creative commons

COMMONS DEED

저작자표시-비영리-동일조건변경허락 2.0 대한민국

이용자는 아래의 조건을 따르는 경우에 한하여 자유롭게

- 이 저작물을 복제, 배포, 전송, 전시, 공연 및 방송할 수 있습니다.
- 이차적 저작물을 작성할 수 있습니다.

다음과 같은 조건을 따라야 합니다:

저작자표시. 귀하는 원저작자를 표시하여야 합니다.

비영리. 귀하는 이 저작물을 영리 목적으로 이용할 수 없습니다.

동일조건변경허락. 귀하가 이 저작물을 개작, 변형 또는 가공했을 경우에는, 이 저작물과 동일한 이용허락조건하에서만 배포할 수 있습니다.

- 귀하는, 이 저작물의 재이용이나 배포의 경우, 이 저작물에 적용된 이용허락조건을 명확하게 나타내어야 합니다.
- 저작권자로부터 별도의 허가를 받으면 이러한 조건들은 적용되지 않습니다.

저작권법에 따른 이용자의 권리는 위의 내용에 의하여 영향을 받지 않습니다.

이것은 이용허락규약(Legal Code)을 이해하기 쉽게 요약한 것입니다.

Disclaimer

dCollection

[UCI]I804:48009-200000006588

의학박사 학위 논문

# 3차원 프린팅 공차로 제작된 경사 식립 교정용 미니임플란트 가이드 정확도

# Accuracy of orthodontic mini-implant surgical guides for angled insertion fabricated with 3-dimensional printing tolerance.

울 산 대 학 교 대 학 원

의 학 과

유 주 원

# 3차원 프린팅 공차로 제작된 경사 식립 교정용 미니임플란트 가이드 정확도

지 도 교 수　　성 상 진

이 논문을 의학박사학위 논문으로 제출함

2017년 12월

울 산 대 학 교　대 학 원
의　학　과
유 주 원

유주원의 의학박사 학위 논문을 인준함

심사위원 문 윤 식 (인)

심사위원 성 상 진 (인)

심사위원 안 강 민 (인)

심사위원 김 영 성 (인)

심사위원 김 민 지 (인)

울 산 대 학 교 대 학 원

2017년 12월

# 국문 요약

콘빔단층촬영 (cone-beam computered tomography)과 컴퓨터 지원 설계를 이용하여 제작된 다양한 교정용 미니임플란트 (orthodontic mini-implant, OMI) 식립 가이드들이 소개 되었다. OMI를 계획된 위치와 방향으로 정확히 식립 하려면 가이드 채널의 내경과 블레이드의 외경 간에는 적절한 공차가 부여되어야 한다. 금속 슬리브를 채널의 내부에 추가하여(metal sleeve design; MSD) 공차를 확보하는 가이드는, OMI 제조사에서 제공하는 전용 블레이드들의 외경에 따라 금속 슬리브도 다시 제작해야 하는 단점이 있다. 따라서 OMI 식립 가이드와 금속 슬리브를 이용하지 않는 채널을 (non-metal sleeve design; NMSD) 컴퓨터 지원 설계로 디자인하고, 해상도가 높은 3차원 프린터로 한 번에 출력하면, 다양한 교정용 임플란트 시스템 맞는 가이드를 쉽게 제작할 수 있다.

본 연구에서는 OMI 식립 시 금속 슬리브 사용 여부, 경사 식립과 술자에 따른 차이를 비교하기 위하여, 상악 우측 제2소구치와 제1대구치 치근 사이에 교합면에 대하여 80㎛의 공차를 부여한 NMSD 채널을 설계하고, 디지털 광원 처리 (digital light processing) 방식의 3차원 프린터로 0도, 30도, 40도, 50도 그리고 70도 가이드를 제작하였다. 가이드의 정확도를 검증하기 위하여 폴리젯 방식 3차원 프린터로 출력된 상악 구치부 모형에 핸드 드라이버와 가이드를 이용하여 직경 1.5mm, 길이 7mm의 OMI를 식립하였다. 식립된 OMI와 모형은 구강 스캐너로 스캔하여 STL 파일로 저장하였고, EXOCAD 프로그램을 이용하여 중첩하고, In2guide 프로그램을 이용하여 식립 오차 (OMI 헤드의 중심점 오차, 첨부 오차 그리고 각도 오차)를 계측하였다. 기존 연구를 과거 대조군으로 하여 금속 슬리브 유무가 식립 오차에 미치는 영향을 비교하고 (One sample t-test), 실험군에서 술자 간의 차이 (Independent t-test)와 NMSD 가이드로 경사 식립 시 오차 (Dunnet t-test)에 대하여 유의성 검증을 하였다.

NMSD 가이드로 OMI 식립 시 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 0도 또는 30도에서 헤드의 중심점 오차, 첨부 오차 그리고 각도 오차는

MSD 가이드에 비하여 모두 적었다.

2. 0도, 30도 그리고 70도에서 술자 A 보다 술자 B의 오차가 더 크게 나타났다.
3. 술자 A에서 0도와 비교 시, 30도와 40도는 식립 오차에 차이가 없었고, 50도 70도에서는 첨부 오차와 각도 오차가 증가하였다.
4. 70도 NMSD 가이드 사용 시 술자 A와 B에서 각각 평균 6.02도 그리고 평균 8.02도의 각도 오차가 발생 하였다.

3차원 프린팅 공차를 이용하도록 설계 및 제작된 OMI 가이드는 채널에 금속 슬리브를 이용하는 가이드 보다 정확도가 높았고, 50도 이상의 경사로 OMI를 식립하고자 할 경우 각도 오차를 감안하여 채널 각도를 보상하여 설계하는 것이 추천된다.

**중심단어**: 3차원 프린팅, 공차, 경사 식립, 교정용 미니임플란트, 수술 가이드, 정확도

# 차 례

국문요약 ····· i

표 차례 ····· iv

그림 차례 ····· v

서론 ····· 1

연구대상 및 방법 ····· 3

연구결과 ····· 11

고찰 ····· 15

결론 ····· 20

참고문헌 ····· 21

영문요약 ····· 26

# 표 차례

Table 1. ····· 6

Table 2. ····· 11

Table 3. ····· 12

Table 4. ····· 12

Table 5. ····· 13

# 그림 차례

Fig 1. ····· 3

Fig 2. ····· 4

Fig 3. ····· 5

Fig 4. ····· 6

Fig 5. ····· 7

Fig 6. ····· 8

Fig 7. ····· 9

Fig 8. ····· 13

Fig 9. ····· 14

# 서론

치과 교정 치료 시에 고정원의 역할은 원치 않는 치아이동을 막아주는 것이다. 적절한 고정원의 확보는 교정치료 성공 여부를 결정하는 가장 중요한 요인이라고 할 수 있다. 기존 고정원의 한계를 극복할 수 있는 골성 고정원의 사용은 더욱 증가하고 있다.[1-4] 교정용 미니 임플란트 (orthodontic mini implant, OMI)의 사용이 증가함에 따라 교정기간 동안 식립된 OMI의 안정성에 관한 여러 연구가 있었다.[5-8]

OMI의 실패에 영향을 미치는 주원인에 관한 여러 연구가 있었으나 가장 중요한 원인의 하나로 OMI와 치근의 접촉이 보고되고 있다.[9-10] 치근접촉은 대부분 식립 부위의 치근 사이 공간의 제한 때문에 발생한다.[11-12] Watanabe 등은 치근 근접도, 식립각도, 피질골 접촉면적, 골밀도에 따른 OMI 성공률을 조사하여 치근 근접도만 OMI 성공률과 연관이 있었으며 다른 요인들은 유의미한 상관관계가 없었다고 보고하였다.[13]

콘빔단층촬영 (Cone-beam computered tomography, CBCT) 이미지는 치근간 공간을 3차원으로 관찰할 수 있어 OMI를 최적의 위치와 방향으로 식립할 수 있게 한다.[14-16] CBCT 이미지는 기존 치근단 사진만으로 치근 근접도를 구별할 때보다 CBCT가 두 배 이상 정확도를 보였다.[13] 하지만 CBCT에서 얻은 정보는 OMI 식립을 위한 위치와 방향 결정에 참고가 될 뿐 임상에 그대로 적용할 수 있는 것은 아니다. 최근에는 삼차원 CBCT 이미지를 이용하여 식립 위치를 시뮬레이션하고, 식립 가이드를 디자인해주는 다양한 상업용 소프트웨어들이 출시되고 있다. 이러한 소프트웨어 기반의 식립 가이드는 3차원 프린터를 이용하여 출력이 되고 임상적으로 정확성에 대한 많은 연구결과들이 발표되었다.[17-19]

최근 눈부시게 발전하는 3차원 프린팅은 10㎛ ~ 100㎛ 두께로 프린팅 재료를 적층하여 3차원 물체를 만들어내는 제조 기술이다.[20] 특히 3차원 스캐너를 이용하면 복잡한 물체도 빠르고 정확하게 3차원 디지털 형상으로 저장할 수 있어 컴퓨터 지원 설계에 필수적으로 활용되고 있다. 치과 분야에서는 3차원 스캐너와 3차원 프린터 그리고 3차원 CBCT를 활용하여, 기존 기공물의 정밀도에 근접하는 보철물이나 교정 장치가 제작되어 임상에 적용되고 있다.[21-23]

치과 교정 영역에서는 그동안 브라켓 지그 제작, 투명 교정장치 제작과 더불어

OMI 식립 가이드에 대한 제작이 시도 되어 왔는데, 기존의 OMI 식립 가이드는 가이드를 제작한 후 이차적으로 채널 내면에 금속 슬리브를 삽입하고 식립의 정확도를 높이기 위해 파일럿 드릴링과 OMI 식립을 위한 금속 슬리브의 직경을 세분화하기도 했다.[24-26] 이런 방식은 OMI 식립 가이드의 제작을 복잡하게 만들었고 전용 드라이버를 따로 구비해야 하는 단점이 있었다.

