

스캐닝 방법에 따른 백색광 스캐너 기반으로 채득된 디지털 모형의 정확성 비교

김기백 · 이경탁 · 김재홍

고려대학교 일반대학원 보건과학과 치의기공전공

Comparison of the accuracy of digital models made from white light scanner by scanning method

Ki-Baek Kim · Gyeong-Tak Lee · Jae-Hong Kim

Department of health science specialized in Dental Lab, Science & Engineering, Graduate school, Korea University

Received : 13 August, 2012
Revised : 7 December, 2012
Accepted : 10 December, 2012

Corresponding Author

Jae-Hong Kim
Department of Health Science Specialized
in Dental Laboratory Science & Engineering,
Korea university graduate school,
#423 Horim Bldg., San 1, Jeongneung
3-dong, Seongbuk-gu, Seoul 136-703,
Korea.
Tel : +82-02-940-2840
Fax : +82-02-940-2849
E-mail: noreason07@korea.ac.kr

ABSTRACT

Objectives : The aim of this study was to determine the accuracy of digitized stone models, impression materials compared to the master model and the reliability of the computer aided analysis.

Methods : A master model(500B-1, Nissin dental product, Japan) with the prepared lower full arch tooth was used. Ten vinyl polysiloxane impressions(Examix[®], GC Industrial Corp, Japan) of master model were taken and type IV stone(aesthetic-base gold[®], Dentona, Germany) were poured in stone models. The linear distance between the reference points were measured and analyzed on the Delcam Copycad[®](Delcam plc, UK). The t-student test for paired samples was used for statistical analysis.

Results : The mean differences to master model for stone model and impression material were 0.11~0.19mm, and 0.19~0.29mm, respectively. There were statistical differences in dimensional accuracy for full arch impression between master model and stone model/impressions($p < .05$).

Conclusions : Two different scanning methods showed clinically acceptable accuracy of full arch digital impression produced by them. These results will have to be confirmed in further clinical studies.

Keyword : accuracy, digital model, impression material, scanning method, stone model

색인 : 디지털 모형, 스캐닝 방법, 스톤 모형, 인상재, 정확성

1. 서론

구강 내에서 치아형성 후 인상채득, 모형제작, 왁스 성형에 이은 소환 및 주조에 이르기까지 보철물 제작을 위한 전체의 복잡한 과정이, 지난 100여년 세월의 수없는 시행착오를 거쳐 장기간 사용에 무리가 없는 보철물 제작이 가능한 현재의 수준에 이르게 되었다. 하지만 대부분의 과정이 수작업에 의한 방식으로 진행되다 보니 개인차에 의한 보철물의 질적 차이가 야기될 수밖에 없고, 동일인에 의한 작업 역시 일관성을 견지하기가 여간 어려운 게 아니다. 또한 수작업 과정이 갖는 인력과 시간의 소모 역시 기계화에 의한 자동화 과정과 비교했을 때 극복하기 힘든 과제이다. 이처럼 수작업에 의한 보철물 제작의 단점을 해결하고 일관성 있는 양질의 보철물 제작에 대한 필요가 CAD/CAM(Computer-aided design/Computer-aided manufacture), 즉 기계화에 의한 자동화 테크놀로지를 치과계에 도입하는 결과를 낳게 되었다^{1,2)}. 1971년 Francois Duret에 의해 처음으로 컴퓨터를 이용한 치과 수복물 제작을 시작으로, 지난 40여 년간 디지털 기술의 발전과 CAD/CAM system의 도입은 전통적인 인상채득 방식 및 수작업으로 이루어지고 있는 보철물 제작 방식에 변화의 기회를 제공하였다³⁾.

치의학 분야에 도입되어 이용되고 있는 CAD/CAM system은 환자의 인상정보를 3차원 디지털 모형으로 입력하는 과정과 수복물의 설계 및 재료가공으로 그 체계를 나눌 수 있다⁴⁾. CAD/CAM system을 보철물 제작에 활용하기 위한 첫 번째 과정은 환자의 인상 정보의 정밀한 3차원 입력이라 할 수 있다. 환자의 인상 정보를 3차원 디지털 데이터로 전환하는 방법은 크게 master cast에서 이루어지는 구강 외 디지털 인상법과 직접 구강 내에서 이루어지는 구강 내 디지털 인상법이 있다. 치과의원에서는 구강 내 디지털 인상법을 통해 치아나 주위의 경조직, 연조직의 이미지 데이터를 획득하여 보철물 제작에 필요한 작업모형을 형성하는 반면, 치과기공소에서는 음형의 인상재에 치과용 석고를 부어 작업모형으로 제작한 후 치과용 스캐너를 통해 데이터를 획득하는 방식으로 대별 된다⁵⁾. CEREC[®] system(Sinora dental system, Germany)와 같이 intra-oral scanner를 사용하여 구강 내에서 직접적인 촬영을 통하여 보철물을 제작하는 직접법도 있는 반면, 일반적으로 보철치료를 할 때 환자의 구강상태를 재현해 구강 외에서 제작하는 간접법이 보편적인 방법이다. 간접법은 환자 구강 내에서 트레이와 치과용 인상재를 사용하여 채득된 음형을 꺼내어, 이 음형에 모형재를 부어 복제모형을 얻고 거기서 보철물을 제작한 후, 구강내로 다시 되돌려 장착하는 방식이다. 정밀한 보철

