



저작자표시-비영리-변경금지 2.0 대한민국

이용자는 아래의 조건을 따르는 경우에 한하여 자유롭게

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

다음과 같은 조건을 따라야 합니다:



저작자표시. 귀하는 원저작자를 표시하여야 합니다.



비영리. 귀하는 이 저작물을 영리 목적으로 이용할 수 없습니다.



변경금지. 귀하는 이 저작물을 개작, 변형 또는 가공할 수 없습니다.

- 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](#)

2019년 2월

2019년 2월  
박사학위논문

박사학위논문

# 스캔바디 종류에 따른 임플란트 디지털 인상의 정확성 비교

스캔바디 종류에 따른 임플란트 디지털 인상의 정확성 비교

장근원

조선대학교 대학원

치 의 학 과

장 근 원

# 스캔바디 종류에 따른 임플란트 디지털 인상의 정확성 비교

Comparison of Implant Digital Impression Accuracy  
According to Scan Bodies

2019년 2월 25일

조선대학교 대학원

치 의 학 과

장 근 원

# 스캔바디 종류에 따른 임플란트 디지털 인상의 정확성 비교

지도교수 손 미 경

이 논문을 치의학 박사학위 논문으로 제출함.

2018년 10월

조선대학교 대학원

치 의 학 과

장 근 원

## 장근원의 박사학위 논문을 인준함

위원장 조선대학교 교수 계 기 성 (인)

위 원 전남대학교 교수 윤 귀 덕 (인)

위 원 조선대학교 교수 이 경 제 (인)

위 원 조선대학교 교수 허 유 리 (인)

위 원 조선대학교 교수 손 미 경 (인)

2018년 12월

조선대학교 대학원

## 목 차

표 목 차 .....	ii
도 목 차 .....	iii
영문초록 .....	iv
I. 서 론 .....	1
II. 실험 재료 및 방법 .....	3
III. 연구 결과 .....	12
IV. 총괄 및 고찰 .....	16
V. 결 론 .....	20
참고문헌 .....	21

## 표 목 차

Table 1. Classification of control and experimental group .....	9
Table 2. Deviations of each experimental group in group T .....	13
Table 3. Deviations of each experimental group in group NT .....	14
Table 4. Independent two sample t-test ( $p < 0.05$ ) .....	15
Table 5. Independent two sample t-test ( $p < 0.05$ ) .....	15

## 도 목 차

Fig. 1. Marking for implant positions .....	3
Fig. 2. Surveyor with surgical drill and engine .....	3
Fig. 3. Implant fixture(TSIII; Osstem, Busan, Korea) .....	4
Fig. 4. Implant surgical kit(Taper KIT; Osstem, Busan, Korea) .....	4
Fig. 5. Implant fixture installation into the acrylic resin model .....	5
(a) Preparation for guide drilling	
(b) Drilling for implant fixture installation	
(c) Parallel drilling	
(d) Installation of implant fixture with engine	
(e) Final installation by torque wrench	
(f) Fixation using cyanoacrylate adhesive	
Fig. 6. Connecting scan bodies into implant fixtures .....	6
Fig. 7. Model scanner(S600 ARTI; Zirkonzahn, South Tyrol, Italy) .....	6
Fig. 8. Classification of control group. T group is right side with last molar and NT group is left side with free-end. ....	7
Fig. 9. Conversion image files to STL files and abutment design of connection area .....	10
(a) Screw channel formation	
(b) Bottom surface of abutment hex	
Fig. 10. The process of setting the center point of implant fixtures .....	11
(a) Abutment design of connection area	
(b) Center axis of the abutment screw cylinder	
(c) Bottom surface of the hex	
(d) Cross point of center axis and bottom surface	



# ABSTRACT

## Comparison of Implant Digital Impression Accuracy According to Scan Bodies

Jang, Geunwon, D.D.S., M.S.D.

Advisor : Prof. Son, Meekyoung, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

Department of Dentistry

Graduate School of Chosun University

**Purpose** : The purpose of this study was to compare the accuracy of implant digital scan using compatible scan bodies with original scan bodies about the same implant fixtures. In addition, the accuracy of digital scan according to partial edentulous form was also compared.

**Materials and methods** : Each two implant fixtures(TSIII, Osstem, Busan, Korea) were inserted in the acrylic resin dentiform reproducing a partially edentulous mandible with left second premolar, first molar, second molar, right second premolar and right first molar. Digital images were obtained by taking digital impressions with a dental model scanner(S600 ARTI model scanner, Zirkonzhan, South Tyrol, Italy) after connecting the own digital scan bodies(ZBAD4231, Zirkonzahn, Gais, Italy) to the implant fixtures, and the images were used as those of the control group. Also digital images were obtained by taking intraroral scanner(Trios 2<sup>®</sup>, 3shape Dental Systems, Copenhagen, Denmark) with its own scan bodies and compatible scan bodies(Dio scan adapter 01, High Dental Korea, Seoul, Korea). This study was conducted categorized by major two experimental groups; Group T - The most posterior tooth(second molar) existed,

Group NT - The most posterior tooth was missing, and each group was divided into four groups in detail; Group 1 - Connecting the its own scan body to the implant on the second premolar site, Group 2 - Connecting the its own scan body to the implant on the first molar site, Group 3 - Connecting the compatible scan body to the implant on the second premolar site. Group 4 - Connecting the compatible scan body to the implant on the first molar site.

Digital images of four experimental groups were matched with those of the control group using the optimal matching algorithm of the 3D image analysis program(Geomagic Design X 2014; 3D systems, USA), and scanning errors were calculated. Independent two sample t-test was applied to assess the significance between two experimental groups ( $p < 0.05$ ).

**Results :** Average error values between the experimental groups and the control group in Group T1~NT4 were  $0.87 \pm 0.46 \mu\text{m}$ ,  $4.86 \pm 3.08 \mu\text{m}$ ,  $4.64 \pm 1.94 \mu\text{m}$ ,  $3.80 \pm 2.76 \mu\text{m}$ ,  $4.34 \pm 2.45 \mu\text{m}$ ,  $16.80 \pm 4.98 \mu\text{m}$ ,  $7.51 \pm 1.09 \mu\text{m}$ , and  $12.96 \pm 3.74 \mu\text{m}$  respectively. There were statistically significant differences with second premolar site according to scan body and differences according to presence or absence of the most posterior tooth.

**Conclusion :** The digital impression taking by a compatible scan body can be an alternative to an digital impression with its own scan body of implant fixture, because showing clinically acceptable errors. But it is recommended to use the scan body fabricated to the implant fixture because of reducing the acceptable errors of the prosthetic restoration.

