

전산화단층촬영 단말장치와 개인용 컴퓨터에서 재구성한 두부 3차원 전산화단층영상의 비교

연세대학교 치과대학 치과방사선학교실
강 복 희 · 김 기 덕 · 박 창 서

Comparison of personal computer with CT workstation in the evaluation of 3-dimensional CT image of the skull

Bok-Hee Kang, Kee-Deog Kim, Chang-Seo Park
Department of Dental Radiology, College of Dentistry, Yonsei University

ABSTRACT

Purpose : To evaluate the usefulness of the reconstructed 3-dimensional image on the personal computer in comparison with that of the CT workstation by quantitative comparison and analysis.

Materials and Methods : The spiral CT data obtained from 27 persons were transferred from the CT workstation to a personal computer, and they were reconstructed as 3-dimensional image on the personal computer using V-works 2.0™. One observer obtained the 14 measurements on the reconstructed 3-dimensional image on both the CT workstation and the personal computer. Paired *t*-test was used to evaluate the intraobserver difference and the mean value of the each measurement on the CT workstation and the personal computer. Pearson correlation analysis and % incongruence were also performed.

Results : I-Gn, N-Gn, N-A, N-Ns, B-A, and G-Op did not show any statistically significant difference ($p > 0.05$), B-O, B-N, Eu-Eu, Zy-Zy, Biw, D-D, Orbrd R, and L had statistically significant difference ($p < 0.05$), but the mean values of the differences of all measurements were below 2 mm, except for D-D. The value of correlation coefficient γ was greater than 0.95 at I-Gn, N-Gn, N-A, N-Ns, B-A, B-N, G-Op, Eu-Eu, Zy-Zy, and Biw, and it was 0.75 at B-O, 0.78 at D-D, and 0.82 at both Orbrd R and L. The % incongruence was below 4% at I-Gn, N-Gn, N-A, N-Ns, B-A, B-N, G-Op, Eu-Eu, Zy-Zy, and Biw, and 7.18%, 10.78%, 4.97%, 5.89% at B-O, D-D, Orbrd R and L respectively.

Conclusion : It can be considered that the utilization of the personal computer has great usefulness in reconstruction of the 3-dimensional image when it comes to the economics, accessibility and convenience, except for thin bones and the landmarks which are difficult to be located. (*Korean J Oral Maxillofac Radiol* 2001; 31 : 1-7)

KEY WORDS : CT workstation, personal computer, reconstructed 3-dimensional CT image

서 론

전산화단층촬영 (Computed Tomography, CT) 장비의 발달로 나선형 CT 촬영이 가능하게 되었다. 나선형 CT는 일

반적인 CT에 비해 촬영시간이 짧아서 환자에 대한 방사선 피폭량과 환자의 움직임으로 생길 수 있는 영상의 결함을 많이 감소시켜 준다. 이로 인하여 3차원 CT 영상을 재구성할 때 좀 더 정밀하고 질이 우수한 영상을 만들 수 있게 되었다.¹ 선학들은 3차원 CT 영상이 두경부 부위에 나타나는 각종 병소²⁻⁵ 및 선천적인 기형⁶⁻¹⁰을 진단하고 재건수술에 대한 치료계획을 세우며 수술에 대한 평가를 내릴 때 유용하다고 하였다.

3차원 CT 영상을 재구성하려면 특별한 소프트웨어(software)가 필요한데 이 소프트웨어는 주로 CT 단말장치(CT workstation)를 중심으로 발전하여 왔다. 이는 3차원 데이

* 이 논문은 1999년도 연세대학교 치과대학 학술연구비 지원에 의하여 이루어진 것임.

접수일 : 2000년 12월 19일 채택일 : 2001년 1월 11일
Correspondence to : Prof. Kee-Deog Kim
Department of Dental Radiology, College of Dentistry, Yonsei University,
Shinchon-Dong 134, Seodaemun-Gu, Seoul, KOREA
Tel) 02-361-8868, Fax) 02-363-5232
E-mail) kdkim@yumc.yonsei.ac.kr

터 (data)의 용량이 매우 커서 많은 계산량을 빠른 속도로 처리하려면 큰 용량의 컴퓨터가 필요하기 때문이다.¹¹ CT 단말장치는 대량의 정보를 저장하고 다룰 수 있지만 무척 고가의 장비이므로 3차원 CT 영상을 이용하는데 제한이 따른다. 3차원 영상을 재구성하기 위한 표현 방법 중 대표적인 것으로 표면 재구성 방법 (surface rendering)과 체적 재구성 방법 (volume rendering)이 있다. CT 단말장치에서 3차원 영상을 재구성할 때는 체적 재구성 방법을 주로 이용하고 있다.¹² 체적 재구성 방법의 경우 모든 CT 데이터를 이용하며 재구성을 할 때 음영처리에 의해 물체의 표면을 나타내기 때문에 미세한 표현이 가능하다는 장점이 있지만 컴퓨터의 저장 용량이 커야하고 3차원으로 재구성을 하는데 걸리는 시간이 길다는 단점도 가지고 있다.¹² 이러한 이유로 CT 단말장치보다 용량이 작은 개인용 컴퓨터에서는 3차원 CT 영상을 재구성할 때 표면의 정보를 기하학적인 요소 즉, 수많은 삼각형을 이용하여 입체적인 표현을 하는 표면 재구성 방법을 이용하고 있다.¹¹

