

악교정 수술을 위한 디지털 모형 수술의 정확성 평가

김봉철¹ · 박원서² · 강연희¹ · 이충국¹ · 유형석³ · 강석진⁴ · 이상휘¹

¹연세대학교 치과대학 구강악안면외과학교실, ²통합진료과, 및 ³교정과학교실, ⁴(주) Orapix

Abstract

ACCURACY OF DIGITAL MODEL SURGERY FOR ORTHOGNATHIC SURGERY: A PRECLINICAL EVALUATION

Bong Chul Kim¹, Won Se Park², Yon Hee Kang¹, Choong Kook Yi¹,
Hyung Suk Yoo³, Suk Jin Kang⁴, Sang Hw Lee¹

¹Department of Oral & Maxillofacial Surgery, ²General Dentistry, and ³Orthodontics,
College of Dentistry, Yonsei University, ⁴Orapix

The accuracy of model surgery is one of important factors which can influence the outcome of orthognathic surgery. To evaluate the accuracy of digitalized model surgery, we tried the model surgery on a software after transferring the mounted model block into a digital model, and compared the results with that of classical manual model surgery. We could get the following results, which can be used as good baseline analysis for the clinical application.

1. We made the 3D scanning of dental model blocks, and mounted on a software. And we performed the model surgery according to the previously arranged surgical plans, and let the rapid prototyping machine produce the surgical wafer. All through these process, we could confirm that the digital model surgery is feasible without difficulties.
2. The digital model surgery group (Group 2) showed a mean error of 0.0 ~ 0.1mm for moving the maxillary model block to the target position. And Group 1, which was done by manual model surgery, presented a mean error of 0.1 ~ 1.2mm, which is definitely greater than those of Group 2.
3. Remounted maxillary model block with the wafers produced by digital model surgery from Group 2 showed the less mean error (0.2 to 0.4 mm) than that produced by manual model surgery in Group 1 (0.3 to 1.4 mm).

From these results, we could confirm that the digital model surgery in Group 2 presented less error than manual model surgery of Group 1. And the model surgery by digital manipulation is expected to have less influence from the individual variation or degree of expertness. So the increased accuracy and enhanced manipulability will serve the digital model surgery as the good candidate for the improvement and replacement of the classical model surgery, if careful preparation works for the clinical adjustment is accompanied.

Key words: Digital, Model surgery, Orthognathic surgery, Wafer, Error, Accuracy

※This work was supported by grant No. R13-2003-013-02001-0 from the Korea Science & Engineering Foundation and Yonsei University Research Fund of 2002 for S.-H. Lee.

I. 서 론

얼굴 기형 환자들을 대상으로 하는 악교정 수술에서는 작은 오차도 수술 후 기능적, 심미적 문제를 일으킬 수 있다⁷⁾. 그리고 이런 오차는 수술 전 준비 과정이나 수술 과정에서 모두 발생할 수 있으며^{10,12,17,19-23)}, 이 중 수술 준비 과정에서의 오차로는 인상 채득, facebow transfer, 석고모형 mounting, 석고 모형 수술(model surgery), 그리고 surgical splint의 제작¹⁶⁾ 등이 알려져 있다.

이 가운데 석고 모형 수술은 악골의 움직임을 미리 예측해 볼 수 있기도 하지만 악골의 이동에 필요한 surgical splint를 제작할 수 있기 때문에 필수적인 과정이다⁹⁾. 따라서 정확한 모형의 이동이 석고모형 수술에서는 가장 중요하며 오차를 줄이기 위한 노력이 꼭 필요하다. 석고 모형 수술 중 발생하는 오차는 2차원 방사선 사진에서 세운 수술 계획을 3차원 석고 모형으로 옮기는 과정에서 발생하기도 하지만 주로 수술 계획과 다른 3차원 공간으로 모형이 움직여져서 생기는 경우가 많다.

이제까지 석고모형 수술을 정확하게 수행하기 위해서는 다양한 방법들이 보고되었고^{1-4,7,9,10,16,18,19)}, 예를 들어 height gauge와 model block을 이용해 치아 위치를 확인하며 모형 수술하는 방법은 오차 발생을 감소시키고 비교적 쉽게 모형 수술을 할 수 있도록 해준다²⁴⁾. 그러나 이러한 여러 가지 방법으로도 정확한 치아 이동과 모형 수술을 위해서는 여러 번 작업을 반복해야 하는 등 불편함의 단점이 있었다.