**Key words:** Digital impression, Implant superstructure, Intraoral scanner, Scan accuracy, Scan body

## I. 서 론

통상적으로 보철물 제작은 환자의 입안을 재현한 주모형(master cast) 상에서 이루어진다. 보철물 제작에 있어 수동적인 적합을 얻는 것은 매우 중요하다.<sup>1,2</sup> 특히 임플란트 지지 보철물에 있어 부적절한 상부 보철물의 적합은 임플란트의 단단한 골융합으로 인해 더욱 부정적인 효과를 미칠 수 있다.<sup>3</sup> 적합이 좋지 않은 임플란트 보철물로 인해 초래되는 결과로 나사 풀림(screw loosening), 휨(bending) 뿐만 아니라 심각하게는 임플란트 구성품이나 상부 보철물의 파절과 같은 기계적 합병증을 초래할 수 있다고 보고되었다.<sup>4-6</sup> 또한 임플란트 보철물의 부적합으로 인해 초래되는 생물학적 합병증으로 임플란트 고정체(fixture)와 이를 둘러싸고 있는 치조골 사이의 골융합이 파괴될 수 있는 것으로 보고되었다.<sup>7</sup> 하지만 이 가설을 지지하는 임상적인 근거가 아직은 부족하다.<sup>8</sup> 그렇다 하더라도 Eisenmann 등<sup>9</sup>에 의하면 피로 하중에 의한 생물학적 골의 반응이나 흡수가 일어날 지의 여부가 불분명한 상태에서 임상 의는 임플란트 수복 시 임플란트-골 계면에 가해지는 부가적인 응력을 최소화하기 위해 임플란트 구성요소 및 상부 보철물의 정밀하고 수동적인 적합을 얻기 위해 노력해야 한다고 하였다.

보철물의 정확한 적합을 얻기 위해서는 정확한 석고 모형이 필요하며, 이를 위해 입안의 상태를 그대로 재현할 수 있도록 인상 재료 및 인상채득 기술, 치과용 석고가 발전되어 왔다. 임플란트 보철물에서는 임플란트의 위치와 각도가 중요한데, 구강 내 인상채득은 정확한 적합을 얻기 위한 가장 중요한 요소 중 하나라고 볼 수 있다. 1990년 초반부터 다양한 인상채득 방법에 대한 *in vitro* 연구가 진행되었고, 그 결과는 매우 균일하지 않았다.<sup>10,11</sup> 기존 인상채득 방법에 의해 제작되는 석고 모형에서는 임플란트의 변위가 다음과 같은 과정에 의해 주로 발생한다고 할 수 있다; 첫 번째로 가공 오차 범위에서 각 임플란트에 인상용 코핑을 적합시키는 표면에서 발생하는 오차, 두 번째로 인상채득 기술이나 재료에 따른 인상용 코핑의 변위, 세 번째로 가공 오차 범위에서 각각의 인상용 코핑과 적합되는 임플란트 아날로그의 표면에서 발생하는 오차, 네 번째로 최종 모형에서 치과용 석고의 체적 변화에 따른 임플란트 아날로그의 변위가 있다.<sup>13</sup>

최근 치과 진료를 위한 디지털 장비가 상용화된 이후, 많은 발전을 이루어 왔으며 현재는 진료실 및 기공과정의 상당 부분이 디지털화 되어가는 추세이다. 특히 구강스캐너와 캐드캠(Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacturing; CAD/CAM) 장비의 발전은 기존의 석고 모형을 통해 보철물을 제작하던 방식에서 벗어나 캐드(CAD) 상에서 디지털 모형을 구현하고 이에 맞춰 보철물을 제작할 수 있도록 변화를 야기하였다. 이는 기존 인상채득에서 거치는 여러 과정을 생략할 수 있어 변위의 위험성을 줄일 수 있다.<sup>12-15</sup>

임플란트 고정체는 치조골에 내재되어 있기 때문에 자연치와는 달리 그 상태에서 스캔을 할 수가 없어 임플란트 제조업체에서는 이를 스캔할 수 있게 하는 스캔바디(scan body)라는 장비를 제공하고 있다. 임플란트 시스템이 외부연결형(external type), 내부연결형(internal type)으로 나뉘고 연결 형태에 따라서도 원뿔형(conical), 육각형(hex), 팔각형(octa) 등으로 나뉘듯이, 이에 맞는 스캔바디도 여러 종류가 있고 임플란트 제조업체까지 고려한다면 그 가지는 훨씬 증가하게 된다. 현실적으로 진료실이나 기공실에서 각각 임플란트 시스템에 맞는 스캔바디를 모두 구비한다는 것은 불가능하다. 이에 여러 임플란트에서 호환이 가능하도록 하는 스캔바디를 제작하여 사용하는데, 이 호환 가능한 스캔바디가 형태나 규격이 똑같지 않은 임플란트에서 과연 같은 스캔 정확성을 보여줄 지 의문을 제기할 수 있다.

이에 이 연구에서는 임플란트 고정체에 연결되는 스캔바디 종류에 따른 정확성을 비교하고, 나아가 구강스캐너를 사용할 때 부분 무치악 형태에 따라서도 스캔의 정확성이 차이가 있는지를 알아보고자 하였다.

## II. 실험 재료 및 방법

### 1. 연구 모형 제작

실험을 위해 경질의 핑크색 아크릴 레진 모형(E51-TRM.322; Nissin Dental Prod Inc, Kyoto, Japan)을 사용 하였으며 이 하악 모형은 좌측 제2소구치, 좌측 제1대구치, 좌측 제2대구치, 우측 제2소구치 및 우측 제1대구치가 결손된 부분 무치악 형태이다. 결손부를 제외한 나머지 치아는 멜라민(melamine) 재질의 인공치아(A5AN-500; Nissin Dental Prod Inc, Kyoto, Japan)가 사용되었고 고정 나사를 이용하여 모형에 단단하게 고정하였다.

우측 제2소구치, 우측 제1대구치 결손부에 해당하는 위치에 2개의 임플란트 고정체를 식립하기 위해 전방 치아에서 2 mm, 고정체 사이 간격을 3 mm 가 되도록 하며, 치조제 중앙에 위치하도록 모형에 표시를 하였다(Fig. 1).



Fig. 1. Marking for implant positions.



Fig. 2. Surveyor with surgical drill and engine.

이 모형을 저속 핸드피스가 장착가능하며 평행한 드릴링이 가능한 써베이 어 복합 장비(Surveyor II; Saeshin Precision Ind. Co., Daegu, Korea)에 고정시키고 교합평면에 수직방향으로, 2개의 임플란트는 서로 평행한 방향이 되도록 하였다(Fig. 2). 실험에 사용된 임플란트 고정체(TSIII; Osstem, Busan, Korea)는 내부육각연결형(internal hex type)으로 크기는 직경 4.5 mm, 길이 10 mm의 고정체를 사용하였으며(Fig. 3), 고정체 식립을 위한 드릴링(drilling)은 실제 임상에서 사용되는 수술 기구(Taper KIT; Osstem,

Busan, Korea)를 이용하였다(Fig. 4).



Fig. 3. Implant fixture(TSIII; Osstem, Busan, Korea).

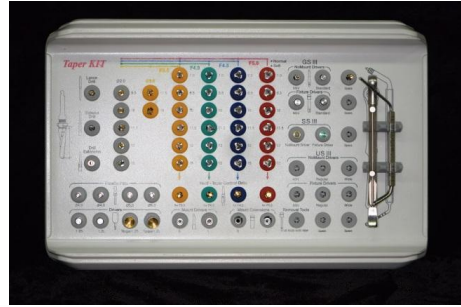


Fig. 4. Implant surgical kit(Taper KIT; Osstem, Busan, Korea).

