

Rapid Prototyping으로 제작한 3D Medical Model의 오차 측정에 관한 연구 (임상 적용 가능성 및 사례)

최진영 · 최정호**** · 김남국*** · 이종기* · 김명기** · 김명진 · 김영호***
서울대학교 치과대학 구강악안면외과, 구강병리과*, 치과의료관리학 연구실**,
서울대학교 산업공학과***, 남양주시 보건소****

Abstract

ACCURACY TESTS OF 3D RAPID PROTOTYPING (RP) MEDICAL MODELS: ITS POTENTIAL AND CLINICAL APPLICATIONS

Jin-Young Choi, Jung-Ho Choi****, Nam-Kuk Kim**, Jong-Ki Lee*,
Myeng-Ki Kim**, Myung-Jin Kim, Yeong-Ho Kim***

Department of OMFS, Department of oral Pathology and Dental Services Management and Policy**,
College of Dentistry, Seoul National university.*

*Department of Industrial Engineering, College of Engineering, Seoul National University***
Namyangju Public Health Center *****

Presented in this paper are the experimental results that measure rapid prototyping (RP) errors in 3D medical models. We identified various factors that can cause dimensional errors when producing RP models, specifically in maxillofacial areas. For the experiment, we used a human dry skull. A number of linear measurements based on landmarks were first obtained on the skull. This was followed by CT scanning, 3D model reconstruction, and RP model fabrication. The landmarks were measured again on both the reconstructed models and the physical RP models, and these were compared with those on dry skull. We focused on major sources of errors, such as CT scanning, conversion from CT data to STL models, and RP model fabrication. The results show that the overall error from skull to RP is $0.64 \pm 0.36\text{mm}$ ($0.71 \pm 0.66\%$) in absolute value. This indicates that the RP technology can be acceptable in the real clinical applications. A clinical case that has applied RP models successfully for treatment planning and surgical rehearsal is presented. Although the use of RP models is rare in the medical area yet, we believe RP is promising in that it has a great potential in developing new tools which can aid diagnosis, treatment planning, surgical rehearsal, education, and so on.

Key words : Rapid Prototyping, 3D Medical Models, Accuracy

1. 서 론

RP는 3차원 CAD 모델에서 단면을 생성하여 적층 방식으로 실물 모형을 제작하는 기술을 말한다. 이 기술은 공학분야에서 제품 디자인의 타당성과 정확성을 검증하기 위해 쓰이기 시작했고, 최근에는 짧은 모형 제작시간, 이용 가능한 소재의 다양성, 여러 가지 후처리 기법, 기존의 밀링(milling)과 같은 기계적 방법으로 가공하기 힘들거나 불가능한 것들을 제작할 수 있는 능력 등 적층 제조 기법만이 제공할 수 있는 여러 장점¹⁾ 때문에 이를

이용하는 분야가 점차 확대되고 있다.

구강악안면 외과를 비롯한 의료분야에서도 RP 이용에 대한 관심이 높아지고 있다. 의료분야에서의 RP 모형은 주로 CT/MRI 등 3차원 영상 획득 기술을 기반으로 제작되는데, 이는 진단 및 치료계획 수립뿐 아니라 수술에 필요한 매식체 제작에 이르기까지 그 활용 범위가 넓어질 전망이다. Bill 등²⁾은 결손된 두개골 모형을 RP로 제작하여 치료계획 수립 및 시술에 적용하였으며, Andrews 등³⁾은 congenital aural atresia 환자의 RP모형을 이용하여 수술 전 모의수술을 함으로써 정확한 치료계획을 수립할 수 있었으며 수술 위험도 감소시켰다고 보고하였고, 또 의사 교육용으로도 RP를 활용하였다. Sailer 등⁴⁾은 악안면 영역 기형의 외과적 교정 시 RP 모형을 적용한 경우가 기존의 진단 자료를 활용한 것 보다 더 우수한 결과를 얻었다고 보고하였다. Heissler 등⁵⁾은 손상된 두개골을 재건하기 위한 매식체 제작에 RP를 이용하였다. 이들은 결손 부위를 RP로 제작하고 이를 티타늄으로 주조하

최진영

110-749, 서울특별시 중로구 연건동 28
서울대학교 치과대학 구강악안면외과학교실

Jin-Young Choi

Dept. of OMFS, College of Dentistry, Seoul National University.

28, Yongon-Dong, Chongno-Gu, Seoul, 110-749, KOREA.

Tel: (02) 740-8706, 760-3992 FAX: (02) 766-4948

여 기존의 밀링 방법보다 더 우수한 티타늄 매식체를 제작할 수 있었다고 보고하였다.

지금까지의 이러한 시험적 RP모형 활용을 의료 분야에 보다 효과적으로 적용하자면, 시술에 필요한 허용범위 내의 정확도를 확보하는 것이 매우 중요하다. 따라서 본 연구에서는 의료용 모형 제작 시 발생하는 오차를 제작 공정별로 추적하여 오차의 범위를 밝히고자 하였다. 이와 더불어 3차원 의학모형을 실제 임상에 적용하여 얻은 양호한 결과를 보고하고자 한다.

II. 실험재료 및 방법

본 연구에서는 의료 분야에서 3차원 모델의 활용도가 가장 높으며, 임상적으로 중요한 구조물인 두개골을 대상으로 3차원 영상 모델을 생성하고, 이를 기반으로 RP 모형을 제작하였다. 그리고 해부학적 계측점을 이용한 선계측치의 차이를 이용하여 두개골, 3차원 영상 모델, RP 모형 간의 오차를 측정하였다.

1. RP 모형 제작

RP 모형 제작과정은 Fig 1과 같다. 먼저, 두개골을 CT(Somatom plus 4, Siemens Inc.) 촬영한 후, 3차원 영상 모델을 생성한다. 이 모델을 RP 표준 입력 포맷인 STL 모델로 변환하고, 이를 RP 제작 장비에 입력하여 RP 모형을 제작하였다. RP 장비로는 SLA 5000(3D Systems Corp.) 기종을 이용하였다.

RP 모형을 제작할 대상으로는 두개상악복합체(craniomaxillary complex)와 하악골(mandible)로 나누어진 인간 건조두개골을 이용하였다. 두개상악복합체와 하악골을 CT 촬영하여 각각 126장 그리고 87장의 단면 이미지를 획득하였다. CT 촬영조건으로 slice thickness는 1.0mm, pitch는 1.5, 관전류는 200mA, 관전압은 120KVP로 하였다. 이때, pitch는 Ge Wang[®]이 제안한 optimal pitch인 $\sqrt{2}$ 에 가깝게 설정한 것이다.