하지만 최근의 전자 기술 발달은 이 단점들을 없앨 수 있는 가능성을 우리에게 제시하고 있다. 특히 정보의 형태가 아날로그에서 디지털로 변화되고 있듯이 석고 모형은 디지털 모형으로, 석고 모형의 이동은 실제 공간에서 사이버 공간으로 변화될 수 있게 되었다. 또 3차원 소프트웨어의 발전은 디지털 입체 모형의 3차원 이동, 회전을 개인용 컴퓨터에서까지 가능하게 하고 있다. 따라서 저자들은 악교정 수술을 위한 모형 수술을 디지털 방식으로 개인용 컴퓨터와 소프트웨어 상에서 시행 가능한지 확인하고, 이때 발생하는 오차는 임상에서 사용 가능한 범위를 알아보기로 했다. 이를 위해 디지털 모형 수술의 정확성과 오차 범위를 확인하고 이를 고전적인 수작업의 결과와 비교하여 디지털 모형 수술의 정확성을 판단하고 임상 적용이 가능한지 평가하기로 하였다.

II. 연구 방법 및 재료

상악골 및 하악골 동시 수술이 필요한 환자 6명에게서 통상적인 방법으로 상악 및 하악 치아, 악궁의 인상을 채득하여 석고 모형을 제작하고 복제하여 총 12쌍의 석고 모형을 제작하였다. 석고 모형은 각 환자에게서 얻은 facebow

(Earpiece type, Teledyne Hanau Co., USA) 기록을 이용하여 교합기 (Denar articulator, Denar Co., USA)에 각각 mounting 하였다.

그리고 이중 6쌍의 석고 모형은 다음과 같이 수작업 모형 수술을 준비하였다. 측정 기준점이 위치할 석고 모형 상의 중절치와 좌, 우측 제1 대구치 결손은 전혀 없는 상태였으며, 이 기준점들은 전치 절단면의 중심 혹은 구치 근심 협측 교두 상에 위치되도록 임의 결정하였다. model block (100×100×30 mm, 편평도 오차는 0.05mm)를 이용하여 석고모형의 mounting plate를 고정하고 석정반 (유니텍정밀, 한국, 0.01mm의 편평도)에 올려 height gauge (Mitutoyo co., Japan, 0.02mm의 오차 한계)로 측정하였다. (Fig. 1)

이때 임의의 기준 평면을 설정해 상악 우측 중절치, 상악 우측 제 1 대구치, 상악 좌측 제 1 대구치 상 기준점의 3차원 위치가 평가될 수 있도록 하였다. 즉, 교합면이 위로 향하고 전치를 전방, 구치를 후방 정렬하였을 때 Frankfurt plane에 평행인 수평면(axial plane)상의 전후방 관계는 X 좌표축으로, 협설 방향은 Y 좌표축으로 정하였다. 그리고 이 수평면에 대한 수직 평면인 치아의 수직 방향을 Z축으로 하였으며 이 평면계의 개략적인 모습을 Fig. 2에 표시하였다.

또 나머지 6개 석고 모형을 이용해서 디지털 모형 수술을 준비하였다. 우선 석고 모형을 Orapix® (주) Orapix, Seoul, Korea) 장치를 이용해 laser scan하고 rapidform 2006® (주) 아이너스, Seoul, Korea)과 컴퓨터를 이용하여 3차원적으로 재구성된 virtual cast를 제작하였다. 제작된 virtual cast의 모습은 Fig. 3과 같으며, mounting된 석고 모형의 기준점 정보를 이용하여 프로그램 상의 가상 교합기에 cyber mounting을 해 virtual cast의 3차원적인 위치를 고정시켰다. (Fig. 4)

모형 수술을 위한 모형의 이동량은 아래와 같이 임의로 설정하였는데, 전방이동, 후방 impaction, canting correction의 3가지 이동이 다양하게 조합되도록 하였다. (Table 1 참조) 그리고 고전적인 석고 모형 수술을 한 수작업 군을 대조군으로 설정하고, 디지털 모형 수술을 한 디지털 작업 군을 실험군으로 설정하였다.