임상에서와 마찬가지로 랜스 드릴(lance drill)을 이용하여 가이드 구멍(guide hole)을 형성한 후, 직경 2.0 mm, 3.0 mm, 3.5 mm, 4.0 mm, 4.5 mm 드릴을 순서대로 이용하여 깊이 10 mm의 구멍 형성을 마무리 하였다. 써베이어 복합 장비를 통하여 교합 평면에 수직이고 고정체는 서로 평행하도록 식립하였다. 마찬가지로 좌측 제2소구치, 제1대구치 결손부에 해당하는 위치에 같은 방식으로 임플란트 고정체를 식립하였다(Fig. 5).

고정체 식립을 위한 구멍이 아래로 좁아지는(tapered) 형태이나 고정체는 원통 형태이기 때문에 임플란트 플랫폼 상부를 치조제 높이까지 맞추는 것은 토크 렌치를 이용하였다. 아크릴 레진 모형과 임플란트 고정체는 융합이 되지 않기 때문에 고정을 보장하기 위해서 내부육각구조 주변은 피하도록 주의하여 시아노아크릴레이트 성분의 강력접착제(Loctite 401, Henkel, Düsseldorf, Germany)를 고정체 표면과 모형 사이에 적용하였다.

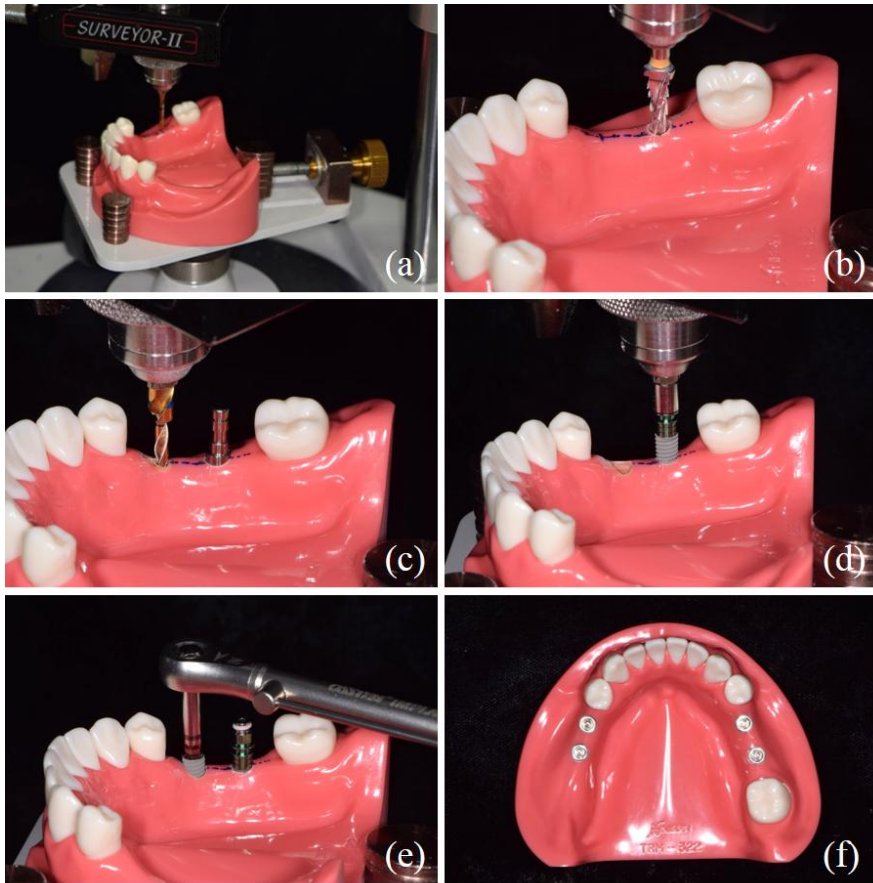


Fig. 5. Implant fixture installation into the acrylic resin model. (a) ~ (c) Drilling for fixture installation, (d) Installation of implant fixture with engine, (e) Final installation by torque wrench. (f) Fixation using cyanoacrylate adhesive.

## 2. 대조군(control group) 이미지 획득

### 1) 다양한 스캔바디(scan body) 연결

구내 및 구외 스캔을 위해서는 임플란트의 3차원적 위치를 인기하기 위한 스캔바디가 필요하다. 스캔바디, 스캐너, 이를 이용하는 CAD 소프트웨어는 종류가 다양하므로 각각 호환이 가능한 장비 및 도구를 사용한다. 본 실험에



서는 지르코잔(Zirkonzahn) 사(社)의 CAD 소프트웨어(Zirkonzahn Modellier; Zirkonzahn, Gais, Italy)를 이용하므로 이 소프트웨어에서 인식할 수 있는 2가지의 스캔바디를 준비하였다. 하나는 지르코잔 사의 스캔바디(ZBAD4231 compatible with Osstem TS; Zirkonzahn, Gais, Italy)로서 오스텨(Osstem)사의 임플란트 고정체에 맞게 제작된 제품이며, 다른 하나는 하이덴탈(High Dental Korea)사에서 제작한 스캔바디(Dio scan adapter 01; High Dental Korea, Seoul, Korea)로서 디오(Dio)사의 임플란트 고정체(UF system; Dio Company, Busan, Korea)를 위해 제작되었으나 오스텨 임플란트 고정체에서도 호환이 가능하다.

대조군의 스캔 이미지를 얻기 위해 지르코잔사에서 제작된 스캔바디만을 사용하였으며, 이 스캔바디는 전체적으로 삼각기둥 형태이나 단면은 삼각형의 모서리 끝부분이 잘려나간 육각형이다. 스캔바디는 토크 드라이버(Contra-Angle Torque Driver Kit; NSK Nakanishi Inc., Tochigi, Japan)를 이용하여 20N/cm의 힘으로 임플란트 고정체에 연결하였다(Fig. 6).



Fig. 6. Connecting scan bodies into implant fixtures.



Fig. 7. Model scanner(S600 ARTI; Zirkonzahn, South Tyrol, Italy)

## 2) 모델 스캔

모델 스캔은  $10\mu\text{m}$  이내의 재현성(precision)을 지니고 있으며 구조광(structured-light)을 사용하는 모델 스캐너(ARTI S600; Zirkonzahn, Italy)를 이용하였다(Fig. 7). 지르코잔 스캔바디를 연결한 후 모델 스캐너를 통해 제



작성된 디지털 모형을 대조군으로 하였다. 좌우측 부분 무치악 형태가 다르기 때문에 정중선을 기준으로 대조군을 두 그룹으로 나누었고 최후방 구치가 존재하는 우측을 group T, 최후방 구치가 존재하지 않는 좌측을 group NT로 하였다(Fig. 8).