물을 제작하기 위해서는 인상재와 모형재의 물성이 사용 목적에 적합해야 하지만 그 과정마다 수치변화를 일으키는 팽창, 수축, 변형의 영향을 받게 된다. 인상채득 시 영향을 미치는 요소로는 인상재의 종류, 혼합비율⁶⁾, 혼합시간, 인상채득 시 사용된 트레이의 종류와 형태, 인상채득 방법 및 제거방법⁷⁾, 인상의 보관법 등이 있으며 모형재에 연관된 요소로는 모형재의 종류⁸⁾, 혼수비, 경화시간 등이 있다.

ADA specification No.199)에 의하면 인상재의 중합에 의한 수축률이 경화 후 24시간 뒤에 polysulfide, polyether 인상재는 0.5% 이하, silicone 인상재는 1.0% 이하여야 한다고 규정했으며, 치과용 모형재는 ADA specification No.25¹⁰⁾에 따라 0.2%의 팽창이 발생할 수 있으며, 모형의 변위에 상당한 영향을 줄 수 있다고 하였다. 그리하여 선학들의 연구에 의하면 모든 인상재나 모형재는 경화나 중합 시 어느 정도의 체적변화와 뒤틀림을 일으키기에 완전하게 만족할 만큼 정확한 재료는 없다는 결론 내었다^{11,12)}.

한편, 최근 치과용 스캐너와 CAD 프로그램의 발달로 3차원 디지털 모형을 자유자재로 조작할 수 있게 되었으며, 치아의 불규칙하고 기하학적인 형태를 비교 및 분석하는 연구들이 소개되고 있다. Persson 등¹³⁾은 치과용 접촉식 스캐너를 이용하여 단관 지대치를 이용하여 주 모형과 석고모형을 각각 3차원 디지털 모형으로 전환하여 두 데이터의 정밀성과 안정성을 비교하였으며, Quaaas 등¹⁴⁾의 연구 또한 단관 지대치 모형으로 인상재와 석고모형을 스캔하여 채득된 3차원 디지털모형의 형상을 겹치는 방식을 통해 데이터의 반복성과 정확성을 평가하였다. 하지만 이와 같은 방법의 선행 연구들은 전용 소프트웨어를 이용하여 3차원 디지털모형 데이터의 질을 평가하는데 치중되어 있기에 실질적인 정확성과는 거리가 있다고 생각이 되며, 단관의 지대치 모형을 대상으로 하였기에 전악의 모형에 발생할 수 있는 체적의 변화에 대한 비교분석에는 부족함이 있다고 판단된다.

이에 본 연구는 CAD/CAM system을 이용하여 간접법으로 보철물을 제작할 때 치과의원에서 채득된 음형의 인상과 모형재를 사용하여 제작된 양형의 석고모형을 치과용 스캐너를 통해 3차원 디지털 모형으로 획득한 후 각 계측지점 간의 거리 측정으로 도출된 측정값 오차를 근거로 다른 방법으로 스캐닝 시 채득되는 3차원 디지털 모형의 정확도를 비교분석하였다.

2. 연구대상 및 방법

2.1. 실험재료

2.1.1. 주 모형 준비

유치악 자연치를 재현하고 결손치가 없으며 수복물이 없는 아크릴릭 구강모형(500B-1, Nissin dental product, Japan)을 주 모형으로 선정하였다. 치아의 배열이나 총생이 없는 이상적인 모형으로 실제 임상환자들의 모형과는 상이할 수 있으나 치아의 undercut에 의한 인상채득의 어려움과 스캐닝과정에서 발생할 수 있는 오차를 최소화하기 위하여 선정되었다(Figure 1).