촬영 시 두개골의 위치는 임상 환자를 촬영할 때와 최대한 동일하게 하였다. 두개상악복합체는 Frankfort plane이 지평면과 수직이 되도록 하였고, 하악골은 교합평면이 지평면에 수직이 되도록 위치시켜 촬영하였다. 이후 RapidWorks[™] (CyberMed lab. Inc.)를 이용하여 STL 포맷의 3차원 영상 모델을 제작하였다. 이때 임계치(threshold value)를 두개상악복합체에서는 700(12 bit depth = 4096 gray scale), 하악골에서는 800으로 설정하였다. Fig 2는 왼쪽부터 건조두개골, 생성된 3영상 영상 모델, 그리고 RP 모형이다.

2. 계측

Table 1은 본 연구에서 사용한 해부학적 계측점(landmark)이며, Table 2는 이 계측점을 기준으로 실제로 시행한 선계측 기준들이다. 건조두개골과 RP 모형에서는 캘리퍼(caliper: Mitutoyo, Japan)를 이용하여 계측하였고, 3D 모델에서는 Materialise사의 Magicsview[®] 프로그램을 이용하였다. 계측점 설정 및 선계측은 숙

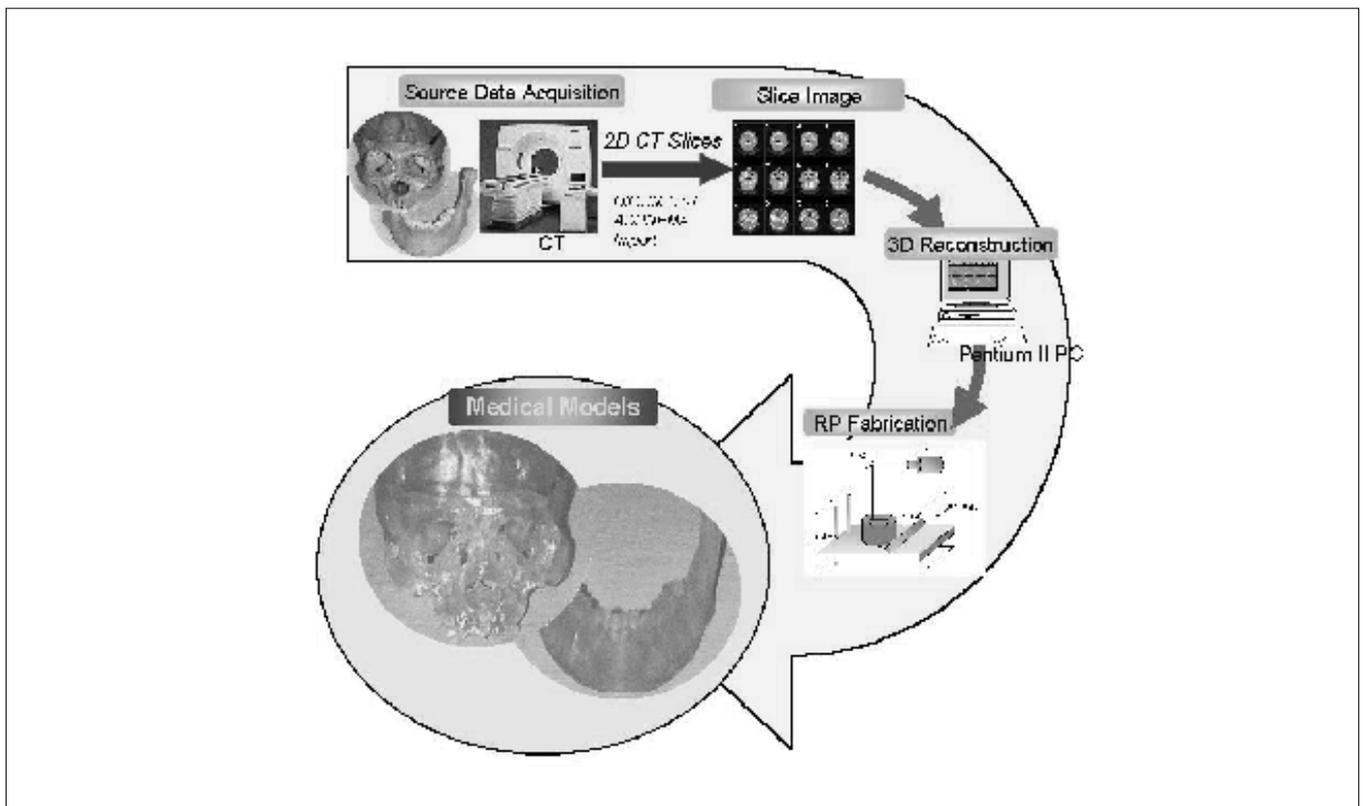


Fig. 1. RP 모형 제작과정.