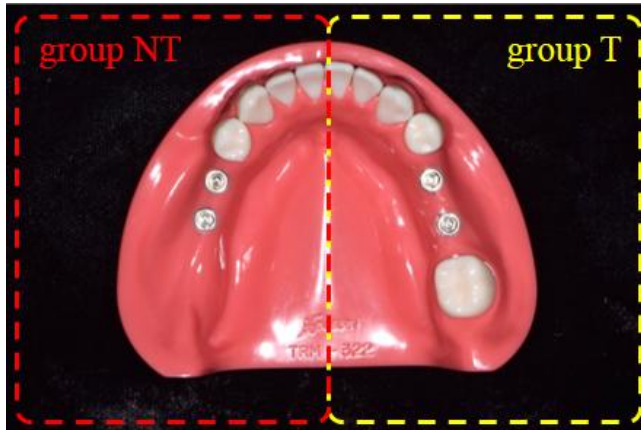


Fig. 8. Classification of control group. T group is right side with last molar and NT group is left side with free-end.

### 3. 실험군(experimental group) 이미지 획득

실험군은 각각의 스캔바디를 모형에 체결한 후 구강 스캐너(Trios 2; 3Shape, Copenhagen, Denmark)를 이용하였다. 구강 스캔은 숙련된 한 명의 연구자에 의해 시행되었으며, 스캐너 사용의 충분한 훈련 후에 스캔을 시행하였다. 실험군은 다음과 같이 2개의 상위 그룹에 각각 4개의 하위 그룹으로 나누었다.

#### 1) 최후방 구치가 존재할 경우(group T)

(1) 고정체에 맞게 제작된 스캔바디를 연결하여 스캔한 경우: Group T-1, Group T-2

우측 제2소구치와 제1대구치 위치에 있는 각각의 임플란트 고정체에 지르코잔 스캔바디를 연결한 후 구강스캐너를 이용하여 스캔하였다. 스캔 방법은

우측 중절치를 시작으로 각 치아 마다 절단(교합)면-순(협)면-설면 순서로 스캔하여 스캔바디를 포함하여 우측 최후방 구치(우측 제2대구치)까지 스캔을 시행하였다. 전체 스캔 후 스캔 이미지가 부족한 부위는 추가적으로 스캔하여 총 10회 시행하였다. 스캔 자체의 오차를 최소화하기 위해 우측 1/4 악궁만 스캔하였다. 제2소구치와 제1대구치 부위의 스캔바디를 스캔한 이미지를 각각 그룹 T-1, T-2로 하였다.

**(2) 다른 고정체에도 호환 가능한 스캔바디를 연결하여 스캔한 경우:**

**Group T-3, Group T-4**

우측 제2소구치와 제1대구치 위치에 있는 각각의 임플란트 고정체에 하이덴탈 스캔바디를 연결한 후 구강스캐너를 이용하여 스캔하였다. 앞서 스캔한 방법과 마찬가지로 방법으로 스캔하였으며 제2소구치와 제1대구치 부위의 스캔바디를 스캔한 이미지를 각각 그룹 T-3, T-4로 하였다.

**2) 최후방 구치가 존재하지 않을 경우(group NT)**

**(1) 고정체에 맞게 제작된 스캔바디를 연결하여 스캔한 경우: Group**

**NT-1, Group NT-2**

좌측 제2소구치와 제1대구치 위치에 있는 각각의 임플란트 고정체에 지르코잔 스캔바디를 연결한 후 구강스캐너를 이용하여 스캔하였다. 스캔 방법은 좌측 중절치를 시작으로 각 치아 마다 절단(교합)면-순(협)면-설면 순서로 스캔하여 스캔바디를 포함하여 좌측 제1대구치 부위에 위치한 스캔 바디까지 스캔을 시행하였다. 전체 스캔 후 스캔 이미지가 부족한 부위는 추가적으로 스캔하여 총 10회 시행하였다. 스캔 자체의 오차를 최소화하기 위해 좌측 1/4 악궁만 스캔하였다. 제2소구치와 제1대구치 부위의 스캔바디를 스캔한 이미지를 각각 그룹 NT-1, NT-2로 하였다.

**(2) 다른 고정체에도 호환 가능한 스캔바디를 연결하여 스캔한 경우:**

**Group NT-3, Group NT-4**

좌측 제2소구치와 제1대구치 위치에 있는 각각의 임플란트 고정체에 하이덴탈 스캔바디를 연결한 후 구강스캐너를 이용하여 스캔하였다. 앞서 스캔한

방법과 마찬가지로 방법으로 스캔하였으며 제2소구치와 제1대구치 부위의 스캔 바디를 스캔한 이미지를 각각 그룹 NT-3, NT-4로 하였다. 이상 대조군과 실험군을 다음 표와 같이 정리하였다(Table 1).

Table 1. Classification of control and experimental group

	Scanner	Scan body	Implant site	Group
Control group	Model scanner	Zirkonzahn	Rt. 2nd premolar & Rt. 1st molar	T
		Zirkonzahn	Lt. 2nd premolar & Lt. 1st molar	NT
Experimental group	Oral scanner	Zirkonzahn	Rt. 2nd premolar	T-1
		Zirkonzahn	Rt. 1st molar	T-2
		High Dental	Rt. 2nd premolar	T-3
		High Dental	Rt. 1st molar	T-4
		Zirkonzahn	Lt. 2nd premolar	NT-1
		Zirkonzahn	Lt. 1st molar	NT-2
		High Dental	Lt. 2nd premolar	NT-3
		High Dental	Lt. 1st molar	NT-4

#### 4. 상부 어버트먼트(abutment) 디자인

구강 스캐너로 스캔한 이미지를 CAD 소프트웨어에서 사용하기 위해 STL(Stereo Lithography) 파일 형식으로 변환이 필요하며 이를 위해 3Shape Dental System™(3Shape, Copenhagen, Denmark) 소프트웨어의 ‘모델 빌드’ 기능을 이용하였다. 변환된 STL 파일을 CAD 소프트웨어로 불러 들여 지르코잔 스캔바디와 하이덴탈 스캔바디에 맞는 라이브러리를 사용하여 임플란트 고정체의 3차원적 위치를 설정한 후, 어버트먼트 하부 육각구조 및 스크류 통로(screw channel)을 디자인하였다. 본 실험은 임플란트 고정체의 플랫폼(platform) 상부 위치, 즉 어버트먼트에서는 육각구조 하방 부위 위치를 확인하기 위한 것이기 때문에 어버트먼트의 불필요한 디자인은 최소로 하였다.

어버트먼트 하부 구조 및 인접치아들을 모두 포함하여 STL 파일로 저장하였다(Fig. 9).

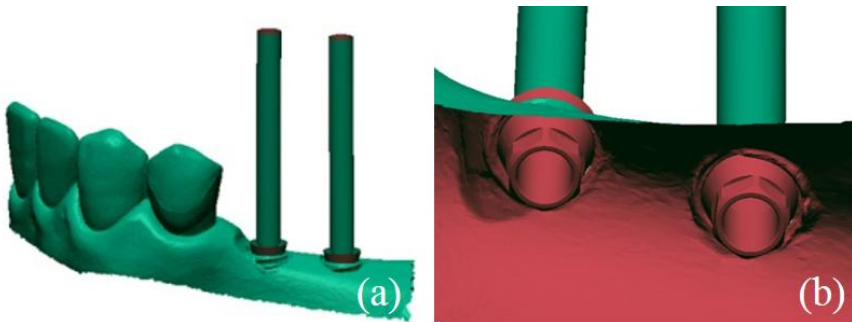


Fig 9. Conversion image files to STL files and abutment design of connection area. (a) screw channel formation, (b) bottom surface of abutment hex.