Figure 1. Master model

2.1.2. 인상채득

금속 기성 트레이(Osung, Korea)를 사용하여 two-step technique으로 vinyl polysiloxane-based material(Examix[®], GC Industrial Corp, Japan) 인상재를 사용하여 10개의 인상을 채득하였다. 제조사의 지시에 의거하여 working time을 5분으로 준수하였고, 주 모형으로 인해 인상재의 변형을 최소화하기 위해 일정한 방향으로 삽입, 철거하였다(Figure 2).



Figure 2. Impression taken with vinyl polysiloxane used in this study

2.1.3. 석고모형 제작

채득된 10개의 전악 인상 내면에 석고 주입 시 기포발생 억제 및 표면을 매끄럽게 하기 위해 wetting agent를 도포하였다. 스캐닝 시 최적의 작업모형을 채득하기 위해 스캐닝용(Scannable) 석고의 한 종류인 aesthetic-base gold[®](Dentona, Germany)를 제조사의 지시에 따른 혼수비(W/P)로 vacuum mixer system을 이용하여 30초간 혼합한 후 기포가 생기지 않도록 조심스럽게 주입하였다. 충분한 시간을 두어 경화를 시킨 후 인상에서 석고모형을 분리하였다(Figure 3).



Figure 3. Scannable stone model

2.2. 연구방법

2.2.1. 디지털 모형 채득

디지털 모형으로 전환하기 위해 비접촉 방식의 치과용 백색광 스캐너인 Identica[®](Medit, Korea)을 이용하여 주 모형과 채득된 인상체와 석고모형을 각 10회 스캐닝과정을 거쳐서 전악의 3차원 데이터를 획득하였다. 구동 테이블 위에 모형 및 트레이를 위치시킨 후 전악(Full arch) 메뉴를 선택한 후 스캔을 시작한다. 음형의 인상체인 경우 양형인 석고모형에 비해 더 많은 부분의 데이터와 오랜 시간의 스캐닝을 과정을 거치게 되며 치아의 undercut이나 형태에 따라 추가로 데이터를 보완이 필요하기에 모든 일련의 과정 후 디지털 모형을 얻었다(Figure 4).

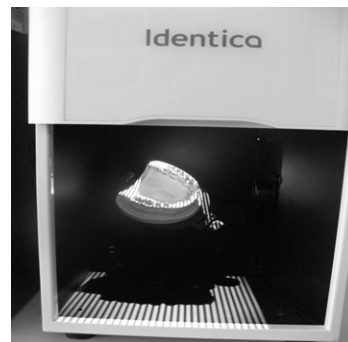


Figure 4. Scanning process

2.2.2. 계측지점 선정

디지털 모형의 정확성을 평가하기 위해 Creed 등¹⁵⁾의 연구에서 사용한 계측지점을 참고하여 본 연구에 알맞게 수정하여 계측지점을 총 4곳의 측정 지점을 지정하였다. 하악 좌측 견치 교두를 'A' point, 하악 우측 견치 교두를 'B' point, 하악 좌측 제2대구치 원심설측교두를 'C' point, 하악 우측 제2대구치 원심설측교두를 'D' point로 지정하였다(Figure 5).

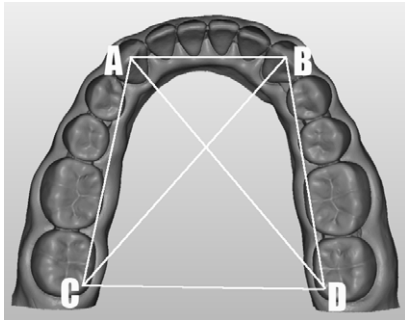


Figure 5. Reference points and linear measurements on the master model

측정한 항목은 다음과 같다(Table 1).

- A-B : 좌우 견치 교두정간의 거리. 해부학적인 정의에 따른 견치 교두정을 지정하여 최대한 직선거리를 측정하였다.
- C-D : 좌우 제2대구치 비기능교두인 원심설측 교두간의 최대한 직선거리를 측정하였다.
- A-C, B-D : 좌우 견치교두정과 제2대구치의 원심설측 교두의 최대한 직선거리로 측정하여 판단하였다.
- A-D, B-C : 치열궁 장경과 동일한 방식을 적용하여 서로 반대편의 두 계측지점을 연결한 최대 대각선 거리를 측정하여 판단하였다.

2.2.3. 계측지점 측정

각 군별 10개씩 획득된 데이터는 Delcam Copycad[®](Delcam plc, UK)를 사용하여 지정된 계측지점의 X, Y, Z축의 좌표를 중심으로 직선거리를 측정하였다. Copycad[®] 소프트웨어 내에 'Tool bar'의 'Measurement' 메뉴에서 계측지점의 좌표를 지정한 후 세 개의 축에 좌표간의 거리를 계산하여 측정값을 도출하였다. 측정자는 소프트웨어 운용에 숙련된 1인이 각 계측지점 마다 3번씩 반복 측정하여 평균값을 계산하였으며, 각 실험군 10개 모형을 계측하였다(Figure 6).