그리고 수술 계획에 따라 수작업 군과 디지털 작업 군에서 각각 모형 수술을 시행하였다. 즉, 수작업 군은 고전적인 모형 수술을 수작업으로 이미 보고된 방법¹⁾에 따라 시행하였고, 디지털 작업 군은 rapidform 2006® 상에서 사이버 공간의 계획된 위치로 기준점을 이동시켜 모형의 이동이 이루어지도록 했다 (Fig. 5). 각 모형 기준점의 3차원 위치를 전후방 길이(X), 측방 길이(Y), 수직 높이(Z) 방향에서 측정하고 예상 이동 위치와 비교하여 오차를 산정하였으며 실험 군과 대조군의 오차를 비교하여서 모델 수술의 정확성을 평

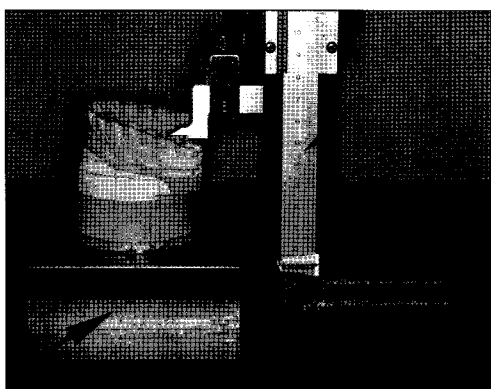


Fig. 1. Measurement of model reference point. Reference point (X axis: anterior-posterior length; Y axis: transverse width; Z axis: vertical height) of dental cast model, mounted on model block, was measured by a height gauge. (arrow indicates the model block, arrowhead represents the height gauge)

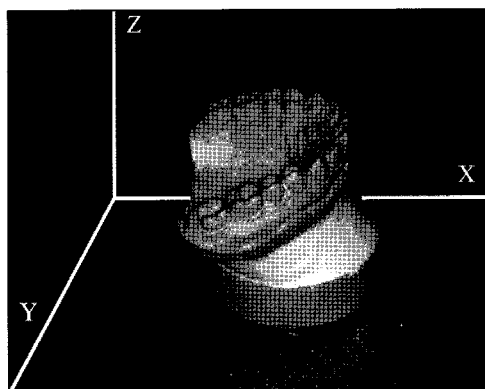


Fig. 2. Coordinate axes and planes used during the measurement and evaluation of models. The reference plane was established by setting XY plane (axial plane) parallel with model Frankfurt plane and Z axis perpendicular to XY plane. So value X represented the anterior-posterior length, while value Y for transverse width and value Z for vertical height for the reference points of the teeth of dental model.

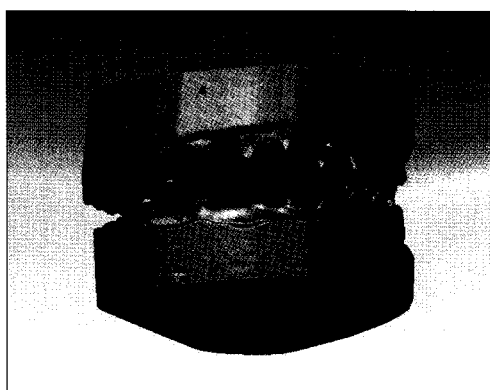


Fig. 3. Three dimensional digital dental model by Laser scanning. The surface Laser scanning of dental cast model acquired from patient was done by using Orapix® (Orapix, Seoul, Korea) and three dimensional reconstruction was made by a software rapidform 2006® to make the digital dental model.

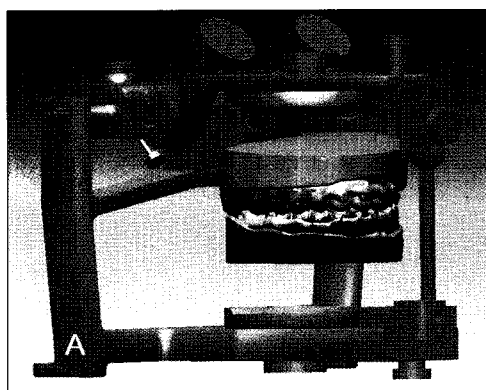


Fig. 4. Positioning the digital dental model on a cyber articulator by cyber mounting. We acquired value X, Y, Z of each reference point of dental cast mounted on real articulator by facebow record. With this value X, Y, Z, the cyber mounting of digital dental model was achieved on virtual articulator.