임상적으로 OMI는 교합면에 대하여 30도에서 45도의 경사 식립이 추천되지만 특히 상악에서는 식립 부위나 기구의 접근성 제한, 상악동의 위치, 의도하는 치아의 이동양상 등에 따라 50도 이상의 각도로 식립하는 것이 유리할 수 있다.[14,27] 하지만 기존 식립 가이드는 대부분 교합면에 평행하게(0도) OMI를 식립하도록 제작되어, 경사 식립을 위한 가이드 제작과 식립 경사도를 증가시킬 경우 OMI 식립 오차에 어떤 영향을 주는지 검증이 필요할 것으로 판단된다.

본 연구에서는 3차원 프린팅 공차를 최적화하여 OMI 식립 가이드를 제작하고, 금속 슬리브 사용 여부, 경사 식립과 술자에 따라 정확도에 미치는 영향을 비교 분석하였다.

# 연구 대상 및 방법

안면비대칭을 주소로 내원한 21세 여환의 상하악을 알지네이트로 인상 채득하고 통법에 따라 초경석고로 진단모형을 제작하였다. 구강스캐너 (CS 3500; Carestream, Rochester, USA)로 진단모형을 스캔하여, Streolithography (STL) 형식의 파일로 형상을 저장하였다 (Fig 1,A).

환자의 골격비대칭을 진단하기 위하여 3차원 CBCT (Galileos; Sirona, Bensheim, Germany)를 0.29mm의 슬라이스 두께로 촬영하였다 (Fig 1,B). 촬영된 영상은 의료용 디지털 영상 및 통신 표준 (digital imaging and communications in medicine, DICOM) 형식으로 저장하고, OnDemand 3D 소프트웨어 (Cybermed, Seoul, Korea)를 이용하여 상악골과 치아들을 3차원으로 형상화하였다. STL 형식의 파일로 저장된 상악 진단 모형의 형상을 OnDemand 3D의 In2guide 모듈을 이용하여 CBCT로 형상화된 상악골과 정합하여 'CBCT 정합 가상 모형'을 제작하였다 (Fig 1,C와 D).

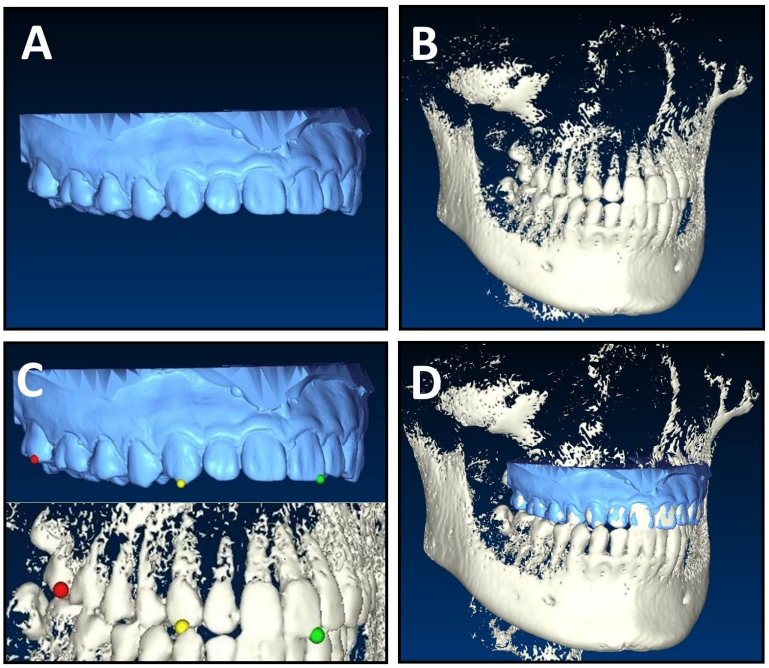


Fig 1. Image of a maxillary diagnosis model saved as a STL file (A) and maxilla-mandibular image produced by CBCT (B). If operators designate three points (C) in A and B respectively, the two images are automatically merged in a manner of surface registration (D).

In2guide 소프트웨어에서 직경 1.5mm, 길이 7mm의 가상 (virtual) OMI를 CBCT 정합 모형의 교합면과 관상면에서 관찰하며 협측 치은 두께를 감안하여 #15, #16 치근 사이 공간의 중앙에 배치하였다. 교합면에 대해 0도, 30도, 40도, 50도, 70도로 OMI를 식립할 수 있는 가이드를 제작하기 위하여, 가상 OMI의 축을 연장하여 가이드 채널의 내경이 블레이드의 외경보다 80㎛ 더 크게 설계하였다 (Fig 2).

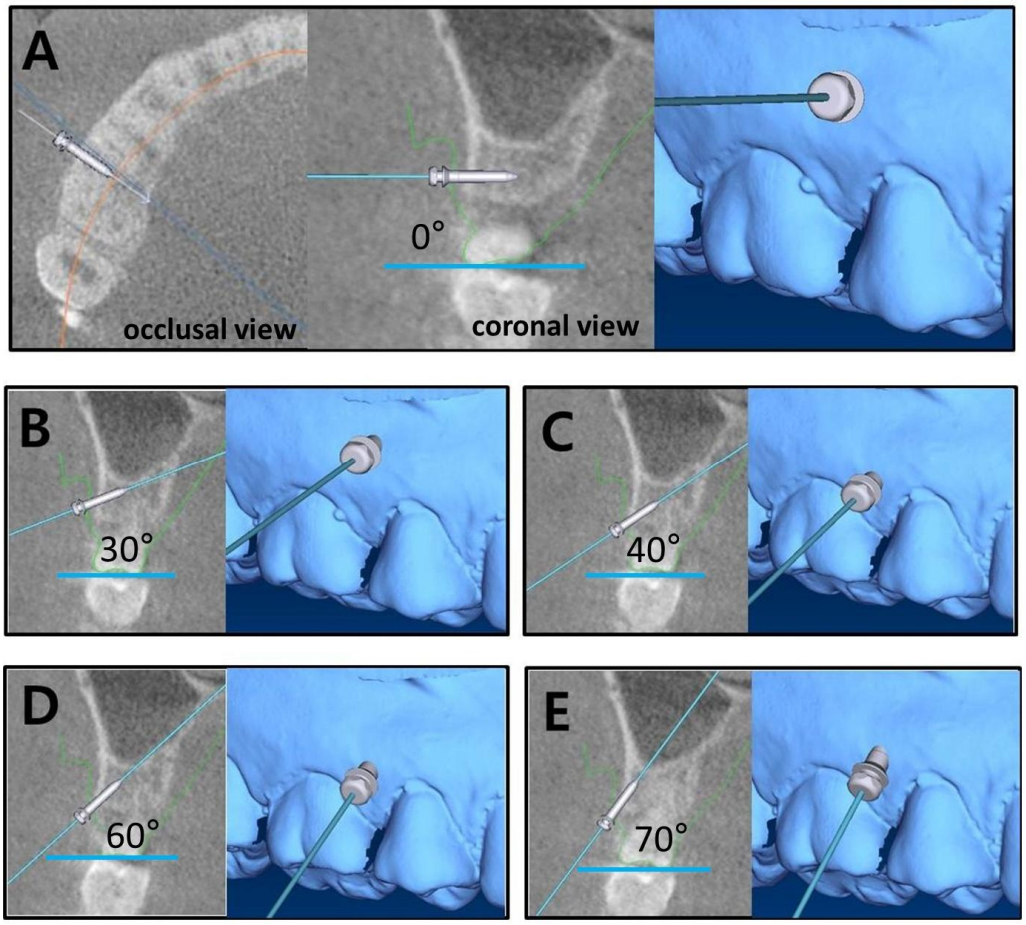


Fig 2. In 'In2guide', virtual orthodontic mini-implants were placed at 0 (A), 30 (B), 40 (C), 50 (D), and 70 (E) degree angles to the occlusal surface between the maxillary right second premolar and first molar.

본 연구에서 사용한 OMI 식립 가이드 (non-metal sleeve design; NMSD)는 치아지지 형태이며 안정적인 유지력을 얻기 위해 3개의 치아를 감싸는 형태였다. In2guide에서 디자인된 식립 가이드는 STL 형식의 파일로 저장하여, 디지털

광원 처리 (digital light processing, DLP) 방식의 3차원 프린터 (VIDA; Envisiontec, Dearbone, USA)를 통해 출력했다 (Fig 3,A). 출력해상도는 x-y축은 60㎛, z축은 20㎛이였다. 식립 가이드 채널 내면의 금속 슬리브는 생략하였고, 채널의 길이는 14mm였으며, 점막과 인접한 가이드 채널 하방에 작은 절취부 (notch)를 주어 OMI가 끝까지 식립되었는지 치과용 미러로 확인할 수 있게 했다 (Fig 3,B와 C).

