

# 전산화단층 촬영상의 임계치가 3차원 의학모델 정확도에 미치는 영향에 대한 연구

원광대학교 치과대학 구강악안면방사선학교실, 원광 치의학연구소  
이 병 도 · 이 완

## Influence of threshold value of computed tomography on the accuracy of 3-dimensional medical model

Byeong-Do Lee, Wan Lee

Dept of Oral & Maxillofacial Radiology, School of Dentistry, Wonkwang University Wonkwang Dental Research Institute

### ABSTRACT

**Purpose** : To evaluate the influence of threshold value of computed tomography on the accuracy of rapid prototyping (RP) medical model

**Material and Methods** : CT datas of a human dry skull were transferred from CT scanner via compact disk to a personal computer (PC). 3-dimensional image reconstruction on PC by V-works™ 3.0 (CyberMed. Inc.) software and RP models fabrication were followed. 2-RP models were produced by threshold value of 500 and 800 selected in surface rendering process. Linear measurements between arbitrary 12 anatomical landmarks on dry skull, 3-D image model, and 2-RP models were done and compared. Thus, the accuracy of 500 RP and 800RP models was respectively evaluated.

**Results** : There was mean difference (% difference) in absolute value of 2.27 mm (2.73%) between linear measurements of dry skull and 500 RP model. There was mean difference (% difference) in absolute value of 1.94 mm (2.52%) between linear measurements of dry skull and 800 RP model.

**Conclusion** : Slight difference of threshold value in rendering process of 3-D modelling made a influence on the accuracy of RP medical model. (*Korean J Oral Maxillofac Radiol* 2002; 32 : 27-33)

**KEY WORDS** : tomography, x-ray computed; models, anatomic; skull

## 서 론

전산화단층영상(CT)자료를 기반으로 한 3차원 전산화단층영상은 재구성기법을 이용하여 3차원 모델이 컴퓨터 모니터상에서 구현되는 영상이라고 할 수 있다.<sup>1-4</sup> 이러한 3차원 전산화단층영상을 이용하여 최근에는 구강악안면 영역의 질병이나, 발육이상 등을 진단하는 사례가 증가하고 있으며,<sup>5-7</sup> 특별한 컴퓨터 소프트웨어를 이용하면 CT단말장치(workstation)에서 뿐만 아니라 개인용 컴퓨터상에서도 3차원영상 생성이 가능하다.<sup>3</sup> 최근에는 신속조형(Rapid

Prototyping, RP)기술을 이용하여 3차원영상을 합성수지 등으로 복제한 생체 모델(biomodel) 등이 각종 증례에 응용됨으로써 병소의 진단 뿐 아니라 술전의 모의 수술, 모델상의 보철물이나 매식체 등의 빠른 제작 등이 가능해지고 있는 추세이다.<sup>7-10</sup>

이러한 3차원 의학모델을 임상에 적용시 시술에 필요한 허용범위내의 정확도를 확보하는 것이 중요하며 3차원 영상모델이나 RP모델의 정확도에 대해 여러 선학들의 보고가 있었다.

Matteson 등<sup>2</sup>은 3차원 영상모델의 경우 실제 구조물과 약 0.19 mm이내의 오차를, Hildebolt 등<sup>11</sup>은 1 mm 이내의 계측 오차를, 그리고 김 등<sup>12</sup>은 대부분이 2 mm 이내의 차이만을 나타낸다고 보고하였고 RP모델의 정확도도 비교적 우수한 것으로 알려져 있다.<sup>8,9,13</sup>

그러나 CT자료 획득과정과 3차원 영상모델 및 RP모델

이 논문은 2001년도 원광대학교 교비지원에 의해 연구되었음.  
접수일 : 2001년 8월 10일      채택일 : 2001년 11월 23일  
Correspondence to : Prof. Byeong-Do Lee.  
Department of Oral and Maxillofacial Radiology, College of Dentistry, Wonkwang University, 344-2, Shinyong dong, Iksan city, Chunbuk, Korea. 570-711  
Tel) 82-63-850-1912, Fax) 82-63-857-4002  
E-mail) eebydo@wonkwang.ac.kr