CT 단말장치에서 재구성한 3차원 CT 영상의 정확성에 대해서는 많은 평가^{9,13,14}가 이루어져 왔다. 그러나, 현재까지 개인용 컴퓨터를 이용하여 재구성한 3차원 CT 영상의 정확성에 대한 보고나 검증이 드문 상황임에도 불구하고 개인용 컴퓨터에서 재구성한 3차원 CT 영상을 활발하게 이용하려는 경향이 있다. 개인용 컴퓨터에서 재구성한 3차원 CT 영상을 이용한 진단과 치료 계획의 유용성 여부는 재구성한 3차원 CT 영상에 대한 질적인 평가 뿐만 아니라 제측적 측면에 대한 평가가 이루어진 후에 가능하므로 개인용 컴퓨터 상에서 재구성한 3차원 CT 영상에 대한 평가가 필요하다고 사료된다. 게다가 동일한 CT 자료를 가지고 3차원 CT 영상을 만들더라도 CT 단말장치에서 3차원 CT 영상을 재구성할 때와 개인용 컴퓨터에서 3차원 CT 영상을 재구성할 때 임상적으로 전자에서는 주로 체적 재구성 방법을, 후자에서는 주로 표면 재구성이라는 다른 표현 방법을 사용하고 있으므로 두 방법으로 각각 재구성한 3차원 CT 영상에 대한 신뢰도 검증이 더욱 필요하다고 생각된다.

이러한 배경을 가지고 이 연구는 개인용 컴퓨터를 이용하여 재구성한 3차원 CT 영상을 CT 단말장치에서 재구성한 3차원 CT 영상과 비교 분석하고 서로간에 정량적인 차이가 있는지를 확인하여 개인용 컴퓨터로 재구성한 3차원 CT 영상의 임상적인 유용성을 알아보려고 하였다.

재료 및 방법

1. 연구재료

1996년 3월에서 2000년 4월까지 연세대학교 치과대학병원 치과방사선과에서 glabella에서 gnathion까지 나선형

CT를 촬영한 환자의 전산화단층사진을 가지고 후향적으로 고찰, 분석하였다. 급속성 치아 수복물이나 고정성 교정용 장치 (bracket)로 영상에 결합이 생긴 환자들은 제외하여 최종 연구대상으로 결정된 환자 수는 총 27명이었다.

2. 연구방법

1) 전산화단층촬영

환자들은 CT Hispeed Advantage 전산화단층촬영 장치 (GE Medical System, Milwaukee, U.S.A.)를 이용하여 high-resolution algorithm, 512×512 matrix, 120 kVp, 200 mA 조건하에 5 mm 두께의 연속적인 횡단면 전산화단층촬영을 시행하였으며 table feed는 5 mm/sec였다. 이렇게 촬영한 기본 영상 자료를 2 mm 두께의 횡단면상으로 재구성하였으며, 후향적인 고찰을 위하여 모든 재구성 횡단면 자료는 digital audiotape (DAT)에 저장하였다.

2) 3차원 영상 재구성 및 계측

DAT에서 각 환자들의 재구성된 횡단면상들을 CT workstation (CPU-TMS 390 ZO5 TI, U.S.A., RAM-256 Mb)에 보내어 3차원 영상 재구성 소프트웨어 (ADVANTAGE WINDOWS 2.0 3D Analysis, GE Medical System, Milwaukee, U.S.A.)를 이용하여 3차원 CT 영상을 만들었다. 계측점과 계측항목은 Cavalcanti와 Vannier⁹가 사용한 것을 참고하였으며 3차원 CT 영상의 전방, 측방, 상방, 하방에서 관찰할 수 있는 12곳의 계측점 (Table 1, Fig. 1)을 이용하여 14가지

Table 1. Landmarks used in the study

N	Abbreviation	Name
1	A	Alveolare : tip of maxillary alveolar bone between central incisors
2	B	Basion : anterior midpoint of foramen magnum
3	D	Dacryon : point at which frontal, maxillary and lacrimal bones meet
4	Eu	The two Eu points establish a line that represents the greatest width of the skull
5	G	Glabella : most anterior part of the skull in midsagittal plane
6	Gn	Gnathion : lowest point of mandible
7	I	Infradentale : tip of mandibular alveolar bone between the incisors
8	N	Nasion : medial point of frontal and nasal suture in midsagittal plane
9	Ns	Nasospinale : highest point on nasal spine
10	O	Opisthion : posterior midpoint of foramen magnum
11	Op	Opisthocranium : most posterior part of skull in midsagittal plane
12	Zy	Zygion : most lateral point of zygomatic arch