Table 1. Outlines of Model Surgery Plan

Plan	N	Range	Amount
advancement	2	advancement in anterior-posterior direction (X)	3 mm
posterior impaction	2	impaction of #16, 26 in vertical dimension (Z)	3 mm
canting correction	2	impaction of only #16 in vertical dimension (Z)	3 mm

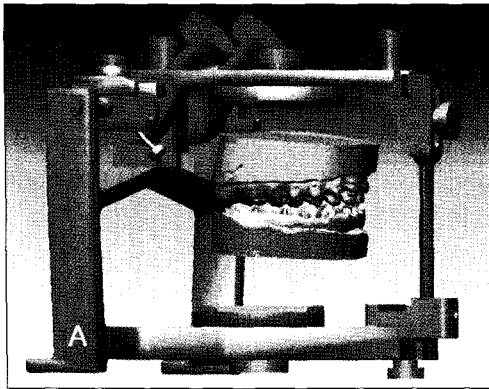


Fig. 5. Status after digital model surgery. Digital model surgery was done on Rapidform 2006® and the movement range of digital model was confirmed. (blue: before, gray: after, A: virtual articulator)

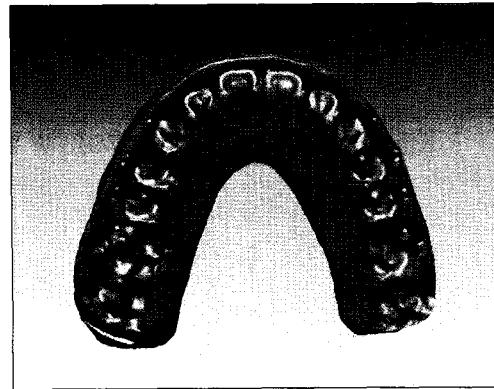


Fig. 6. Virtual wafer produced after digital model surgery. After digital model surgery as in Fig. 5, the virtual wafer was created by using changed position of digital dental model and inter-occlusal relationship.



Fig. 7. Actual wafer produced from digital model surgery/rapid prototyping. Actual wafer was acquired by Rapid Prototyping Machine, Viper 3® (3D systems, USA).

가하였다 (Table 2 참고).

디지털 모형 수술로 만들어진 데이터는 Rapid Prototyping(RP) Machine인 Viper 3® (3D systems, USA)를 통해서 수술에 직접 사용할 수 있는 wafer 제작에 이용하였다 (Fig. 6, 7 참조). 그리고 디지털 작업 군의 정확성을 평가하기 위해서, re-mounting 과정을 수행하였다. 즉, 제작된 wafer를 하악 석고 모형에 적합시킨 채로 상악 석고모형을 맞추어 re-mounting한 뒤 상악 석고 모형 기준점의 전후방 길이(X), 측방 길이(Y), 수직 높이(Z)를 height gauge로 다시 측정하였다. 그리고 수작업 군에서도 동일한 방법으로 석고 모형 수술 후 wafer를 제작한 뒤 re-mounting하고 기준점을 측정하여 모형 수술의 오차가 계산되도록 하였다 (Table 2 참고).

한편 Height gauge의 측정 오차를 확인하기 위해서는 석고 모형의 기준점을 3평면에서 20회 반복 측정하고 이들 측정치의 차이를 얻어 방법 오차 (method of error)를 계산하였다.

(Method of error $E = 0.02 \text{ mm}$)

Ⅲ. 결 과

Height gauge의 측정 오차를 확인하기 위하여 같은 점을 반복 측정하여 얻은 방법 오차 (method of error, E)는 0.02(mm)였다. 한편 Orapix®를 이용한 LASER scanning 시의 정확도는 $\pm 100\mu\text{m}$ 의 범주에 있다고 보고된 바 있었다.²⁵⁾

수작업 군과 디지털 작업 군의 오차를 각 기준 치아에서의 전후방 길이(X), 측방 길이(Y), 수직 높이(Z) 항목으로 측정된 결과는 아래 Table 2에 나타나 있다.

