

3D 융합 기술을 활용한 악교정 수술장치 연구

A Study of Orthognathic Surgical Splints Development Using 3D Convergence Technology

김민욱^{1,2}, 김윤호², 김영석^{3,#}
Min-Uk Kim^{1,2}, Yun-Ho Kim², and Young-Suk Kim^{3,#}

¹ 경북대학교 대학원 기계공학과 (Department of Mechanical Engineering, Graduate School, Kyungpook National University)

² 경북대학교 3D융합기술지원센터 (3D Convergence Technology Center, Kyungpook National University)

³ 경북대학교 기계공학부 (School of Mechanical Engineering, Kyungpook National University)

Corresponding Author: E-Mail: caekim@knu.ac.kr, TEL: +82-53-950-5580

ORCID: 0000-0001-7525-5428

KEYWORDS: 3D CAD (3D 캐드), 3D Printer (3D 프린터), 3D Scanner (3D 스캐너), Surgical splints (수술 장치), Orthognathic surgery (악교정 수술)

The objective of this study is to verify the accuracy of performing surgery by developing and experimenting orthognathic surgical splints using 3D convergence technology. We performed the computation of the movement of the maxilla on the virtual simulation data for the surgery then designed the surgical splints using 3D CAD. We produced the designed splints and the test object and experimented on them using a 3D printer (accuracy ± 0.025 mm). The subjects were scanned using an optical scanner (accuracy ± 0.01 mm). We then compared and evaluated the simulated data and their accuracy. The evaluation results showed that the mean error range was within $+0.313$ - 0.456 mm (average standard deviation 0.106), which was within the range of ± 0.5 mm. These splints did not need for a reference point for external measurement to be set, neither did it need improving of the accuracy nor shortening the operation time. In addition, its advantage is that the amount of bone removal can be known accurately when the maxilla is repositioned.

Manuscript received: August 14, 2018 / Revised: October 15, 2018 / Accepted: November 1, 2018

NOMENCLATURE

Mx = Maxilla

Mn = Mandibular

R = Rotational transform

t = Parallel transference

Bite = Piece by clamping the teeth

Cutting guide = Splints for cutting Mx

Reference guide = Splints for grinding Mx

Positioning guide = Splints for repositoining Mx

린팅이다. 한층 한층을 쌓아 올리는 형태의 3D 프린팅 기술에 의해 기존의 깎아서 만들어 내는 방식으로는 제작할 수 없었던 형태의 제품도 한번에 제작이 가능하게 되었다. 그에 따라 적용범위 또한 자동차, 가전, 항공, 의류산업, 바이오 등으로 다양하게 넓어지고 있는 추세이며,¹ 3D CAD 소프트웨어와 접목하여 개인별 맞춤형 제품이 제작 가능하다.²

3D 바이오 프린팅에서 사용되는 소재로 자연유래 고분자는 젤라틴, 콜라겐, 키토산 등의 재료를 사용하고, 합성 고분자는 PLA (Poly Lactic Acid), PEG (Poly Ethylene Glycol), PVA (Poly Vinyl Alcohol) 등의 재료를 사용한다. 또한, 3D 바이오 프린팅 방식은 잉크젯(Inkjet) 방식과 미세압출(Microextrusion) 방식, Laser Assisted 방식, 용융압출조형(FDM) 방식을 사용한다.³

1. 서론

1.1 적층 제조기술(3D 프린팅)의 개요

최근 몇 년간 과학기술 분야의 핵심 키워드 중 하나는 3D 프

1.2 연구배경

적층 제조기술의 특징점을 접목하여 구강악안면 분야에서는

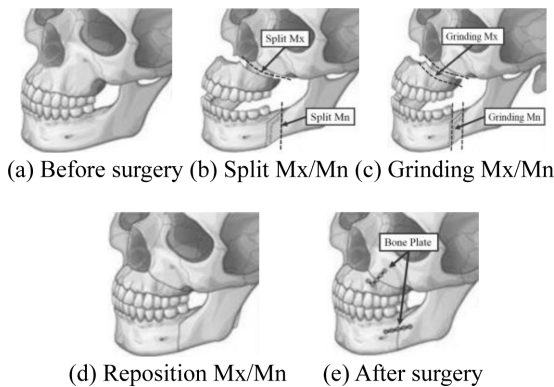


Fig. 1 Orthognathic surgery procedures

수작업에 의한 수술에서의 오차를 줄이기 위해 3D CAD와 3D 프린터를 활용한 수술장치 제작 방법이 개발되었고, Schouman 등은 이를 이용한 수술의 정확도가 임상적으로 유의하다고 보고 하였다.⁴ 또한, Tominaga 등은 가상 시뮬레이션을 활용한 악교정 수술 장치를 제작하여 정확도를 평가 하였고,⁵ Centenero 등은 악교정 수술의 단계를 3가지로 나누어 초기, 중간, 최종에 해당하는 수술 장치를 제작하여 적용 하였다.⁶ 그러나 아직까지 악교정 수술에서 상악의 정교합 이동에 대한 연구는 수술 전과 후의 얼굴 형태 측정에 머물러 있다.⁷

따라서, 본 연구에서는 상악의 이동량과 골삭제량과의 이론적 관계를 수립하고, 이를 기반으로 설계된 수술 장치를 3D프린팅 하여 모의 수술을 진행함으로써 그 관계를 실증 하고자 한다.