Table 2. Measurements used in the study

N	Abbreviation	Name	N	Abbreviation	Name
1	I-Gn	Symphyseal height	8	G-Op	Skull length
2	N-Gn	Total facial height	9	Eu-Eu	Skull width
3	N-A	Upper facial height	10	Zy-Zy	Bizygomatic breadth (facial breadth)
4	N-Ns	Nasal height	11	Biw	Bicondylar width (distance between mandibular condyles)
5	B-A	Basi-alveolar length	12	D-D	Dacryonic chord
6	B-O	Foraminal length	13	Orbrd R	Right orbital breadth (maximum width of orbit measured from Dacryon)
7	B-N	Basinasal length	14	Orbrd L	Left orbital breadth (maximum width of orbit measured from Dacryon)

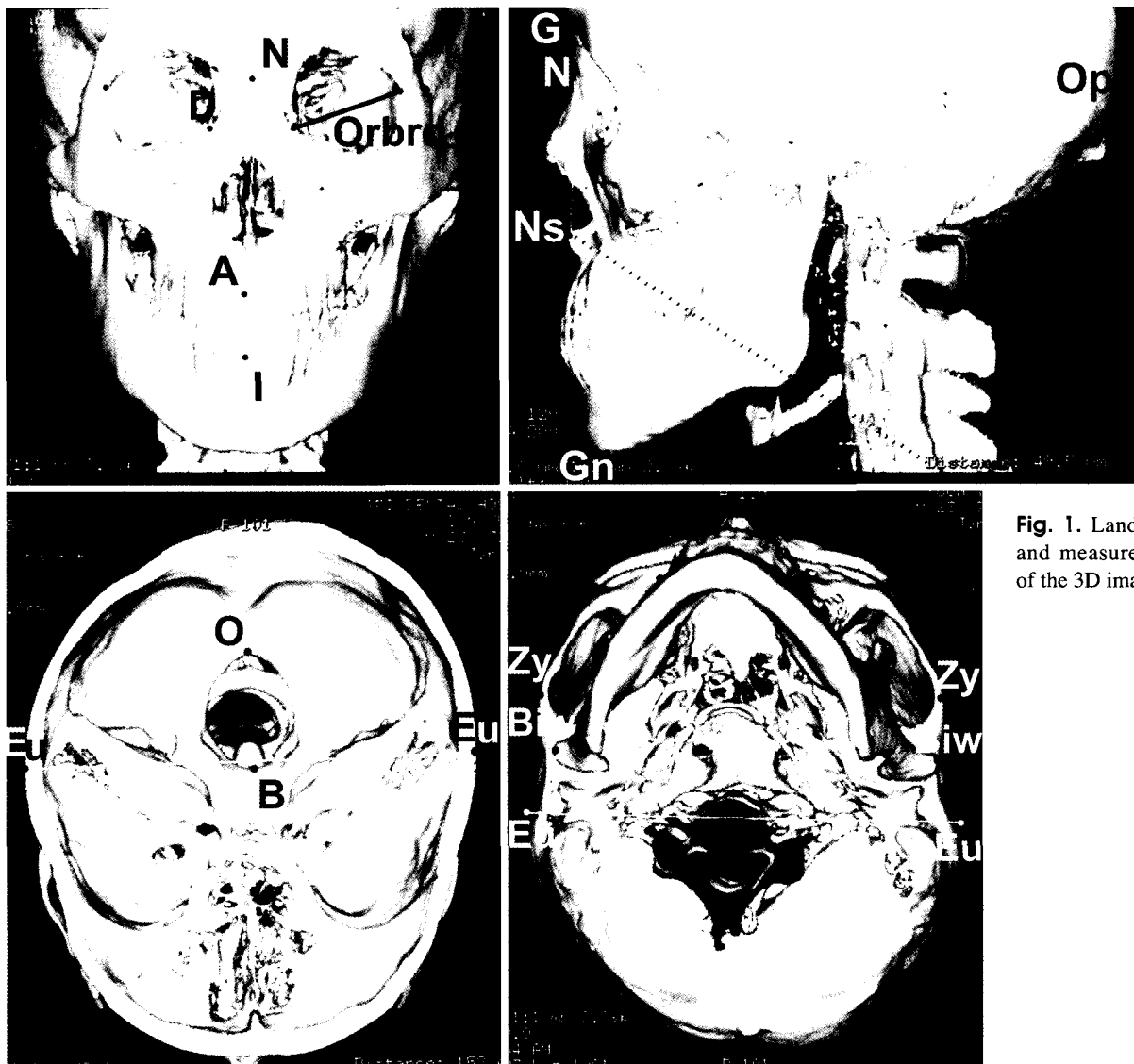


Fig. 1. Landmarks and measurements of the 3D image.

계측 항목 (Table 2, Fig. 1)을 계측하였다. 이 연구에 사용한 전산화단층촬영기는 DICOM 3.0을 지원하기 때문에 CT 단말장치에 보낸 영상 자료들을 다시 개인용 컴퓨터 (Pentium III 450 MHz, Intel, U.S.A., RAM-128 Mb, Samsung Co., Korea, Graphic card-AGP 3800, ASUS Computer Inc., U.S.