생성과정 등에서 3차원 모델의 부정확성을 야기할 다양한 요인들이 존재한다.<sup>2, 8, 10, 14-17</sup> 특히 3차원 영상모델 생성과정 중의 매개변수인 임계치(threshold value)는 rendering과정을 수행하는 의료기사 혹은 방사선 의사에 의해 쉽게 변환될 수 있는 요인이며 각 조직에 대한 정확한 임계치를 결정하는 수학적 방법이 없기 때문에<sup>4, 18, 19</sup> 대개 술자 경험에 의존하여 설정되는 경향이 있다.<sup>8</sup> 만약 rendering과정에 의해 가상의 구조물들이 생성 혹은 소실되어 3차원 영상 구조물의 크기가 변하게 되면 3차원 영상모델 뿐만 아니라 RP모델의 정확도에도 중요한 영향을 미칠수 있는 요인이 된다고 예상된다.<sup>15, 20</sup>

본 연구는 이러한 임계치 미세한 변화가 RP모델의 정확성에 영향을 미치는 지를 알아보려고 시행하였다.

### 재료 및 방법

인간 건조두개골의 상악안면 복합체와 하악골을 대상으

로 전산화단층 촬영을 하여 생성된 3차원 영상모델과 RP 모델상에서 임의로 지정된 12개의 해부학적 계측점들간의 선계측을 각각 시행하였다. 전산화단층 촬영조건은 multi detector system 단층촬영장치 (Siemens Somatom Volume Zoom)에서 140 kVp, 225 mA, collimation 1, table feed 5, Slice thickness 1.25 mm (increment 0.7 mm)의 촬영조건이 적용되었다. 여기에서 획득된 자료를 개인용 컴퓨터 (Pentium III, 800 MHz, Intel, U.S.A. 256 MB RAM)에 적재된 V-works™ 3.0 (CyberMed, Inc. Korea)을 이용하여 3차원 영상모델 (Fig. 1)을 생성시키고 이를 기반으로 RP모델을 주문 제작하였다. 이때 surface rendering과정 중의 임계치를 각각 500과 800으로 설정하여 2개의 RP모델 (Fig. 2)을 제작하였다. RP모델은 starch를 재료로 3D printing 방식 (Z402)으로 제조되었다. 생성된 삼차원 영상모델, 2개의 RP모델 (임계치 각각 500과 800)상에서 건조두개골과 동일한 해부학적 계측점들 간의 선계측을 각각 시행하였으며 건조두개골과 RP모델에서는 디지털 캘리퍼 (Mitutoyo,



Fig. 1. 3-dimensional image on personal computer monitor.

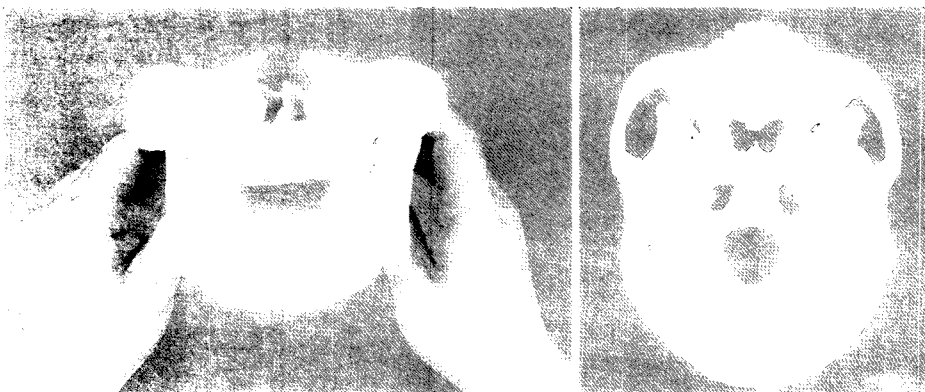


Fig. 2. Rapid Prototyping model (3D printing, Z402) of human dry skull.