2. 본론

2.1 수술 개요

상악(위턱뼈, Maxilla, Mx)이나 하악(아래턱뼈, Mandible, Mn)의 성장이 정상 범위에서 벗어나 과잉, 부족, 혹은 비대칭적인 상태를 가지고 있을때 형태와 크기의 변이를 바로잡는 수술을 악교정(양악) 수술이라고 한다. 여기서 양악은 상악과 하악을 의미하고, 얼굴뼈의 기본 골격을 이루는 두 뼈의 형태는 얼굴 모양에 큰 영향을 미친다. 미용 목적 외 상하악의 기능적 문제로 음식을 씹거나 물거나 삼키는 데 어려움이 있는 사람, 만성적인 턱관절의 부정교합으로 인한 턱관절의 통증과 두통이 있는 사람, 과도한 치아 마모가 있는 사람 등도 악교정 수술로 교정이 가능하다. Fig. 1은 악교정 수술의 절차를 나타내며 Fig. 1(a)는 수술전 부정교합, Fig. 1(b)는 상하악 분할, Fig. 1(c)는 상하악 골삭제, Fig. 1(d)는 정교합 위치, Fig. 1(e)는 정교합 고정의 모습을 나타낸다. 이처럼 악교정 수술은 얼굴의 모양을 근본적으로 변화 시키며, 일반적인 수술과는 달리 수술의 모든 준비와 수술 후의 교합을 조절하는 기간이 길고 치료도 복잡한 수술이다.⁸

2.2 연구 절차

CT 촬영을 통해 Fig. 2와 같은 수술전 부정교합 모델을 얻으

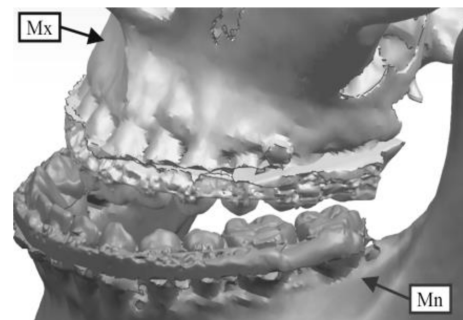


Fig. 2 Before orthognathic surgery

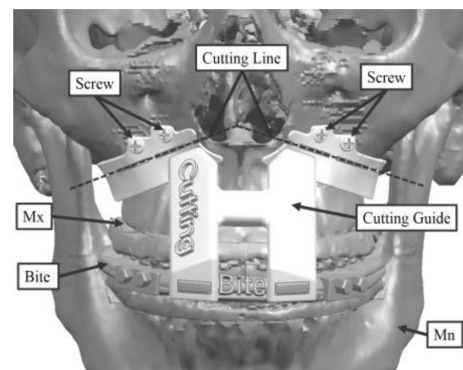


Fig. 3 Cutting guide

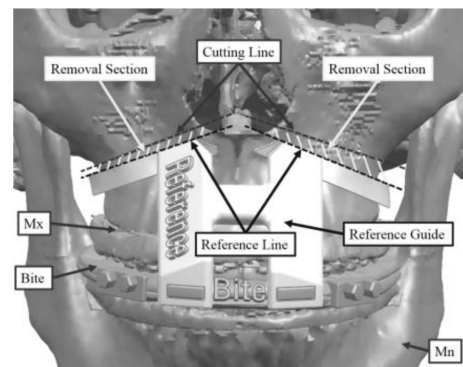


Fig. 4 Reference guide

수 있고, 정교합 위치와 신경을 고려하여 Mx와 Mn의 분할 평면을 결정한다.⁹

기존 악교정 수술은 CT 데이터를 기반으로 수술 시뮬레이션을 실시하고 상악의 골을 삭제하여 맞추는 방식으로 진행하게 되는데,¹⁰ 별도의 보조장치 없이 수술 함으로서 숙련자가 아니면 수술 시뮬레이션과 같이 정확하게 수술하기 어려웠다.

따라서, Fig. 3과 같이 커팅 가이드의 커팅 가이드 라인을 따라 전동 커터로 Mx를 커팅하여 두개골에서 분할하고, Fig. 4와 같이 정교합 위치의 이동량을 계산하여 레퍼런스 가이드의 레퍼런스 라인으로 표시된 영역을 기준으로 골삭제를 진행한다. 이후 Fig. 5와 같이 포지셔닝 가이드로 정교합 위치에 Mx를 고정함으로써 외부의 측정없이 정확하고 신속하게 수술할 수 있는 기술을 개발 하고자 하며, Fig. 6은 Mx의 커팅 라인과 골삭제 영역, 레퍼런스

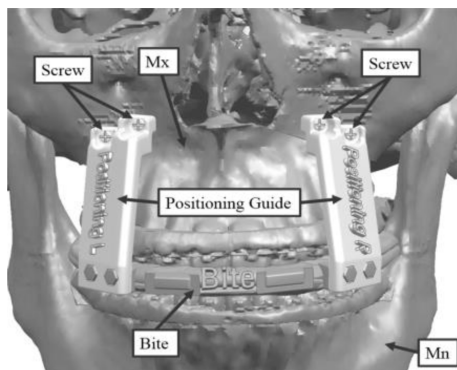


Fig. 5 Positioning guide

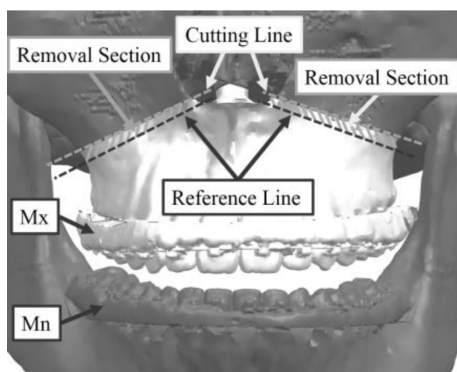


Fig. 6 Simulation of orthognathic surgery

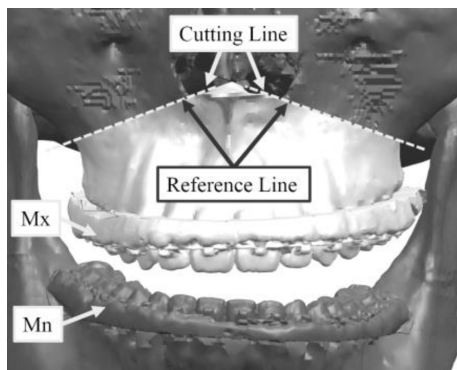


Fig. 7 After simulation of orthognathic surgery

라인과의 관계를 나타낸다.