수작업 군의 석고 모형 수술은 평균 0.1~1.2 mm의 다양한 오차를 보였고, 전후방 길이 (X) 방향으로의 오차가 다른 평면에서보다 컸고 수직 높이 (Z)에서는 가장 오차가 작았다. 반면 디지털 작업 군의 디지털 모형 수술에서는 0.0~0.1 mm의 오차를 보여 수작업에 비해 훨씬 정확하였다.

그러나 디지털 모형 수술 방법에서는 수작업에 없는 모형 scan 작업이나 wafer의 rapid prototyping 작업이 추가되고 불필요한 re-mounting 과정이 포함되므로 위에서 나타난 오차 외에도 이 변수들이 포함된 오차를 함께 비교할 필요가 있었다. 우선 수작업 군에서 수작업 석고모형 수술과 wafer 제작, 그리고 re-mounting 과정 모두에서 발생하는 오차의 합은 0.3~1.4 mm의 범위에 있었다. 이때 전후방

Table 2. Mean Errors of Digital Model Surgery

teeth	category	mean ± SD		
		A-P(X)	Trans(Y)	Vertical(Z)
#11	mMS	0.6±0.4	0.6±0.2	0.1±0.0
	dMS	0.0±0.0	0.0±0.0	0.0±0.0
	mMS+mRemount+wafer	0.7±0.4	0.9±0.3	0.3±0.0
	dScan+dMS+mRemount+wafer	0.3±0.0	0.3±0.1	0.4±0.0
#16	mMS	1.1±0.6	0.5±0.2	0.5±0.3
	dMS	0.0±0.0	0.0±0.0	0.1±0.0
	mMS+mRemount+wafer	1.3±0.7	0.7±0.1	0.7±0.3
	dScan+dMS+mRemount+wafer	0.4±0.1	0.4±0.1	0.3±0.0
#26	mMS	1.2±0.7	0.4±0.1	0.3±0.1
	dMS	0.0±0.0	0.0±0.0	0.1±0.0
	mMS+mRemount+wafer	1.4±0.7	0.6±0.0	0.5±0.1
	dScan+dMS+mRemount+wafer	0.4±0.1	0.3±0.0	0.2±0.0

(unit: mm)

#11: upper Rt. incisor, #16: upper Rt. 1st molar, #26: upper Lt. 1st molar
 mMS(manual model surgery): model surgery done by manual manipulation
 dMS(digital model surgery): Model Surgery done by digital manipulation
 mMS+mRemount+wafer: total errors measured in anterior-posterior length (X), transverse width (Y), vertical height(Z), after a manual model surgery, an wafter fabrication and the remounting of maxillary dental model
 dScan+dMS+mRemount+wafer: total errors measured in anterior-posterior length (X), transverse width (Y), vertical height(Z) after a digital model surgery, an rapid prototyping wafter fabrication and the remounting of maxillary dental model

길이 방향 (X축)으로의 오차는 다른 평면에서의 오차보다 더 커서 0.7 mm에서 1.4 mm의 오차였다. 그러나 디지털 작업 군에서는 wafer를 이용한 re-mounting 후 석고 모형 기준점을 재측정한 결과 오차가 0.2-0.4 mm 범주였으며 이 수치는 수작업 오차에 비해 아주 작은 값이었다.

IV. 고 찰

악교정 수술시 악골의 이동량은 대개 수 mm 이므로 악교정 수술을 위한 준비 과정은 고도의 정확성을 요구한다고 할 수 있다. 특히 치아의 위치에서 계측 시 발생하는 오차는 실제 수술 상황에서 확대될 수 있어 주의가 필요하다. 이미 언급한 대로 이 오차는 악교정 수술을 위한 surgical wafer 제작 시 그대로 반영된다. 따라서 이 오차가 비록 작은 것일 지라도 상악골이나 하악골의 골절단면, 혹은 얼굴 전체의 관점에서는 몇 배 확대된 오차로 나타날 것이다. 예를 들어 석고모형 수술시 상악 제1대구치에서 약 1mm의 오차가 발생하였다면 수술 시 maxillary buttress에서는 약 4mm 정도의 오차를 예상할 수 있다^{1,7)}.

