

## 두개골 팬텀을 이용한 다검출기 CT 3차원 영상에서의 거리측정을 통한 정량적 영상특성 평가

연세대학교 대학원 의과학과\*, 연세대학교 의과대학 방사선의과학연구소†, 연세대학교 의과대학 진단방사선과학교실‡, 연세대학교 치과대학 방사선과학교실§

김동욱\*† · 정해조†‡ · 김새롬\* · 유영일\*† · 김기덕§ · 김희중\*†‡

3차원 영상의 해부학 구조에 대한 정확한 거리 측정은 중요한 역할을 하고 있으므로, 인체 두개골 팬텀을 사용하여 다검출기 CT에서의 슬라이스 두께별 획득 변수에 따른 3차원 영상의 정량적 특성에 관하여 거리 측정 방법에 의한 정확도 평가를 실시하였다. 두개골 팬텀의 외부에 임상적으로 중요한 의미를 갖는 21 개의 위치를 표시하고 각 점간의 거리를 실측하였다. 실측한 데이터는 3차원 재구성 영상의 계측값과 비교평가 하기 위한 기준으로 삼았다. 다검출기 CT를 사용하여 200 mA, 120 kVp의 X-선 튜브 조건과 갠트리 회전 당 스캔(scan) 시간 1초로 단면영상을 획득하였다. 축형 모드와 나선형 모드(pitch 3:1, 6:1)에서 각각 1.25 mm, 2.50 mm, 3.75 mm, 5.00 mm의 슬라이스 두께로 획득하였고, 나선형 모드에서 획득된 단면영상을 다시 1.25 mm로 획득하였다. 영상분석 소프트웨어를 이용하여 3차원 영상 재구성 및 거리측정을 하고 통계분석을 실시하였다. 1.25 mm, 2.50 mm, 3.75 mm, 5.00 mm의 계측값의 정확도는 각각 48%, 33%, 23%, 14%로 나타났으며 1.25 mm로 재구성한 3차원 영상의 정확도는 각각 53%, 41%, 43%, 36%로 나타났다. 그러나, 1.25 mm로 재구성한 3차원영상들 간의 거리측정의 정확도 사이에서 통계적으로 유의할 만한 수준( $P$ -value<0.05)의 차이는 보이지 않았다. 다검출기 CT의 영상획득 변수에 따른 3차원 재구성 영상에서의 각 점간의 거리측정 결과는 피치나 스캔 모드에서 보다 슬라이스 두께와 재구성 슬라이스 두께에 따른 영향이 더욱 크다는 것을 나타내었다.

**중심단어** : 다검출기 CT, 체적 영상화, 3차원 재구성, 슬라이스 두께, 정량적 분석

### 서 론

지난 10 여년간 디지털 영상 데이터를 이용하여 질병을 진단하고 치료 계획을 수립하는 것에 관한 많은 연구가 있었다. 나선형 CT (Computed Tomography)와 더욱 빠르고 우수한 MRI (Magnetic Resonance Imaging) pulse sequence 들이 개발됨에 따라 의료영상분야에서 3차원 볼륨 데이터를 얻는 것이 임상에서도 가능하게 되었다. 3차원 볼륨 데이터는 전체 데이터량은 방대하지만 실제 임상에서 중요한 의미를 갖는 부분은 극히 제한적일 수 있다. 이러한 3차원적 가시화의 목적은 볼륨 데이터를 자유롭게 다룰 수 있도록 해서 공간상에서 원하는 특정 부분을 잘 관찰하고 측정할 수 있도록 하는 것이다.<sup>6, 9)</sup>

특히, 치과 및 성형외과 영역에서는 두경부의 진단 및 가

상수술 분야에서 3차원 해부학 구조의 정확한 거리 측정은 중요한 역할을 하고 있다. 기존의 SDCT (Single Detector Computed Tomography)에서 재구성한 3차원 영상의 정확성에 대해서는 많은 평가가 이루어져 왔으며 3차원 영상이 두경부 부위에 나타나는 각종 병소<sup>1-4)</sup> 및 선천적인 기형<sup>1, 2)</sup>을 진단하고 재건수술에 대한 치료계획을 세우며 수술에 대한 평가를 내릴 때 유용하다고 하였다.<sup>1, 3, 4)</sup> 그러나, 3차원 CT 영상을 이용한 진단과 치료 계획의 유용성 여부는 재구성한 3차원 CT 영상에 대한 질적인 평가뿐만 아니라 계속적 측면에 대한 평가가 이루어진 후에 가능하므로 최근에 도입되고 있는 다검출기 CT (Multi-Detector Computed Tomography)의 3차원 재구성 영상의 정확성에 대한 평가가 필요하다고 사료된다.

본 연구에서는 다검출기 CT에서 실제 인체 두개골을 재료로 영상획득 조건인 피치(pitch), 슬라이스 두께(slice thickness), 재구성 슬라이스 두께(reconstruction slice thickness)에 따라 획득되는 단면 영상들을 3차원으로 재구성하여 거리측정을 통해 실측치와 비교, 분석하고 서로간에 정량적인 차이가 있는지를 확인하여 재구성한 3차원 다검출기 CT 영상의 정확성을 알아보고자 하였다.