커팅 라인과 레퍼런스 라인은 Fig. 7과 같이 Mx 골삭제 이후 정교합 이동 시 서로 일치하게 된다. 수술 시뮬레이션 모델은 장치를 사용한 수술의 최종 목표를 나타내며, 실험 수술 후 스캔 모델과 비교하여 수술 장치에 대한 정확도를 검증하는 기준이 된다.

2.3 연구 방법

1) 상하 치아를 고정하고 수술 장치를 분해 및 조립할 수 있는 장치(바이트)를 설계한다.

2) Mx 분할 시 수술 시뮬레이션의 커팅 라인과 동일하게 작업할 수 있는 커팅 가이드 라인을 포함한 장치(커팅 가이드)를 설계한다.

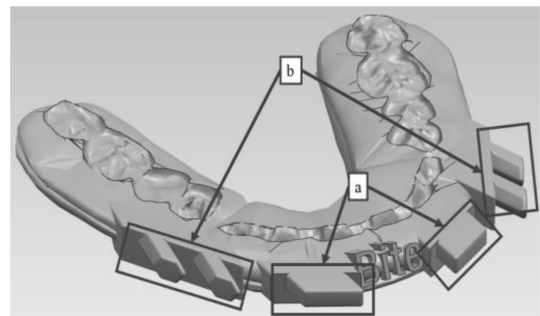


Fig. 8 Shape of the bite (3D CAD)

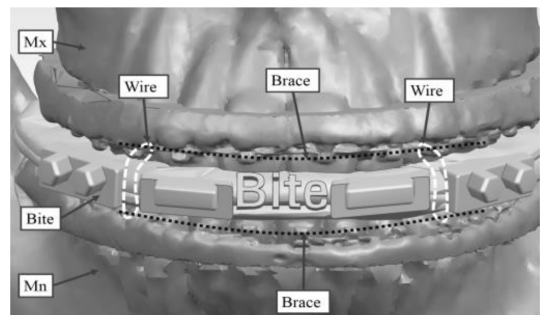


Fig. 9 Mounting the bite

3) Mx 분할 후 정교합 이동에 대한 이론을 수립하고, 골삭제 영역과의 관계를 규명하여 골삭제를 위한 레퍼런스 라인을 포함한 장치(레퍼런스 가이드)를 설계한다.

4) 골 삭제된 Mx를 정교합으로 위치할 수 있는 장치(포지셔닝 가이드)를 설계한다.

5) 정교합으로 위치 된 Mx를 고정할 수 있는 장치(본플레이트)를 설계한다.

6) 설계 된 장치와 Skull을 3D 프린팅 하고 실험수술을 진행하여 수립된 이론을 실증한다.

7) 10회 반복 실험 후 스캔한 뒤 시뮬레이션 모델을 기준으로 중첩하여 오차를 검증하고, ANOVA 비교 분석으로 검증 방법에 대한 오차를 평가한다.

2.4 바이트 설계

바이트의 형상은 Fig. 8과 같고 Fig. 8(a) 표기부에 커팅 가이드와 레퍼런스 가이드가 조립 및 분해 되고, Fig. 8(b) 표기부에 포지셔닝 가이드가 조립 및 분해 된다. 바이트는 구강에서 Fig. 9와 같이 마우스 피스와 같은 방식으로 치아에 물리게 되고 상하 치아교정기를 와이어로 묶어 고정한다.

2.5 커팅 가이드 설계

커팅 가이드의 가이드 라인은 수술 시뮬레이션의 Mx 분할 평면을 추출하여 설계 되었고, Fig. 10과 같이 바이트 하단에 조립 후 의료용 스크류를 사용하여 Mx에 고정한다.

조립 후 가이드 라인을 따라 분할되는 부분은 Fig. 11과 같고,

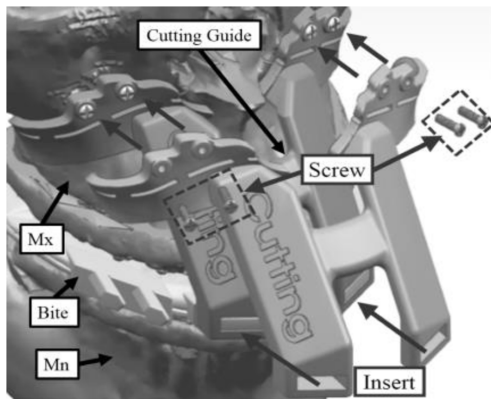


Fig. 10 Mounting the cutting guide

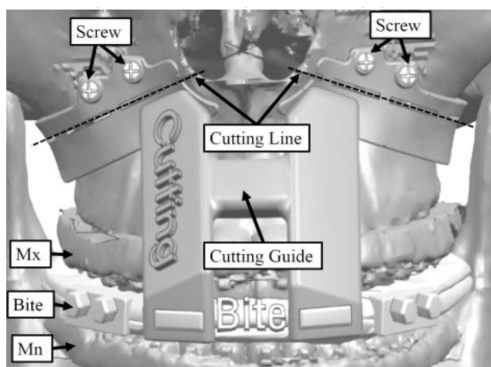


Fig. 11 Cutting the Mx

이는 Mx 분할을 위한 톱날이 지나가는 구간이 된다. Mx는 커팅 라인을 기준으로 분할되어 두개골에서 분리되고 이후 커팅 가이드는 바이트에서 분해한다.