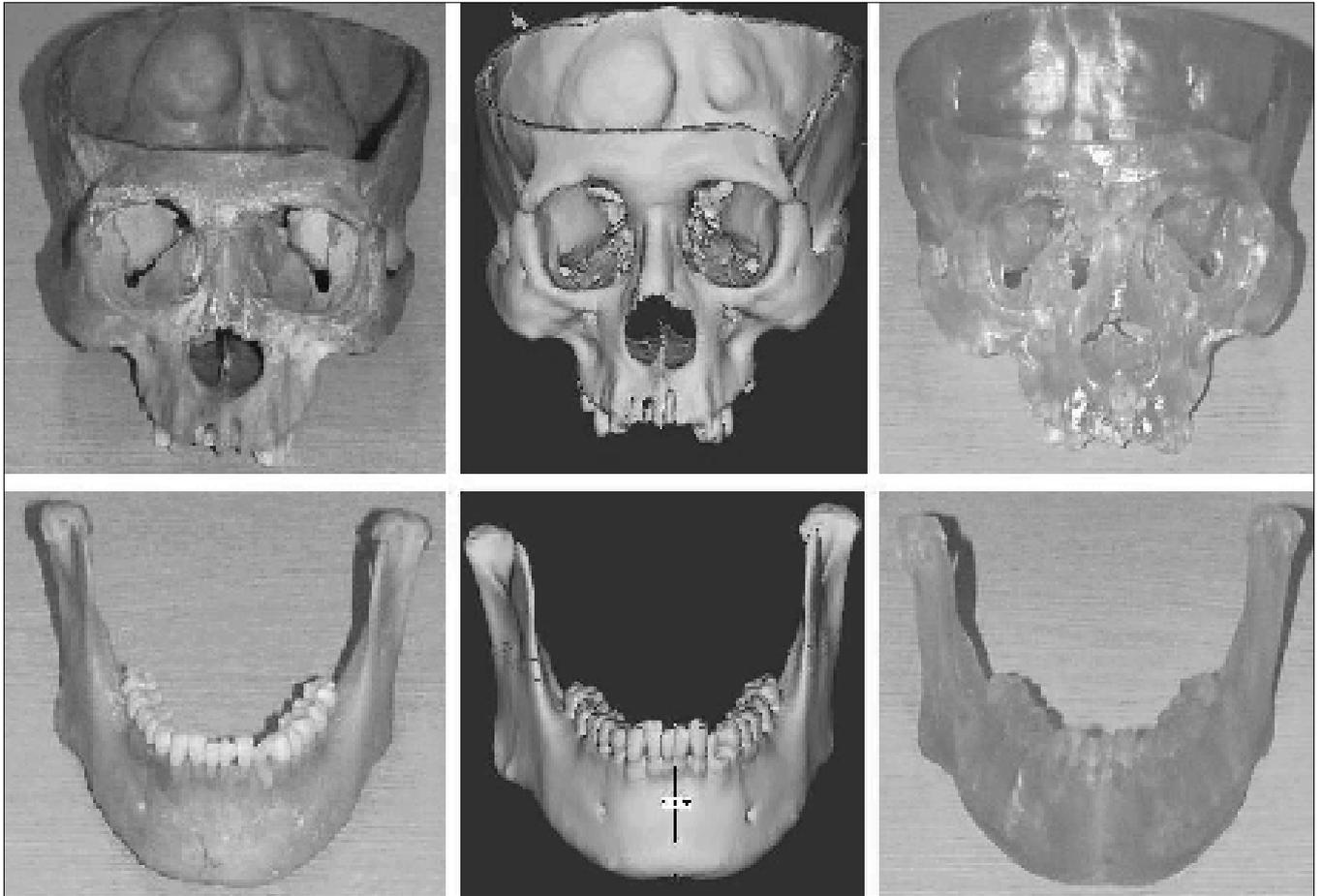


Fig. 2. 건조두개골, 3차원 영상 모델, RP 모형.

Table 1. 본 연구에서 사용한 계측점

두개상악복합체 (craniomaxillary complex)		
기호	명칭	정의
ANS	Anterior Nasal Spine	골격성 전비극의 정점
PNS	Posterior Nasal Spine	골격성 후비극의 정점
FZ	Innermost point of frontozygomatic suture	전두관골융합선의 최내측점
Zy	Zygion	관골궁의 최외측점
Ba	Basion	대후두공 앞모서리의 정중점
Op	Opisthion	대후두공 뒤모서리의 정중점
FO	Foramen Ovale	난원공의 내측연
FS	Foramen Spinosum	극공의 내측연
하악골 (mandible)		
기호	명칭	정의
Co	Condylion	하악 과두의 최상방점
Go	Gonion Mandibular angle	최대 만곡 지점
Pog	Pogonion	하악골 이부 중앙의 최전방점
Me	Menton	하악골 이부 중앙의 최하방점

* 좌표 중속적인 모든 계측점은 FH 평면을 지평면과 평행하게 두개골을 위치시킨 상태에서 선정하였음.

Table 2. 본 연구에서 사용한 선계측치

두개상악복합체 (craniomaxillary complex)	
계측치	정의
Length of internal cranium	골격성 두개골 내부의 전후 장경
Bizygomatic width	좌우측 zygion간의 거리
Palatal length	ANS-PNS 거리
Maxillary height	Na-A 거리
Length of foramen magnum	대후두공의 전후 장경(Ba - Op 거리)
Width of foramen magnum	대후두공의 좌우 폭경
FZ - FZ	좌우측 FZ간의 거리
FO - FO	좌우측 FO간의 거리
FS - FS	좌우측 FS간의 거리
하악골 (mandible)	
계측치	정의
Bicondylar width	좌우측 condyilion사이의 거리
Bigonial width	좌우측 gonion사이의 거리
Ramus height (Lt.)	좌측 condyilion - 좌측 gonion 거리
Ramus height (Rt.)	우측 condyilion - 우측 gonion 거리
Body length (Lt.)	좌측 gonion - menton 거리
Body length (Rt.)	우측 gonion - menton 거리
Effective mandibular legth(Lt.)	좌측 condyilion - pogonion 거리
Effective mandibular legth(Rt.)	우측 condyilion - pogonion 거리

련된 한 사람의 저자에 의해 실행되었다.

III. 실험결과

CT 자료로부터 STL 형식의 3D 영상 모델을 제작할 때 여러 가지 매개변수들의 값을 설정하여야 한다. 이 변수 가운데 등밀도면(iso-surface)을 이루는 density 값(예를 들어 뼈의 표면이 되는 밀도 값)을 임계치(threshold value)하는데, 이 매개변수는 3D 모델의 표면을 결정하므로 모델의 정확도에 크게 영향을 미친다. 본 연구에서는 임계치(threshold value)의 영향을 조사하기 위해 선계측치를 외측면군과 내측면군의 두 군으로 나누어 조사하였다. 외측면군은 두개골 외면의 선계측치로, 임계치에 의하여 3D 영상 모델이 실제보다 크게 생성될 경우 선계측치 값이 증가하고, 실제보다 작게 3D 영상 모델이 생성될 경우 선계측치 값이 감소할 것으로 예상되는 군이다. 내측면군은 안와와 같은 홀의 내면 선계측치로 외측면군과는 반대 경향의 계측값을 나타낼 것으로 예상되는 군이다. 각 군 내에서 임계치의 영향은 동일한 방향으로 변화를 일으킬 것으로 예측되며, 군 간에는 그 방향이 서로 다를 것으로 예측된다.

측정한 계측치를 바탕으로 절대오차와 상대오차를 구분하여 계산하였고, 이들 각각의 평균과 표준편차, 그리고 절대값의 평균과 표준편차를 구하였다. Table 3과 4에는 각각 내측면군과 외측면군을 구분하여 측정한 각각의 계측치와 오차를 정리하였다. Table 5는 건조두개골, 3영상 영상 모델, RP 모형 각 단계에 따른

오차의 평균과 표준편차를 나타낸다.