이미 설명한 바와 같이 석고모형 수술시의 오차 발생은 석고모형 수술 자체에 의한 것과 석고모형 수술 전후의 준비 기공 과정에서 발생하는 것으로 나눌 수 있다. 우선 석고모

형 수술 전후의 준비 과정 중 발생 가능한 오차의 다양한 원 인으로는, Ellis⁸⁾가 보고한 악교정 수술 준비시 face-bow transfer의 부정확성, Nattestad^{14,15)}가 언급한 하악골의 rotation center와 face-bow의 불일치와 기준선 설정 차이 등이 있었다. 또 Marko¹³⁾와 Hohl¹¹⁾는 악교정 수술 준비를 위한 교합기 선택의 중요성을, Omura¹⁶⁾는 두부계측 방사선 사진 (cephalometric radiograph)을 교합기상에 올려진 모형과 비교 중첩시켜 오차를 줄이는 방법을, Schwesstka¹⁹⁾는 상악 전치부의 positioning device 사용을 제안하였다.

이러한 석고모형 수술 전후의 준비 과정에서 발생하는 오차와 해결 방법의 모색 연구에 비해 석고모형 수술 자체에 관해서는 연구가 부족하였다고 할 수 있다. 드물지만 Anwar¹⁾는 Lockwood의 key-spacer planning system, Ellis⁶⁾는 상악 전치의 위치 확인 방법, 그리고 Cottrel⁴⁾과 Buckley³⁾는 석고 모형 수술 순서의 변화 등을 주장하였었다. 특히 Ellis⁷⁾는 석고모형 수술의 정확성 제고를 위한 측정 장치의 선택의 중요성을 강조하면서 이동이 발생하는 치아를 기준으로 하면서 버어니어 캘리퍼스 보다는 model surgery platform, 즉 height gauge와 model block을 사용해야 한다고 하였다.

이번 연구에서도 수작업에 의한 석고모형 수술 후의 오차

를 살펴보면, #11, 16, 26의 각 치아에서 전후방 길이 방향(X)에서는 0.6~1.2 mm, 측방 길이 방향(Y)에서는 0.4~0.6 mm, 수직 높이 방향(Z)에서는 0.1~0.5 mm 범위로 나타났다. 따라서 3 평면에서의 오차가 모두 1.0 mm 이내였으며, 수직 높이 방향(Z)에서의 오차가 가장 작았고, 전후방 길이 방향(X)에서의 오차는 가장 컸다. 이 결과는 과거 연구에서 보고 되었던 오차의 경향과 비슷한 결과로 이번 연구의 오차 정도를 판단 할 수 있게 해준다. 또 계측 장치가 수직 높이 방향(Z)의 계측에서 가장 정확할 수 있을 것이기 때문에 수직 오차가 작아진 것으로 생각할 수 있을 것으로 생각된다. 결국 계측 장치는 오차 발생과 감소에 중요하고 가상 공간에서의 소프트웨어를 이용한 계측과 모형 이동은 오차 감소에 도움을 줄 수 있을 것으로 생각할 수 있겠다.

한편 PC와 소프트웨어 상에서 진행된 디지털 모형 수술의 경우에는 전후방 길이 방향(X), 측방 길이 방향(Y), 수직 높이 방향(Z) 모두에서 0.0~0.1 mm의 오차를 보였다. 이 오차는 수작업 군에 비해 매우 정확한 결과로 예상할 수 있는 내용이었다. 디지털 작업의 경우 프로그램 상에서 #11, 16, 26의 각 치아에 대해 X, Y, Z의 좌표를 설정하고, 목표 이동량 만큼 좌표를 변환시키는 방식으로 모형 수술을 시행한 것이기 때문에 오차는 거의 발생하지 않았던 것인데, 오히려 이론적으로 0이어야 할 오차가 이와 같이 발생했던 것은 3차원 공간 상의 3점을 완벽하게 움직이는 것이 쉽지 않고, 또 프로그램에서 각 치아에 기준점을 설정하는 과정에서 발생할 수 있을 것으로 생각되었다.