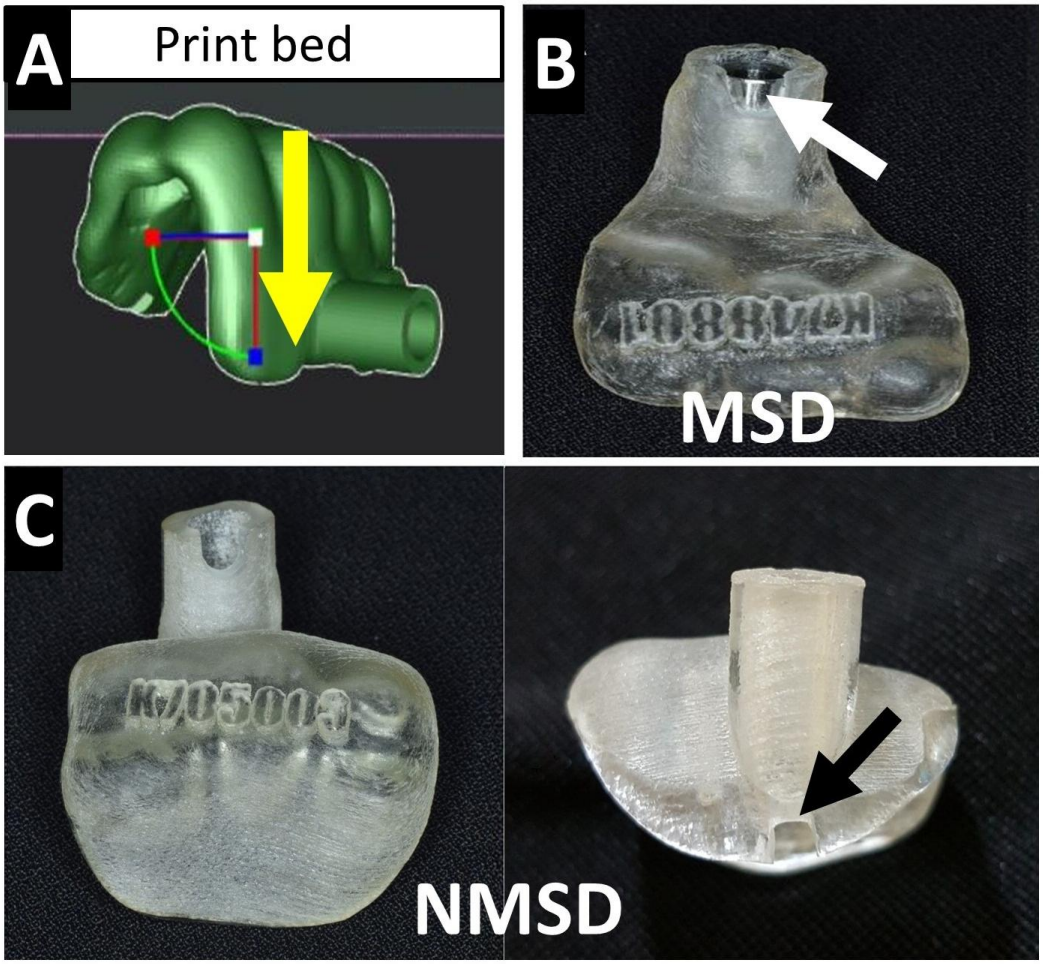


Fig 3. Orthodontic mini-implant surgical guides : A, build direction of digital light processing printer; B, metal sleeve design surgical guide (MSD); C, non-metal sleeve design surgical guide (NMSD); Yellow arrow indicates build direction. White arrow indicates metal sleeve. Black arrow indicates notch.

상악 실험 모형은 협측과 구개측 피질골의 두께를 2 mm로 설계하고, 식립된 OMI의 첨부를 정확히 스캔할 수 있도록 치근과 상악동 구조를 생략하였다. 실험 모형은 폴리젯 (Polyjet) 방식의 3차원 프린터 (Objet eden260V; Stratasys, Minnesota, USA)를 통해 출력했다. 출력 해상도는 x-y축은 50㎛, z축은 100㎛ 이였다 (Fig 4).

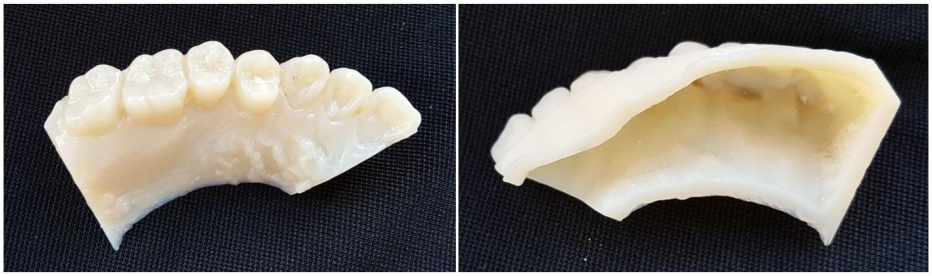

Fig 4. Maxillary right experimental model was fabricated by Polyjet 3-dimensional printer.

통계적 분석이 가능한 실험 횟수를 정하기 위해서, 0도 NMSD 가이드로 10개의 OMI를 식립하여 오차를 계측하고, 금속 슬리브를 사용하는 식립 가이드 (metal sleeve design; MSD) 연구의 과거대조군 결과와 비교하였다. G Power 3.1.9.2 (Universitat Dusseldorf, Germany)를 이용하여 파워 분석을 한 결과는 실험 횟수 10회 이상이었다 (Power=0.8, a=0.05).[28-29]

술자에 따른 차이를 비교하기 위하여 술자 A와 B 모두 0도, 30도 그리고 70도 NMSD 가이드로 각각 OMI를 식립하였고, 경사 식립 시 오차의 차이를 비교하기 위하여 술자 A만 40도, 50도에 대하여 추가 실험을 하였다 (Table 1).

Table 1. The distribution of orthodontic mini-implant according to the operators and the angle of channel

| Angle of channel | Operator A | Operator B |
|---|---|---|
| 0° | 10 | 10 |
| 30° | 15 | 15 |
| 40° | 10 | 0 |
| 50° | 10 | 0 |
| 70° | 15 | 15 |
| Total number of Orthodontic mini-implant | 60 | 40 |

예비 실험에서 폴리젯 프린터로 출력된 상악 모형의 재질이 사람의 치조골 강도보다 높아, 식립 오차를 더 유발하는 것으로 판단하여, 가이드를 모형에 적합하고, 블레이드와 OMI를 이용하여 OMI가 식립될 지점을 표시한 뒤, 1mm 직경의 버 (bur)로 실험 모형 표면에 가이드 채널의 각도에 따라 파일럿 드릴링을 한 뒤, NMSD 가이드를 이용하여 OMI를 식립했다 (Fig 5,B). 사용된 OMI (BMK OAS-T1507; Biomaterials Korea, Seoul, Korea)는 자가 드릴링 타입이며 직경 1.5mm, 길이 7mm였다. OMI 전용 블레이드의 외경은 제조 된 상태 그대로 사용하였다 (Fig 5,A).

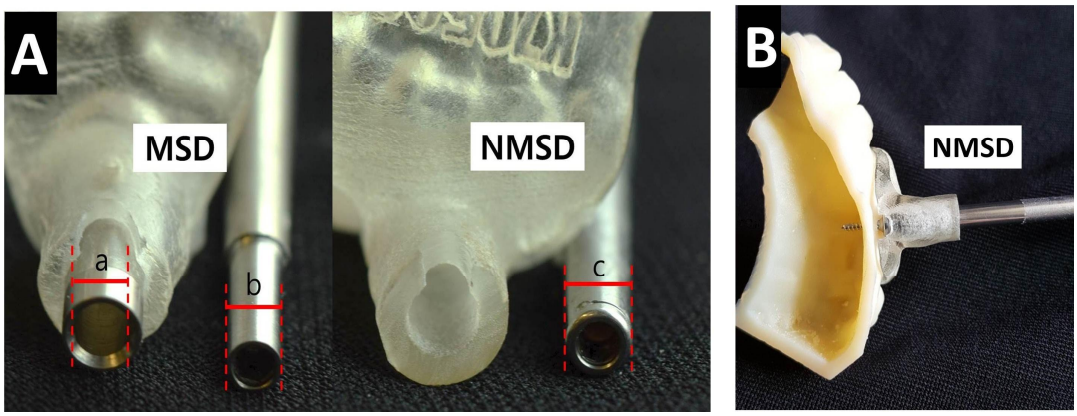


Fig 5. Different channel design of surgical guide system. A. the internal diameter of metal sleeves (a; 3.24㎜) in the metal sleeve design (MSD) is greater than the external diameter of blades (b; 3.2㎜). Non-metal sleeve design (NMSD) designs the internal diameter of channels based on the external diameter of blades (c; 3.98㎜). B. mini-implant placement by NMSD guide.