두개골과 3차원 영상 모델 사이에는 $0.49 \pm 0.36\text{mm}$ (오차율 $0.67 \pm 0.53\%$)의 절대값 오차를 보였으며, 3차원 모델과 RP 모형 간에는 $0.59 \pm 0.68\text{mm}$ (오차율 $0.88 \pm 0.53\%$)의 절대값 오차를 보였다. 건조두개골과 RP 모형 간에는 절대값 오차가 $0.64 \pm 0.36\text{mm}$ (오차율 $0.71 \pm 0.66\%$)로 나타났다. Fig. 3에서는 건조두개골, 3차원 영상 모델, RP 모형의 계측치를 계측거리 순으로 표시하였다.

IV. 고 찰

이 절에서는 본 연구의 실험 결과를 기존의 연구 결과와 비교하여 분석하였으며, 오차의 원인을 분류하여 정리하였다.

1. 기존 연구와의 비교

3차원 의학모형의 임상 적용 시, 모형의 정밀도와 오차의 범위는 검증되어야 할 중요한 부분으로 이에 대한 연구가 다수 있었다. Lill등⁷⁾은 인간 건조두개골과 밀링을 이용하여 생성한 폴리우레탄(ployurethane) 모형 간의 오차가 평균 1.5mm라고 하였고, Barker등⁸⁾은 건조두개골과 SLA(RP의 한 가지 방식) 모형 간의 오차를 측정한 연구 결과 평균 +0.85mm의 오차를 보였다고 하였다(최대 +4.62mm, 최소 +0.1mm). Kragoskov등⁹⁾은 4명의 증후군환자에 대해 3D 영상 모델과 SL(Stereo Lithography: 3차원 적층 방식을 의미하며 RP와 같은 의미임) 모형을 계측한 결과 평균 -0.3mm ~

Table 3. 외측면군 계측치의 절대오차 및 상대오차

Measurement	계측값(mm)			절대오차(mm)			상대오차(%)		
	두개골	3D모델	RP모형	3D-Skull*	RP-3D**	RP-Skull***	3D-Skull*	RP-3D**	RP-Skull***
Bicondylar width	102.25	102.42	102.80	0.17	0.38	0.55	0.17	0.37	0.54
Ramus height (Lt.)	61.10	61.94	61.70	0.84	-0.24	0.60	1.37	-0.39	0.98
Ramus height (Rt.)	62.25	62.50	62.45	0.25	-0.05	0.20	0.40	-0.08	0.32
Body length (Lt.)	83.00	83.53	83.05	0.53	-0.48	0.05	0.64	-0.57	0.06
Body length (Rt.)	83.15	83.20	82.05	0.05	-1.15	-1.10	0.06	-1.38	-1.32
Effective mandibular legth(Lt.)	122.20	122.37	122.00	0.17	-0.37	-0.20	0.14	-0.30	-0.16
Effective mandibular legth(Rt.)	123.30	124.37	122.20	1.07	-2.17	-1.10	0.87	-1.74	-0.89
Bizygomatic width	135.80	136.39	136.55	0.59	0.16	0.75	0.43	0.12	0.55
Palatal length	46.1	45.29	45.60	-0.81	0.31	-0.50	-1.76	0.68	-1.08
FO - FO	49.65	50.23	50.35	0.58	0.12	0.70	1.17	0.24	1.41
FS - FS	64.40	65.23	65.60	0.83	0.37	1.20	1.29	0.57	1.86
		평균		0.39	-0.28	0.10	0.43	-0.23	0.21
		표준편차		0.51	0.77	0.76	0.87	0.77	1.02
		절대값의 평균		0.54	0.53	0.63	0.75	0.84	0.59
		절대값의표준편차		0.34	0.62	0.39	0.58	0.57	0.52

* 두개골과 3D 모델간 오차, **RP 모형과 3D 모델간 오차, ***RP모형과 두개골간 오차.

Table 4. 내측면군 계측치의 절대오차 및 상대오차

Measurement	계측값(mm)			절대오차(mm)			상대오차(%)		
	두개골	3D모델	RP모형	3D-Skull*	RP-3D**	RP-Skull***	3D-Skull*	RP-3D**	RP-Skull***
Length of foramen magnum	34.15	34.06	33.60	-0.09	-0.46	-0.55	-0.26	-1.35	-1.61
Width of foramen magnum	33.95	33.75	33.60	-0.20	-0.15	-0.35	-0.59	-0.44	-1.03
Bigonial width	102.70	102.61	103.20	-0.09	0.59	0.50	-0.09	0.57	0.49
Length of internal cranium	150.00	150.54	150.80	0.54	0.26	0.80	0.36	0.17	0.53
FZ - FZ	93.20	92.12	94.35	-1.08	2.23	1.15	-1.16	2.42	1.23
		평균		-0.18	0.49	0.31	-0.35	0.27	-0.08
		표준편차		0.58	1.05	0.73	0.57	1.40	1.19
		절대값의 평균		0.40	0.95	0.68	0.49	0.98	0.99
		절대값의표준편차		0.42	0.85	0.31	0.41	0.48	0.91

* 두개골과 3D 모델간 오차, **RP 모형과 3D 모델간 오차, ***RP모형과 두개골간 오차.

0.8mm의 오차를 보고하였다.

일반적으로 밀링을 이용하여 생성한 모형보다는 stereolithography를 이용하여 생성한 모형이 더 정밀한 것으로 보고^{11,12}되고 있는데, 이는 Lill⁸의 연구에서 나타난 오차를 본 연구 및 위에서 소개한 다른 RP를 이용하는 연구들을 비교해보아도 알 수 있다.

한편, 본 연구에서 건조두개골과 3D 모델 간 오차의 절대값 평균은 $0.49 \pm 0.36\text{mm}$ (오차율 $0.87 \pm 0.53\%$), 3차원 모델과 RP 모형

간에는 $0.59 \pm 0.68\text{mm}$ (오차율 $0.88 \pm 0.53\%$)의 값을 보였다. 건조두개골과 RP 모형 간에는 오차의 절대값 평균이 $0.64 \pm 0.36\text{mm}$ (오차율 $0.71 \pm 0.66\%$)로 나타났다(Table 5). 이는 기존 연구들의 오차 평균값보다 작은 값일 뿐만 아니라, 오차의 최대값과 최소값의 차이도 Barker⁷의 연구 결과와 비교해볼 때 50% 정도 줄어들어 모형의 오차 범위가 훨씬 좁아졌음을 알 수 있다. 이는 결국 본 연구의 모형 제작 방법이 기존의 연구보다 더 안정적이고 오차

의 크기라는 관점에서 신뢰도가 높음을 의미한다고 할 수 있다.