## 5. STL 파일 중첩 및 대조군과의 오차값 산출

CAD 소프트웨어(Geomagic Design X 2014; 3D systems, USA)의 최적 중첩 알고리즘을 이용하여 STL 파일 중첩을 시행하였다. 소프트웨어 메뉴에서 ‘GLOBAL and FINE and PARTIAL alignment’ 기능을 이용하여 스캔바디의 인접 치아(최후방 구치가 존재할 경우; 중절치부터 제2소구치 및 제2대구치까지, 최후방 치아가 존재하지 않을 경우; 중절치부터 제2소구치까지)를 기준으로 중첩을 시행하였다.

임플란트의 3차원적 변위량을 측정하기 위해 중심점을 설정해야 하는데 임플란트 고정체는 STL 파일에 포함되지 않아 상부 어버트먼트의 육각구조 하부를 이용하였다. 단편적인 메시(mesh) 상태의 STL 파일을 영역별로 그룹을 나누는 과정을 거치면 하나의 어버트먼트가 여러 형태의 복합적인 메시로 분할이 된다. 여기서 임플란트의 축을 담당하는 원통형 메시지를 선택하여 ‘참조 벡터 추가’ - ‘방법: 원통 축 찾기’를 통해 축을 설정하고, 육각구조 밑면을 담당하는 원통형 메시지를 선택하여 ‘참고 평면 추가’ - ‘방법: 여러 점 선택’을 통해 밑면을 설정한다. 그러면 임플란트의 축과 육각구조 밑면의 교차점이 생기는데 이를 설정하기 위해 ‘참조점 추가’ - ‘방법: 교차선 및 면’을 통하여

점을 설정하면, 이 점이 임플란트 스크류 통로의 육각구조 밑면 상에서의 중심점이 된다(Fig. 10). 이 점은 소프트웨어 상에서 임의의 원점을 기준으로 하는 x, y, z축 좌표로 위치가 표시된다.

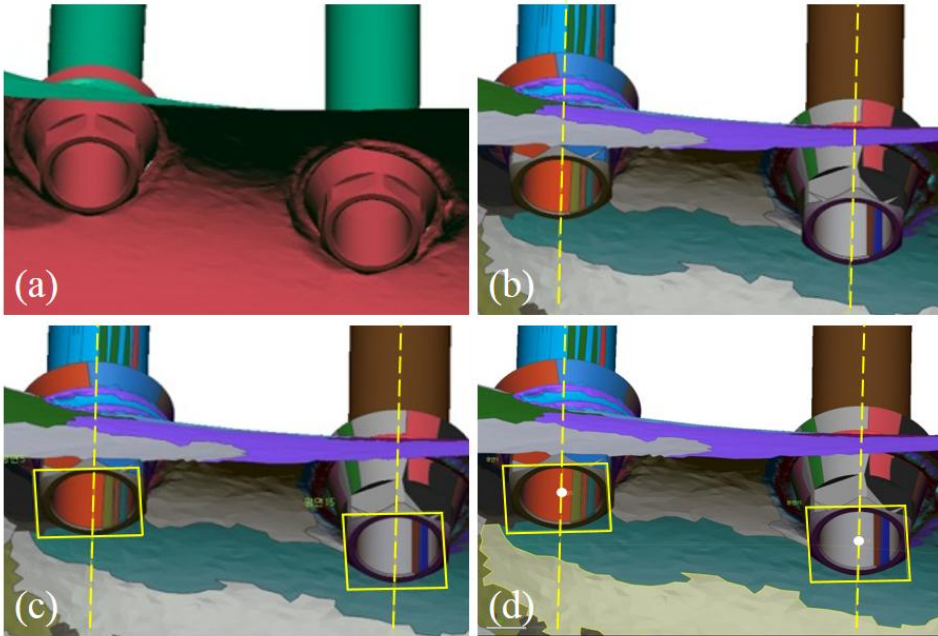


Fig 10. The process of setting the center point of implant fixtures. (a) Abutment design of connection area (b) Center axis of the abutment screw cylinder (c) Bottom surface of the hex (d) Cross point of center axis and bottom surface

중첩 후 대조군과의 오차는 각 교차점의 x축, y축, z축 좌표간의 거리를 아래와 같은 수식을 이용, 계산하여 도출하였다.

$$\text{스캔오차} = \sqrt{(x_0 - x_1)^2 + (y_0 - y_1)^2 + (z_0 - z_1)^2}$$

$x_0$  : 대조군의 x축 좌표

$y_0$  : 대조군의 y축 좌표

$z_0$  : 대조군의 z축 좌표

$x_1$  : 실험군의 x축 좌표

$y_1$  : 실험군의 y축 좌표

$z_1$  : 실험군의 z축 좌표

## 6. 통계 분석

각 그룹의 정확성 비교를 위한 통계는 SPSS Statistics(version 23, IBM Corp., Armonk, NY, USA)를 사용하여 분석하였다. 우선 각 그룹의 결과값의 정규성 분포여부를 Shapiro-Wilk test로 확인하였다( $p > 0.05$ ). 각 비교 대상인 두 그룹 간 통계적 유의성 평가는 Independent student t-test를 사용하였다 ( $p < 0.05$ ).

### Ⅲ. 연구 결과

실험군 별로 얻은 대조군과의 오차값은 Table 2, 3과 같으며 각 그룹의 결과값은 정규성 분포를 보였다.

Table 2. Deviations of each experimental group in group T( $\mu\text{m}$ )

Sample No.	Group T-1	Group T-2	Group T-3	Group T-4
1	0.33	4.44	8.10	3.68
2	1.21	2.80	7.50	11.06
3	0.88	1.01	5.73	3.83
4	1.65	9.04	5.18	6.34
5	0.55	4.52	3.38	1.54
6	1.62	8.90	3.63	1.96
7	0.63	5.18	3.56	2.89
8	0.28	2.78	1.50	2.09
9	0.83	0.65	4.73	1.94
10	0.71	9.30	3.05	2.67
Mean	0.87	4.86	4.64	3.80
$\pm$ SD	$\pm 0.46$	$\pm 3.08$	$\pm 1.94$	$\pm 2.76$

Table 3. Deviations of each experimental group in group NT ( $\mu\text{m}$ )

Sample No.	Group NT-1	Group NT-2	Group NT-3	Group NT-4
1	5.24	14.57	6.93	10.48
2	6.31	20.81	5.88	10.20
3	9.06	19.85	7.18	12.67
4	3.33	25.10	6.80	11.41
5	2.57	18.44	6.79	7.80
6	6.18	17.47	7.29	15.06
7	3.24	13.81	9.47	21.82
8	0.22	5.48	9.04	13.30
9	1.89	14.27	7.09	10.84
10	5.40	18.21	8.68	16.07
Mean	4.34	16.80	7.51	12.96
$\pm$ SD	$\pm 2.45$	$\pm 4.98$	$\pm 1.09$	$\pm 3.74$

## 1. 스캔 바디 차이에 따른 정확성 평가

두 스캔바디를 연결한 후 구강 스캐너로 스캔하여 얻은 이미지를 대조군과 비교하여 측정된 오차의 평균과 표준편차는 Table 2, 3과 같다. 임플란트 고정체에 맞추어 제작된 지르코잔 스캔바디를 이용한 그룹은 T-1, T-2, NT-1, NT-2 이며, 타사의 임플란트 고정체와 호환 가능한 스캔 바디를 이용한 그룹은 T-3, T-4, NT-3, NT-4 이다. 이 중 Group T-1( $0.87 \pm 0.46 \mu\text{m}$ )과 Group T-3( $4.64 \pm 1.94 \mu\text{m}$ ), Group NT-1( $4.34 \pm 2.45 \mu\text{m}$ )과 Group NT-3( $7.51 \pm 1.09 \mu\text{m}$ ) 사이에서 통계적 유의성이 관찰되었다(Table 4).