OMI를 식립한 후. 실험 모형은 구강 스캐너로 스캔하여 STL 형식의 파일로 저장하였고, EXOCAD (GmbH, Darmstadt, Germany) 프로그램에서 진단 모형과 실험 모형에서 각각 3점을 지정하여 surface registration 방식으로 자동 중첩을 하여 중첩 모형을 만들었다 (Fig 6). In2guide 프로그램을 이용하여 중첩 모형과 CBCT 정합 가상 모형을 중첩하여 최종 계측 모형을 완성하였다.

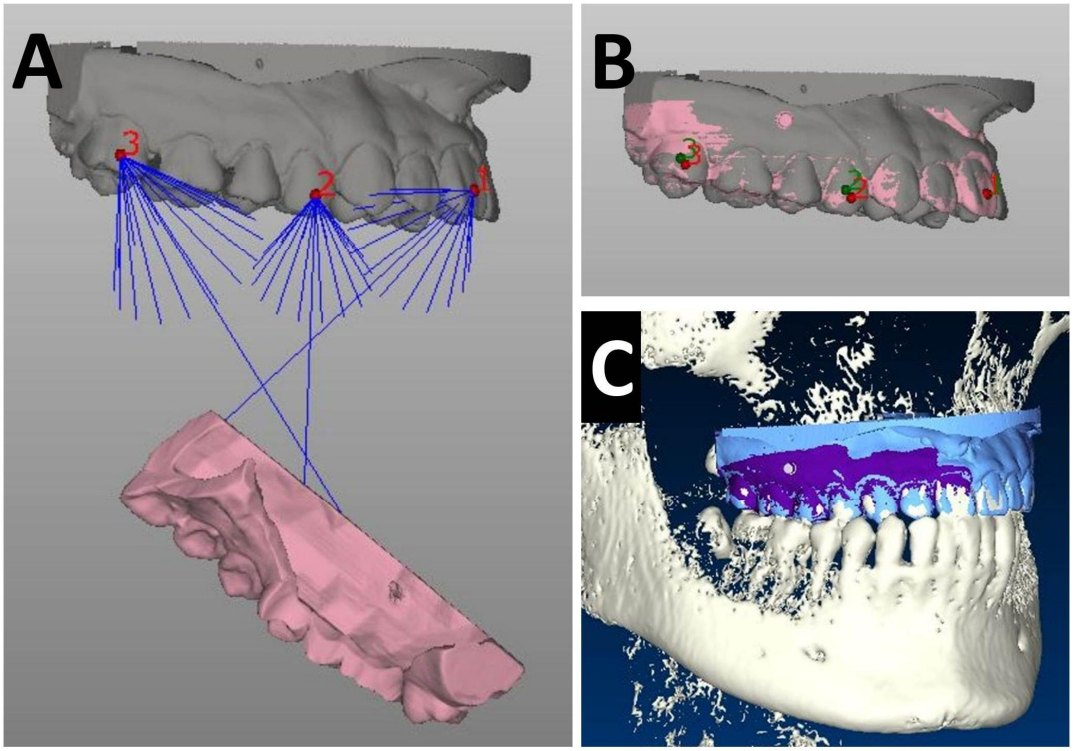


Fig 6. (A) Fusion of STL files between diagnosis model (gray) and experimental model (pink) by EXOCAD program. (B) fusion model. (C) the measurement model was completed by merging the CBCT registration virtual model (white and sky-blue) and the fusion model (purple).

식립 오차(OMI 헤드의 중심점 오차, 첨부 오차 그리고 각도 오차)는 In2guide 프로그램을 이용하고 Ozan 등[17]의 방법에 따라 가상 OMI와 식립된 OMI의 위치를 계측 모형에서 3차원으로 비교하였다 (Fig 7).

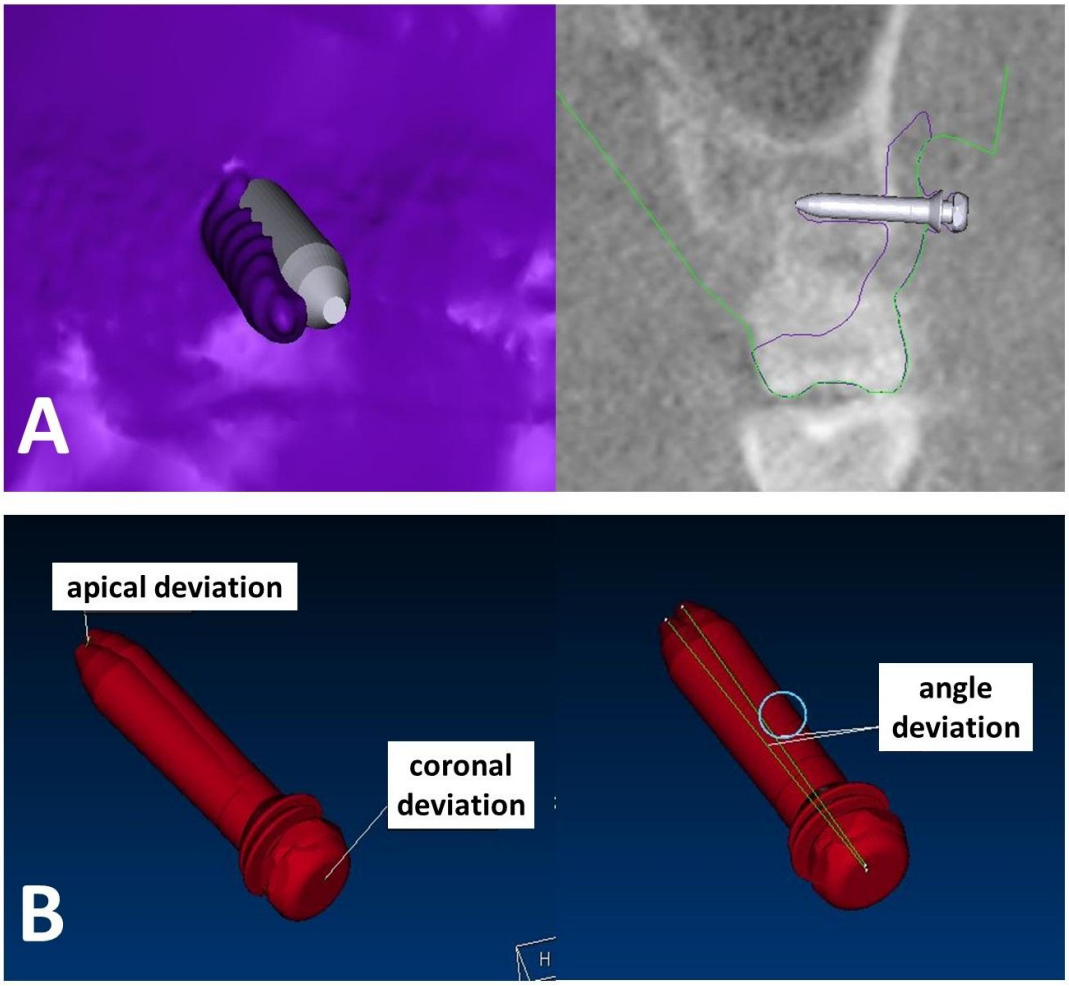


Fig 7. Measurement of placement errors: A, virtual OMI (gray), experimental OMI (purple) and outline of diagnosis model (green); B, coronal, apical and angle deviation of experimental OMI.

통계분석은 다음과 같이 하였다. 첫 번째, 기존 연구를 과거 대조군 (historical control)으로 하여 금속 슬리브 유무가 식립 오차에 미치는 영향을 비교하기 위해 one sample t-test를 시행하였다. 두 번째, NMSD 가이드를 이용한 실험군에서 술자 간의 차이를 알아보기 위해 independent t-test를 시행하였다. 세 번째, NMSD 가이드로 경사 식립 시 오차에 대하여 0도 가이드를 기준으로 Dunnet t-test를 시행하였다. 통계학적 유의 수준은 95%로 하였으며 사용한 통계 패키지는 windows 용 SPSS 19.0 (SPSS Inc, Chicago, IL, USA)프로그램이었다.

금속 슬리브 유무가 식립 오차에 미치는 영향을 비교하기 위해 가장 최근의 OMI 식립 가이드 연구인 배 등[26]의 문헌을 과거 대조군 으로 설정하였다.[30-31] 배

등의 연구에서는 사체표본에 두 명의 술자가 실험을 위해 따로 제작된 OMI 드라이버와 MSD 가이드를 이용해 25개를 식립하고, 식립 가이드 없이 직접 20개를 식립해서 정확도를 비교하였다. 배 등의 연구에서는 식립 각도는 특별한 고려 없이 골 표면상황에 따라 자유롭게 설정하였다. 본 연구에서는 MSD 가이드를 이용한 25개의 표본만 과거 대조군으로 설정하였다.

과거 대조군으로 설정한 배 등의 문헌의 MSD 가이드 그룹의 경우, OMI 헤드의 중심점 오차는 0.73mm(범위, 0.26mm~1.12mm), 첨부 오차는 0.73mm(범위, 0.24mm~2.07mm), 각도 오차는 평균 3.14도(범위, 1.02°~10.9°)였다.