이처럼 본 연구의 결과가 다른 연구보다 우수하게 나온 몇 가지 원인을 살펴보면 다음과 같다. Barker등⁷⁾은 conventional CT에서 slice thickness를 1.5mm로 하여 촬영한 반면, 본 연구에서는 spiral CT에서 1mm의 slice thickness를 이용하였으므로 보다 정밀한 CT 촬영을 하였고, 따라서 적은 오차가 나온 것으로 추측할 수 있다. 또한, Barker등⁷⁾이 이용한 계측점은 변연부 등 partial volume averaging effect에 의해 영향을 받기 쉬운 것이 많아서 원래 형상을 정확히 재현하는 것이 어려웠을 것으로 생각된다. Kragoskov등⁸⁾의 연구에서는 각 환자 증례에 따라 slice thickness, pitch 등의 변수를 상이한 조건으로 촬영한 환자의 CT 자료를 이용하였다. 이들이 계측에 이용한 3D 영상 모델은 RP 모형을 제작하는데 직접 이용된 모델이 아니며, 서로 다른 소프트웨어에서 각각 segmentation하여 재구성한 것으로 보인다. 따라서 이러한

요인도 오차 생성에 많은 영향을 주었을 것으로 생각된다. 본 연구에서는 RP 모형을 제작하는데 이용한 3D 영상 모델을 직접 계측하였으므로 보다 적은 오차를 얻을 수 있었고, 3D 영상 모델로부터 RP 모형을 제작하는 단계에서 발생하는 오차를 독립적으로 측정할 수 있었다.

2. 오차 발생의 단계적 고찰

3차원 의학모형을 제작하는 과정에서 발생 가능한 오차의 일반적인 원인을 Fig. 4와 같이 단계별로 나누어 정리할 수 있다.

1) CT촬영 단계의 오차

CT 촬영 시 slice thickness, pitch, gantry tilt 등의 매개변수와 단면 재구성 알고리즘은 생성되는 영상의 정확도에 영향을 미친다. CT 단면의 해상도가 512 × 512 pixel(pixel은 2차원 이미지를 구성하는 가장 작은 단위)일 경우, 한 pixel의 크기는 대략 0.98 × 0.98mm이며, 여기에 slice thickness에 의해 3차원 모델 제작 시의 voxel(voxel은 3차원 이미지를 구성하는 가장 작은 단위) 크기가 결정된다. 이러한 pixel 및 voxel의 크기 때문에 volume averaging effect가 나타나게 된다. 또한, CT 단면에서 조직의 분포에 따라, 같은 조직이라도 CT 단면에서는 다른 값으로 나타나게 된다. 이는 골이 얇은 부분이나 침점 또는 변연부에서의 정확한 영상 재현을 어렵게 만든다. 또한, 환자의 동요도, 구강내 보철물에 의한 metal artifact 등도 오차를 크게 하는 요인이 될 수 있다.

Table 5. 각 단계에서 오차의 평균과 표준편차

전체	절대오차(mm)			상대오차(%)		
	3D-Skull*	RP-3D**	RP-Skull***	3D-Skull*	RP-3D**	RP-Skull***
평균	0.21	-0.04	0.17	0.19	-0.07	0.12
표준편차	0.58	0.91	0.73	0.85	0.99	1.04
절대값의 평균	0.49	0.59	0.64	0.67	0.88	0.71
절대값의 표준편차	0.36	0.68	0.36	0.53	0.53	0.66

* 두개골과 3D 모델간 오차, **RP 모형과 3D 모델간 오차, ***RP모형과 두개골간 오차.

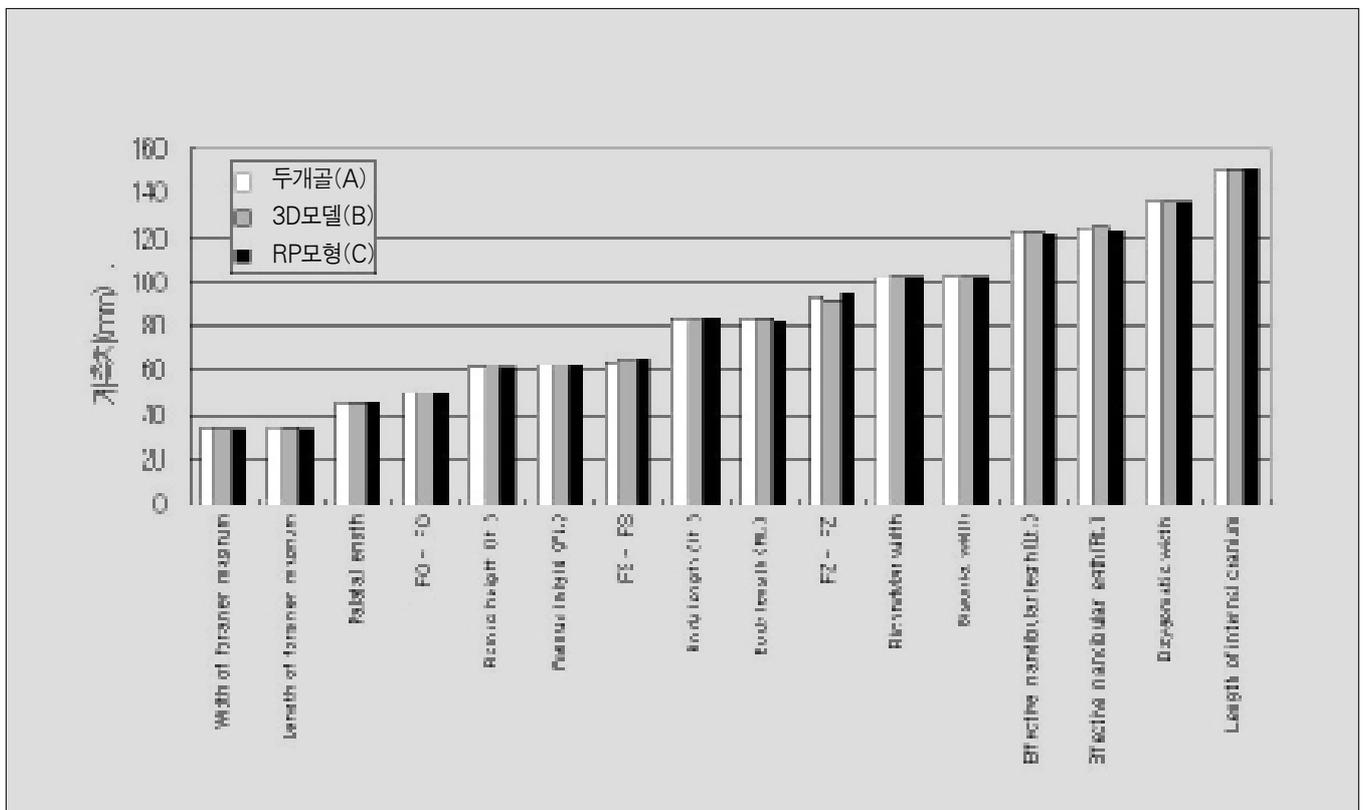


Fig. 3. 건조두개골, 3차원 영상 모델, RP 모형의 선계측치의 비교.