2.6 상악(Mx) 이동량과 골삭제량 이론 수립

3차원 공간의 점(X, Y, Z)을 X축, Y축, Z축을 중심으로 (θ)라디안(Radian) 회전시키는 행렬은 $R_x(\theta)$ 식(1), $R_y(\theta)$ 식(2), $R_z(\theta)$ 식(3)과 같다.¹¹

$$R_x(\theta) = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \theta & -\sin \theta \\ 0 & \sin \theta & \cos \theta \end{pmatrix} \quad (1)$$

$$R_y(\theta) = \begin{pmatrix} \cos \theta & 0 & \sin \theta \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \theta & 0 & \cos \theta \end{pmatrix} \quad (2)$$

$$R_z(\theta) = \begin{pmatrix} \cos \theta & -\sin \theta & 0 \\ \sin \theta & \cos \theta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (3)$$

식(1), 식(2), 식(3)을 이용하여 동차좌표(Homogeneous

Table 1 Conversion result

Unit = mm						
No	x	y	z	x'	y'	z'
1	-14.48	-227.98	-697.36	-15.58	-228.40	-695.77
			$\vdots$			
15	11.03	-227.92	-697.95	9.91	-229.34	-695.11
			$\vdots$			
28	9.91	-227.62	-700.71	8.95	-228.93	-697.92

Coordinate)를 사용하면 회전변환과 평행이동을 하나의 변환행렬인 식(4)의 형태로 표현할 수 있다.

$$\begin{bmatrix} X' \\ Y' \\ Z' \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} & t_x \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} & t_y \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} & t_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \\ 1 \end{bmatrix} \quad (4)$$

Table 1에서 한 쌍의 이동 전후 좌표 15번값을 대표 값으로 선정하여 식(1), 식(2), 식(3)에 대입하면 식(5)와 같은 좌표 변화량을 얻을 수 있다. 또한, 회전변환식은 단위행렬이 되므로 평행이동만 남게 되어 식(6)과 같이 표현할 수 있다.

$$txyz = \begin{pmatrix} -1.120(\Delta x) & 0 & 0 \\ 0 & -1.429(\Delta y) & 0 \\ 0 & 0 & 2.829(\Delta z) \end{pmatrix} \quad (5)$$

$$\begin{bmatrix} X' \\ Y' \\ Z' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} t_x \\ t_y \\ t_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} t_x \\ t_y \\ t_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} X+t_x \\ Y+t_y \\ Z+t_z \end{bmatrix} \quad (6)$$

결과적으로 Mx의 이동에서 좌표의 변화량만이 변수로 남게 되고, 좌표의 변화량과 Mx의 이동량은 동일한 것으로 볼 수 있다. 또한, Mx 이동량은 정교합 이동 시 두개골과의 간섭 회피를 위한 골삭제량과 동일하다는 이론을 수립할 수 있다.

2.7 변환 결과

회전변환에 사용된 좌표값(1 - 28)은 Table 1과 같으며 x, y, z는 이동 전 좌표를 나타내고 x', y', z'는 이동 후 좌표를 나타낸다.

Fig. 12는 Mx의 이동 전 좌표 추출 순서를 나타내고, Fig. 13은 Mx의 이동 후 좌표 추출 순서를 나타낸다. Fig. 14는 3차원 공간상에서 평행 이동된 좌표의 위치를 나타내고, 이를 통해 Mx의 정교합 위치 시 이동량과 골삭제량을 기반으로 레퍼런스 가이드를 설계한다.