Table 4. Independent two sample t-test (\*p&lt;0.05)

Site	Zirkonzahn (original)		High Dental (compatible)		p-value
2 <sup>nd</sup> premolar	T-1	0.87±0.46	T-3	4.64±1.94	0.0001*
2 <sup>nd</sup> premolar	NT-1	4.34±2.45	NT-3	7.51±1.09	0.0037*
1 <sup>st</sup> molar	T-2	4.86±3.08	T-4	3.80±2.76	0.4521
1 <sup>st</sup> molar	NT-2	16.80±4.98	NT-4	12.96±3.74	0.0812

 (unit:  $\mu\text{m}$ )

## 2. 부분 무치악 형태에 따른 정확성 평가

동일한 임플란트 식립 부위를 동일한 스캔바디를 이용하여 스캔을 하였을 때 최후방 구치의 유무에 따른 스캔의 정확성을 비교해 본 결과, 모든 부위에서 통계적 유의성이 관찰되었다(Table 5).

Table 5. Independent two sample t-test (\*p&lt;0.05)

Site	Tooth and tissue supported		Tissue supported		p-value
2 <sup>nd</sup> premolar	T-3	4.64±1.94	NT-3	7.51±1.09	0.0011*
2 <sup>nd</sup> premolar	T-1	0.87±0.46	NT-1	4.34±2.45	0.0020*
1 <sup>st</sup> molar	T-4	3.80±2.76	NT-4	12.96±3.74	0.0001*
1 <sup>st</sup> molar	T-2	4.86±3.08	NT-2	16.80±4.98	0.0001*

 (unit:  $\mu\text{m}$ )

## IV. 총괄 및 고찰

치과영역의 디지털화는 1983년 치과용 CAD/CAM 장비인 CEREC이 처음 소개가 된 이후 디지털 장비가 발전함에 따라 급격히 진행되어 왔으며 이미 많은 부분이 상용화 되었다. 디지털 스캔 방식이 초기에는 기존의 방식대로 인상용 코핑과 인상재를 이용하여 모델 제작 후 기공용 모델 스캐너를 통해 CAD/CAM 과정을 거쳤다면 현재는 인상 과정부터 스캐너를 이용하여 전 과정을 디지털화 할 수 있다. 이를 위해선 구강 내 임플란트 고정체의 위치를 알려줄 수 있는 인상용 코핑의 역할을 스캔바디가 대신 수행하게 되며 스캔바디를 포함하는 스캔 영상을 STL 파일 형식으로 변환 후 CAD 프로그램에 전송하면 프로그램에서 스캔바디를 이용하여 임플란트 고정체의 위치를 역추적하여 인식하게 된다. 이러한 과정으로 얻어진 임플란트의 위치가 기존의 인상채득 방법으로 얻어진 것과 차이가 없는지에 관한 연구는 활발히 이루어졌다. Giménez 등<sup>15</sup>은 단일 임플란트의 경우 오히려 기존 인상채득 방법보다 디지털 스캔이 더 높은 정확성을 보인다고 하였고, 다른 연구들에서도 기존 인상채득보다 디지털 스캔의 정확성이 높음을 보여주었다.<sup>16-19</sup>

과거 임플란트 보철물은 기성 어버트먼트를 주로 이용하였으나 최근에는 맞춤(customizing)을 통한 어버트먼트 및 상부 크라운을 제작함으로써 좀 더 해부학적이고 생리적인 형태의 보철물 제작을 추구하고 있다. 이를 위해 구강 스캐너를 이용하여 임플란트 고정체의 정확한 위치를 인기해낸다면 복잡한 기공과정의 축소, 환자의 불편감 감소 및 시간의 단축 등 효율적으로 치료 과정을 진행할 수 있다.

간접 치과 수복물을 위한 CAD/CAM 시스템용 디지털 장비의 정확도 평가 방법 및 시험 방법을 제시한 국제표준(ISO 12836)에 따르면<sup>20</sup>, 정확도(accuracy) 분석은 실제오차(trueness)와 재현오차(precision) 분석으로 나눌 수 있다. ISO 5725에 실제오차(trueness)는 실제 물체와 이를 스캔한 디지털 모델과의 차이를, 재현오차(precision)은 동일한 물체를 동일한 스캐너로 영상을 여러 번 얻을 경우 이들 영상간의 차이라고 명시되어 있으며, ISO 5725-1에 따르면 일반적으로 정확도(accuracy)는 실제오차(trueness)가 내포하는 의미를 지닌다고 하였다. 본 연구에서도 정확도 평가에는 실제와 측정값과의

차이를 보여주는 실제오차(trueness) 값을 이용하였다. 또한 선형 분석이 아닌 3차원 이미지 분석을 통한 정확도 측정을 권장하며, 구강 스캐너의 정확도 평가를 위한 대조군으로는 광학식 구조광을 사용하는 모델 스캐너의 사용을 추천하고 있다. 광학식 구조광을 사용하는 모델 스캐너의 오차는 약 0.01mm 이하로 알려져 있고, 구강 스캐너 보다 그 정확성이 우수하다고 평가되고 있어<sup>21, 22</sup>, 본 연구에서도 대조군의 3차원 이미지화에 광학식 구조광 모델 스캐너(ARTI S600; Zirkonzahn, Italy)를 사용하였다. ISO에서는 3차원 이미지 분석에는 Geomagic 사의 프로그램 등의 사용을 추천하였기에 본 연구에서는 광학식 모델 스캐너와 Geomagic Design X 2014 버전을 사용하였다<sup>23</sup>.