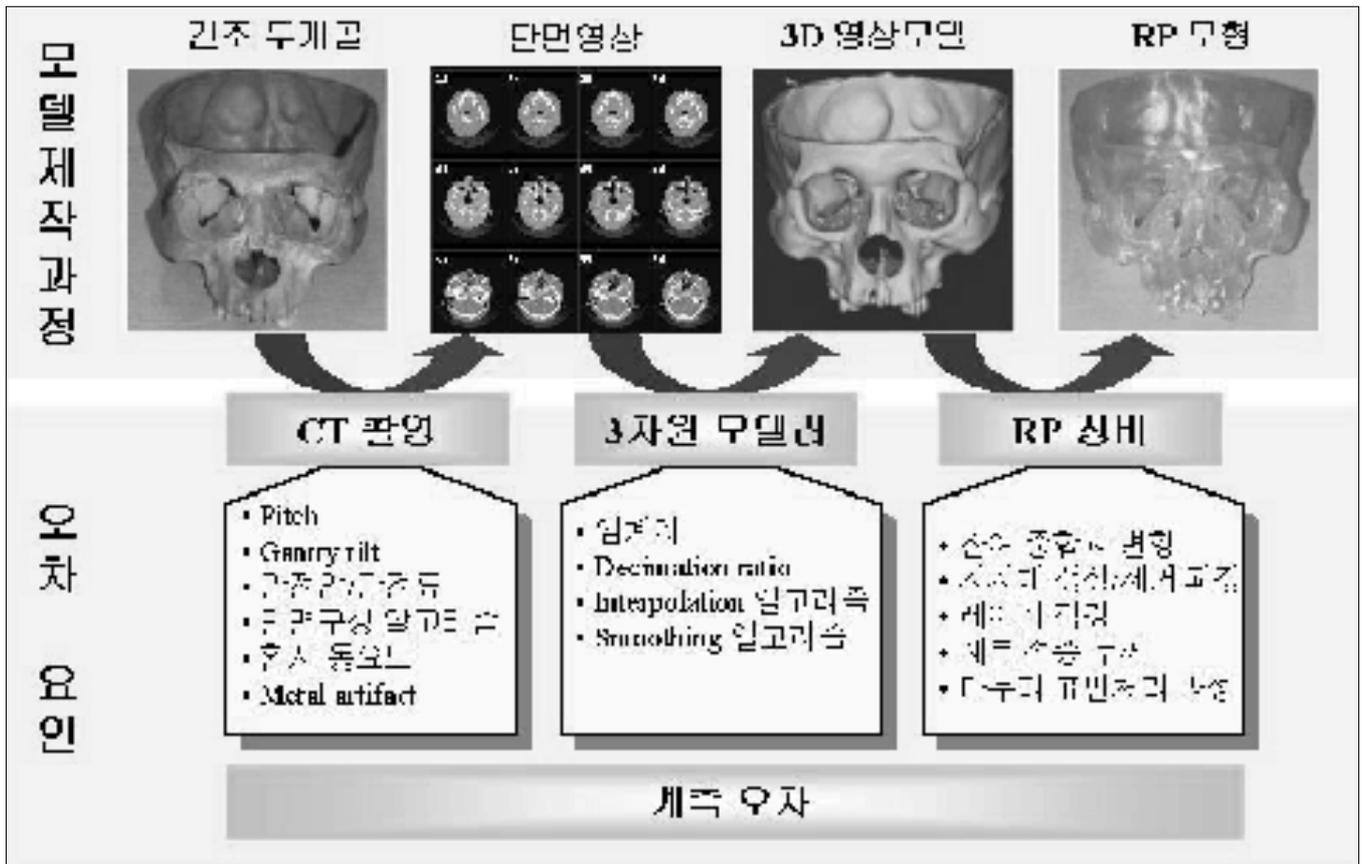


Fig. 4. 모형 제작 단계별 오차 발생 요인.

본 연구에서 palatal length와 FZ-FZ 계측치가 비교적 큰 오차를 보이는 이유도 계측점을 ANS, PNS 등과 같이 volume averaging effect를 많이 받는 침점과 frontozygomatic suture를 이용하고 있기 때문으로 추정된다.

2) 3D 모델 생성 단계의 오차

전술한 임계치(threshold value)를 결정하는 문제와 후처리 알고리즘에서 사용되는 압축률(decimation ratio), interpolation 및 smoothing algorithm 등도 오차에 영향을 주게 된다. 이 중에서 전반적으로 가장 큰 영향을 미치는 것은 임계치이다. 임계치의 정확한 값은 알려져 있지 않으므로 대부분의 기존 연구에서는 경험적인 수치를 이용하고 있다^{7,8,10}. 저자들은 여러 가지 임계치로 시험해본 결과 두개상악복합체의 임계치는 700, 하악골은 800의 값(12 bit depth = 4096 gray scale)을 이용했을 때 가장 좋은 결과를 얻을 수 있었다. 임계치에 의한 오차 생성을 조사하고자 계측치를 변화의 방향이 같을 것으로 예상되는 두 군(내측면군과 외측면군)으로 나누어 그 결과를 검토하였다. 내측면군에서 건조두개골과 3D 영상 모델의 계측치를 비교해 보면, length of internal cranium을 제외한 모든 계측치가 3D 영상 모델에서 더 작은 수치를 나타내었다. 외측면군에서는 건조두개골과 3D 영상 모델의 계측치를 비교할 경우 palatal length를 제외한 모든 계측치가 3D 영상 모델에서 더 큰 값을 나타내었다. 이는 3D 영상 모델이

건조두개골보다 크게 형성되었음을 나타내며, 임계치가 이상적인 수치보다 작았음을 의미한다. Lill 등⁸의 밀링 모형이나 Barker 등⁷의 stereolithographic 모형이 건조두개골보다 크게 나타난 것의 주된 원인 역시 이상적인 임계치를 취하지 못한 것이라 생각된다. 적절한 임계치를 알아내기 위한 추후의 연구가 필요할 것으로 사료된다. 한편, 3D 영상 모델로 변환하는 과정에서 tessellation, triangle edge, closure error 등과 같은 기술적인 오차 발생 요인도 있으나 이 논문에서는 논의를 생략하기로 한다.