A.)로 DICOM 파일로 전송한 다음, V-Works 2.0™ (Cybermed Inc., Seoul, Korea) 3차원 재구성 소프트웨어를 이용하여 3차원 CT 영상을 재구성하였다. V-Works 2.0™ 내의 자체 계측 프로그램을 이용하여 CT 단말장치에서 측정된 동일한 계측항목들을 개인용 컴퓨터 모니터 상에서 계측하

였다. 측정은 1명의 관찰자가 CT 단말장치와 개인용 컴퓨터 상에서 각각의 측정 항목을 독립적으로 10번씩 측정하였다. 동일한 측정을 30일 간격을 두고 반복하여 측정하였다.

3) 통계분석

각 방법에서 10번 측정한 값을 가지고 평균값을 얻어 두 번 측정시에 관찰자내 통계학적으로 유의할만한 차이가 있는지를 확인하고 각 항목에서 CT 단말장치와 개인용 컴퓨터에서 얻은 측정치의 평균값간에 통계학적으로 차이가 있는지를 검정하였다. 관찰자내의 일치도를 평가하기 위하여 30일의 간격을 두어 2회 반복 측정한 측정치를 paired t-test를 이용하였다. CT 단말장치와 개인용 컴퓨터에서의 측정치의 차이를 평가하고자 각 측정항목의 측정치의 평균값을 paired t-test를 이용하여 검정하였다. 아울러 CT 단말장치에서의 측정치와 개인용 컴퓨터에서의 측정치간의 상관관계를 확인하고자 Pearson correlation analysis를 통해 측정치의 상관관계를 평가하였다. 또한 CT 단말장치와 개인용 컴퓨터에서 측정한 측정치간의 % 불일치도(% incongruence)를 알아보하고자 다음과 같은 공식을 이용하였다.

$$\% \text{ Incongruence} = \frac{\sum_{i=1}^N |X_{i1} - X_{i2}| / N}{(\bar{X}_{i1} + \bar{X}_{i2}) / 2} \cdot 100$$

N : number of subject

X_{i1} : value of measurements in CT workstation

X_{i2} : value of measurements in PC

\bar{X}_{i1} : mean value of measurements in CT workstation

\bar{X}_{i2} : mean value of measurements in PC

연구 결과

관찰자내 차이는 CT 단말장치에서 재구성한 3차원 CT 영상과 개인용 컴퓨터에서 재구성한 3차원 CT 영상에서 모두 통계학적으로 유의한 차이는 없었다(Table 3).

I-Gn, N-Gn 측정항목은 gnathion이 촬영되지 않은 환자 2명의 경우를 제외한 25명의 환자에서 측정하였으며 G-Op 측정항목은 glabella가 촬영되지 않은 환자 1명을 제외하여 26명의 환자에서 측정하였다. Biw 측정항목도 하악각

Table 3. Statistical analysis using paired t-test for intra-observer difference (mm)

	N	Mean	SD
CT workstation	371	0.09	1.42
PC	371	0.05	1.82

N : number of subjects

Mean : mean value of difference of measurements

SD : standard deviation of difference of measurements

에 하악과두가 가려진 환자 2명을 제외한 25명의 환자에서 측정하였다(Table 4).

I-Gn, N-Gn, N-A, N-Ns, B-A, G-Op 측정항목에서는 CT 단말장치에서의 측정치와 개인용 컴퓨터에서의 측정치가 통계학적으로 유의한 차이가 없었으며 (p>0.05), B-O, B-N, Eu-Eu, Zy-Zy, Biw, D-D, Orbrd R, L 측정항목에서는 통계학적으로 유의한 차이를 나타내었으나 (p<0.05, Table 5), 그 차이값의 평균치는 D-D 측정항목을 제외하고 모두 2 mm 이내였다(Table 5). 차이값의 평균치가 음의 값을 보

Table 4. Mean value of measurement in CT workstation and PC (mm)

Measurement	CT workstation			PC	
	N	Mean	SD	Mean	SD
I-Gn	25	31.62	5.30	31.30	4.76
N-Gn	25	110.23	15.25	109.96	14.80
N-A	27	60.94	9.75	61.02	9.54
N-Ns	27	44.38	8.16	44.15	7.76
B-A	27	87.99	11.17	87.58	11.44
B-O	27	34.42	4.08	36.31	3.69
B-N	27	94.31	9.35	93.63	9.40
G-Op	26	168.40	10.54	168.91	10.93
Eu-Eu	27	143.36	8.47	142.03	8.12
Zy-Zy	27	123.16	13.95	122.24	13.82
Biw	25	112.77	15.61	111.98	15.67
D-D	27	25.15	3.50	23.10	2.72
Orbrd R	27	36.81	3.06	38.38	3.04
Orbrd L	27	36.09	2.51	37.94	3.17

N : number of subjects

Mean : mean value of measurement

SD : standard deviation of mean value of measurement

Table 5. Difference of measurements between CT workstation and PC (mm)