이 논문은 2003년 4월 21일 접수하여, 2003년 5월 19일 채택됨.  
This study was supported by a grant of the Korea Health 21 R&D Project, Ministry of Health & Welfare, Republic of Korea.  
책임저자 : 김희중, (120-752) 서울시 서대문구 신촌동 134 연세대학교 의과대학 진단방사선과학교실  
Tel : 02)361-5753, Fax : 02)313-1039  
E-mail : hjkim@yumc.yonsei.ac.kr

**대상 및 방법**

**1. 대상**

**1) 두개골 팬텀**

본 연구의 영상획득을 위한 실험재료는 해부학 실습용으로 사용하였던 한국인 성인 여자 18세의 두개골을 대상 팬텀으로 하였다. 전산화 단층촬영을 시행하기 전에 두개골 팬텀을 왁스(wax)와 접착제로 상악과 하악을 고정시키고 두개골 팬텀의 표면에 유성펜으로 계측점을 표시하였다. 또한, 방사선촬영 시 촬영 각도와 영상획득 절단면의 각도를 일치시키기 위해 투명한 아크릴(acrylic) 상자(가로 23 cm, 세로 25 cm, 높이 23 cm, 두께 0.5 cm)에 넣고 다시 스티로폼(styrofoam)을 이용하여 고정시켰다. 그리고, 영상 획득 시 방사선에 의한 검출기의 인체의 연조직에 대한 값을 보정해주기 위해서 물을 채워 넣었다(Fig. 1).

**2) 디지털 버니어 캘리퍼스**

두개골 팬텀의 계측점간 실측값은 3차원 재구성 영상에서의 계측값의 비교분석을 위한 기준값이 되므로 계측점간 거리측정에 오차를 최대한 줄이기 위하여 1/100 mm 단위로

측정을 하였으며 이를 위한 계측도구로 디지털 버니어 캘리퍼(digital vernier caliper, Japan)를 사용하였다.

**3) 전산화 단층촬영 기기**

두개골 팬텀의 전산화 단층촬영에 사용된 기기는 최근에 연세의료원에 도입된 다검출기 CT (Lightspeed Plus, GE Medical System, U.S.A.)를 사용하였다. 다검출기 CT는 검출기(detector)의 매트릭스(matrix)형 구조로 인하여 갠트리(gantry)의 1회전 당 최대 4장의 영상 획득이 가능하며 SDCT에 비하여 영상획득 속도가 피치에 따라 3배 또는 6배 가량 빠르다. 또한, 획득되는 볼륨데이터의 양이 많으며 해상도(resolution)가 높은 3차원 영상의 구성이 가능하다. 다검출기 CT와 기존 SDCT에서의 검출기와의 차이점은 SDCT에서의 검출기는 채널(channel)이 1열로 나열된 형식을 취하고 있는 반면에 다검출기 CT에서는 매트릭스 형태를 취하고 있다(Fig. 2). 따라서, 방사선이 조사되고 환자를 투과한 X-선이 검출기에 닿게 되었을 때 기존 검출기는 채널 전체가 반응하는 반면에 다검출기 CT에서는 지정된 슬라이스 두께 별로 폭만큼만 채널을 열어 놓음으로서 반응 채널폭이 달라진다는 것이다. SDCT와 비교하여 변화된 다검출기 CT의 하드웨어 구성은 아래와 같다.<sup>18)</sup>

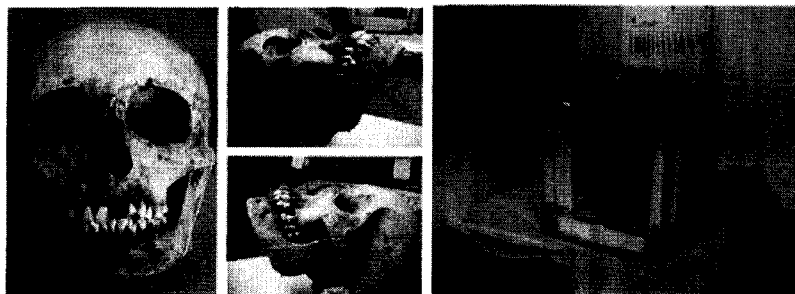


Fig. 1. The human skull phantom and the scanning scene.

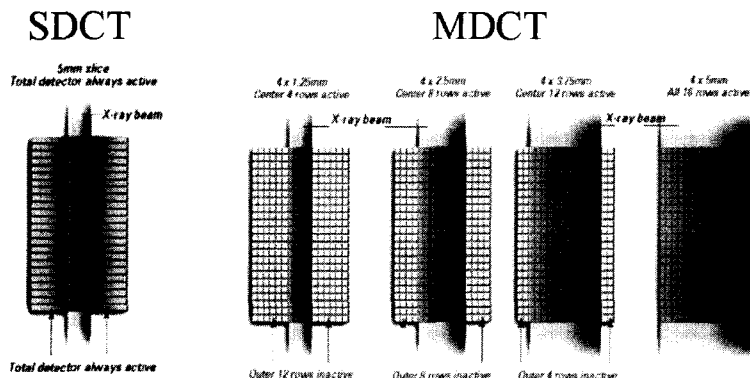


Fig. 2. The structures of multi-detector and single detector.

**(1) 콜리메이터(collimator)**

콜리메이터는 독립적으로 조정되는 두개의 텅스텐 캠(tungsten cams)으로 구성되어있으며 캠의 회전으로 다양한 슬라이스 두께와 Z축의 위치를 결정한다.

**(2) 스캔 배열(scan geometry)**

더욱 짧은 배열로써 기존의 싱글 슬라이스(single slice) 절단면의 촬영 시 보다 전류(mAs) 소모를 20% 감소시켰으며, 갠트리 입구의 지름은 70 cm, 아이소센터(isocenter)와의 초점거리는 54 cm, 검출기까지 초점거리는 95 cm이다.