# 연구 결과

1. 채널 형태가 식립 오차에 미치는 영향

본 실험에서 술자 A가 0도, 30도 NMSD 가이드로 식립한 경우 식립 오차(헤드의 중심점 오차, 첨부 오차 그리고 각도 오차)에서 MSD 가이드 군과 비교 시 평균값이 작았다 (P<0.05). 70도 가이도로 식립한 경우 MSD 가이드 군과 비교 시 헤드의 중심점 오차의 평균값은 작게, 첨부 오차와 각도 오차는 평균값은 크게 나타났다 (P<0.05; Table 2).

Table 2. Comparison of the effects of channel configuration on placement errors in operator A and historical control

| C | Operator A (NMSD) | | | | | Historical control (MSD) | | | | | *P* |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | N | Deviation | Mean | Min | Max | N | Deviation | Median | Min | Max | |
| 0° | 10 | Coronal (㎜) | 0.13 | 0.10 | 0.22 | 25 | Coronal (㎜) | 0.73 | 0.26 | 1.12 | * |
| | | Apex (㎜) | 0.37 | 0.22 | 0.57 | | | | | | * |
| | | Angle (°) | 1.97 | 1.10 | 3.10 | | | | | | * |
| 30° | 15 | Coronal (㎜) | 0.15 | 0.06 | 0.23 | | | | | | * |
| | | Apex (㎜) | 0.46 | 0.19 | 0.67 | | Apex (㎜) | 0.73 | 0.24 | 2.07 | * |
| | | Angle (°) | 2.37 | 1.10 | 3.60 | | Angle (°) | 3.14 | 1.02 | 10.90 | * |
| 70° | 15 | Coronal (㎜) | 0.29 | 0.13 | 0.49 | | | | | | * |
| | | Apex (㎜) | 0.89 | 0.49 | 1.42 | | | | | | ‡ |
| | | Angle (°) | 6.02 | 1.50 | 9.00 | | | | | | * |

C: Angle of channel, N: number of mini-implant, MSD : metal sleeve design, NMSD : non-metal sleeve design

*P<0.001;†P<0.01;‡P<0.05

술자 B가 0도 0도, 30도 가이드로 식립한 경우의 식립 오차는 MSD 가이드 군과 비교 시 평균값이 작거나 차이가 없었다 (P<0.05). 70도 가이도로 식립한 경우 MSD 가이드 군과 비교 시 헤드의 중심점 오차의 평균값은 작게, 첨부 오차와 각도 오차의 평균값은 크게 나타났다 (P<0.05; Table 3).

Table 3. Comparison of the effects of channel configuration on placement errors in operator B and historical control.

| C | Operator B (NMSD) | | | | | Historical control (MSD) | | | | | *P* |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | N | Deviation | Mean | Min | Max | N | Deviation | Median | Min | Max | |
| 0° | 10 | Coronal (㎜) | 0.12 | 0.05 | 0.17 | 25 | Coronal (㎜) | 0.73 | 0.26 | 1.12 | * |
| | | Apex (㎜) | 0.61 | 0.39 | 0.39 | | | | | | |
| | | Angle (°) | 3.91 | 1.50 | 6.40 | | | | | | |
| 30° | 15 | Coronal (㎜) | 0.29 | 0.08 | 0.69 | | Apex (㎜) | 0.73 | 0.24 | 2.07 | * |
| | | Apex (㎜) | 0.57 | 0.28 | 0.93 | | | | | | ‡ |
| | | Angle (°) | 3.48 | 0.40 | 6.10 | | Angle (°) | 3.14 | 1.02 | 10.90 | |
| 70° | 15 | Coronal (㎜) | 0.36 | 0.07 | 0.86 | | | | | | * |
| | | Apex (㎜) | 1.23 | 0.54 | 1.74 | | | | | | * |
| | | Angle (°) | 8.02 | 1.70 | 14.90 | | | | | | * |

C: Angle of channel, N: number of mini implant, MSD : metal sleeve design, NMSD : non-metal sleeve design

*P<0.001;†P<0.01;‡P<0.05

2. 술자에 따른 NMSD 가이드 식립 오차 비교

술자 A가 0도 가이드로 식립한 경우 첨부 오차와 각도 오차의 평균값이, 30도 가이드로 식립한 경우 헤드의 중심점 오차와 각도 오차의 평균값이, 70도 가이드로 식립한 경우 각도 오차의 평균값이, 술자 B보다 작게 나타났다 (P<0.05; Table 4).

Table 4. Comparison of NMSD guide placement errors by operators

| C | N | Deviation | Operator A | Operator B | *P* |
|---|---|---|---|---|---|
| | | | Mean | Mean | |
| 0° | 10 | Coronal (㎜) | 0.14 | 0.12 | |
| | | Apex (㎜) | 0.38 | 0.62 | † |
| | | Angle (°) | 1.97 | 3.91 | † |
| 30° | 15 | Coronal (㎜) | 0.15 | 0.29 | † |
| | | Apex (㎜) | 0.47 | 0.58 | |
| | | Angle (°) | 2.37 | 3.49 | ‡ |
| 70° | 15 | Coronal (㎜) | 0.29 | 0.36 | |
| | | Apex (㎜) | 0.90 | 1.24 | † |
| | | Angle (°) | 6.03 | 8.03 | |

C: Angle of channel, N: number of mini implant,

*P<0.001;†P<0.01;‡P<0.05

3. NMSD 가이드로 경사 식립 시 식립 오차

0도 NMSD 가이드와 비교할 때, 30도 그리고 40도는 차이가 없었고, 50도와 70도에서는 첨부 오차와 각도 오차가 크게 나타났다 (P<0.05; Table 5; Fig 8, 9).

Table 5. Comparison of NMSD guide placement errors by angles

| C | N | Deviation | Mean | S.D. | *P* |
|---|---|---|---|---|---|
| | | *Coronal (mm)* | *0.14* | *0.04* | |
| *0* | *10* | *Apex (mm)* | *0.38* | *0.10* | – |
| | | *Angle ( °)* | *1.97* | *0.57* | |
| | | Coronal (㎜) | 0.15 | 0.05 | |
| 30 | 15 | Apex (㎜) | 0.47 | 0.13 | |
| | | Angle (°) | 2.37 | 0.65 | |
| | | Coronal (㎜) | 0.20 | 0.10 | |
| 40 | 10 | Apex (㎜) | 0.50 | 0.30 | |
| | | Angle (°) | 2.27 | 1.58 | |
| | | Coronal (㎜) | 0.11 | 0.06 | |
| 50 | 10 | Apex (㎜) | 0.85 | 0.32 | * |
| | | Angle (°) | 5.56 | 2.90 | * |
| | | Coronal (㎜) | 0.29 | 0.11 | |
| 70 | 15 | Apex (㎜) | 0.90 | 0.27 | * |
| | | Angle (°) | 6.02 | 2.46 | * |

C: Angle of channel, N: number of mini implant, S.D.: standard deviation

*P<0.001;†P<0.01;‡P<0.05

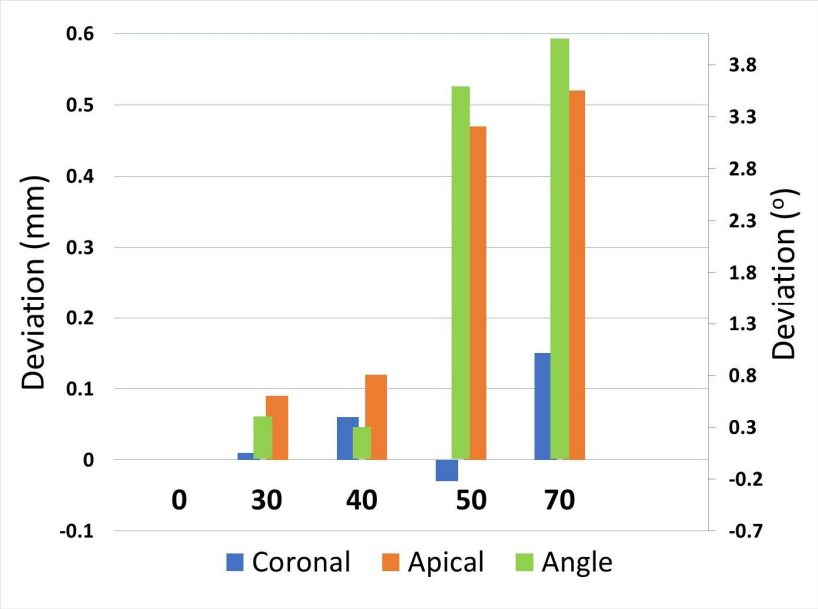


Fig 8. Coronal, apical and angle average deviation in guide of various degree comparing against 0 degree angle guide.