또 디지털 모형 수술 후 rapid prototyping machine을 이용하여 실물 Wafer를 제작하였을 때 발생하는 오차를 확인하기 위해서 우리는 상악 모형을 re-mounting하여 각 기준점의 이동량을 확인하였다. 이 과정에서는 re-mounting에 의한 오차가 더해질 수 있기 때문에, 수작업 모형수술 후 제작된 Wafer를 이용하여 같은 방법으로 re-mounting을 시행하고 이 결과와 비교하였다. 그 결과 수작업 석고 모형 수술에서는 0.3~1.4 mm 범위의 오차를, 디지털 작업에서는 0.2~0.4 mm 범위의 오차를 보였다. 이 결과를 통해 디지털 모형 수술은 가상 프로그램 상에서만뿐만 아니라, 실제 Wafer 제작 과정에서도 수작업에 의한 결과보다 더 정확하다고 판단할 수 있었다.

특히 오차 범위가 0.5mm 이하여서 임상적으로 이 방법을 적용해도 문제가 없으리라 생각되었다. 더구나 3차원 공간의 세 기준평면 모두에 대하여 고전 수작업 모형 수술에 비해 1/2~1/3 수준으로 오차가 감소된 결과여서 3차원적으로도 안정적이라고 생각되었다.

따라서 디지털 모형 수술이 수작업 모형 수술을 대체할 수 있을 정도의 정확도를 가진 것으로 판단할 수 있었다. 결론적으로 디지털 석고 모형 수술은 술자의 개인성이나 숙련도

등에 구애받지 않고 정확한 모형의 이동과 Wafer 제작을 할 수 있기 때문에 현재의 수작업에 의한 석고 모형 수술을 대체할 수 있으며 임상에서 환자 치료에 이용될 수 있을 것으로 예상된다.

V. 결 론

악교정 수술을 위한 모형 수술의 정확성은 수술 결과에 영향을 미칠 수 있는 중요 인자라고 생각된다. 모형 수술의 디지털화 가능성을 확인하기 위하여 수작업과 디지털 작업으로 모형 수술을 시행한 뒤 이를 비교하여 다음과 같은 결론을 얻었으며, 향후 디지털 모형 수술방법을 임상에 적용하기 위한 중요 기초 자료로 이용할 수 있을 것으로 생각된다.

1. 상악과 하악 석고 모형을 3차원 스캔하고 소프트웨어 상에서 mounting한 뒤 계획에 따라 석고모형 수술을 수행할 수 있었고 rapid prototyping machine으로 wafer까지 제작하여 디지털 모형 수술이 가능함을 확인하였다.
2. 수작업 군인 석고 모형 수술 군에서는 모형 수술의 평균 오차가 3차원 평면에서 0.1~1.2 mm이었지만 디지털 작업 군인 디지털 모형 수술군의 경우 0.0~0.1 mm의 오차가 발생하여 정확하였다.
3. 석고모형 수술 후 제작된 wafer로 re-mounting하고 기준점 위치 변화량을 확인한 오차 실험에서는 수작업 군에서 0.3~1.4 mm, 디지털 작업에서는 0.2~0.4 mm였다. 따라서 디지털 작업 군에서 역시 작은 오차가 발생하였고 따라서 디지털 모형 수술이 수작업에 비해 더 정확하다고 생각되었다.

이상의 결과로 악교정 수술을 위한 디지털 모형 수술은 수작업 모형 수술에 비해 발생 오차가 작아 더 정확한 모형 이동이 가능함을 확인할 수 있었다. 또 개인차나 숙련도에도 영향을 덜 받을 것으로 예상되어서 정확성과 함께 임상에서 사용할 수 있는 장점을 가진 것으로 판단되었다. 앞으로 임상 환경에서 적용될 수 있는 준비 작업과 함께 병행된다면 좋은 악교정 수술용 모형 수술 방법이 될 것으로 생각되었다.

참고문헌

1. Anwar M, Harris M : Model surgery for orthognathic planning. British J Oral and Maxillofac Surg 28 : 397, 1990.
2. Bell WH : Correction of the short-face syndrome-vertical maxillary deficiency : A preliminary report. J Oral Surg 35 : 120, 1977.
3. Buckley MJ, Tucker M : An alternative approach for staging simultaneous maxillary and mandibular osteotomies. Int J Adult Orthod Orthognath Surg 2 : 78, 1987.
4. Cottrell DA, Wolford LM : Altered orthognathic surgical sequencing and a modified approach to model surgery. J