2.8 레퍼런스 가이드 설계

레퍼런스 가이드는 분할된 Mx를 정교합 위치 시 두개골과의

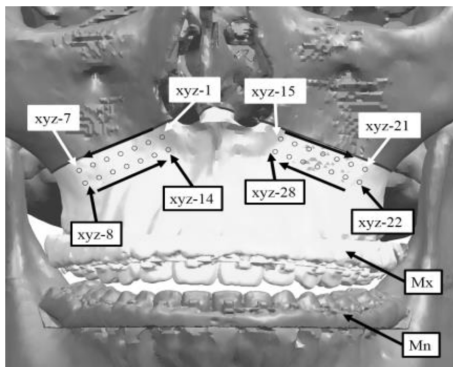


Fig. 12 Coordinate before movement

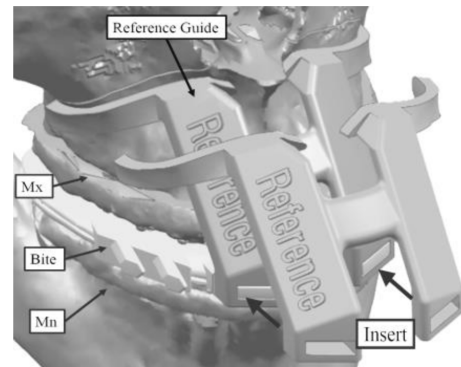


Fig. 15 Mounting the reference guide

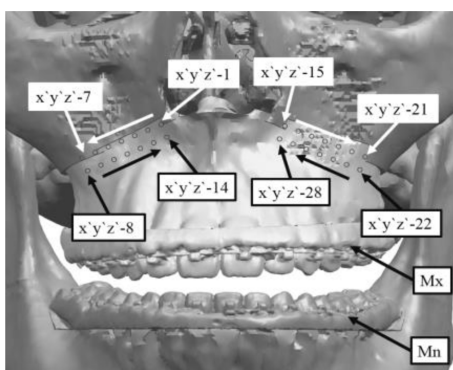


Fig. 13 Coordinate after movement

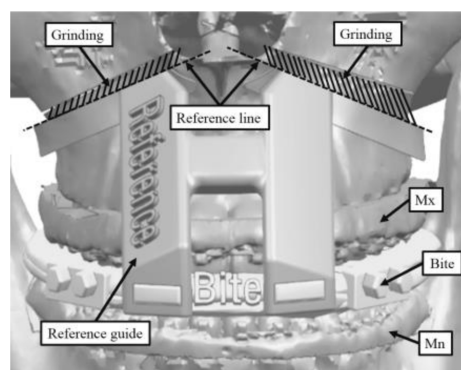


Fig. 16 Grinding the Mx

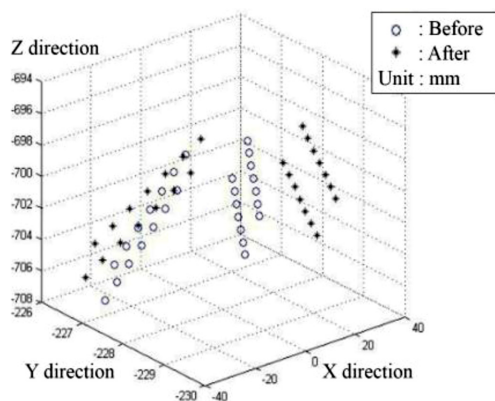


Fig. 14 Parallel movement in three-dimensional space

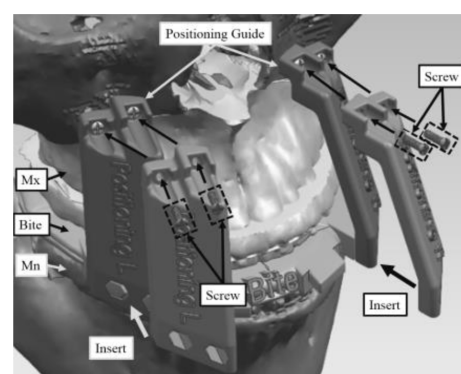


Fig. 17 Mounting the positioning guide

간섭량을 표기하여 골삭제를 유도하는 역할을 하며, Fig. 15와 같이 커팅 가이드 조립부와 동일한 바이트 고정부에 장착된다. Fig. 16은 레퍼런스 라인을 기준으로 하는 Mx의 골삭제 영역을 나타내며, 이를 기준으로 그라인딩하여 골삭제 작업을 진행한다. 골삭제량을 식별을 하기 위한 레퍼런스 라인의 설계가 중요하며, 레퍼런스 가이드는 Mx의 골삭제 이후 분해한다.

2.9 포지셔닝 가이드와 본 플레이트 설계

포지셔닝 가이드는 골삭제 된 Mx를 수술 시뮬레이션의 정교

함에 맞도록 위치 시키는 역할을 하며, Fig. 17과 같이 바이트 조립 후 커팅 가이드에서 사용된 스크류 홀을 재사용하여 고정한다.

포지셔닝 가이드가 장착 된 상태에서 Fig. 18과 같이 본 플레이트#1과 의료용 스크류가 조립 되며 두개골과 Mx를 고정하는 역할을 하게 된다.

본 플레이트는 포지셔닝 가이드와 간섭이 없는 부분에 2개소를 먼저 장착하며, 이후 포지셔닝 가이드를 분해하고, 나머지 2개소에도 같은 방식으로 고정한다. Fig. 19는 수술이 완료 된 Mx의 모습을 나타낸다. 실제 수술에서 본 플레이트와 스크류는 뼈에 녹아 없어지는 형태로 적용된다.¹²