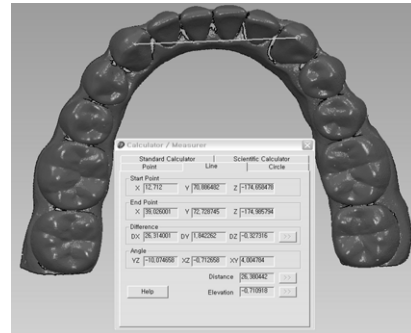


Figure 6. Stone measurement(left), impression material measurement(right)

Table 1. Landmark definitions on digital cast

Reference point	Definition
A - B	Cusp tip of the lower left cuspid to the same point on the lower right cuspid
C - D	Distolingual cusp tip of the lower left second molar to the same point on the lower right second molar
A - C	Cusp tip of the lower left cuspid to the distolingual cusp tip of the lower left second molar
B - D	Cusp tip of the lower right cuspid to the distolingual cusp tip of the lower right second molar
A - D	Cusp tip of lower left cuspid to the distolingual cusp tip of the lower right second molar
B - C	Cusp tip of lower right cuspid to the distolingual cusp tip of the lower left second molar

2.3. 자료 분석

각 실험군의 결과는 평균, 표준편차, 계측치 간의 오차 값 등의 기술적 통계량으로 제시하였고 디지털 모형간의 정확도 검정을 위해 대응표본 t검정(paired t-test)을 시행하였다. 모든 통계 처리와 분석은 SPSS 12.0 통계처리 프로그램 (SPSS Inc., USA)을 사용하여 시행하였으며, 제 1종 오류의 수준은 0.05로 정하였다.

3. 연구성적

각 실험군에 지정된 계측지점의 거리를 측정하여 평균과 표준편차로 나타내었고, 주 모형과 동일한 계측지점 간 측정값의 오차를 기준으로 정확성을 평가하였다(Table 2, 3). Impression군과 주 모형의 각 계측지점간의 차이범위는 0.19~0.29mm로 나타났다. 양수의 값을 보였기에 주 모형에 비해 모든 지점에서 impression 실험군이 작게 계측되었다고 할 수 있다. 각 디지털 모형별 동일한 계측지점의 값의 차이가 있는지 알아보기 위해 대응 표본 t검정 결과, 모든 계측지점에서 통계적으로 유의한 차이가 있음이 판명되었고 적정수준의 정확성은 확보되지 않았다($p < 0.05$) (Table 2). Stone군 역시 impression군과 동일한 결과를 보였는데,

각 계측지점간의 차이범위는 0.11~0.19mm로 나타났다. 계측지점에 대한 계측값의 차이에 대한 대응 표본 t검정 결과도 모든 지점에서 통계적으로 유의한 차이를 보여 역시 적정수준의 정확성은 확보되지 않았다($p < 0.05$) (Table 3).

4. 총괄 및 고안

최근 기준에 있는 제품으로부터 3차원 형상데이터를 얻어 CAD 모델을 구현하는 역설계(Reverse engineering) 기술이 항공, 자동차, 전자, 의료분야 등에서 제품검사, 기존제품 복제, 인체에 필요한 모형의 형상데이터 획득에 많이 활용되고 있다. 특히 치의학 분야에서 역설계 기술이 보철제작에 활용되고 있다. 치과치료에 있어 컴퓨터의 응용은 다양한 방법으로 적용되어 왔으며 특히 CAD/CAM으로 수복물의 형태를 결정하고 이를 다시 동일한 모양의 수복물로서 만들어내는 일은 아직까지는 제한적이기는 하나 일반적인 치료로서 시술되고 있다. 이제까지의 치과 수복물을 제작하는 전형적인 방법은 인상을 채득하여 경석고 모형을 제작한 후, 모형에 왁스를 추가하여 납형을 제작, 매몰, 소환, 주조 그리고 다듬질 및 연마하여 완성을 하였지만, 현재에 이르러 작업모형의 정확한 데이터를 획득하여 최적의 수복물을 제작하는 방법으로 대체되고 있는 추세이다.