**Table 1.** Anatomic landmarks and linear measurements

Landmark	
Na (nasion)	most antero-superior point of naso-frontal suture
ROr (right orbitale)	most inferior point of right inferior orbital rim
LOr (left orbitale)	most inferior point of left inferior orbital rim
ANS (anterior nasal spine)	most anterior point of maxilla at the palatal level
A (subspinale)	most posterior point of curved external bone surface between maxillary base and alveolar bone
B (supramentale)	most posterior point of anterior margin of mandibular symphysis
Pog (pogonion)	most anterior point of external surface of mandibular symphysis
Me (menton)	most postero-inferior point of external surface of mandibular symphysis
RGo (right gonion)	most postero-inferior point of external surface of right mandibular angle
LGo (left gonion)	most postero-inferior point of external surface of left mandibular angle
RPo (right porion)	most superior point of right external auditory meatus
LGo (left porion)	most superior point of left external auditory meatus

**Table 2.** Measurement values and absolute mean differences (mm)

	Skull (1)	Image (2)	M800 (3)	M500 (4)	2-1	3-1	4-1
RPo-ROr	81.45	81.09	79.18	78.74	-0.36	-2.27	-2.71
LPo-LOr	78.62	78.44	79.46	78.54	-0.18	0.84	-0.08
RGo-Me	79.01	79.82	76.41	79.91	0.81	-2.60	0.90
LGo-Me	79.16	80.75	75.74	76.74	1.59	-3.42	-2.42
A-B	46.32	48.63	45.18	44.47	2.31	-1.14	-1.85
Na-Me	124.77	125.09	.	.	0.32	.	.
ANS-Pog	62.34	61.59	58.84	58.81	-0.75	-3.50	-3.53
RGo-LGo	96.51	95.33	96.28	93.94	-1.18	-0.23	-2.57
A-LOr	45.24	46.03	45.57	46.23	0.79	0.33	0.99
B-RGo	79.55	78.79	78.22	80.34	-0.76	-1.33	0.79
ANS-Na	54.13	55.94	.	.	1.81	.	.
A-RPo	111.65	111.64	111.53	107.29	-0.01	-0.12	-4.36
Pog-RPo	136.01	135.92	134.94	130.40	-0.09	-1.07	-5.61
A-RGo	86.84	85.66	83.44	86.17	-1.18	-3.40	-0.67
A-LGo	86.59	85.18	81.63	83.54	-1.41	-4.96	-3.05
mean					0.11	-1.76	-1.86
S.D.					1.15	1.75	2.11
mean of absolute value					0.90	1.94	2.27
S.D. of absolute value					0.67	1.53	1.61

skull: dry skull

image: 3-D image model

M800: RP model of threshold value 800

M500: RP model of threshold value 500

Japan)을 이용하여 선계측하였고 3차원 영상모델에서는 V-works™ 3.0의 자체 프로그램을 이용하여 계측하였다.

측정한 계측치를 바탕으로 절대오차와 상대오차를 구하여, 건조두개골을 기준으로 한 RP모델의 정확성을 평가하였다. 계측은 1인의 계측자가 시행하였으며 일주일 간격으로 반복 계측하여 관찰자내 상관계수 (intraobserver correlation coefficients)를 측정하여 반복 측정의 신뢰도를 평가하였다. 평가항목은 Table 1에 나타난 항목을 이용하였는데 두개 안면골의 성장발육을 평가할 때 빈번히 이용하는 해부학적 계측점을 대상으로 하였다.

## 결 과

1인의 관찰자가 일주일 간격으로 건조 두개골, 영상모델, 800RP모델, 500RP모델에서 각각 시행한 해부학적 구조물 들간의 반복 선계측치의 관찰자내 상관계수 (intraobserver correlation coefficients)는 각 항목별로 0.99-1.00를 나타내어 높은 신뢰도를 보였다. 그리고 건조 두개골에 대한 3차원 영상모델의 절대오차의 평균값 (상대 오차율)은 0.90 mm (1.37%), 두개골에 대한 임계치 800RP모델의 절대오차의 평균값 (상대 오차율)은 1.94 mm (2.52%)이었으며 두개골과 임계치 500RP모델의 절대오차의 평균값 (상대 오차율)은 2.27 mm (2.73%)이었다 (Table 2, 3, 4).