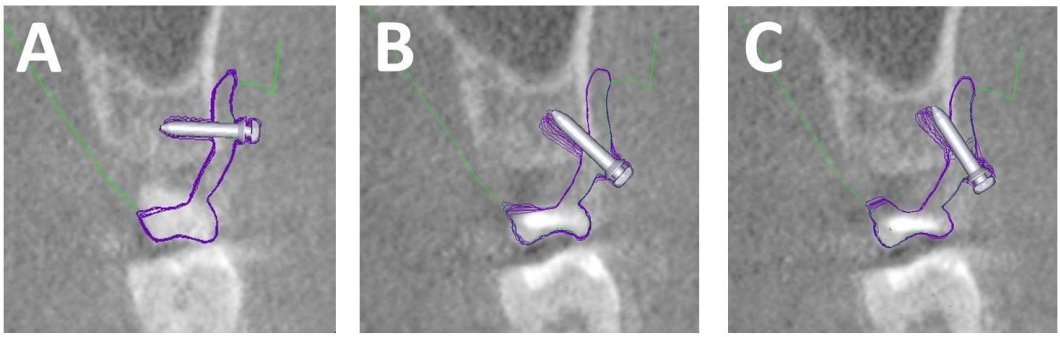


Fig 9. In a coronal view, angle deviation of 50 degree (B) and 70 degree (C) angle guides were caused mainly in the direction of occlusal surface compared to 0 degree angle guide (A). Purple line represents experimental models and OMIs.

# 고찰

CBCT는 두개악안면 영역에서 중요한 진단도구이며 성장과 발육, 매복치, 외상, 악교정 수술 계획 수립, 골이식 등을 위해 필수적으로 사용된다. CBCT에서 얻을 수 있는 내부의 해부학적 구조물에 대한 계측은 2차원적인 방사선사진보다 훨씬 정확하고 재현가능하며 신뢰할 수 있다.[6,32-33] OMI의 안정성을 위해 가장 중요한 요소인 치근 사이 거리도 CBCT를 이용한 많은 연구가 있었다.[12,34-35] 계측방법은 다양했지만 모두 치근간 거리는 매우 협소함을 보고했다. 또한 최근의 연구에 의하면 OMI는 절대적인 고정원이 아니며 교정 치료 중 0.5mm 이내의 이동을 보였다.[36] 그러므로 OMI와 치근간의 거리는 이러한 이동량과 방향까지 고려하여 충분한 간격을 가지는 것이 바람직할 것이다.

광경화(Stereolithography Apparatus, SLA) 방식으로 출력된 식립 가이드는 임플란트를 위해 널리 사용되고 있고 정확도에 대한 많은 연구가 있었다.[37-39] 임플란트 식립을 위한 SLA 식립 가이드의 정확도에 영향을 주는 요인으로 주로 상악과 하악 차이, 가이드를 지지하는 치아의 형태와 개수, 판막 거상 유무, 가이드 채널의 금속 슬리브의 단계, 가이드 채널의 길이와 직경 등이 주로 연구되었다. 각 요인의 영향은 다음과 같다. 첫째, 상악이 하악보다 가이드를 이용한 식립의 정확도가 떨어졌다.[17,40] 이는 상악의 낮은 골밀도와 상악동 거상 유무가 영향을 미친 것으로 추측된다. 둘째, 양쪽 치아로 지지되는 형태(single tooth gap)의 가이드의 정확도가 가장 높았고 감소된 잔존 치열에서는 정확도가 떨어졌다.[41] 또한 유리단 가이드(free end guide)나 양측성지지 가이드(bilateral anchored guide), 편측성지지 가이드(unilateral anchored guide)간에는 거의 차이가 없었다.[42] 편측성지지 가이드는 기울임(tilting)이나 구부러짐(bending)을 방지하기 위해 가이드의 재질이 견고해야 하며 고정을 위해 술전에 미니 임플란트를 이용한 가이드의 고정이 추천된다. 셋째, 판막 거상이 정확도에 영향을 주지 않았다.[41] 그러므로 술후 불편감이 적은 무판막 수술(flapless guide surgery)이 추천된다. 넷째, 드릴을 지지하는 채널 내면의 금속 슬리브 종류가 초기 드릴링부터 최종 드릴링, 임플란트 식립까지 세분화 될수록 정확했다.[43-44] 개구량의 제한이나 악간거리의 부족으로 초기 드릴링만 가이드를 이용하고 최종 드릴링을 가이드 없

이 직접 시행한 경우 정확도가 떨어졌으며 임플란트 식립까지 가이드로 견인한 경우가 가장 정확도가 높았다. 다섯째, 가이드 채널의 길이가 길어질수록 변이가 작아졌다[45] 그러므로 가이드 채널의 길이가 작아지면 채널 내부의 금속 슬리브와 드릴 간에 공차도 줄여서 정확도를 높여야 한다.

본 연구에서 디자인한 OMI 식립 가이드는 기본적으로 임플란트 식립 가이드의 정확도에 영향을 미치는 요인들을 기반으로 했다. 하지만 고속의 분당 회전수를 가진 전용 엔진으로 식립되는 임플란트와 다르게 OMI는 대부분 손으로 식립하기 때문에 가이드를 출력하기에 높은 정밀도와 적절한 특성을 가진 3차원 프린터로 출력하는 경우 별도로 가이드 채널의 내면에 금속 슬리브를 삽입할 필요가 없다. 사용하는 OMI 제품에 따라 변하는 형태의 금속 슬리브가 생략됨으로서 OMI 제조사별 드라이버 규격에 대응하기 쉽고 3차원 프린터로 쉽게 출력할 수 있는 장점이 있다.

식립의 정확도를 높이기 위해 가이드 채널의 길이와 공차에도 변화를 주었다. 가이드 채널의 길이가 증가하면 정확도가 올라가지만 임플란트 식립 가이드의 경우는 개구량의 제한이나 악간거리의 부족으로 제한이 있었다. 일반적으로 임플란트 식립 가이드의 채널의 길이는 4mm정도이며 기존 OMI 식립 가이드도 이에 따라 OMI의 길이를 더한 10mm정도가 대부분이었다.[46] OMI 식립은 악간거리의 제한이 없어 접근이 더 자유롭지만 볼 근육의 장력으로 인한 불편감이 있어서 가이드 채널의 길이를 50% 정도 증가시킨 14mm로 출력하였다. 가이드의 공차는 가이드 채널 내면의 직경과 OMI 드라이버 블레이드의 외경의 차이를 의미한다. 공차는 작을수록 좋지만 식립 시 드라이버 블레이드가 마찰이 작게 통과할 수 있어야 한다. 공차가 작아 마찰력이 과도할 경우 식립 시 드라이버와 식립 가이드의 구속(binding)이 생겨 식립 가이드를 탈락시킬 수 있다. 공차가 커서 마찰이 작을 경우 식립 각도의 변위가 커지게 된다.[46] 저자는 예비실험에서 다양한 공차의 가이드를 제작하여 실험한 결과를 근거로, 금속슬리브를 사용하지 않을 경우 가이드 채널의 내경에 80㎛의 공차를 부여하는 것이 이상적일 것으로 판단하였다.

디자인된 가이드는 개인치과에서 구비하기 쉬운 보급형으로 FDM (fused deposition modeling) 방식, SLA-laser 방식 그리고 SLA-DLP 방식으로 시험출력을 해보았고, 치아 교합면과 접촉하는 가이드 내면과 OMI 드라이버 블레이드

를 유도하는 가이드 채널의 내면의 출력 상태를 확인하여,[47] 다음과 같은 장단점을 파악하였다.

FDM 방식의 프린터는 열가소성 플라스틱 재료를 녹인 후 압출하여 한 층씩 적층하는 방식으로 장비가격이 가장 저렴하고 장치의 구조가 간단해 사용자의 접근이 편하지만 열가소성 플라스틱 재료를 적층하기 때문에 부가적인 지지대(support)가 다수 필요하고 정밀도가 떨어진다. FDM 방식의 3차원 프린터는 치아나 구강모형을 출력하기에 고가의 3차원 프린터와 비교해 정밀도가 크게 떨어지지 않는다.[48] 하지만 가이드 채널 내면을 출력할 때는, 고체 재료를 적층하는 특성상 지지대 없이 출력하면 원통의 변형이 심해지고 지지대가 가이드 채널 내면에 들어가면 제거하는 과정에서 훼손이 발생하게 된다. 때문에 FDM 방식의 3차원 프린터는 OMI 식립 가이드를 출력하기에는 적합하지 않았다.

SLA-laser 방식은 가장 일반적으로 알려지고 오래된 3차원 프린팅 방식으로 수조에 담긴 액상수지를 레이저를 이용해 경화시키는 방식이다. 정밀도가 높고 지지대 제거가 쉬운 장점이 있지만 재료와 장비가격이 고가이며 최근에는 가격이 낮은 보급형 SLA 방식의 3차원 프린터가 출시되고 있다. 보급형 SLA 방식의 3차원 프린터(Form 1; Formlabs, Somerville, USA)로 OMI 식립 가이드를 출력해 보았지만 가이드 채널의 변형이 있어, 신뢰할 만 하지 않았다.

SLA-DLP 방식은 특정 파장의 빛이 나오는 빔 프로젝터를 광원으로 사용하여 단층 단위로 빛을 쏘아 액상 수지를 경화시키는 방식이다. 높은 정밀도와 표면조도를 가지며 지지대가 거의 필요 없고 작업 속도가 빠르지만 소재가 제한적이고 출력물이 커질수록 해상도가 떨어진다는 단점이 있다. 빔이 퍼지는 특성상 작은 사이즈를 출력할 때 더욱 정교한 조형물을 얻을 수 있으므로, 최근에 출시되고 있는 보급형 DLP 방식의 3차원 프린터들도 출력물의 크기가 작으면 정밀도를 높일 수 있어서 작은 크기의 OMI 식립 가이드를 출력하기에 적합하다.