**(3) 매트릭스형 검출기(matrix detector)**

Z축 방향으로 16개의 검출기 셀(16×1.25 mm matrix design, detector cells)이 있다. 4개의 신호는 검출기 배열의 조합으로 이루어지며 각각의 셀로부터 획득된다(Fig. 3).

**(4) 기타**

그 밖에 아날로그(analog) 신호를 디지털 신호로 변환해주는 DAS (Data Acquisition System)와 슬립 링(slip ring), 스캔 유닛(scan/recon unit)이 향상되었으며, 새로운 영상 재구성 알고리즘이 추가되었다.

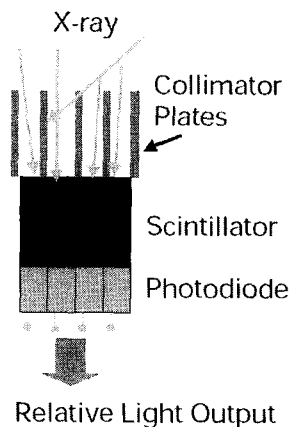


Fig. 3. The cross sectional structure of the detector.

**2. 방법**

**1) 전산화 단층촬영**

단면영상 획득 시 물리적 조건은 전류는 300 mA, 전압비는 120 kVp로, 갠트리의 회전시간은 1초로 주었고, 갠트리의 촬영 각도(tilt)는 0°, 단말장치에서 조정 시 콘솔(console)의 SFOV (Select Field of View)는 헤드(head)로 맞추었으며, DFOV (Display Field of View)는 20 cm로 하였다. 이러한 조건하에서 축형 과 나선형 모드로 각각 1.25 mm 슬라이스 두께에서 5.00 mm 슬라이스 두께까지 1.25 mm 간격으로 스캔하였고, 나선형 모드에서는 피치를 3:1과 6:1의 두 타입(HQ: high quality, HS: high speed)으로 각각 촬영하였다. 나선형 모드에서 획득된 단면영상들은 재구성 슬라이스 두께가 길이계측의 정확도에 미치는 영향을 분석해 보기위해 1.25 mm로 재구성하여 모두 18개 시리즈의 데이터를 얻었다(Table 1).

**2) 영상조희 및 전송**

3차원 재구성에 사용될 획득된 단면영상들은 DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) 영상 데이터로 다검출기 CT 단말장치의 AVW 4.0 (Advance Workstation) Voxel 프로그램을 사용하여 PACS(Picture Archiving and Communication System)로 전송하였다. 전송된 DICOM 영상데이터는 π-View™ (Mediface, Korea) 프로그램을 사용하여 확인하고, 저장한 후 총 18개 시리즈의 영상데이터를 획득하여 분석하였다.

**3) 3차원 영상 재구성 및 계측**

**(1) 3차원 영상 재구성**

다검출기 CT를 사용하여 획득된 두개골 팬텀의 DICOM 영상데이터들은 V-works™ 4.0으로 3차원으로 재구성하였다.

① 데이터 불러오기(data loading)

모드조정(mode control)을 통하여 작업할 DICOM 파일을

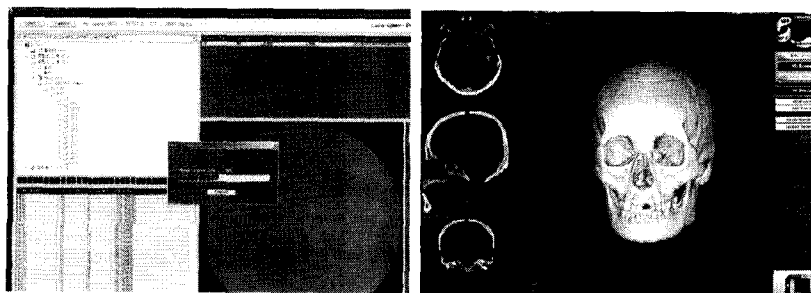
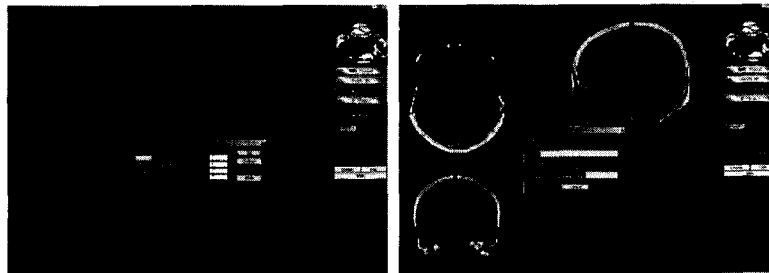


Fig. 4. The processing of data loading and volume rendering preset.

**Table 1.** The scan protocols of acquisition 2-D images using multi-detector computed tomography

Scan Type	Acquisition Section Thickness (mm)	Reconstruction Section Thickness (mm)	Scan Time (Seconds)	Table Speed (mm per rotation)	Number of Reconstructed Slices
Axial	1.25	1.25	41	N/A	164
	2.50	2.50	20		80
	3.75	3.75	14		56
	5.00	5.00	10		40
Helical HQ (high quality)	1.25	1.25	55.1	3.75	161
	2.50	1.25	28.5	7.50	161
	2.50	2.50			81
	3.75	1.25		11.25	160
	3.75	3.75	19.5		54
	5.00	1.25		15.00	161
	5.00	5.00	15.1		41
Helical HS (high speed)	1.25	1.25	55.1	7.50	161
	2.50	1.25	28.5	15.00	161
	2.50	2.50			81
	3.75	1.25		15.00	161
	3.75	3.75	19.5		54
	5.00	1.25		30.00	41
	5.00	5.00	15.1		161



**Fig. 5.** The processing of selecting on demand setting.

연다(Fig. 4).