**Table 3.** Measurement values (mm) and relative error percentages (%)

	Skull (1)	Image (2)	M800 (3)	M500 (4)	2-1 (%)	3-1 (%)	4-1 (%)	4-3 (%)
RPo-ROr	81.45	81.09	79.18	78.74	-0.44	-2.79	-3.33	-0.56
LPo-LOr	78.62	78.44	79.46	78.54	-0.23	1.07	-0.10	-1.16
RGo-Me	79.01	79.82	76.41	79.91	1.03	-3.29	1.14	4.58
LGo-Me	79.16	80.75	75.74	76.74	2.01	-4.32	-3.06	1.32
A-B	46.32	48.63	45.18	44.47	4.99	-2.46	-3.99	-1.57
Na-Me	124.77	125.09	.	.	0.26	.	.	.
ANS-Pog	62.34	61.59	58.84	58.81	-1.20	-5.61	-5.66	-0.05
RGo-LGo	96.51	95.33	96.28	93.94	-1.22	-0.24	-2.66	-2.43
A-LOr	45.24	46.03	45.57	46.23	1.75	0.73	2.19	1.45
B-RGo	79.55	78.79	78.22	80.34	-0.96	-1.67	0.99	2.71
ANS-Na	54.13	55.94	.	.	3.34	.	.	.
A-RPo	111.65	111.64	111.53	107.29	-0.01	-0.11	-3.91	-3.80
Pog-RPo	136.01	135.92	134.94	130.40	-0.07	-0.79	-4.12	-3.36
A-RGo	86.84	85.66	83.44	86.17	-1.36	-3.92	-0.77	3.27
A-LGo	86.59	85.18	81.63	83.54	-1.63	-5.73	-3.52	2.34
mean					0.42	-2.24	-2.06	0.21
S.D.					1.89	2.29	2.46	2.64
mean of absolute value					1.37	2.52	2.73	2.20
S.D. of absolute value					1.33	1.95	1.61	1.33

skull: dry skull  
 image: 3-D image model  
 M800: RP model of threshold value 800  
 M500: RP model of threshold value 500

**Table 4.** Mean and standard deviation of absolute mean differences and relative error percentage

	Absolute mean difference (mm)			Relative error percentage (%)		
	ima-skull	RP (800)-skull	RP (500)-skull	ima-skull	RP (800)-skull	RP (500)-skull
mean	0.90	1.94	2.27	1.37	2.52	2.73
standard deviation	0.67	1.53	1.61	1.33	1.95	1.61

skull: dry skull  
 ima: 3-D image model  
 RP (800): RP model of threshold value 800  
 RP (500): RP model of threshold value 500

### 고찰

2차원 영상에서는 복잡한 악안면 구조물 등을 파악하기가 용이하지 않으나 3차원 CT영상을 이용하면 전후 좌우 상하 등 삼차원적 접근이 가능하고, 해부학적 구조물의 거리나 각도계측, 부피측정 등이 용이하다. 또한 구조물의 회전, 분리 등이 가능하며 내부 구조물도 일부 관찰할 수 있다.<sup>2,7,21,22</sup> 이러한 3차원 CT영상은 두개안면이골증 등의 발육장애의 진단, 두개안면부 재건수술 및 골매식부위 부피측정, 외상 등에서 유용하게 응용될 수 있고 그 외에 MPI mode를 이용한 혈관조영술이나 타액선 조영술 등에서의 응용도 가능하다고 알려져 있다.<sup>3,5,7,22,23,24</sup>

Rapid Prototyping (RP)모델이란 3차원 CAD (computer

aided design)/CAM (computer aided manufacturer) 소프트웨어에서 디자인 된 데이터를 이용하여 실물과 동일한 영상으로 생성된 복제품을 말하며 처음에는 공업용으로 제작되었으나 최근에 의학적 이용이 증대되고 있다.<sup>8,9</sup> 이러한 RP모델은 시간과 비용이 많이 든다는 단점이 있으나 임상에서 여러 가지 장점을 부여한다. 첫째 구조물의 해부학적 관계를 더욱 더 잘 이해할 수 있고 둘째 수술전에 술식용모의 실험할 수 있으며 셋째 수술 중 위치파악의 정확성, 재건술시 더 정확한 보철물의 제작 가능 넷째 자료 저장, 교육자료의 제공 등의 장점이 있기 때문에<sup>25</sup> 점차 그 사용빈도가 증가하고 있다. 이러한 RP모델의 정확성에 대해서는 이미 여러 학자들이 연구 보고한 바 있는 바 Lill 등<sup>9</sup>은 건조두개골과 RP모델간의 선계측치 평균차이가 1.47 mm, Barker 등<sup>13</sup>은 1.90 mm이라 하였고, Kragsskov 등<sup>8</sup>은 3차원 영상모델과 RP모델간의 계측치 차이가 1.98 mm 정도라고 보고하였다.