3) RP 모형 제작 단계의 오차

다음으로, RP 모형을 제작하는 단계에서 발생하는 오차를 생각할 수 있다. 모형 제작 환경 요인 및 열에 의한 RP 재료의 잔여 중합(residual polymerization)과 변형, 지지 받지 못하는 구조물을 받치기 위한 지지대 생성 및 이의 제거 과정에서 생기는 오차, 재료를 중합시키는 레이저의 직경 및 적절한 이동 여부, RP 모형 적층 두께, 모형의 마무리 표면처리(finishing) 과정에서 생기는 오차 등이 이에 포함된다.

3D 영상 모델과 RP 모형간의 계측치를 비교해 보면 불규칙한 차이를 나타낸다. 이의 원인으로서는 계측자의 오류 외에 위에 열거한 여러 가지 원인이 기여했을 것으로 추정되나, 현 단계에서 정확한 원인을 파악하기는 힘들다. 따라서, 모형의 3차원적 중첩 등과 같은 방법으로 직접적인 비교를 해보는 것이 필요할 것으

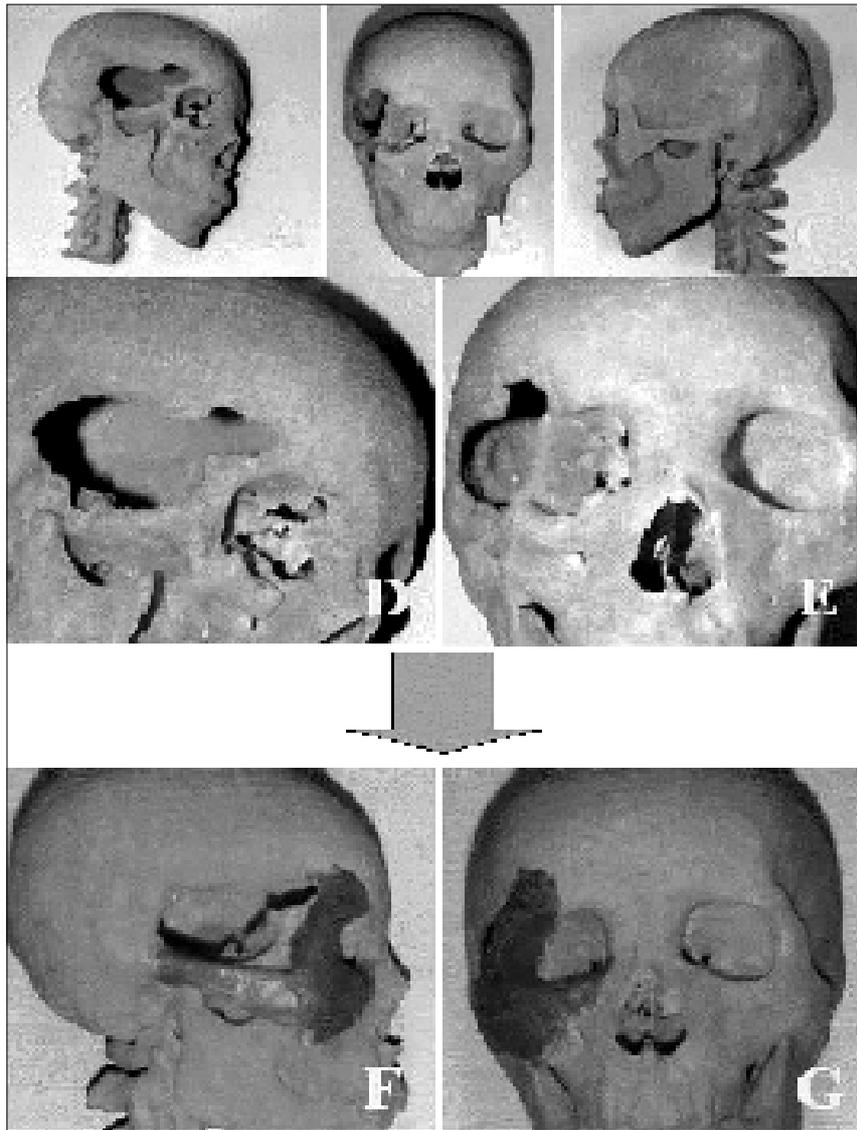


Fig. 5. 악안면 골절환자의 RP 모형 적용 예, 3차원 컴퓨터 단층촬영 후 제작한 RP 모형 (A~E), 수술전에 치과용 왁스를 이용하여 우측측두골, 관골부 결손 부위를 RP 모형상에서 재건한 모습(F,G).

로 생각된다.

4) 계측 오차

계측을 하는 과정에서도 오차가 발생할 수 있다. 3차원 비정형 모델에서 계측점 설정 및 재현의 어려움, 계측자의 오차, 계측 기구의 오차한도 등이 주요 계측 오차의 원인으로 생각된다. 3차원 모델에서 계측점을 설정하고 재현하는 과정은 2차원의 경우보다 더 어렵다. Barker 등⁷⁾은 화면 상에서 3차원 영상을 계측하는 것은 오차가 매우 크다고 하였다. 본 연구에서는 계측자간의 오차를 배제하고자 한 사람의 저자에 의해 모든 계측점 설정 및 선 계측을 시행하였다. 이러한 계측자의 오차와 함께 계측 기구의 오차 한도(caliper : 0.05mm)도 기여하였을 것이다. 계측 항목 중 mandibular body length와 effective mandibular length의 좌우측 계

측치 오차 크기가 다르게 나타난다. 이는 정중선 설정 재현성의 어려움으로 인해 정확히 계측이 이루어지지 않았음을 의미한다.

이와 같이 여러 단계에 걸쳐 오차가 발생할 수 있으나, CT의 특성으로 인한 volume averaging effect, 골조직의 불균일한 밀도, 3차원 영상 모델 생성시 임계치 설정, 그리고 정확한 계측점의 재현성 등이 주요 오차 원인으로 생각된다.