② 프리셋(preset)

설정된 프리셋에서 [Head] - [Bone VR1]으로 프리셋을 진행한다.

③ 초기 영상화(rendering)

MPR (Multi Planar Reformatting) 모드에서 체적 영상화를 작업한다(Fig. 4).

④ SOD Setting (Selecting On Demand Setting)

색과 display 모드를 설정하고 문턱값(threshold)을 조정하는 다음 VOI (Volume Of Interest)로 영역을 정한다(Fig. 5).

(2) 길이계측

3차원 객체영상을 마우스로 움직이면서 각 측정 항목별로 7회씩 측정하였다(Fig. 6).



**Fig. 6.** The distance measurements among the measuring points on 3-D volume rendered images using V-works 4.0.

(3) 두개골 팬텀 계측(Skull Phantom Measurement)

계측점과 계측항목은 Cavalcanti와 Vannier<sup>1, 4)</sup>가 사용한 것을 참고하였으며 3차원 재구성 영상에서 전방, 상방, 측방,

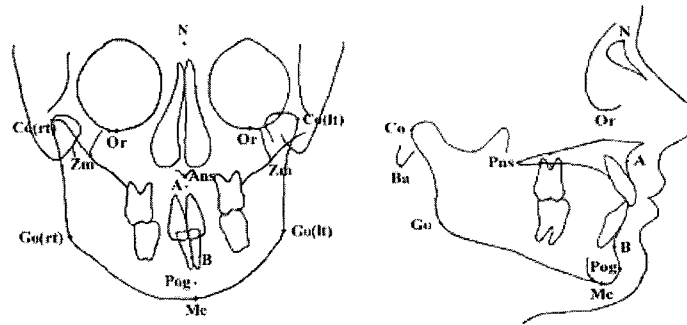


Fig. 7. The distance measurement items on the surface of human skull phantom.

Table 2. The distance measurement items and points on the surface of human skull phantom total measurement points and measuring items are 12, 21 respectively

No.	Abb.	Reference points and measurement items on the skull surface for distance measurement
1	A	Subspinale, Ss : most posterior point of maxillary bone
2	Ans	Spinal point, Sp : end point of anterior nasal spine
3	B	Supramentale, Sm : Middle sagittal deepest point between pogonion and infradentale
4	Ba	Basion : Anterior midpoint of foramen magnum
5	Co	Condylion, ed : Most lateral point on the surface of the head of the mandible
6	Go	Gonion : Most inferior, posterior, and lateral point on the angle of the mandible
7	Me	Medical point of the very middle suture
8	N	Nasion : Medical point of frontal and nasal suture in midsagittal plane
9	Or	Orbitale : most base point of orbital bottom
10	Pns	Posterior Nasal Spine : Most posterior point of maxillary bone
11	Pog	Pogonion : anterior midpoint of the chin
12	Zm	Zygomaxillary : Lowest point on the suture between the zygomatic and maxillary bones
Distance items		N-Ba, N-Me, N-Ans, Ans-Me, Ans-Pns, Co(rt)-Pog Co(lt)-Pog, N-Go(rt), N-Go(lt), A-B, B-Me, Go(rt)-Me Go(lt)-Me, Co(rt)-Go, Co(lt)-Go, Co(rt)-Me, Co(lt)-Me Zm-Zm, Go-Go, Or-Or, Co-Co

하방에서 관찰할 수 있는 12곳의 계측점(Table 2, Fig. 7)을 이용하여 21개의 항목을 계측하였다. 디지털 버니어 캘리퍼스와 치과용 두개골 측정 장치를 사용하여 각 점간의 거리를 실측하였다. 실측은 3명의 치과전문의에 의하여 각 5회 시행되었고, 실측한 값을 비교평가의 기준으로 삼았다.

4) 통계 분석

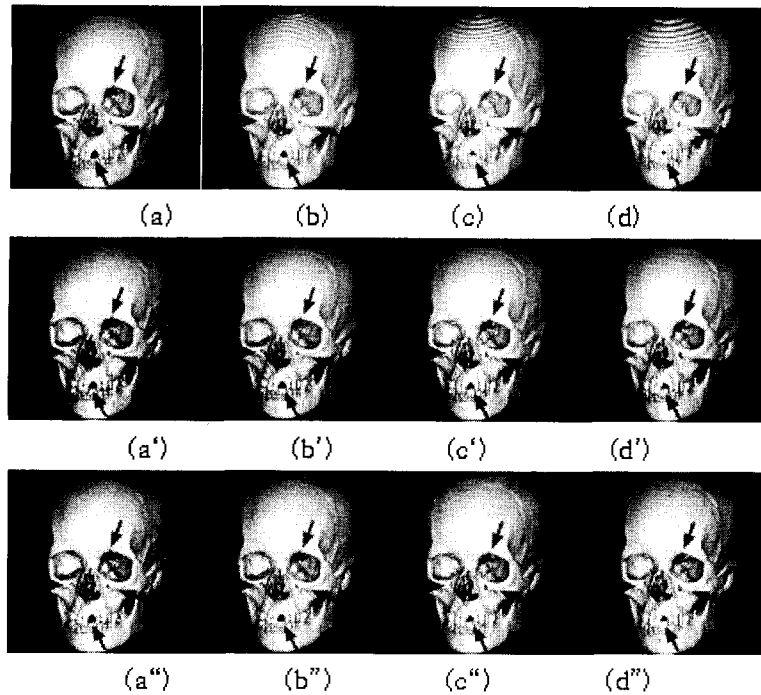
각 항목에서 실측값과 각각의 슬라이스 두께 및 재구성 슬라이스 두께별로 재구성된 3차원 영상에서의 계측값을 비교분석하였다. 각 유형별로 통계학적으로 차이가 있는지를 평가하고자 평균값을 가지고 t-test를 이용하여 검정하였다.