최근에는 나선형 CT가 빈번하게 이용되므로써 3차원 영상 제작이 한결 용이해졌으며 나선형 CT가 아닌 일반적인 CT로도 3차원 영상을 구성할 수 있으나 양질의 3차원 영상을 얻기 위해서는 절편두께(slice thickness)가 얇아야 하기 때문에 환자가 받는 방사선 조사선량이 많아지는 단점이 있다.<sup>8,26</sup> 나선식 CT를 이용한 3차원 입체영상을 생성시 체적자료의 획득, 재구성을 포함하는 단면 영상의 형성, 그리고 rendering기법을 이용한 3차원 영상구성 등의 단계가 있으며(Fig. 3) 특히 체적자료를 얻는 과정이 마지막의 영

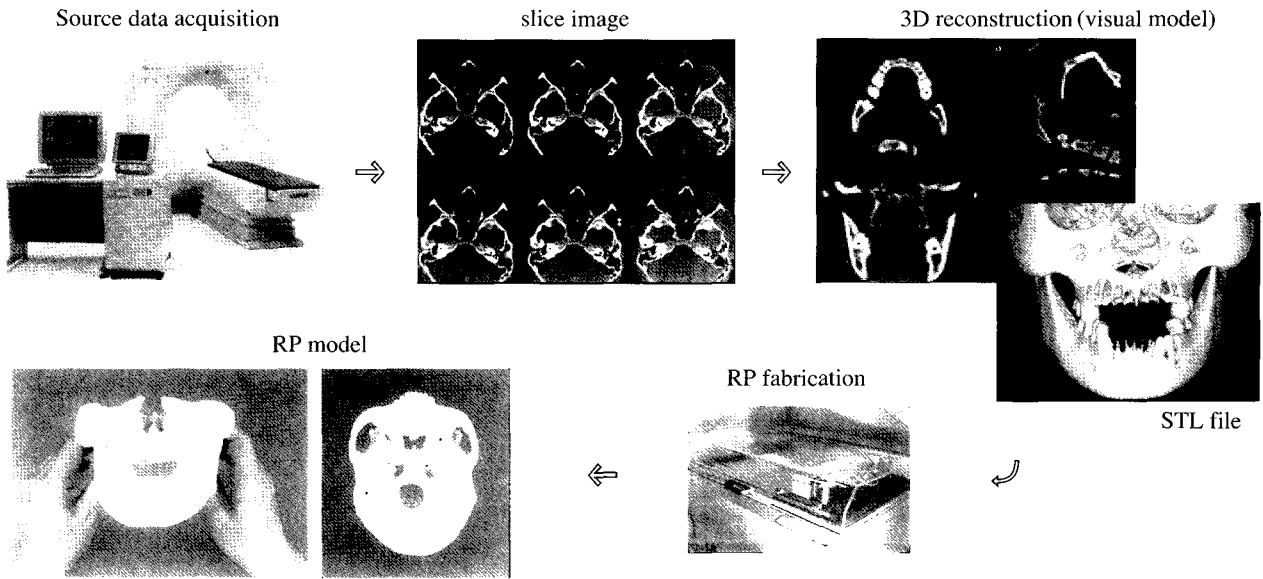


Fig. 3. Processing of 3-D imaging model and RP model production.

상질이나 입체영상 및 부피측정 값의 결과에 큰 영향을 미칠 수 있다. 예를 들어 절편두께가 얇으면 용적평균 (volume averaging)이 적어지므로 정확도가 증가하며, X선 조사방향과 피사체의 장축방향 테이블 속도, 재구성 간격, 환자의 동요도 등 여러 가지 요인이 정확도에 영향을 미친다.<sup>8,10</sup>

본 연구에서는 절편두께 1.25 mm (increment 0.7 mm)를 채택하여 자료획득과정에서 매우 좋은 조건을 부여하였으나 건조 두개골을 사용하였기 때문에 생체의 연조직 조건을 부여하지 못한 점이 아쉬웠다.

