique, continuous transport, and continuous scanner rotation. *Radiology* 1990; 176 : 181-183.
20. Hu H. Multi-slice helical CT: scan and reconstruction. *Med Phys* 1999; 26 : 5-18.
21. Hu H, He HD, Foley WD, Fox SH. Four multidetector-row helical CT: image quality and volume coverage speed. *Radiology* 2000; 215 : 55-62.
22. Wang GE, Vannier MW. The effect of pitch in multislice spiral/helical CT. *Med Phys* 1999; 26 : 2648-53.
23. McCollough CH, Zink F. Performance evaluation of a multi-slice CT system. *Med Phys* 1999; 26 : 2223-30.
24. Araki K, Maki K, Seki K, Sakamaki K, Harata Y, Sakaino R, et al. Characteristics of a newly developed dentomaxillofacial X-ray cone beam CT scanner (CB MercuRayTM): system configuration and physical properties. *Dentomaxillofac Radiol* 2004; 33 : 51-9.
25. 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.
26. Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, Martini PT, Andreis IA. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. *Eur Radiol* 1998; 8 : 1558-64.
27. Williams MYA, Mealey BL, Hallmon WW. The role of computerized tomography in dental implantology. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992; 7 : 373-80.
28. Feldkamp LA, Davis LC, Kress JW. Practical cone-beam algorithm. *J Opt Soc Am A* 1984; 1 : 612-9.
29. Boon JM. Determination of the presampled MTF in computed tomography. *Med Phys* 2001; 28 : 356-60.
30. Johkoh T, Honda O, Yamamoto S, Tomiyama N, Koyama M, Kozuka T, et al. Evaluation of image quality and spatial resolution of low-dose high-pitch multidetector-row helical high-resolution CT in 11 autopsy lungs and a wire phantom. *Radiat Med* 2001; 19 : 279-84.