결 과

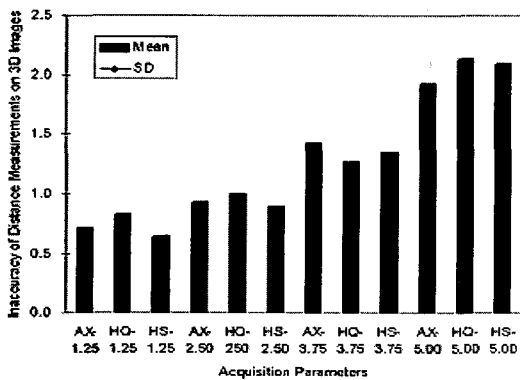
두개골 팬텀의 실측값과 슬라이스 두께별로 재구성한 3차

원 영상에서의 계측값에서 통계학적으로 유의한 차이를 많이 보였지만, 1.25 mm로 재구성한 데이터의 3차원 재구성 영상간의 계측값에서는 거의 유의한 차이를 보이지 않았다. 또한, 슬라이스 두께가 두꺼워 질수록 얇은 두께로 재구성한 3차원 영상간에 Fig. 8에서 보이는 화살표에서와 같이 부분적인 영상의 결함으로 더욱 많은 나타났다.

실제 측정값의 평균을 참값(true value)으로 사용하여 3차원으로 재구성한 영상에서의 계측값에서 참값을 뺀 결과를 가지고 그 값들의 '평균이 0'인지에 대한 가설에 관하여 t-test를 하여 각각의 모드와 슬라이스 두께에 대한 하나의 그룹으로 설정하고 각각을 비교하였다. 따라서, 절대값을 취한 변수에 대해서는 test를 하지 않았다. 먼저 모드별 분석에서 실측값과 축형 모드의 비교에서는 Co(rt)-Pog, N-Go(lt), Or-Or 계측항목에서 P-value값이 각각 0.7701, 0.0992,



**Fig. 8.** 3-D volume rendered images reconstructed with 1.25 mm  
 (a) acquired 1.25 mm, reconstructed 1.25 mm in HQ.  
 (b) acquired 2.50 mm, reconstructed 2.50 mm in HQ.  
 (c) acquired 3.75 mm, reconstructed 1.25 mm in HQ.  
 (d) acquired 5.00 mm, reconstructed 1.25 mm in HQ.  
 (a'), (a'') acquired 1.25 mm, reconstructed 1.25 mm in HQ, HS.  
 (b'), (b'') acquired 2.50 mm, reconstructed 1.25 mm in HQ, HS.  
 (c'), (c'') acquired 3.75 mm, reconstructed 1.25 mm in HQ, HS.  
 (d'), (d'') acquired 5.00 mm, reconstructed 1.25 mm in HQ, HS.



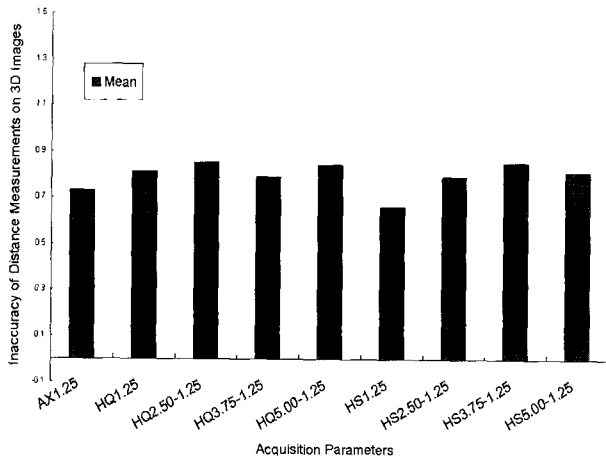
**Fig. 9.** The accuracy of distance measurements on 3-D volume rendered images with scan mode and acquisition slice thickness.

0.9192로 유의수준 0.05 (95% 신뢰수준)보다 크므로 '평균이 0'이라는 가설이 채택되어 실측값과 3차원 재구성 영상의 계측값과의 차이가 없다고 해석되는 항목의 수는 3개 항목으로 나타났다. 같은 방법의 비교분석으로 실측값과 나선형

HQ 모드에서는 Co(rt)-Pog, N-Go(rt), N-Go(lt), Or-Or의 4개 항목으로, 실측값과 나선형 HS 모드에서는 N-Me, Co(rt)-Pog, N-Go(rt), N-Go(lt), Or-Or의 5개 항목으로 나타났다. 다음으로 슬라이스 두께별 분석에서, 실측값과 1.25 mm의 비교에서는 N-Me, N-Ans, Ans-Pns, N-Go(rt), Go-Go, Or-Or의 6개 항목에서 차이가 없는 것으로 나타났다. 실측값과 2.50 mm의 비교에서는 N-Me, Ans-Pns, N-Go(rt), N-Go(lt), Or-Or의 5개 항목으로 나타났으며, 실측값과 3.75 mm의 비교에서는 N-Ans, Co(rt)-Pog, N-Go(lt), Or-Or의 4개 항목으로, 실측값과 5.00 mm의 비교에서는 N-Go(lt), Co(rt)-Me, Or-Or의 3개 항목으로 나타났다. 전체적으로 *P*-value값은 최대 0.9191에서 최소 <0.0001의 분포를 이루었으며, 전체 147개 중 99개가 0.0001 미만으로 67%였다. 또한, 축형 모드에서 나선형 HQ, HS 모드로 가면서 *P*-value값의 평균이 각각 0.09, 0.09, 0.07로 비교적 고른 분포를 보인 반면 1.25, 2.50, 3.75, 5.00 mm에서는 각각 0.12, 0.07, 0.06, 0.03로 현격한 차이를 보였다 (Table 3).