Rendering이란 3차원 영상을 생성하는 컴퓨터 알고리즘으로 surface rendering과 volume rendering 등으로 구분할 수 있다.<sup>3,10</sup> surface rendering은 CT자료에서 표면에 해당하는 기하학적인 요소를 추출하고, 이를 가시화 하는 기법으로 대표적인 표면 추출방법은 특정 임계치에 해당하는 삼각형 메시 (triangle mesh)를 추출하는 Marching Cubes algorithm 등이 있다. Surface rendering과정에서는 하나의 체적소 (voxel)가 표면을 지나든지, 지나지 않든지 둘 중의 하나로 선택되어야 하기 때문에 실제 존재하지 않는 면을 만들어내거나 가상의 소공 (foramen) 등을 생성시킬 수 있다. 이러한 Surface Rendering의 단점을 보완하고자 연구된 방법이 volume rendering이며 체적 데이터들을 shading하여 화면에 투사하는 가시화 기법이다.<sup>3,21,27,28</sup>

체적 자료 획득 후 3차원 영상을 생성하기 위한 surface rendering과정 중에는 임계치, decimation, tessellation, smoothing 등 여러 가지 매개변수들이 존재 한다. 이 변수들 가운데 관심부위를 그 주위조직으로부터 분리하여 등밀도면 (iso-surface)을 이루는 특정한 밀도값을 임계치

(threshold value)라고 하는데 각 조직에 대한 정확한 임계치의 절대적인 수치는 알 수 없고, rendering과정을 수행하는 의료기사 혹은 방사선 의사의 경험에 의존하여 설정되는 경우가 대부분이다.<sup>4,8,18</sup> 최근에 최 등<sup>15</sup>은 건조두개골의 두개상악복합체의 임계치는 700, 하악골은 800을 이용했을 때 가장 좋은 결과를 얻을 수 있었다고 보고한 바 있으며 이에 따라 본 연구에서는 임계치를 처음 800으로 설정하여 3차원 영상모델을 생성시킨다음 RP모델을 주문제작 하였다. 그러나 임계치 800의 영상모델에서 부위에 따라 저질의 영상부위가 관찰되었으므로 임계치를 약간 변화시켜 그 중 비교적 양질의 영상모델을 생성시킨다고 판단되었던 임계치 500을 선택하여 임계치 500RP모델 1개를 추가 주문제작하였다. Rendering과정을 통하여 컴퓨터 모니터상에서 생성된 영상모델은 V-work 프로그램에서 골조직의 기본 임계치로 설정된 값 (176)을 이용하였다. 이 때 생성된 3차원 영상모델상의 계측치들을 두개건조골의 선계측치들과 비교하였는데 임계치 800과 500의 영상모델을 대상으로 각각 선계측을 시행하지 않은 이유는 영상이 좋지 않은 부위들의 계측점 설정이 모호하였기 때문이었고 본 연구의 중점은 RP모델의 정확도에 두었기 때문이다.

그 결과 두개골에 대한 3차원 영상모델의 절대오차의 평균값은 0.90 mm, 500RP모델의 절대오차의 평균값은 2.27 mm이었으며 800RP모델의 절대오차의 평균값은 1.94 mm이었다. 임계치 800RP모델이 임계치 500RP모델에 비해 보다 정확도가 높은 경향이 있었지만 연조직이 없는 건조두개골을 연구대상으로 하였고 골조직의 두께, 각 해부학적 구조물의 내외측의 위치 등에 의해 각각의 선계측치가 영향을 받았기 때문에 임계치 800이 500에 비해 적



Fig. 4. Different view of hyoid bone by difference of threshold value.

절한 수치이라고 표현하기에는 무리가 있다고 생각한다.

이와 같이 임계치 변화에 의해 3차원 RP모델의 크기가 서로 다르게 나타나는 이유로는 임계치가 적정 수준보다 높은 경우에는 골조직이 소실되어 가상의 봉합선, 소공등이 보일 수 있으며, 임계치가 낮은 경우에는 불균등용적평균 등에 의해 가상의 골조직이 생성되어 이개된 인접 골조직이 융합된 3차원 영상모델이 생성되므로 (Fig. 4), 이러한 다양한 3차원영상을 기반으로 한 RP모델 역시 가상 구조물이 생성이나 소실된 형태를 보여주기 때문이라고 생각한다.<sup>15,29</sup>

한편 영상모델이 RP모델보다 정확도가 우수하게 나타났는데 이는 RP모델 생성단계의 오차가 부가적으로 작용했기 때문이라고 생각되며 모델 재료로 사용된 녹말(starch)이 ANS 등 뾰족한 부위 등을 미세하게 표현하지 못하는 것으로 나타났기 때문에 RP모델의 재료선택도 정확도에 미치는 중요한 요인이라고 생각한다.<sup>10,30</sup> Levy 등<sup>31</sup>은 RP모델재료에 의해서, Santler 등<sup>32</sup> 모델 제조법에 의해 RP모델의 정확도가 영향을 받을 수 있다고 보고한 바 있다.