본 연구에서 사용된 트리오스(Trios 2) 스캐너는 파우더 스프레이를 사용하지 않아 편리하고, 1초에 3000장 이상의 2D 이미지를 촬영하여 스캔 속도가 빠르고, 동영상 방식으로 촬영하고, 매우 정교한 3D 디지털 모델을 만든다<sup>25</sup>. 또한 시중에 출시한 다양한 구강 스캐너(CEREC Blucam, CEREC Omnicam, Cadent iTero, Lava COS, Lava True Definition Scanner, Trios)들의 정확성을 비교하는 여러 연구들에서 가장 우수한 정확성을 보여주었다.<sup>15,26</sup>

연구 결과를 살펴보면, 동일한 임플란트에 대한 디지털 스캔 시 제2소구치 부위에서 스캔바디 종류에 따라 정확성에 차이가 있음을 알 수 있었다. 또한 부분 무치악의 형태에 따라서는 제2소구치와 제1대구치 부위 모두에서 임플란트 정확성에 차이가 있음을 확인하였다. Stimmelmayr 등<sup>27</sup>은 디지털 스캔 과정에서 스캔바디가 스캔의 정확성에 영향을 미친다고 하였으며, Amin 등<sup>28</sup>은 두 금속 간의 가공 오차(machining tolerance)와 임플란트 아날로그와 스캔바디 안에서 반복적인 조임에 의한 계면의 변형으로 micro-rotational freedom이 발생하여 스캔바디의 부적절한 위치로의 연결에 영향을 미친다고 하였다. Ma 등<sup>29</sup>은 임플란트 구성 요소 간에 발생하는 가공 오차가 22-100  $\mu\text{m}$  라고 보고하였다. 두 금속 간의 결합은 다양한 공간적 관계에서 이루어지기 때문에 하나의 스캔바디를 채워치 시킬 때에도 오차가 발생하는데 동일하지 않은 임플란트 내부 구조에 모두 맞도록 제작된 스캔바디가 정확한 위치에 연결되지 않아 인상의 정확성에 영향을 미치는 것으로 보인다. 제2소구치 부위에서는 스캔바디 종류에 따라 차이가 있으나 제1대구치 부위에서는 차이가 없는 것은 구강 스캐너 자체의 스캔 오차에 의한 것으로 여겨진다. 트리

오스와 같은 구강 스캐너는 LED(light-emitting diode)를 이용한 공초점(confocal) 방식을 실시간 렌더링(rendering)하여 이미지를 형성하는데 이러한 구강스캐너가 인식하고 정합해야하는 이미지 수가 많아질수록 오차가 발생하기 때문이다.<sup>21, 24</sup> 이러한 작동 원리 때문에 전악 유치악에서 정중선을 넘어가는 범위의 구강 스캐너 사용 시 오차가 크게 발생한다.<sup>25</sup> Table 1,2에서 각 실험군의 오차 값을 살펴보면 제2소구치 부위에 해당하는 T-1, T-3, NT-1, NT-3 그룹의 편차가 제1대구치 부위에 해당하는 T-2, T-4, NT-2, NT-4 그룹보다 적은 것은 구강 스캐너가 나중에 스캔한 부위일수록 오차가 커지는 현상과 부합한다. 이러한 스캔 자체의 오차로 측정값의 편차가 커져 T-2와 T-4 그룹, NT-2와 NT-4 그룹 사이에 오차값의 차이가 통계적인 유의성이 나타나지 않는다. 또한 트리오스 구강 스캐너로 스캔하는 방식에 따라 발생하는 오차를 비교한 실험에서, 일률적으로 교합면이나 절단면을 모두 스캔한 후 설측, 순측, 협측을 스캔하는 방식보다는 치아를 한 개씩 순차적으로 스캔하는 방식이 더 작은 오차를 보여주었다.<sup>25</sup> 이에 구강 스캐너의 오차를 줄이는 가이드라인으로 제시한 필요한 부위만 스캔할 것, 한 개씩 치아를 순차적으로 스캔을 진행할 것, 스캔할 때는 교합면-설면-협면 순으로 스캔할 것, 커브진 부위를 스캔할 때 스캐너를 천천히 움직일 것 등에 맞추어 본 연구의 스캔 과정을 진행하였다. 반대로 최후방 구치가 없는 경우에는 연속촬영 방식에서 정합(stitching)할 수 있는 뚜렷한 형태의 구조가 없기 때문에 스캔 영상의 오차발생에도 영향을 주므로 최후방 구치가 있는 경우에 비해 최후방 구치가 없는 모든 그룹에서 스캔의 정확성이 떨어지는 결과를 보이는 것으로 추측할 수 있다. 완전 무치악의 임플란트 디지털 스캔에 관한 한 연구에서, 무치악 환자의 임플란트 디지털 인상 채득 시 정합의 기준점으로 도움이 될 수 있는 디지털 마커나 플라스틱 바(bar)와 같은 연결 구조물을 스캔 바디 사이에 추가하는 것이 임플란트 위치를 정확히 인기하는데 도움이 될 수 있음을 보여주었다.<sup>30</sup> 이를 반영하면 부분 무치악에서도 후방에 치아가 없을 경우 디지털 마커 등을 이용하여 디지털 스캔의 정확성을 높일 수 있을 것으로 생각된다.

본 연구에서 측정된 오차값 중 최후방 구치가 없는 Group NT-2에서  $16.80 \pm 4.98 \mu\text{m}$ 의 가장 큰 오차를 나타내고 있지만, 이 값은 전악 유치악을 트리오스로 스캔하였을 때의 평균 오차를 계산한 연구에서 측정된 값인

$47.5 \pm 27.4 \mu\text{m}$  보다 작은 값을 나타냈다.<sup>15</sup> Del Corso 등<sup>31</sup>은 스캐너의 시스템적인 에러를  $14\text{--}21 \mu\text{m}$  라고 보고하였고, Jemt<sup>32</sup>는 임플란트 구성요소에서  $111 \mu\text{m}$ 의 부적합은 어떠한 생물학적 합병증도 보이지 않았고,  $150 \mu\text{m}$  까지도 임상적으로 허용할 만 하다고 하였다. 앞서 언급하였던 가공 오차의 관점에서 Lee 등<sup>10</sup>이 진행한 논문 리뷰에서는 9개의 논문에서 임플란트 인상채득 시  $0.6\text{--}136 \mu\text{m}$ 의 가공 오차가 발생한다고 하였다. 즉, 본 연구의 오차값은 이 범주 안에 위치하므로 스캔바디 종류에 따라, 부분 무치악의 형태에 따라 스캔의 정확성에 차이를 보여주나 이 오차값들은 임상적으로 허용할 수준임을 알 수 있다. 하지만 보다 정확한 임플란트 디지털 스캔의 중요성은 어버트먼트부터 크라운 제작까지 한 번의 과정으로 진행하는 경우에 더욱 의미가 있을 것으로 생각된다.

본 연구는 실험용 모형을 구강스캐너로 스캔하였으므로, 구강 내 상황을 완전히 재현하지 못하였다는 한계점이 있다. 실제 구강 내에서는 스캐너의 움직임에 제약을 받을 수 있고, 환자의 움직임, 구강 내 타액이나 입김, 스캔 시 술자의 미세한 움직임 등이 스캔 영상의 정확성에 영향을 줄 수 있다.

디지털 스캔이 과거 일반적인 인상채득 방법에 비해 경제적이고, 효율적이며, 시간 활용 측면에서 더 편리한 방법임에는 분명하다<sup>33</sup>. 따라서 앞으로 디지털 스캔을 더욱 잘 이용할 수 있도록 그 정확성을 증가시키는 스캔 방법과 사용의 편리를 위한 다양한 방법에 대한 추가적인 연구가 필요하다.

## V. 결 론

하악 부분 무치악 모형에서 동일한 임플란트 고정체에 대해 서로 다른 스캔바디를 이용한 디지털 스캔에 따른 정확성을 비교 평가한 결과, 다음과 같은 결론을 내릴 수 있다.