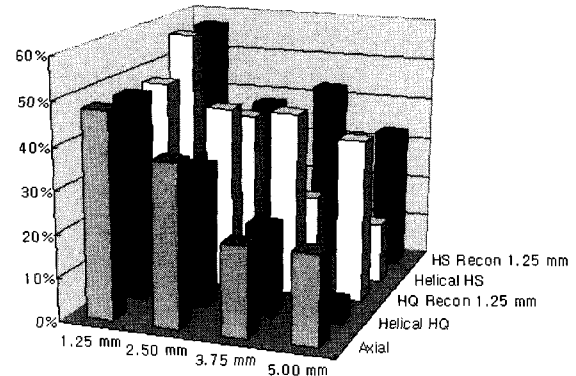
**Table 3.** The statistical differences between average of gold standard, slice thickness and scan modes

Variable	P-value						
	Axial	Helical HQ	Helical HS	1.25 mm	2.50 mm	3.75 mm	5.00 mm
N-Ba	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001
N-Me	0.0026	0.0013	0.0698	0.4015	0.1427	<.0001	<.0001
N-Ans	0.0019	0.0039	0.0061	0.6005	<.0001	0.3431	<.0001
Ans-Me	<.0001	0.0003	<.0001	0.0013	0.0067	<.0001	<.0001
Ans-Pns	<.0001	0.0003	0.0001	0.7518	0.7584	<.0001	<.0001
Co(rt)-Pog	0.7701	0.9185	0.5088	<.0001	<.0001	0.1061	<.0001
Co(lt)-Pog	<.0001	<.0001	<.0001	0.0002	<.0001	<.0001	<.0001
N-Go(rt)	0.0267	0.1439	0.2277	0.5639	0.1609	0.0043	<.0001
N-Go(lt)	0.0992	0.1205	0.2519	0.0034	0.4205	0.8282	0.4957
A-B	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001	0.0004	<.0001	<.0001
B-Me	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001
Go(rt)-Me	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001
Go(lt)-Me	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001
Co(rt)-Go	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001
Co(lt)-Go	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001
Co(rt)-Me	<.0001	0.0068	<.0001	<.0001	<.0001	0.0044	0.0523
Co(lt)-Me	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001
Zm-Zm	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001
Go-Go	<.0001	<.0001	<.0001	0.0885	<.0001	<.0001	0.0001
Or-Or	0.9192	0.7473	0.4123	0.0402	0.0282	0.0770	0.0919
Co-Co	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001	<.0001



**Fig. 10.** The accuracy of distances measurements on 3-D volume rendered images reconstructed with 1.25 mm slice thickness.

따라서, 모드별 비교에서는 축형, 나선형 HQ, HS 모드 순으로 유의한 차이가 없는 항목이 늘어났고, 슬라이스 두께별 비교에서는 1.25 mm, 2.50 mm, 3.75 mm, 5.00 mm의 순으로 유의한 차이가 없는 항목이 줄어든 결과를 보였다. 그러나, 실측값과 슬라이스 두께별 재구성 영상에서의 계측



**Fig. 11.** The accuracy of distance measurements on 3-D volume rendered images acquired at various slice thickness and reconstruction slice thickness compared with gold standard.

값의 정확도의 비교에서는 슬라이스 두께별로 유의한 항목에 대한 개수는 보다 현저한 차이를 보여주었고(Fig. 9), 1.25 mm로 재구성한 영상에서의 계측값에 대한 정확도는 실측값과 유사하며 서로 비슷한 수준의 %를 보여주었다(Fig. 10). 여기에서 정확도는 실측한 값을 표준값으로 하여 3차원으로 재구성한 영상에서 측정된 거리값과의 차이가 통계적으로 유의한 차이( $P$ -value<0.05)가 보이지 않는 값들을 가지는 측정항목의 개수의 비율(%)을 정확도라고 정의한다.

슬라이스 두께별로 획득하여 3차원으로 재구성한 영상에서의 계측값은 실측값을 기준으로 1.25 mm, 2.50 mm, 3.75 mm, 5.00 mm에서 각각 48%, 33%, 23%, 14%의 정확도를 나타내었고, 1.25 mm로 재구성한 3차원 영상의 정확도는 각각 53%, 41%, 43%, 36%로 나타났다(Fig. 11). 그러나 재구성한 3차원영상들 간의 거리측정의 정확도사이에 통계적으로 유의할 만한 수준( $P$ -value<0.05)의 차이는 보이지 않았다.