Measurement	Mean	SD	P
I-Gn	0.32	1.46	0.2808
N-Gn	0.28	1.73	0.4321
N-A	-0.08	2.22	0.8611
N-Ns	0.23	1.61	0.4732
B-A	0.41	1.68	0.2181
B-O	-1.88	2.46	0.0005*
B-N	0.68	1.57	0.0323*
G-Op	-0.51	1.55	0.1020
Eu-Eu	1.33	1.54	0.0001*
Zy-Zy	0.92	1.25	0.0007*
Biw	0.80	0.77	0.0001*
D-D	2.06	2.57	0.0003*
Orbrd R	-1.57	1.61	0.0001*
Orbrd L	-1.85	1.79	0.0001*

* : statistically significant difference at p<0.05

Mean : mean value of difference of measurements between CT workstation and PC

SD : standard deviation of difference of measurements between CT workstation and PC

P : p-value

인 계측항목은 CT 단말장치에서 계측한 값이 개인용 컴퓨터에서 계측한 값보다 더 작다는 것을 의미한다(Table 5).

CT 단말장치에서의 계측치와 개인용 컴퓨터에서의 계측치의 상관계수 γ 는 I-Gn, N-Gn, N-A, N-Ns, B-A, B-N, G-Op, Eu-Eu, Zy-Zy, Biw 계측항목에서 0.95 이상의 값을 보여 매우 높은 상관관계를 보였고, B-O 계측항목에서 상관계수 γ 는 0.75, D-D 계측항목에서는 0.78, Orbrd R, L 계측항목에서는 0.82의 값을 나타내었다(Table 6).

% 불일치도를 비교한 결과 대부분의 경우에서 4% 이하의 % 불일치도를 보였고 B-O 계측항목에서는 7.18%, D-D 계측항목에서 10.78%, Orbrd R, L 계측항목에서 각각 4.97%, 5.89%의 % 불일치도를 나타내었다(Table 6).

Table 6. Correlation coefficient (γ) and % Incongruence (percentage of absolute difference) between CT workstation and PC

Measurement	Correlation coefficient (γ)	% Incongruence
I-Gn	0.95	3.90%
N-Gn	0.97	1.30%
N-A	0.96	3.07%
N-Ns	0.97	2.74%
B-A	0.97	1.43%
B-O	0.75	7.18%
B-N	0.98	1.49%
G-Op	0.99	0.75%
Eu-Eu	0.97	1.14%
Zy-Zy	0.99	0.96%
Biw	0.99	0.78%
D-D	0.78	10.78%
Orbrd R	0.82	4.97%
Orbrd L	0.82	5.89%

총괄 및 고찰

CT의 횡단면과 관상면 영상은 중복되는 상이 없이 관심층을 자세히 보여주지만 해부학적으로 복잡한 두경부를 체계적으로 표현하는데는 한계를 가지고 있다. 2차원 단면 영상을 연속적으로 쌓아 올려 3차원 영상으로 재구성할 수 있다는 개념이 제시된 이후에 컴퓨터 그래픽스(computer graphics) 이론과 디지털(digital) 영상처리 기술이 적용되어 CT 정보를 가지고 재구성한 3차원 CT 영상을 보여준 연구¹⁵가 발표되었다. Alberti¹⁶가 3차원 CT 영상의 임상적 사용에 관한 연구를 발표한 이래로 외상,^{5,6,17} 선천성 기형^{2,6}과 복잡한 안면골 왜곡^{6,10,18}이 있는 환자들을 3차원 CT 영상을 이용하여 수술한 보고가 많이 나왔다. 술자들은 3차원 CT 영상이 수술 여부를 결정하는데 도움을 주었고 수술 시간을 단축시켰다고 하였다.

3차원 CT 영상이 형태학적으로 실물과 비슷할 뿐만 아니라 계측적인 면에서도 정확성이 있어야 이를 이용한 악안면 교정이나 수술이 유용할 것이다. 이에 선학들은 3차원 CT 영상의 정확성을 여러 연구들에서 보고한 바 있다.^{9,13,14,19} Cavalcanti와 Vannier⁹는 9구 시체의 두개골 부위를 CT 촬영한 다음 28가지의 계측항목을 가지고 252회의 계측을 시행하였는데 실제 계측치와 3차원 CT 영상의 계측치 차이가 1 mm 이내인 경우가 46%였고, 그 차이가 2 mm 이내인 경우가 75%였다고 하였다. 김 등¹⁹은 29구의 하악골에서 16가지의 계측항목을 가지고 464회의 계측을 시행하여 서로간의 계측치의 차이가 1 mm 이내인 경우가 75.9%였고, 2 mm 이내인 경우는 95.9%로 계측치의 대부분이 2 mm 이내의 차이만을 나타내었다고 하였다. Hildebolt 등^{13,14}도



Fig. 2. 3D image on the CT workstation.