V. 적용 사례

1. RP 모형의 임상 응용 가능성

악교정 수술의 경우, 수술 계획을 수립하는 과정에서 지금까지는 두부 방사선 계측 분석과 치과용 석고 모형 분석, 안면 사진

등을 주로 이용하였다. 이러한 전통적인 2차원적 진단 분석 방법은 악골의 전후방 위치 관계나 치아 배열 이상 등을 분석하기에는 큰 어려움이 없으나, 단순한 전후방 부조화의 범주를 벗어나는 안면 비대칭을 동반한 부조화 등의 분석에는 한계가 있다. 대개 시측이나 술자의 경험에 의존하는 경우가 많아 객관적이고 정확한 분석이 어려운 점이 있었다. 이러한 경우에 RP 모형을 이용하면, 모형 상에서 좌우 비대칭의 양 등을 실측하는 것이 가능하여 수술 시 교정해 주어야 할 양을 정확히 계산할 수 있다. 그리고 RP 모형과 치아용 석고 모형을 교합기와 함께 이용하여 가상 수술을 시행해보는다면, 수술 결과를 보다 정량적으로 미리 예측할 수 있을 뿐 아니라 수술 중 많은 시간이 소용되는 과정들(예를 들면 positioning plate나 metal plate 등을 골편에 적합시키는 일)을 미리 시행 함으로써 실제 수술시간을 단축하는 효과가 있을 것으로 생각된다.

또한, 중앙절제술 후 즉시 재건 시에 reconstruction plate를 미리 절제될 악골의 형태에 맞게 적합시키고, 이식할 골의 크기를 정하고 형태를 부여하는데, 이때 RP 모형 상에서 절제된 분절부를 기준으로 삼을 수 있다. 결손된 치아를 회복하기 위해 임플란트를 식립하는 경우 RP 모형을 이용함으로써 임플란트의 적절한 크기, 정확한 식립 방향 및 위치 등에 관한 정확한 정보를 얻을 수 있다. 이상에서 악안면 구강외과 영역에서 흔히 적용될 수 있는 경우들을 살펴보았지만 이외에도 외상 후 결손부의 재건, asymmetrical hypertelorism, crouzon syndrome, hemifacial microsomia 등과 같은 성형 및 재건을 요하는 많은 경우에서도 RP 모형은 유용하게 사용될 수 있으리라 생각된다.

2. 적용 사례

RP 기술을 실제 임상에서 성공적으로 적용한 사례를 소개한다. 28세의 남자환자로 1998년 8월 교통사고로 인한 우측 안면부 결손을 주소로 내원한 환자로 두부 방사선촬영, 3차원 컴퓨터 단층촬영 후 우측측두골, 관골부 결손 진단하에 결손부위에 대한 정확한 평가 및 수술 중 재건시 도움을 얻기 위하여 RP를 제작하여 술 전 결손부의 평가와 아울러 RP 상에서 치과용 의치상 레진을 이용하여 반대편 비이환측과 조화를 이루도록 재건을 시행하였다. 수술은 측두골 결손부의 재건을 위하여는 신경외과에서 골 시멘트를 이용한 측두골 성형술을, 관골부 결손 재건을 위하여는 구강악안면 외과에서 5번 6번 늑골과 늑연골을 채취하여 재건에 이용하였다. 수술 시 재건할 골의 형태나 양을 RP 상에서 미리 제작한 모형과 비교함으로써 보다 정확하고 재건시 수술시간을 상당히 줄일 수 있었다(Fig. 5).

VI. 결론 및 향후과제

본 연구에서는 인간 건조두개골을 이용하여, CT 촬영, 3차원 영상 모델 생성, RP 모형 제작 과정에서의 오차 발생을 단계별로 조사하였다. 본 연구에서 나타난 오차는 절대값으로 환산하여 $0.64 \pm 0.36\text{mm}$ (절대값 오차율 $0.71 \pm 0.66\%$)인데, 이러한 오차 범위는 임상 시술 시 RP 모형을 응용할 수 있다는 가능성을 보여준다.

본 연구에서는 모형 제작 비용에 따르는 부담 등으로 인하여, 충분한 수의 모형을 제작하지는 못하였다. 통계적인 유의성을 얻으려면 보다 많은 수의 모형을 연구해야 할 것이다. 또한, 임계치의 세밀한 조절 및 이의 자동 결정, 다양한 CT 촬영 조건에 대한 모형 제작, 의료시술별로 최적화된 RP 재료의 선택 등도 후후 연구되어야 할 것이다.

참고 문헌

1. Wang Z, Wang X, Liu S : Research on improving rapid prototyping, Proceedings of 1998 IEEE International Conference on Robotics and Automation : 1:314 - 317, 1998.
2. Bill JS, Reuther JF, Dittmann W, Kubler N, Meier JL, Pistner H, Wittenberg G : Stereolithography in oral and maxillofacial operation planning. Int J Oral Maxillofac Surg 24(1 Pt 2):98-103, 1995.
3. Andrews JC, Mankovich NJ, Anzai Y, Lufkin RB : Stereolithographic model construction from CT for assessment and surgical planning in congenital aural atresia. Am J Otol 15(3):335-9, 1994.
4. Sailer HF, Haers PE, Zollikofer CP, Warnke T, Carls FR, Stucki P : The value of stereolithographic models for preoperative diagnosis of craniofacial deformities and planning of surgical corrections. Int J Oral Maxillofac Surg 27(5):327-33, 1998.
5. Heissler E, Fischer FS, Bolouri S, Lehmann T, Mathar W, Gebhardt A, Lanksch W, Bier J : Custom-made cast titanium implants produced with CAD/CAM for the reconstruction of cranium defects. Int J Oral Maxillofac Surg 27(5):334-8, 1998.
6. Wang G : Spiral CT, 3D Visualization in Medicine. ACM SIGGRAPH 98, Course 23, 168-173, 1998.
7. Barker TM, Earwaker WJ, Lisle DA : Accuracy of stereolithographic models of human anatomy. Australas Radiol 38(2):106-11, 1994.
8. Lill W, Solar P, Ulm C, Watzek G, Blahout R, Matejka M : Reproducibility of 3-dimensional CT-assisted model production in the maxillofacial area. Br J Oral Maxillofac Surg 30(4):233-6, 1992.
9. Kragsskov J, Sindet-Pedersen S, Gyldensted C, Jensen KL : A comparison of 3-dimensional CT scans and stereolithographic models for evaluation of craniofacial anomalies. J Oral Maxillofac Surg 54(4):402-11, 1996.
10. Santler G, Karcher H, Ruda C : Indications and limitations of three-dimensional models in cranio-maxillofacial surgery. J Craniomaxillofac Surg 26(1):11-6, 1998.
11. Santler G, Karcher H, Kern R : Stereolithography model vs. milled 3D models. Production, indications, accuracy. Mund Kiefer Gesichtschir 2(2):91-5, 1998.
12. Klein HM, Schneider W, Alzen G, Voy ED, Gunther RW: Pediatric craniofacial surgery: comparison of milling and stereolithography for 3D model manufacturing. Pediatr Radiol 22(6):458-60, 1992.