영상모델과 RP모델의 정확도에 영향을 미칠 수 있는 또 다른 요인으로는 계측오차가 있을 수 있다. 즉 3차원 비정형 모델에서 계측점 설정 및 재현의 어려움, 계측자의 오차, 계측기구의 오차한도 등에 의해 3차원 모델의 오차가 생성될 수 있으며<sup>13</sup> 본 연구의 3차원 모델의 정확도가 다소 떨어지는 이유도 이러한 계측오차와 무관하지 않을 것으로 생각한다. 일부 계측치에서 견조두개골과 3차원 RP모델간의 오차가 크게 나왔는데, porion, gonion, ANS, A point, nasion 등의 계측점이 포함된 항목이었다. porion과 gonion의 경우 계측 재현에 어려움이 있었고 ANS의 경우 미세하게 재현하기가 어려웠으며, A point나 nasion의 경우 봉합선 등이 소실되어 보였기 때문에 계측오차가 발생이 되었다.

이와 같은 RP모델을 주문 제작하는데에는 많은 비용이 소요되어 경제적 부담이 큰 실정이나, 보조자료로 이용시 여러 가지 장점이 수반되므로 임상에서 빈번하게 이용되는 추세에 있다. 본 연구의 결과 Rendering시의 임계치의

미세한 변화는 RP model의 정확성에 영향을 주었으며 이에 따라 적정한 임계치를 설정하여 보다 정확한 RP모델을 제작하는 것이 매우 중요한 요소라고 생각되며, 향후 많은 수의 견조두개골을 이용하고 여러가지 임계치의 설정, 다양한 CT자료 획득조건 등을 선택하여 RP모델의 정확도에 대해 다양한 연구를 하는 것이 바람직하다고 생각한다.

## 참 고 문 헌

1. Herman GT, Liu HK. Display of three-dimensional information in computed tomography. J Comput Assist Tomogr 1977; 1: 155-60.
2. Matteson SR, Bechtold W, Phillips C, Staab EV. A method for three-dimensional image reformation for quantitative cephalometric analysis. J Oral Maxillofac Surg 1989; 47: 1053-61.
3. Fishman EK, Magid D, Ney DR, Chaney EL, Pizer SM, Rosenman JG. et al. Three-dimensional imaging. Radiology 1991; 181: 321-37.
4. Parisi M, Mehdizadeh HM, Hunter JC, Finch JJ. Evaluation of craniosynostosis with three-dimensional CT Imaging. J Comput Assist Tomogr 1989; 13: 1006-12.
5. Ono I, Ohura T, Narumi E, Kawashima K, Matsuno I, Nakamura S, et al. Three-dimensional analysis of craniofacial bones using three-dimensional computer tomography. J Cranio Maxillofac Surg 1992; 20: 49-60.
6. Santler G, Karcher H, Ruda C. Indications and limitations of three-dimensional models in cranio-maxillofacial surgery. J Oral Maxillofac Surg 1998; 26: 11-6.
7. Bradrick JP, Smith AS, Ohman JC, Indresano AT. Estimation of maxillary alveolar cleft volume by three-dimensional CT. J Comput Assist Tomogr 1990; 14: 994-6.
8. Kragkov J, Sindet-Pedersen S, 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.
9. Lill W, Solar P, Ulm C, Watzek G, Blahout R, Matejka M. Reproducibility of three-dimensional CT-assisted model production in the maxillofacial area. Br J Oral Maxillofac Surg 1992; 30: 233-6.
10. Covino SW, Mitnick RJ, Shprintzen RJ, Cisneros GJ. The accuracy of measurements of three-dimensional computed tomography reconstructions J Oral Maxillofac Surg 1996; 54: 982-90.
11. Hildebolt CF, Vannier MW, Knapp RH. Validation study of skull three-dimensional computerized tomography measurements. Am J Phys Antropol 1990; 82: 283-94.
12. 김기덕, 김희진, 한승호, 박창서. 3차원 영상 전산화단층촬영을 이용