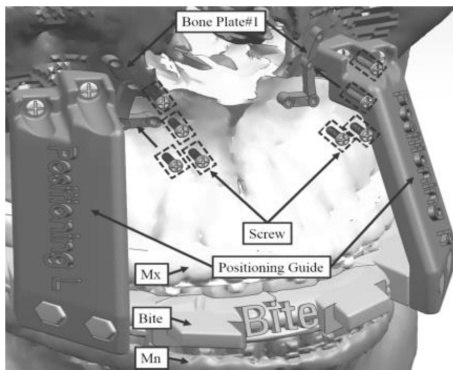


Fig. 18 Bone plate

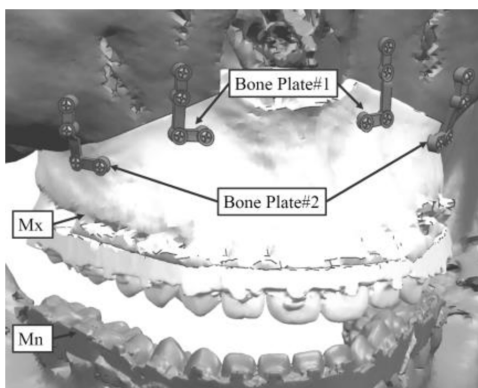


Fig. 19 After surgery

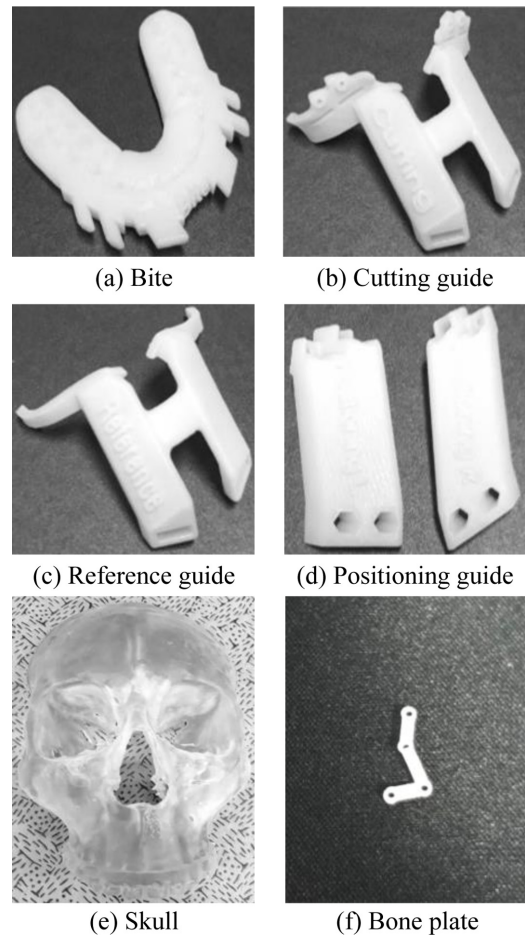


Fig. 20 3D printing of test parts

3. 실증을 위한 수술 테스트

3.1 3D 프린팅

수술 장치의 평가를 위해 폴리젯 방식으로 3D 프린팅 하여 수술 장치와 두개골(Skull)을 제작하였고, 3D 프린터는 스트라타시스 Objet350 (정밀도 ± 0.025 mm) MED 610 재료를 사용하였다.¹³

Figs. 20에서 20(a)는 바이트, 20(b)는 커팅 가이드, 20(c)는 레퍼런스 가이드, 20(d)는 포지셔닝 가이드, 20(e)는 두개골, 20(f)는 본 플레이트를 나타낸다.

3.2 3D 프린팅 장치 수술 테스트

Fig. 21과 같이 바이트와 커팅 가이드를 장착 하고, 전동 톱을 사용하여 커팅 가이드 라인을 따라 Mx를 분할한다. 이후 커팅 가이드는 분해하고 Fig. 22와 같이 바이트에 레퍼런스 가이드를 장착하여 골 삭제량을 확인한 후 레퍼런스 라인을 기준으로 Mx를 그라인딩 작업하여 여분의 골을 삭제한다.

포지셔닝 가이드는 Fig. 23과 같이 커팅 가이드 조립구멍에 동일 한 방법으로 스크류 방식으로 체결하며, 포지셔닝 가이드와 간섭이 없는 구간에 본 플레이트#1을 고정한다. 이후 포지셔닝 가이드는 분해되며, Fig. 24는 본 플레이트#2를 장착 후 실험이 완료 된 모습을 나타낸다.

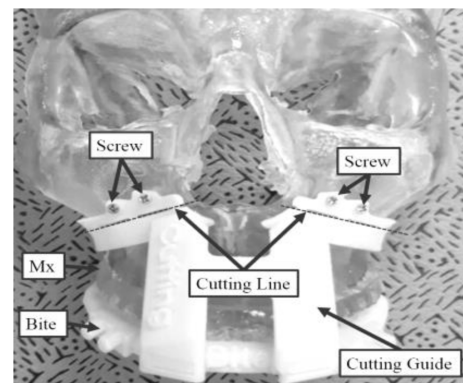


Fig. 21 Mounting the cutting guide

4. 결과

4.1 검증 방법

10회 반복 실험 후 완료된 대상을 광학식 스캐너(ATOS Scan Box 정밀도 ± 0.01 mm)를 활용하여 각각 스캔 하였고, Geomagic Studio를 사용하여 두 모델을 중첩 하였다. 중첩을 위해 3개의 기준점을 사용 하였으며 Fig. 25는 시뮬레이션 모델, Fig. 26은 스

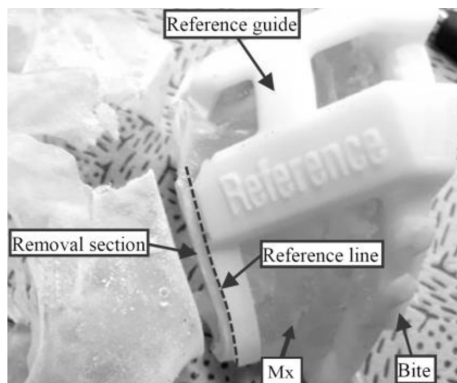


Fig. 22 Mounting the reference guide

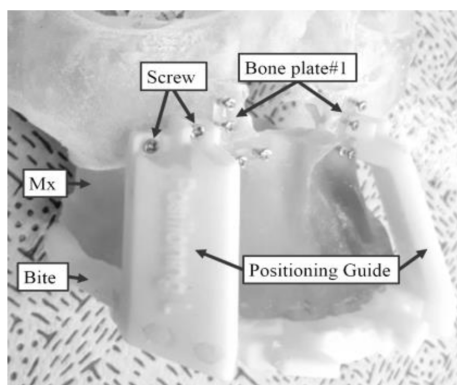


Fig. 23 Fixing the bone plates

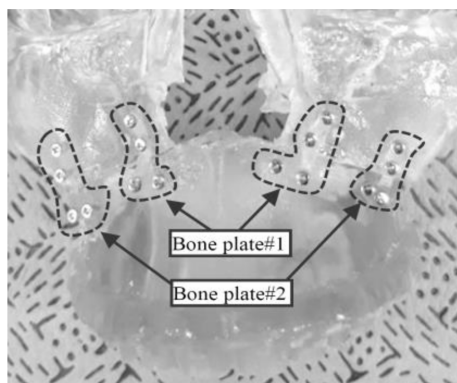


Fig. 24 After orthognathic surgery

캔 모델의 기준점을 나타낸다. 기준점은 모서리가 되는 메쉬를 기준으로 설정 하였고, Fig. 27은 정렬된 두 모델을 나타낸다. Fig. 28은 시뮬레이션 모델을 기준으로 스캔 모델의 Mx 골 삭제량과 정교합 위치에 대한 거리 오차를 나타낸다.¹⁴