1. 임플란트 고정체에 맞게 제작된 스캔바디를 이용하여 스캔한 경우가 다른 고정체에서도 호환 가능하도록 제작된 스캔바디를 이용한 경우보다 그 정확성이 더 우수하였다.
2. 부분 무치악에서 최후방 구치의 유무는 디지털 스캔의 정확성에 영향을 미치며, 최후방 구치가 있는 경우에 정확성이 더 우수하였다.

단, 본 연구에서 측정된 실험 오차값들은 임상적으로 허용 가능한 범주 내에 있어 실제 임상에서는 호환 가능하도록 제작된 스캔바디를 사용하여도 무방할 것으로 보이거나 디지털 스캔 후 임플란트 상부 보철물(커스텀 어버트먼트, 크라운)을 한 번의 과정으로 제작할 경우에는 좀 더 정확성이 높은 보철물 제작을 위해 위 사항들을 고려하는 것이 필요할 것으로 사료된다.

## 참 고 문 헌

1. Kan JY, Rungcharassaeng K, Bohsali K, Goodacre CJ, Lang BR. Clinical methods for evaluating implant framework fit. *J Prosthet Dent.* 1999;81:7-13.
2. Cheshire PD, Hobkirk JA. An in vivo quantitative analysis of the fit of Nobel Biocare implant superstructures. *J Oral Rehabil.* 1996;23:782-9.
3. Sahin S, Cehreli MC. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. *Implant Dent.* 2001;10:85-92.
4. Tan KB, Rubenstein JE, Nicholls JI, Yuodelis RA. Three-dimensional analysis of the casting accuracy of one-piece, osseointegrated implant-retained prostheses. *Int J Prosthodont.* 1993;6:346-63.
5. Burguete RL, Johns RB, King T, Patterson EA. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent.* 1994;71:592-9.
6. Jemt T, Rubenstein JE, Carlsson L, Lang BR. Measuring fit at the implant prosthodontic interface. *J Prosthet Dent.* 1996;75:314-25.
7. Kim Y, Oh TJ, Misch CE, Wang HL. Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clin Oral Implants Res.* 2005;16:26-35.
8. Carr AB, Gerard DA, Larsen PE. The response of bone in primates around unloaded dental implants supporting prostheses with different levels of fit. *J Prosthet Dent.* 1996;76:500-9.
9. Eisenmann E, Mokabberi A, Walter MH, Freesmeyer WB. Improving the fit of implant-supported superstructures using the spark erosion technique. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004;19:810-8.

10. Lee, H., So, J. S., Hochstedler, J. L., & Ercoli, C. The accuracy of implant impressions: a systematic review. *J Prosthet Dent.* 2008;100:285-291.
11. Lee SJ, Gallucci GO. Digital vs. conventional implant impressions: efficiency outcomes. *Clin Oral Implants Res.* 2013;24:111-5.
12. Ortorp A. On titanium frameworks and alternative impression techniques in implant dentistry. *Swed Dent J Suppl.* 2005;169:3-88.
13. Kim S, Nicholls JI, Han CH, Lee KW. Displacement of implant components from impressions to definitive casts. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006;21:747-55.
14. American Dental Association: Council on dental materials, ANSI/ADA specification No. 25 for Dental Gypsum Products. American Dental Association, Chicago, 1987:640-644.
15. Giménez B, Özcan M, Martínez-Rus F, Pradies G. Accuracy of a digital impression system based on active wavefront sampling technology for implants considering operator experience, implant angulation, and depth. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2015;17 Suppl 1:e54-64.
16. Ender A, Attin T, Mehl A. In vivo precision of conventional and digital methods of obtaining complete-arch dental impressions. *J Prosthet Dent.* 2016;115:313-20.
17. Patzelt SB, Emmanouilidi A, Stampf S, Strub JR, Att W. Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners. *Clin Oral Investig.* 2014;18:1687-94.
18. Christensen GJ. Impressions are changing: deciding on conventional, digital or digital plus in-office milling. *J Am Dent Assoc.* 2009;140:1301-4.
19. Güth JF, Keul C, Stimmelmayer M, Beuer F, Edelhoff D. Accuracy of digital models obtained by direct and indirect data capturing. *Clin Oral Investig*



- 2013;17:1201-8.
20. International organization for Standardization. ISO-12836: Dentistry - Digitizing device for CAD/CAM systems for indirect dental restorations - test methods for assessing accuracy. International Organization for Standardization. Geneva: Switzerland. 2012
  21. Flügge TV, Schlager S, Nelson K, Nahles S, Metzger MC. Precision of intraoral digital dental impressions with iTero and extraoral digitization with the iTero and a model scanner. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2013;144:417-8.
  22. Keating AP, Knox J, Bibb R, Zhurov AI. A comparison of plaster, digital and reconstructed study model accuracy. *J Orthod.* 2008;35:191-201.
  23. Lee SJ, Betensky RA, Gianneschi GE, Gallucci GO. Accuracy of digital versus conventional implant impressions. *Clin Oral Implants Res* 2015;26:715-9.
  24. Papaspyridakos P, Gallucci GO, Chen CJ, Hanssen S, Naert I, Vandenberghe B. Digital versus conventional implant impressions for edentulous patients: accuracy outcomes. *Clin Oral Implants Res.* 2016;27:465-72.
  25. Choi BH, Jeong SM, DIGITAL FLAPLESS IMPLANTOLOGY. 1<sup>st</sup> ed. Seoul: JeeSung Publishing Co.; 2015, p.32-51.
  26. Vandeweghe, S., Vervack, V., Dierens, M., & De Bruyn, H. Accuracy of digital impressions of multiple dental implants: an *in vitro* study. *Clin Oral Implants Res* 2017;28:648-53.
  27. Stimmelmayer, M., Güth, J. F., Erdelt, K., Edelhoff, D., & Beuer, F. Digital evaluation of the reproducibility of implant scanbody fit – an *in vitro* study. *Clin Oral Investig* 2012;16:851-6.
  28. Amin S, Weber HP, Finkelman M, El Rafie K, Kudara Y, Papaspyridakos

- P. Digital vs. conventional full-arch implant impressions: a comparative study. Clin Oral Implants Res 2017;28:1360-7.
29. Ma T, Nicholls JI, Rubenstein JE. Tolerance measurements of various implant components. Int J Oral Maxillofac Implants 1997;12:371-5.
30. Kim RW. Accuracy of digital implant impression for edentulous patients. Doctorial dissertation. Chosun University, Gwangju. 2017. p.31
31. Del Corso M, Abà G, Vazquez L, Dargaud J, Dohan Ehrenfest DM. Optical three-dimensional scanning acquisition of the position of osseointegrated implants: an *in vitro* study to determine method accuracy and operational feasibility. Clin Implant Dent Relat Res. 2009;11:214-21.
32. Jemt, T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Brånemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. Int J Oral Maxillofac Implants 1991;6:270-6.
33. Yuzbasioglu E, Kurt H, Turunc R, Bilir H. Comparison of digital and conventional impression techniques: evaluation of patients' perception, treatment comfort, effectiveness and clinical outcomes. BMC Oral Health. 2014 30;14:10.