- Oral Maxillofac Surg 52 : 1020, 1994.
5. Dahlberg G : Statistical methods for medical and biological students. Interscience Pub., N.Y., 1940, cited from Sandler PJ : Reproducibility of cephalometric measurements. Br J Orthod 15 : 110, 1988.
 6. Ellis E : A method to accurately predict the position of the maxillary incisor in two-jaw surgery. J Oral Maxillofac Surg 42 : 404, 1984.
 7. Ellis E : Accuracy of model surgery. J Oral Maxillofac Surg 48 : 1167, 1990.
 8. Ellis E : Accuracy of face-bow transfer. J Oral Maxillofac Surg 50 : 567, 1992.
 9. Epker BN, Fish LC : Definitive immediate presurgical planning. In Epker BN, Fish LC : Dentofacial deformities. St. Louis, CV Mosby, 1986, p.146.
 10. Erickson KM, Bell WH, Goldsmith DH : Analytical model surgery. In Bell WH : Modern practice in orthognathic and reconstructive surgery. Philadelphia, WB Saunders, 1992, p.216.
 11. Hohl TA : Use of an adjustable (anatomic) articulator for cast prediction in segmental surgery. In Bell WH : Surgical correction of dentofacial deformities. Philadelphia, WB Saunders, 1980, p.177.
 12. Kahnberg KE, Sunzel B, strand P : Planning and control of vertical dimension in Le Fort I osteotomies. J Craniomax Fac Surg 15 : 243, 1987.
 13. Marko JV : Simple hinge and semiadjustable articulators in orthognathic surgery. Am J Orthod Dentofac Orthop 90 : 44, 1986.
 14. Nattestad A, Vedtofte P, Mosekilde E : The significance of an erroneous recording of the centre of mandibular rotation in orthognathic surgery. J Craniomax Fac Surg 19 : 259, 1991.
 15. Nattestad A, Vedtofte P : Pitfalls in orthognathic model surgery. Int J Oral Maxillofac Surg 23 : 15, 1994.
 16. Omura T, Glickman RS, Super S : Method to verify the accuracy of model surgery and prediction tracing. Int J Adult Orthod Orthognath Surg 11 : 271, 1996.
 17. Polido WD, Ellis E, Sinn DP : An assessment of the predictability of maxillary repositioning. Int J Oral Maxillofac Surg 20 : 352, 1991.
 18. Pretta FM, Caruso WA : The use of acrylic spacers in orthognathic model surgery. J Oral Maxillofac Surg 41 : 475, 1983.
 19. Schwestka R, Engelke D, Zimmer B et al : Positioning control of the upper incisors in orthognathic surgery. Eur J Orthod 13 : 371, 1991.
 20. Van Sickels JE, Larsen AJ, Tripplett RG : Predictability of maxillary surgery : a comparison of internal and external reference marks. Oral surg Oral med Oral pathol 61 : 545, 1986.
 21. Wylie GA, Epker BN, Mossop J : A technique to improve the accuracy of total maxillary surgery. Int J Orthod Orthognath Surg 3 : 147, 1988.
 22. Kim SY, Lee EW : Study on the preoperative prediction values and the postoperative actual values of the osteotomized segments in orthognathic surgery. J Kor Oral Maxillofac Surg 22(2) : 250, 1996.
 23. Choi SW, Park HS, Cha IH : A study on accuracy of the maxillary repositioning in orthognathic surgery by the external measuring thchnique. J Kor Oral Maxillofac Surg 22(4) : 543, 1996.
 24. Lee SH, Lee SH, Ju HH et al : The accuracy of measurements during model surgery for orthognathic planning. J Kor Oral Maxillofac Surg 27(1) : 45, 2001.
 25. Han JH : Comparison of measurements in three dimensional digital model and dental plaster model. Yonsei University Graduate School, 2004.

저자 연락처

우편번호 120-752
서울특별시 서대문구 성산로 250
연세대학교 치과대학 구강악안면외과학교실 및 구강과학연구소
이 상 휘

원고 접수일 2007년 8월 27일
게재 확정일 2007년 11월 13일

Reprint Requests

Sang-Hwy Lee
Dept. of OMFS and Oral science research center, College of Dentistry, Yonsei Univ.
#250 Seongsanno, Seodaemun-gu, Seoul, 120-752, Korea
Tel: +82-2-2228-8743(clinic) Fax: +82-2-364-0992
E-mail: sanghwy@yuhs.ac

Paper received 27 August 2007
Paper accepted 13 November 2007