4.2 검증 결과

수술 시뮬레이션 모델을 기준으로 실험 후 스캔 모델과의 오차를 평가하기 위해 Table 2와 같이 Average#1 (1차 중첩)과 Average#2 (2차 중첩)로 나누어 평균값을 측정 하였고,¹⁵ 평균값은 기준이 되는 메쉬와 측정이 되는 메쉬 사이의 오차 거리에 대한

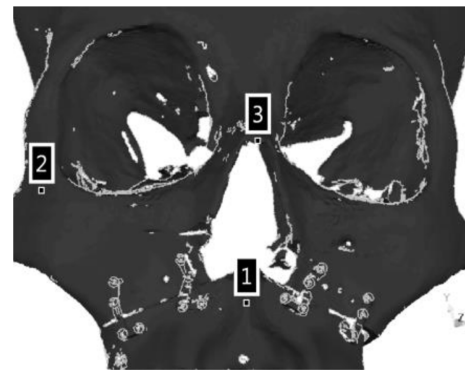


Fig. 25 Ref. points of scan model

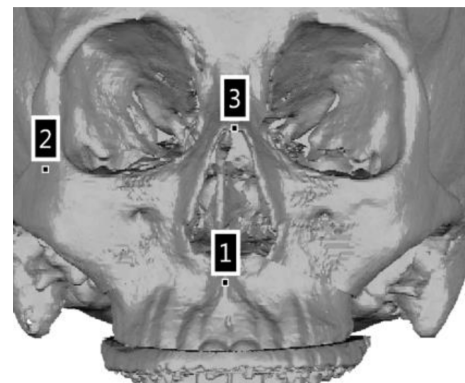


Fig. 26 Ref. points of simulation model

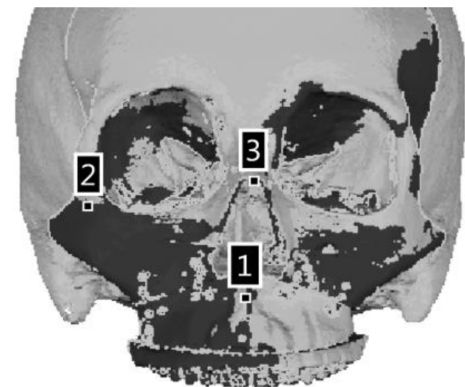


Fig. 27 Ref. points of Alignment model

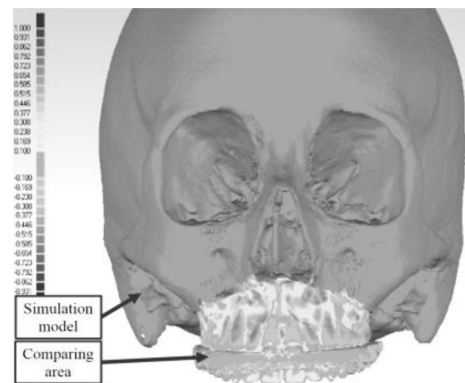


Fig. 28 Distance between the models

Table 2 Comparative result

Unit=mm		
No	Average#1(SD)	Average#2(SD)
Test#1	+0.289 / -0.494 (0.087)	+0.294 / -0.473 (0.087)
Test#2	+0.300 / -0.446 (0.108)	+0.300 / -0.488 (0.109)
Test#3	+0.296 / -0.446 (0.086)	+0.295 / -0.467 (0.086)
Test#4	+0.299 / -0.447(0.106)	+0.300 / -0.447 (0.108)
Test#5	+0.296 / -0.486 (0.087)	+0.290 / -0.471 (0.072)
Test#6	+0.362 / -0.428 (0.113)	+0.358 / -0.410 (0.114)
Test#7	+0.294 / -0.486 (0.124)	+0.269 / -0.461 (0.109)
Test#8	+0.316 / -0.414 (0.116)	+0.299 / -0.448 (0.106)
Test#9	+0.297 / -0.460 (0.111)	+0.316 / -0.497 (0.115)
Test#10	+0.425 / -0.442 (0.139)	+0.363 / -0.415 (0.139)

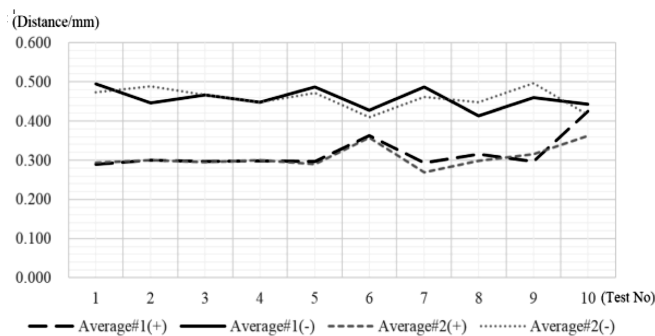


Fig. 29 Comparative result

값을 나타낸다. 측정결과 두 모델 간의 평균오차 거리는 +0.313/-0.456 mm (평균 표준편차 0.106)를 보였으며, Fig. 29는 Average#1과 Average #2의 ±값 오차 분포를 나타낸다.

시뮬레이션 모델과 실험 후 스캔 모델과의 중첩에서 통계적으로 유의한 차이가 있는지 검증하기 위하여 ANOVA 비교 분석을 사용 하였고, P값(P-value)이 0.05 이하 일 경우 통계적으로 유의 하다고 판정 하였다. 평가 결과 P값은 0.28로 두 그룹 간의 차이는 유의하지 않았으며, 수술장치의 제작과 실험 과정에서 생기는 오차는 무시할 만한 수준으로 확인되었다.