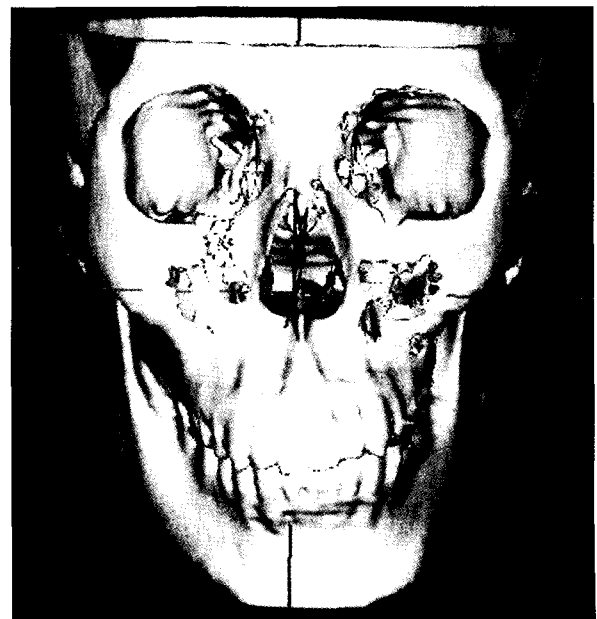


Fig. 3. 3D image on the PC.

5구의 건조 두개골을 가지고 3차원 CT 영상에서 26가지의 계측항목을 가지고 실측값과 비교하여 3차원 CT 영상의 정확성을 보고한 바 있다.

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 요소들 가지고 영상 데이터에서 얻은 조직의 표면 형상을 계산하는 표면 재구성 방법을 주로 사용하고 있다.¹¹ 표면 재구성 방법을 이용한 3차원 영상으로도 임상적인 필요에 부합하는 정보를 얻을 수 있다고 알려져 있다. Hemmy 등,⁶ Vannier 등,¹⁰ Altobelli 등,¹⁸ Reiker 등²⁰ 도 악안면 부위 수술에 이용할 3차원 CT 영상을 재구성할 때 표면 재구성 방법을 사용하여 연구한 바 있다. 이 연구에서는 임상적인 유용성을 평가하고자 실제 임상에서 사용하고 있는 방법대로 3차원 CT 영상을 재구성할 때 CT 단말장치에서는 체적 재구성 방법을, 개인용 컴퓨터에서는 표면 재구성 방법을 사용하였다. 그리고 개인용 컴퓨터 상에서 3차원 CT 영상을 재구성하고자 Intel사 제품인 Pentium III 450 MHz의 용량을 가지는 컴퓨터를 사용하였고 국내 삼성사의 128 MB의 RAM, ASUS사의 AGP 3800 Graphic card를 이용하였다.

이 연구에서 CT 단말장치와 개인용 컴퓨터에서 각각 재구성한 3차원 CT 영상을 14가지 계측항목을 가지고 총 371회 계측을 시행한 결과 I-Gn, N-Gn, N-A, N-Ns, B-A, G-Op 계측항목에서는 두 방법간에 통계학적으로 유의한 차이는 없었으며 B-O, B-N, Eu-Eu, Zy-Zy, Biw, D-D, Orbrd R, L 계측항목에서 통계학적으로 유의한 차이를 나타내었다(Table 5). D-D, Orbrd R, L 계측항목에서 통계학적으로 유의한 차이가 있다는 것은 이 연구에서처럼 영상으로 표현된 3차원 구조간의 비교에서 뿐만 아니라 건조 두개골에서 계측한 실측값과 CT 단말장치에서 재구성한 3차원 CT 영상에서 계측한 값을 비교한 Hildebolt 등^{13,14}의 연구에서도 나타난 결과이다. 또한 Hildebolt 등¹⁴이 3차원 디지털 시스템(digitizing system)과 캘리퍼(caliper)를 가지고 두경부에서 계측 비교를 한 결과 캘리퍼로 반복 계측을 할 때 D-D 계측항목에서 가장 높은 불일치도(2.55%)를 보였으며 디지털타이저(digitizer)로 반복 계측을 하였을 때도 D-D 계측항목에서 7.35%로 가장 높은 불일치도를 나타내었다. 캘리퍼와 디지털타이저간의 계측값 비교시에도 D-D 계측항목에서 6.22%로 가장 높은 불일치도를 나타내었다. Hildebolt 등¹³이 다시 발표한 연구에서도 CT의 횡단면상에서와 3차원 CT 영상에서 각각 두 번 반복해 계측을 하였을 때 D-D, Orbrd R, L 계측항목에서의 계측값간에 불일

치도(4.56-5.19%)가 다른 계측 항목의 불일치도(2.85-0.21%)보다 큰 값을 나타내었다. 이는 Dacryon(D)이라는 계측점이 안와 벽의 내측에 있어서 커서(cursor)가 D의 전방에 있는지, 후방에 있는지를 명확하게 알아내기가 어려워 나타난 결과라고 하였다.¹³ 또한 컴퓨터에서 스크린에 원하는 계측점을 3차원 영상으로 보여줄 때 X, Y축에 있는 계측점은 위치 판별이 어렵지 않으나, Z축 방향의 계측점들은 판별이 어렵다고 하였고 Dacryon이 그러한 예라고 하였다.¹³ 이 연구에서도 D-D 계측항목에서 두 방법간의 평균값의 차이가 2.06 mm였고 이의 상관계수 γ 는 0.78로 매우 낮은 상관계수를 보였으며 불일치도는 10.78%로 가장 큰 % 불일치도를 나타내었다(Table 6). 이러한 결과는 3차원 CT 영상의 부정확성이나 CT 단말장치에서 재구성한 3차원 영상과 개인용 컴퓨터 상에서 재구성한 3차원 영상이 계측적인 면에서 차이가 있다기보다는 D-D, Orbrd R, L 계측항목이 두경부의 실측값을 계측할 때와 3차원 CT 영상으로 표현하여 계측하였을 때 계측의 정확성이나 일관성을 유지하기 어려운 부위라는 데에 기인한 차이라고 여겨진다. Dacryon은 전두골, 상악골, 누골이 만나는 점으로서 환자에 따라 명확하지 않거나 3차원 재구성 과정에서 정보가 소실된 경우에는 관찰이 어려워 이 점을 계측점으로 할 경우에는 정확성이나 재현성이 낮다고 사료된다.