- 한 아래턱뼈의 체질 인류학적 연구- 3차원 영상의 정확도 평가. 대한체질인류학회지 1999; 12: 13-22.
13. Barker TM, Earwaker WJ, Lisle DA. Accuracy of stereolithographic models of human anatomy. *Austral Radiol* 1994; 38: 106-11.
  14. 한준구, 장기현, 한만청, 김주완. 모형틀 이용한 CT계측의 정확성 및 오차에 관한 실험적 연구. *대한방사선의학회지* 1985; 21: 368-74.
  15. 최진영, 최정호, 김남극, 이종기, 김명기, 김명진, 등. Rapid Prototyping으로 제작한 3D Medical Model의 오차 측정에 관한 연구 (임상 적용 가능성 및 사례) *대한구강악안면외과학회지* 1999; 25: 295-303.
  16. Ney DR, Fishman EK, Magid D, Robertson DD, Kawashima A. Three-dimensional volumetric display of CT data: effect of scan parameters upon image quality. *J Comput Assist Tomogr* 1991; 15: 875-85.
  17. Barone CM, Eisig S, Wallach S, Mednick R. Effects of rigid fixation device composition on three-dimensional computed axial tomography imaging: direct measurements on a pig model. *J Oral Maxillofac Surg.* 1994; 52: 737-40.
  18. Yune HY. Two-dimensional-three-dimensional reconstruction computed tomography techniques 1993; 37: 613-26.
  19. Vannier MW, Marsh JL, Waren JO. Three-dimensional CT reconstruction images for craniofacial surgery planning and evaluation. *Radiology* 1984; 150: 179-84.
  20. 이학중, 한준구. 풍선모형을 이용한 나선식 CT 부피측정의 관련인자에 대한 연구. *대한 방사선의학회지* 2001; 45: 221-8.
  21. Udupa JK, Hung HM, Chuang KS. Surface and volume rendering in three-dimensional Imaging: a comparison. *J Digit Imaging* 1991; 4: 159-68.
  22. Alder ME, Deahl ST, Mattreson SR. Clinical usefulness of two-dimensional reformatted and three-dimensionally rendered computerized tomographic images: literature review and a survey of surgeon's opinions. *J Oral Maxillofac Surg* 1995; 53: 375-86.
  23. 대한구강악안면방사선학교수협의회. 구강악안면방사선학. 제3판. 서울: 나래문화사; 2001. p. 172-3.
  24. Gawamata A, Arijji Y, Langlais RP. Three-dimensional computed tomography imaging in dentistry. *Dent Clin North Am* 2000; 44: 395-410.
  25. Korves B, Klimek L, Klein HM, Mosges R. Image- and model- based surgical planning in otolaryngology. *J Otolaryngol* 1995; 24: 265-70.
  26. 이민진, 설혜영, 김정혁, 이상천, 정규범, 나선형. 전산화단층촬영에서 Pitch와 절편두께에 따른 간내 결절 발견율의 차이: 모형틀 이용한 실험적 연구. *대한방사선의학회지* 1989; 39: 357-63.
  27. Horace HS, Stephen WC, Arnold MM, Kreef L. An image computing system for the estimation and reconstruction of diffuse volume of an ant-cancer drug in liver tumours. *Proceedings of Fifth Annual IEEE Symposium on Computer-based Medical Systems*; 1992 June 14-17; Durham, USA. p.391-7
  28. Ray CE, Mafee MF, Friedman M, Tahmoressi CN. Applications of three-dimensional CT imaging in head and neck pathology. *Radiol Clin North Am.* 1993; 31: 181-94
  29. Hemmy DC, Tessier PL. CT of dry skulls with craniofacial deformities: accuracy of three-dimensional reconstruction. *Radiology* 1985; 157: 113-6.
  30. Perry M, Banks P, Richards R, Freidman EP, Shaw P. The use of computer-generated three-dimensional models in orbital reconstruction *Br J Oral Maxillofac Surg* 1998; 36: 275-84.
  31. Levy RA, Guduri S, Crawford RH. Preliminary experience with selective laser sintering models of the human temporal bone. *AJNR Am J Neuroradiol* 1994; 15: 473-7.
  32. Santler G, karcher H, Gaggl A, Kern R. Stereolithography versus milled three-dimensional models: comparison of production method, indication, and accuracy. *Comput Aided Surg* 1998; 3: 248-56.