**고 찰**

다점출기 CT는 SDCT에 비해 촬영시간이 짧아서 환자에 대한 방사선 피폭량과 환자의 움직임으로 생길 수 있는 영상의 결함을 많이 감소시켜 준다. 이로 인하여 3차원 영상을 재구성 할 때 좀 더 정밀하고 질이 우수한 영상을 만들 수 있게 되었다. 과거의 해부학적 개념과 달리 컴퓨터 가상 시뮬레이션(simulation)을 이용한 연구가 가능해졌으며 해부학적 구조물의 공간적인 상을 임상 의사에게 제공해 줌으로써 보다 과학적인 치료계획과 진단을 가능하게 한다.<sup>6, 7, 9)</sup>

CT의 횡단면과 관상면 영상은 중복되는 상이 없이 관심층을 자세히 보여주지만 해부학적으로 복잡한 두경부를 체적

으로 표현하는데는 한계를 가지고 있다. 2차원 단면영상을 연속적으로 쌓아 올려 3차원 영상으로 재구성 할 수 있다는 개념이 제시된 이후에 컴퓨터 그래픽 이론과 디지털 영상처리 기술이 적용되어 CT 정보를 가지고 재구성한 3차원 CT 영상을 보여준 연구가 발표되었다.<sup>13, 16, 17)</sup> 3차원 CT 영상의 임상적 사용에 관한 연구에서 외상, 선천성 기형과 복잡한 안면골 왜곡이 있는 환자들을 3차원 CT영상을 이용하여 수술한 보고가 많이 나왔다.<sup>8, 9)</sup> 술자들은 3차원 CT 영상이 수술 여부를 결정하는데 도움을 주었고 수술 시간을 단축시켰다고 하였다.

3차원 CT 영상은 형태학적으로 실물과 비슷할 뿐만 아니라 계층적인 면에서도 정확성이 있어야 이를 이용한 악안면 교정이나 수술이 유용할 것이다. 두경부의 전산화단층사진을 3차원으로 재구성하는 소프트웨어는 CT 스캐너(scanner)와 전문적 또는 일반적 목적을 가진 영상 단말장치에서 널리 사용되고 있다. CT 단말장치에서 3차원 영상을 재구성할 때는 체적 재구성 방법을 주로 이용하고 있다. CT 단말장치보다 용량이 작은 개인용 컴퓨터에서는 3차원 CT 영상을 재구성할 때 체적소(voxel), 면, 다양한 각도, 선의 구획, 점 등의 기본 요소를 가지고 영상 데이터에서 얻은 조직의 표면 형상을 계산하는 표면 재구성 방법을 주로 사용하고 있다.<sup>5)</sup> 표면 재구성방법을 이용한 3차원 영상으로도 임상적인 필요에 부합하는 정보를 얻을 수 있다고 알려져 있다. Hemmy, Vannier, Altobelli, Reiker 등<sup>1, 4, 11-13)</sup>도 악안면 부위 수술에 이용할 3차원 CT 영상을 재구성할 때 표면 재구성 방법을 사용하여 연구한 바 있다.<sup>4)</sup>

본 연구에서는 측정값에 대한 신뢰도를 높이기 위하여 체적 재구성 방법을 이용하여 다검출기 CT의 3차원 영상에서의 길이측정에 대한 정확도를 평가하였다. 시각적으로 나타난 슬라이스 두께별 3차원 영상의 결함의 크기나 모양의 차이에 대한 객관적인 구분 방법이 정립되어야 함을 알 수 있었으며 체적 데이터의 차이에 대한 정량적인 분석과 함께 비교 분석이 이루어지지 못한 것이 제한점이라 하겠다. 결론적으로 본 연구에서는 최근에 계속적인 기술 진보가 이루어지고 사용빈도가 늘어나고 있는 다검출기 CT 영상을 영상획득 변수별로 3차원 영상으로 재구성하여 영상의 정확도에 대한 고찰의 필요성을 보여주었다. 앞으로 보다 다양한 변수와 영상부위에 대한 3차원 영상의 정량적 정확도 평가에 관한 연구와 좀 더 정확한 3차원 재구성 영상화 방법에 관한 연구가 계속되어야 할 것으로 판단된다.

## 결론

다검출기 CT에서 재구성 영상의 해상도와 질은 슬라이스 두께, 피치, 또는 스캔 모드와 같은 영상획득 변수들에 영향을 받는다. 그러나, 다검출기 CT의 영상획득 변수에 따른 3차원 재구성 영상에서의 각 점간의 거리측정 결과는 피치나 스캔 모드에서 보다 슬라이스 두께와 재구성 슬라이스 두께에 따른 영향이 더욱 크다는 것을 나타내었다. 또한, 1.25 mm로 재구성한 3차원 영상들 간의 거리측정의 정확도 사이에는 통계적으로 유의할 만한 수준의 차이는 보이지 않았다.

결론적으로, 다검출기 CT의 3차원 영상에서 길이 계측은 영상의 정확도에 관한 분석도구로서 사용될 수 있으며, 영상 데이터의 양이나 촬영시간 등을 고려하여 두꺼운 슬라이스 두께로 영상을 획득한 후 얇은 슬라이스 두께로 재구성한 3차원 영상이 더욱 효율적으로 사용될 수 있음을 보여주었다.