B-O 계측항목에서 계측점으로 사용된 Basion(B)과 Opisthion(O)은 큰 후두구멍의 앞쪽 중앙점과 뒤쪽 중앙점으로서 봉합들이 만나 이루어진 점이 아니고 골이 튀어나오거나 꺾이는 점도 아니어서 Dacryon에서처럼 위치를 정확히 파악하기가 어려웠다. 이러한 이유로 B-O 계측항목의 상관계수가 가장 낮은 값($\gamma=0.75$)을 보인 것으로 생각된다.

B-N, Eu-Eu, Zy-Zy, Biw 계측항목에서도 CT 단말장치와 개인용 컴퓨터 상에서 재구성한 3차원 CT 영상간의 비교에서 통계학적으로 유의한 차이가 있었으나 CT 단말장치에서 계측한 값과 개인용 컴퓨터 상에서 계측한 값과의 평균 차이는 각각 0.68 mm, 1.33 mm, 0.92 mm, 0.80 mm이며 % 불일치도는 각각 1.49%, 1.14%, 0.96%, 0.78%로 비교적 낮게 나타났고 이들 항목에서 상관계수 γ 는 모두 0.96 이상의 값을 보여 높은 상관관계를 보였다.

이 연구는 후향적 고찰이며 환자들의 경우를 연구대상으로 하였으므로 CT 단말장치에서 계측한 값과 개인용 컴퓨터에서 계측한 값을 비교하였다. 이는 CT 단말장치에서 재구성한 3차원 CT 영상이 정확하다는 선학들의 연구를 근간으로 한 것이지만 개인용 컴퓨터에서 재구성한 3차원 영상에 관한 심화된 평가를 위해 실측치와의 비교 평가가 필요하리라 여겨진다. Kohn 등²¹에 의하면 두경부의 3차원 영상을 계측할 때 생길 수 있는 오류는 3가지 종류가 있다고 하였는데 첫번째는 디지털 영상 생성시의 오류, 두번째는 3차원 영상에서 계측점을 잘 찾지 못해서

생길 수 있는 오류 그리고 마지막 세번째는 계측자가 컴퓨터의 하드웨어나 소프트웨어에 대한 조작 미숙으로 Z축 까지 고려해야 되는 3차원 영상에서 계측점을 정확히 지정하지 못해서 계측할 때 생길 수 있는 오류라고 하였다. 본 연구에서도 두번째와 세번째의 오류를 피하기 어려웠다고 생각된다.

일반적으로 영상의 질을 평가하는 것은 관찰자의 주관적인 판단에 의하여 이루어지므로 이를 객관적으로 평가하는 것은 매우 어려운 일이다. 이 연구에서는 CT 단말장치나 개인용 컴퓨터에서 재구성한 3차원 영상에서 영상의 질은 직관적으로 관찰할 때 비슷하였다(Figs. 2, 3). 그러나 개인용 컴퓨터 상에서 재구성한 3차원 영상을 자세히 관찰할 때 치아 치경부 부위가 뚜렷하지 않았다. 이는 개인용 컴퓨터 프로그램에서는 표면 재구성 방법을 사용하였기 때문인 것으로 생각된다. 표면 재구성 방법은 3차원 데이터에 포함된 표면 정보를 기하학적인 요소를 이용하여 나타내는데 이 기하학적 요소는 원래의 데이터에 포함된 표면에 대한 정보를 근사적으로 나타내는 것이고 표면의 경계를 추출하는 과정에서 원 영상으로부터 보간(interpolation)의 방법을 사용¹¹하기 때문에 이러한 차이가 나타난 것으로 사료된다.

속도에 관한 한 일반적으로 CT 단말장치가 개인용 컴퓨터보다 우수하나 이 연구에서는 CT 단말장치에서 횡단면 데이터를 불러오는 시간을 제외하고 순수하게 3차원 영상으로 재구성하는 데에만 걸리는 시간은 70개 정도의 횡단면 데이터의 경우 1분 20초가 소요되었다. 개인용 컴퓨터(Pentium III 450 MHz, Intel. RAM 128 MB, Samsung)에서도 CT 단말장치에서 횡단면 데이터를 전송하는데 걸리는 시간을 고려하지 않을 경우, 3차원 영상으로 재구성하는데 걸린 시간은 1분 30초 정도로 CT 단말장치와 비슷하였다.