5. 결론

본 연구에는 3D 융합기술(3D 프린터, 3D 스캐너 등)을 활용한 약교정 수술 장치를 개발하고 실험하여 그 정확성을 검증 하였다. 그 결과 수술 전 시뮬레이션과 실험 후 스캔과의 평균 오차거리는 ± 0.5 mm 이내인 +0.313/-0.456 mm (평균 표준편차 0.106)를 보였으며, 이는 임상 적으로 용인할 수 있는 수준인 1 mm 이내로 확인 되었다.¹⁶

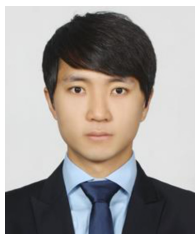
또한, 본 장치를 사용하면 외부 측정을 위한 기준점을 설정하지 않아도 되고, 경험에 기인한 일반적인 수술 방법보다 안정적인

보조장치에 기반하여 수술할 수 있어 정확도 향상과 수술 시간을 단축시킬 수 있으며, 무엇보다 Mx의 골 삭제량을 정확하게 식별 할 수 있다는 장점을 가진다.

REFERENCES

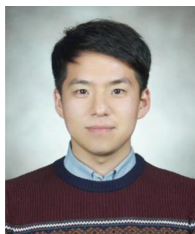
- Ha, E. A. and Cho, J. K., "The Type and Characteristic of 3D Printing Expression," Journal of Korea Society of Basic Design and Art, Vol. 17, No. 2, 2016.
- Lee, J.-E., Im, Y.-E., and Park, K., "Finite Element Analysis of a Customized Eyeglass Frame Fabricated by 3D Printing," Transactions of the Korean Society of Mechanical Engineers A, Vol. 40, No. 1, pp. 65-71, 2016.
- Kim, S. H., Yeo, K. B., Park, M. K., Park, J. S., Ki, M. R., et al., "Status and Prospect of 3D Bio-Printing Technology," J. Korean Society. for Biotechnology and Bioengineering, Vol. 30, No. 6, pp. 268-274, 2015.
- Schouman, T., Rouch, P., Imholz, B., Fasel, J., Courvoisier, D., et al., "Accuracy Evaluation of CAD/CAM Generated Splints in Orthognathic Surgery: A Cadaveric Study," Head & Face Medicine, Vol. 11, No. 1, pp. 11-24, 2015.
- Tominaga, K., Habu, M., Tsurushima, H., Takahashi, O., and Yoshioka, I., "CAD/CAM Splint Based on Soft Tissue 3D Simulation for Treatment of Facial Asymmetry," Maxillofacial Plastic and Reconstructive Surgery, Vol. 38, No. 1, pp. 24-30, 2016.
- Centenero, S. A.-H. and Hernández-Alfaro, F., "3D Planning in Orthognathic Surgery: CAD/CAM Surgical Splints and Prediction of the Soft and Hard Tissues Results—Our Experience in 16 Cases," Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery, Vol. 40, No. 2, pp. 162-168, 2012.
- Cho, E. H., "Correlation Between Changes in 3-Dimensional Facial Morphology and in Mandibular Movements Before and After Orthognathic Surgery," M.Sc. Thesis, Department of Oral and Maxillofacial Radiology, Seoul National University, 2011.
- Yonsei University Severance Dental Hospital, "Oral and Maxillofacial Surgery," http://sev.iseverance.com/dental/dept_clinic/departement/oral_maxillofacial_surgery/special/
- Kang, S.-H., Kim, H.-J., Park, H.-W., and Lee, S.-H., "Maxillary Cutting Guide for Executing a Simulated Osteotomy and Removing the Bony Interference During Orthognathic Surgery," Journal of Medical Devices, Vol. 9, No. 4, pp. 44-50, 2015.
- Cevitanes, L. H., Bailey, L., Tucker Jr, G., Styner, M., Mol, A., et al., "Superimposition of 3D Cone-Beam CT Models of Orthognathic Surgery Patients," Dentomaxillofacial Radiology, Vol. 34, No. 6, pp. 369-375, 2005.
- Kim, Y. S., Hong, S. M., Jung, Y. H., and No, G. W., "Computer Aided Design and Applications," Sigma Press, pp. 1-448, 2018.
- Swennen, G. R., "3D Virtual Treatment Planning of Orthognathic

- Surgery,” Springer-Verlag, pp. 217-277, 2017.
13. No, I. S. and Choi, I. J., “Tissue Engineering and 3D Bio-Printing,” Biz Press, pp. 1-330, 2016.
14. Institute of Engineering Technology, “The World of the 3D Printer and 3D Scanner,” Engineer Books, pp. 1-272, 2015.
15. Vale, F., Scherzberg, J., Cavaleiro, J., Sanz, D., Caramelo, F., et al., “3D Virtual Planning in Orthognathic Surgery and CAD/CAM Surgical Splints Generation in One Patient with Craniofacial Microsomia: A Case Report,” Dental Press Journal of Orthodontics, Vol. 21, No. 1, pp. 89-100, 2016.
16. Li, B., Zhang, L., Sun, H., Yuan, J., Shen, S. G., et al., “A Novel Method of Computer Aided Orthognathic Surgery Using Individual CAD/CAM Templates: A Combination of Osteotomy and Repositioning Guides,” British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, Vol. 51, No. 8, pp. 239-244, 2013.

**Min-Uk Kim**

Received his B.S. (2009) degrees in the department of mechanical engineering from Kumoh National Institute of Technology and M.S. (2019) degrees in the department of mechanical engineering from Kyungpook National University. Senior researcher in KNU 3D Convergence Center His research interest is Biomechanical Engineering.

E-mail: Minuk@knu.ac.kr

**Yun-Ho Kim**

Senior researcher in KNU 3D Convergence Center, His research interest is 3D Printing Technology

E-mail: yhkim87@knu.ac.kr

**Young-Suk Kim**

Professor in the department of mechanical engineering, Kyungpook National University. His research interest is Manufacturing, Plasticity, FEM, Nano / Micro / Biomechanics.

E-mail: caekim@knu.ac.kr