OMI를 식립할 치아 모형은 폴리젯 방식의 3차원 프린터로 출력했다. 폴리젯 방식은 노즐을 통해 액체형 플라스틱 수지를 분사해 자외선으로 경화시키는 방식이다. 치과 기공소에서 가장 많이 쓰이는 3차원 프린터이며 다수의 모형을 한꺼번에 빠르고 정확히 출력하기에 적합해서 선택하였다.

본 연구에 사용된 DLP 방식의 3차원 프린터와 폴리젯 프린터의 정확도를 확인하기 위하여, OMI 가이드의 크기와 유사한 가로 20㎜, 세로 20㎜, 높이 20㎜의

작은 정육면체(Ⅰ)와 치열궁의 크기와 유사한 가로 40㎜, 세로 40㎜, 높이 15㎜의 큰 직육면체(Ⅱ)를 각각 시험 출력하여 육면체의 크기를 다음과 같이 확인하였다. 정육면체(Ⅰ)는 DLP 프린터로 출력한 경우 가로, 세로, 높이에서 0.01~0.05㎜의 길이 오차가 발생했고 폴리젯 프린터로 출력한 경우 0.03~0.08㎜의 길이 오차가 발생했다. 직육면체(Ⅱ)는 DLP 프린터로 출력한 경우 가로, 세로, 높이에서 0.08~0.10㎜의 길이 오차가 발생했고 폴리젯 프린터로 출력한 경우 0.01~0.10㎜의 길이 오차가 발생했다. 저자는 육면체 출력물들의 길이 오차를 감안할 때, OMI 가이드는 DLP 프린터 출력물이 더 정밀하고, 치아 모형은 폴리젯 프린터 출력물이 더 정밀할 것으로 판단하였다.

OMI 식립은 두 명의 술자에 의해 행해졌다. 술자 A는 OMI 식립 경험은 적었지만 본 연구를 진행하며 OMI 식립 가이드를 이용한 경험은 많았고, 술자 B는 OMI 식립 경험은 풍부했지만 OMI 식립 가이드를 이용한 경험은 없었다. 두 술자 모두 OMI 식립 시, 0도와 30도에서 금속 슬리브를 생략하더라도 MSD 가이드에 비해 더 적은 식립 오차를 보였다. 두 명의 술자 간에는 0도와 30도, 70도 모두에서 술자 A 보다 술자 B의 오차가 더 크게 나타났다. NMSD 가이드를 이용한 식립은 가이드 없이 식립하거나 MSD 가이드로 식립한 경우보다 술자에 상관없이 정확도를 높여주지만, 가이드에 대한 숙련도가 높아질수록 더욱 정확하게 식립 할 수 있는 것으로 보인다.

경사 식립 시 오차의 차이를 비교하기 위하여 술자 A만 추가적으로 40도, 50도 NMSD 가이드를 이용하여 OMI를 식립하였고, 술자 A가 식립한 0도 가이드에 대해 30도, 40도, 50도, 70도 가이드의 식립 오차 변화에 대해 분석해보았다. 교합면에 대한 채널의 각도가 50도, 70도인 경우 첨부 오차, 각도 오차가 증가하였다. 식립 각도가 50도보다 커질수록 식립 오차가 커지는 경향을 보이는 이유는, 치조골의 만곡으로 인해 치근단 쪽 미니스크류와 골접촉 면적이 치관 쪽 미니스크류와 골접촉 면적보다 크기 때문으로 생각된다 (Fig 9). M. CassettaA. 등의[46] 연구에 따르면 surgical guide를 이용해 임플란트를 식립할 때 골밀도가 높아질수록 식립 각도의 변위가 커지게 된다. 본 실험에서 피질골로 설계한 상악 실험 모형의 표면과 접촉 면적이 커질수록 골밀도가 커지므로 식립 각도의 변위도 커져서 식립 각도가 치관 쪽으로 변이된 것으로 보인다. 실제 임상에서 50도 이상의 경사로 OMI를 식립하고자 할 경우 각도 오차를 감안하여 채널 각도를 보

상하여 설계하는 것이 바람직할 것으로 보인다.

본 연구에서는 금속 슬리브를 생략하고 DLP 방식의 3차원 프린터로 직접 출력함으로서 정확성, 범용성, 경제성, 편이성 등을 높이고자 하였다. 하지만 저자가 실험에 사용한 3차원 프린터의 출력 오차를 감안하여 선택한 80㎛ 공차는, 프린터의 출력 방식과 정밀도에 따라 사용자가 경험적으로 보정하여 적용해야 할 것으로 판단된다.

SLA 방식의 특허가 만료됨에 따라 더 저렴하고 해상도가 높은 3차원 프린터가 대중화되고 있으므로, 개인치과에서도 맞춤형 OMI 식립 가이드를 직접 디자인하고 3차원 프린팅 만으로 바로 출력해서 제작할 수 있을 것으로 예상된다.

# 결론

본 연구에서는 금속 슬리브가 생략된 디자인의 가이드를 다양한 각도로 제작하고, 3차원 프린터로 출력된 모형에 미니 임플란트를 식립한 후 정확성에 관한 결과를 비교 분석하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 0도 또는 30도에서 헤드의 중심점 오차, 첨부 오차 그리고 각도 오차는 MSD 가이드에 비하여 모두 적었다.
2. 0도, 30도 그리고 70도에서 술자 A 보다 술자 B의 오차가 더 크게 나타났다.
3. 술자 A에서 0도와 비교 시, 30도와 40도는 식립 오차에 차이가 없었고, 50도 70도에서는 첨부 오차와 각도 오차가 증가하였다.
4. 70도 NMSD 가이드 사용 시 술자 A와 B에서 각각 평균 6.02도 그리고 평균 8.02도의 각도 오차가 발생 하였다.

참고문헌

1. Leung MT, Lee TC, Rabie AB, Wong RW. Use of miniscrews and miniplates in orthodontics. J Oral Maxillofac Surg. 2008;66(7):1461-6.

2. Livas C, Renkema AM, Kiliaridis S, Katsaros C. Bone anchorage in orthodontics. A review. Ned Tijdschr Tandheelkd. 2006;113(3):96-100.

3. Prabhu J, Cousley RR. Current products and practice: bone anchorage devices in orthodontics. J Orthod. 2006;33(4):288-307.

4. Rungcharassaeng K, Kan JY, Caruso JM. Implants as absolute anchorage. J Calif Dent Assoc. 2005;33(11):881-8.

5. Chen YJ, Chang HH, Lin HY, Lai EH, Hung HC, Yao CC. Stability of miniplates and miniscrews used for orthodontic anchorage: experience with 492 temporary anchorage devices. Clin Oral Implants Res. 2008;19(11):1188-96.

6. Moon CH, Lee DG, Lee HS, Im JS, Baek SH. Factors associated with the success rate of orthodontic miniscrews placed in the upper and lower posterior buccal region. Angle Orthod. 2008;78(1):101-6.

7. Topouzelis N, Tsaousoglou P. Clinical factors correlated with the success rate of miniscrews in orthodontic treatment. Int J Oral Sci. 2012;4(1):38-44.

8. Wang HN, Liu DX, Wang CL, Lu T, Liu H, Wang HL. Influence of periodontal ligament injury on initial stability for immediately loaded mini-implant. Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi. 2009;27(2):224-6, 36.

9. Kuroda S, Yamada K, Deguchi T, Hashimoto T, Kyung HM, Takano-Yamamoto T. Root proximity is a major factor for screw failure in orthodontic anchorage. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2007;131(4 Suppl):S68-73.

10. Kim SH, Kang SM, Choi YS, Kook YA, Chung KR, Huang JC. Cone-beam computed tomography evaluation of mini-implants after placement: Is root proximity a major risk factor for failure? Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2010;138(3):264-76.

11. Monnerat C, Restle L, Mucha JN. Tomographic mapping of mandibular interradicular spaces for placement of orthodontic mini-implants. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2009;135(4):428.e1-9; discussion -9.

12. Poggio PM, Incorvati C, Velo S, Carano A. "Safe zones": a guide for miniscrew positioning in the maxillary and mandibular arch. Angle Orthod.