결론적으로 개인용 컴퓨터는 CT 단말장치와 비교할 때 3차원 영상 재구성 표현 방법이 다르고 장비의 규모도 다르지만, 재구성한 3차원 CT 영상의 질이나 정확성, 속도 등의 문제에 있어서는 서로 유사하였고 계측적인 면에서도 높은 상관관계를 보였다. 그러므로 CT 단말장치보다 경제적인 면과 접근성, 편의성에서 월등한 개인용 컴퓨터가 3차원 CT 영상 재구성시에도 임상적으로 유용한 것으로 사료된다. 그러나, 골이 얇은 누골 부위나 큰 후두구멍처럼 원통형의 구조를 3차원으로 재구성하여 계측할 경우에는 계측값에 2-3 mm의 변이가 있을 수 있다는 것을 감안해야 할 것으로 생각된다.

참 고 문 헌

1. Brink JA. Technical aspects of helical (spiral) CT. Radiol Clin North Am 1995; 3: 16-32.
2. Kragsskov J, Pedersen SS, Gyldensted C, Jensen KL. A comparison of

- three-dimensional computed tomography scans and stereolithographic models for evaluation of craniofacial anomalies. J Oral Maxillofac Surg 1996; 54: 402-11.
3. Fortin T, Coudert JL, Francois B, et al. Marsupialization of dentigerous cyst associated with foreign body using 3D CT images; a case report. J Clin Pediatr Dent 1997; 22: 29-33.
4. Cavalcanti M, Vannier MW. The role of three-dimensional spiral computed tomography in oral metastasis. Dentomaxillofac Radiol 1998; 27: 203-8.
5. Wojcik WG, Edeiken-Monroe BS, Harris JH. Three-dimensional computed tomography in acute cervical spine trauma: A preliminary report. Skeletal Radiol 1987; 16: 261-9.
6. Hemmy DC, David DJ, Herman GT. Three-dimensional reconstruction of craniofacial deformity using computed tomography. Neurosurgery 1983; 13: 534-41.
7. Marsh JL, Vannier MW, Bresina S, Hemmer KM. Applications of computer graphics in craniofacial surgery. Clin Plast Surg 1986; 13: 441-8.
8. Vannier MW, Hildebolt CF, Marsh JL, et al. Craniosynostosis: Diagnostic value of three-dimensional CT reconstruction. Radiology 1989; 173: 669-73.
9. Cavalcanti MGP, Vannier MW. Quantitative analysis of spiral computed tomography for craniofacial clinical applications. Dentomaxillofac Radiol 1998; 27: 344-50.
10. Vannier MW, Jeffrey LM, James OW. Three-dimensional CT reconstruction images for craniofacial planning and evaluation. Radiology 1984; 150: 179-84.
11. 배수현. PC 기반의 3차원 의료영상 재구성 시스템의 고속화 설계. 대한의용공학지 1998; 19: 189-98.
12. Udupa JK, Hung HM, Chuang KS. Surface and volume rendering in three-dimensional imaging: A Comparison. J Digital Imaging 1991; 4: 159-68.
13. Hildebolt CF, Vannier MW, Knapp RH. Validation Study of Skull Three-Dimensional Computerized Tomography Measurements. Am J Phys Anthropol 1990; 82: 283-94.
14. Hildebolt CF, Vannier MW. Three-dimensional measurements accuracy of skull surface landmarks. Am J Phys Anthropol 1988; 76: 497-503.
15. Herman GT, Liu HK. Display of three-dimensional information in computed tomography. J Comput Assist Tomogr 1977; 1: 155-60.
16. Alberti C. Three-dimensional CT and structure models. Br J Radiol 1980; 53: 261-2.
17. Fox LA, Vannier MW, West OC, Wilson AJ, Baran GA, Pilgram TK. Diagnostic performance of CT, MPR and 3D CT imaging in maxillofacial trauma. Comput Med Imaging Graph 1995; 19: 385-95.
18. Altobelli DE, Kikinis R, Mulliken JB, Cline H, Lorensen W, Jolesz F. Computer-assisted three-dimensional planning in craniofacial surgery. Plast Reconstr Surg 1993; 92: 576-85.
19. 김기덕, 김희진, 한승호, 박창서. 3차원 영상 전산화 단층촬영을 이용한 아래턱뼈의 체질 인류학적 연구-3차원 영상의 정확도 평가. 대한체질인류학회지 1999; 12: 13-22.
20. Reiker O, Mildnerberger P, Rudig L, Schweden F, Thelen M. 3D CT of fractures: Comparison of volume and surface reconstruction. Rofortschritte auf dem Gebiete der Rontgenstrahlen und der Meuen Bildgebenden Verfahren. 1998; 169: 490-4.
21. Kohn LAP, Cheverud JM. Calibration, validation, and evaluation of scanning systems: anthropometric imaging system repeatability. In: Vannier MW, Yates RE, Whitestone JJ, eds. Electronic imaging of the human body. Proceedings of a working group. Dayton, OH: CSERIAC 1992. p. 114-23.