## 참고 문헌

1. Cavalcanti GP, Vannier MW, Vannier MW: Quantitative analysis of spiralcomputed tomography for craniofacial clinical applications. Dent Maxillofacial Radiology 27:344-350 (1998)
2. Cynthia HM, Frank EZ: Performance evaluation of a multi-slice CT system. Med Phys 26:2223-2230 (1999)
3. Verstreken K, Van Cleynenbreugel J, Marchal G, Marchal G, Van Steenberghe D, Suetens P: An image-guided planning system for endosseous oral implants. IEEE Transaction on Medical Imaging. 17:842-852 (1998)
4. Cavalcanti GP, Haller JW, Vannier MW: Three-dimensional computed tomography landmark measurement in craniofacial surgical planning: Experimental validation in vitro. J Oral Maxillofac Surg 57:690-694 (1999)
5. Lee JS, Jani AB, Pelizzari CA, et al.: Volumetric visualization of head and neck CT data for treatment planning. Int J Radiation Oncology Biol Phys 44:693-703 (1999)
6. Kim D, Kim H, Jung H, Jeong H, Hong S, Kim K: Quantitative Evaluation of Acquisition Parameters in Three-Dimensional Imaging with Multidetector Computed Tomography Using Human Skull Phantom. J Digital Imaging 15(1 Suppl 1):254-257 (2002)
7. Hu H, He HD, Foley WD, Fox SH: Four Multi-detector-Row Helical CT: Image Quality and Vol-



- ume Coverage Speed. *Radiology* 215:55-62 (2000)
8. Kang B, Kim K, Park C: Comparison of personal computer with CT workstation in the evaluation of 3-dimensional CT image of the skull. *Korean J Oral Maxillofac Radiol* 31:1-7 (2001)
  9. Kim K, Park C: Effect of Variable Scanning Protocols on the Pre-implant Site Evaluation of the Mandible in Reformatted Computed Tomography. *Korean J Oral Maxillofac Radiol* 29:21-32 (1999)
  10. Lee D, Kim J, Kim N, Min B, Kang H: Development of PACS based 3-D Medical Virtual Reality Model Creation System. *J of K-PACS* 6(1):77-84 (2000)
  11. Hemmy DC, David DJ, Herman GT: Three-dimensional reconstruction of craniofacial deformity using computed tomography. *Neurosurgery* 13:534-541 (1983)
  12. Herman GT, Liu HK: Display of three-dimensional information in computed tomography. *J Comput Assist Tomogr* 1:155-160 (1977)
  13. Alberti C: Three-dimensional CT and structure models. *Br J Radiol* 53:261-262 (1980)
  14. Vannier MW, Jeffrey LM, James OW: Three-dimensional CT reconstruction images for craniofacial planning and evaluation. *Radiology* 150:179-184 (1984)
  15. Hu H: Multi-slice helical CT: Scan and reconstruction *Med Phys* 26(1):5-18 (1999)
  16. Alberico RA, Loud P, Pollina J, Greco W, Patel M, Klufas R: Thick-Section Reformating of Thinly Collimated Helical CT for Reduction of Skull Base-Related Artifacts. *Am J Roentgenol* 175:1361-1366 (2000)
  17. Lee B, Lee W: Influence of threshold value of computed tomography on the accuracy of 3-dimensional medical model. *Korean J Oral Maxillofac Radiol* 32: 27-33 (2002)
  18. GE Medical System, CT Light Speed Plus (Multi-Detector Computed Tomography) User's Guide

## Quantitative Evaluation of the Accuracy of 3D Imaging with Multi-Detector Computed Tomography Using Human Skull Phantom

Dong-Wook Kim<sup>\*†</sup>, Haijo Jung<sup>††</sup>, Sae Rome Kim<sup>\*†</sup>,  
Young-Il Yoo<sup>\*†</sup>, Kee-Deog Kim<sup>#</sup>, and Hee-Joung Kim<sup>\*††</sup>

*\*Department of Medical Science, †Research Institute of Radiological Sciences,*

*††Department of Radiology, Yonsei University College of Medicine,*

*#Department of Dental Radiology, Yonsei University College of Dentistry, Seoul, Korea*

As the importance of accuracy in measurements of 3-D anatomical structures continues to be stressed, an objective and quantitative of assessing image quality and accuracy of 3-D volume-rendered images is required. The purpose of this study was to evaluate the quantitative accuracy of 3-D rendered images obtained with MDCT, scanned at various scanning parameters (scan modes, slice thicknesses and reconstruction slice thickness). Twelve clinically significant points that play an important role for the craniofacial bone in plastic surgery and dentistry were marked on the surface of a dry human skull. The direct distances between the reference points were defined as gold standards to assess the measuring errors of 3-D images. Then, we scanned the specimen with acquisition parameters of 300 mA, 120 kVp, and 1.0 sec scan time in axial and helical scan modes (pitch : 3:1 and 6:1) at 1.25 mm, 2.50 mm, 3.75 mm and 5.00 mm slice thicknesses. We performed 3-D visualizations and distance measurements with volumetric analysis software and statistically evaluated the quantitative accuracy of distance measurements. The accuracy of distance measurements on the 3-D images acquired with 1.25, 2.50, 3.75 and 5.00 mm slice thickness were 48%, 33%, 23%, 14%, respectively, and those of the reconstructed 1.25 mm were 53%, 41%, 43%, 36% respectively. Meanwhile, there were insignificant statistical differences ( $P$ -value  $<0.05$ ) in the accuracy of the distance measurements of 3-D images reconstructed with 1.25 mm thickness. In conclusion, slice thickness, rather than scan mode, influenced the quantitative accuracy of distance measurements in 3-D rendered images with MDCT. The quantitative analysis of distance measurements may be a useful tool for evaluating the accuracy of 3-D rendered images used in diagnosis, surgical planning, and radiotherapeutic treatment.

**Key Words :** Multi-detector computed tomography, Volume rendering, 3-D reconstruction, Slice thickness, Quantitative analysis