2006;76(2):191-7.
13. Watanabe H, Deguchi T, Hasegawa M, Ito M, Kim S, Takano-Yamamoto T. Orthodontic miniscrew failure rate and root proximity, insertion angle, bone contact length, and bone density. Orthod Craniofac Res. 2013;16(1):44-55.
14. Lim JE, Lim WH, Chun YS. Quantitative evaluation of cortical bone thickness and root proximity at maxillary interradicular sites for orthodontic mini-implant placement. Clin Anat. 2008;21(6):486-91.
15. Park HS, Hwangbo ES, Kwon TG. Proper mesiodistal angles for microimplant placement assessed with 3-dimensional computed tomography images. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2010;137(2):200-6.
16. Park J, Cho HJ. Three-dimensional evaluation of interradicular spaces and cortical bone thickness for the placement and initial stability of microimplants in adults. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2009;136(3):314.e1-12; discussion -5.
17. Ozan O, Turkyilmaz I, Ersoy AE, McGlumphy EA, Rosenstiel SF. Clinical accuracy of 3 different types of computed tomography-derived stereolithographic surgical guides in implant placement. J Oral Maxillofac Surg. 2009;67(2):394-401.
18. Di Giacomo GA, Cury PR, de Araujo NS, Sendyk WR, Sendyk CL. Clinical application of stereolithographic surgical guides for implant placement: preliminary results. J Periodontol. 2005;76(4):503-7.
19. Miyazawa K, Kawaguchi M, Tabuchi M, Goto S. Accurate pre-surgical determination for self-drilling miniscrew implant placement using surgical guides and cone-beam computed tomography. Eur J Orthod. 2010;32(6):735-40.
20. Sebastian S, Thomas W, Franz I, Tim L. A new method for printer calibration and contour accuracy manufacturing with 3D-print technology. Rapid Prototyp J. 2008;14(3):167-72.
21. Liu Q, Leu MC, Schmitt SM. Rapid prototyping in dentistry: technology and application. Int J Adv Manuf Technol. 2006;29(3):317-35.
22. Abbas A, Sakineh N. The evolution of rapid prototyping in dentistry: a review. Rapid Prototyp J. 2009;15(3):216-25.
23. Keating AP, Knox J, Bibb R, Zhurov AI. A comparison of plaster, digital and reconstructed study model accuracy. J Orthod. 2008;35(3):191-201; discussion 175.
24. Liu H, Liu DX, Wang G, Wang CL, Zhao Z. Accuracy of surgical positioning

of orthodontic miniscrews with a computer-aided design and manufacturing template. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2010;137(6):728.e1-.e10; discussion -9.

25. Qiu L, Haruyama N, Suzuki S, Yamada D, Obayashi N, Kurabayashi T, et al. Accuracy of orthodontic miniscrew implantation guided by stereolithographic surgical stent based on cone-beam CT-derived 3D images. Angle Orthod. 2012;82(2):284-93.

26. Bae MJ, Kim JY, Park JT, Cha JY, Kim HJ, Yu HS, et al. Accuracy of miniscrew surgical guides assessed from cone-beam computed tomography and digital models. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2013;143(6):893-901.

27. Liu H, Wu X, Yang L, Ding Y. Safe zones for miniscrews in maxillary dentition distalization assessed with cone-beam computed tomography. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2017;151(3):500-6.

28. Machin D, Campbell MJ, Tan S-B, Tan S-H. Sample size tables for clinical studies: John Wiley & Sons; 2011.

29. Zar JH. Biostatistical analysis: Prentice Hall; 1999.

30. Viele K, Berry S, Neuenschwander B, Amzal B, Chen F, Enas N, et al. Use of historical control data for assessing treatment effects in clinical trials. Pharm Stat. 2014;13(1):41-54.

31. Thomas N. Historical control. Wiley Encyclopedia of Clinical Trials: John Wiley & Sons, Inc.; 2007.

32. Adams GL, Gansky SA, Miller AJ, Harrell WE, Jr., Hatcher DC. Comparison between traditional 2-dimensional cephalometry and a 3-dimensional approach on human dry skulls. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2004;126(4):397-409.

33. De Smet E, Jacobs R, Gijbels F, Naert I. The accuracy and reliability of radiographic methods for the assessment of marginal bone level around oral implants. Dentomaxillofac Radiol. 2002;31(3):176-81.

34. Park HS. An anatomical study using CT images for the implantation of micro-implants. Korean J Orthod. 2002;32(6):435-41.

35. Carano A, Velo S, Incorvati C, Poggio P. Clinical applications of the Mini-Screw-Anchorage-System (M.A.S.) in the maxillary alveolar bone. Prog Orthod. 2004;5(2):212-35.

36. Liou EJ, Pai BC, Lin JC. Do miniscrews remain stationary under orthodontic

forces? Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2004;126(1):42-7.
37. Sarment DP, Sukovic P, Clinthorne N. Accuracy of implant placement with a stereolithographic surgical guide. Int J Oral Maxillofac Implants. 2003;18(4):571-7.
38. Ruppin J, Popovic A, Strauss M, Spuntrup E, Steiner A, Stoll C. Evaluation of the accuracy of three different computer-aided surgery systems in dental implantology: optical tracking vs. stereolithographic splint systems. Clin Oral Implants Res. 2008;19(7):709-16.
39. Vercruyssen M, Jacobs R, Van Assche N, van Steenberghe D. The use of CT scan based planning for oral rehabilitation by means of implants and its transfer to the surgical field: a critical review on accuracy. J Oral Rehabil. 2008;35(6):454-74.
40. Valente F, Schiroli G, Sbrenna A. Accuracy of computer-aided oral implant surgery: a clinical and radiographic study. Int J Oral Maxillofac Implants. 2009;24(2):234-42.
41. Ersoy AE, Turkyilmaz I, Ozan O, McGlumphy EA. Reliability of implant placement with stereolithographic surgical guides generated from computed tomography: clinical data from 94 implants. J Periodontol. 2008;79(8):1339-45.
42. Van Assche N, Quirynen M. Tolerance within a surgical guide. Clin Oral Implants Res. 2010;21(4):455-8.
43. Kalt G, Gehrke P. Transfer precision of three-dimensional implant planning with CT assisted offline navigation ubertragungsgenauigkeit dreidimensionaler implantatplanungen mittels CT-basierter. Int J Comput Dent. 2008;11:213-25.
44. Park C, Raigrodski AJ, Rosen J, Spiekerman C, London RM. Accuracy of implant placement using precision surgical guides with varying occlusogingival heights: an in vitro study. J Prosthet Dent. 2009;101(6):372-81.
45. Choi M, Romberg E, Driscoll CF. Effects of varied dimensions of surgical guides on implant angulations. J Prosthet Dent. 2004;92(5):463-9.
46. Cassetta M, Di Mambro A, Giansanti M, Stefanelli LV, Cavallini C. The intrinsic error of a stereolithographic surgical template in implant guided surgery. Int J Oral Maxillofac Surg. 2013;42(2):264-75.
47. Wang YT, Yu JH, Lo LJ, Hsu PH, Lin CL. Developing customized dental miniscrew surgical template from thermoplastic polymer material using image superimposition, CAD system, and 3D printing. Biomed Res Int. 2017;2017:1906197.

48. Lee KY, Cho JW, Chang NY, Chae JM, Kang KH, Kim SC, et al. Accuracy of three-dimensional printing for manufacturing replica teeth. Korean J Orthod. 2015;45(5):217-25.

# Accuracy of orthodontic mini-implant surgical guides for angled insertion fabricated with 3-dimensional printing tolerance.

Ju-Won Yu

Department of Dentistry, College of medicine, University of Ulsan

A variety of orthodontic mini-implants (OMIs) surgical guides fabricated by Cone-Beam Computerized Tomography (CBCT) and Computer Aided Design (CAD) have been introduced. For precise placement of OMIs into a desired position and direction, appropriate tolerances between internal diameter of guide channels and external diameter of blades should be required. With regard to a guide that secures tolerances by adding metal sleeves (metal sleeve design; MSD) to the inside of channels, it has a week point that the metal sleeves have to be produced again depending on the external diameter of exclusive blades provided by OMI manufacturing companies. Accordingly, if designing OMI surgical guides and non-metal sleeve design (NMSD) channels using CAD and printing them at one time using a 3-dimensional printer with high resolution, we can easily produce guides suitable to varied orthodontic mini-implant systems.

In this study, we designed NMSD channels with a tolerance of 80㎛ for the occlusal plane between the root of maxillary right second premolar and first molar, and produced a number of guides to assist with estimating the degree of angulation for implant placement such as 0, 30, 40, 50, and 70 degree angles using a digital light processing 3D printer in order to compare the difference by metal sleeve use in OMI placement, angled mini-implant placement, and operators. To verify the accuracy of guides, we placed an OMI with 1.5 mm diameter and 7 mm length to a maxillary posterior teeth model produced by a Polyjet 3D printer using hand drivers and guides. The placed OMI and model were scanned by an oral scanner and were saved as a STL file. They were then fused using EXOCAD program, and placement errors (coronal, apical, and angle deviation) were measured using In2guide program. In addition, we set prior studies to a

historical control group and compared the effects of presence or absence of metal sleeves on placement errors in experimental and historical control groups using a one sample t-test, and performed significance tests for the difference by operators (Independent t-test) and errors in angled insertion by NMSD guide (Dunnet t-test) in the experimental group.

The following conclusions were drawn in OMI placement by NMSD guide.

1. At a 0 or 30 degree angle, coronal, apical, and angle deviation were less than those described in MSD guide.
2. At a 0, 30, and 70 degree angle, errors of operator B were greater than those of operator A.
3. Comparing placement errors at a 30, 40, 50, and 70 degree angle to those at a 0 degree angle in operator A, there was no difference at a 30 and 40 degree angle and there was an increased apical and angle deviation at a 50 and 70 degree angle.
4. Applying a 70 degree NMSD guide, there were angle deviation of 6.02 and 8.02 degrees on average in operator A and B, respectively.

The OMI guide designed to use 3-dimensional printing tolerances had higher accuracy compared to the guide designed to apply metal sleeves to channels. To place OMIs with a angle of 50 degrees or more, we should design a guide by considering angle deviation and compensating channel angles.

Key words: 3D printing, tolerance, angled insertion, orthodontic mini-implant, surgical guide, accuracy