Table 2. Agreement between impression material and master models in assessing dental arch relationship

Reference point	Descriptive		Absolute difference (+ value = master is larger)	Paired t-test p-value
	Master Mean(SD) ^a	Impression Mean(SD)		
A - B	27.13(0.17)	26.94(0.15)	0.19	0.001
C - D	39.60(0.16)	39.37(0.18)	0.23	0.001
A - C	37.43(0.21)	37.21(0.19)	0.22	0.001
B - D	38.24(0.25)	38.02(0.22)	0.22	0.001
A - D	49.91(0.34)	49.64(0.29)	0.27	0.001
B - C	50.20(0.31)	49.91(0.22)	0.29	0.001

^a Units are represented in millimeters.

Table 3. Agreement between stone and master models in assessing dental arch relationship

Reference point	Descriptive		Absolute difference (+ value = master is larger)	Paired t-test p-value
	Master Mean(SD) ^a	Stone Mean(SD)		
A - B	27.13(0.17)	27.02(0.21)	0.11	0.01
C - D	39.60(0.16)	39.45(0.17)	0.15	0.002
A - C	37.43(0.21)	37.29(0.18)	0.14	0.004
B - D	38.24(0.25)	38.10(0.29)	0.14	0.005
A - D	49.91(0.34)	49.73(0.22)	0.18	0.001
B - C	50.20(0.31)	50.01(0.21)	0.19	0.001

^a Units are represented in millimeters.

작업모형을 제작한 후 치과용 스캐너를 통해 스캐닝과정을 거쳐 얻은 3차원 디지털 모형은 기존 석고모형에 비해 저장에 간단하고, 데이터베이스 구축이 가능하며 검색이 용이한 장점이 있다. 특히 자료를 복사하거나 전자우편 등을 통해 전송이 가능하며 여러 사람과 공유가 가능하고, 자료의 파절이나 분실을 막을 수 있는 장점이 있다¹⁶⁾. 하지만 치과용 스캐너의 성능이나 사용자에 따른 측정오류나 3차원 가상공간에서의 불분명함, 사용자의 숙련도나 지식에 따라 발생할 수 있는 오차가 단점이라 할 수 있다. 치과에서 사용되는 3차원 디지털 모형은 산업용으로 사용되는 것보다 상대적으로 작은 크기의 치아모형을 대상으로 하기 때문에 3차원 재구성이 어려운 실정이다. 또한 3차원 디지털 모형은 환자에게 적용할 보철물이나 장치물을 제작하는데 바탕이 되므로 더욱이 정밀도와 재현성이 요구된다는 특성이 있다. 보철물의 정확성은 채득된 인상에 의하여 좌우되므로 3차원 디지털 모형 및 작업모형의 정확성은 제작될 보철물에 절대적인 영향을 미칠 것임은 자명하기 때문이다.

현재 치과기공소에서 사용되는 치과용 스캐너는 접촉식과 비접촉식으로 두 가지로 분류할 수 있다. 접촉식 스캐너는 Procera[®] system(Nobel biocare, Sweden)처럼 탐침봉(touch probe)을 이용하여 직접 닿게 하여 기계적으로 선을 인식하고 볼이 주는 위치 값과 3축에서 주는 좌표값을 환산하여 정보를 획득함으로써 3차원 구조를 측정하는 방법이다¹⁷⁾. 하지만 탐침봉을 이용한 접촉식 방법은 정밀도가 우수한 반면, 측정 범위가 좁고 시간이 오래 걸리는 단점이 있다. 비접촉식 스캐너는 최초에는 레이저 광원을 이용하였는데 삼각측량법을 통해 3차원 형상에 맞는 레이저빔이 측정 파라미터인 CCD(Charge Coupled Device) Array의 눈금에 닿아 레이저와 렌즈 초점의 길이와 거리를 알 수 있게 되며, 동시에 레이저 투영 줄무늬(Laser projecting stripes)를 이용하여 물체의 정확한 면적을 측정하는 원리이다¹⁸⁾. 최근에 들어 기존에 사용하던 레이저 광원보다 더욱 정밀도가 높으며, 빠르게 데이터를 채득할 수 있는 백색광 방식이 도입되었다. 백색광 광원을 이용한 치과용 스캐너는 특정 패턴을 물체에 투영하고 그 패턴의 변형 형태를 파악해 3차원 정보를 얻어낸다. 처음에는 큰 폭의 격자를 사용하고, 다음에는 폭을 1/2씩 줄여가면서 여러 차례에 걸쳐 빛을 영사하게 된다. 여러 방향에서 얻어진 원근의 이미지를 합하여 최종 3-D 데이터를 완성하는 방식으로 3차원 이미지 데이터를 채득하는 원리이다¹⁹⁾. 백색광 광원을 이용한 치과용 스캐너는 현재 치과기공 임상에서 많이 활용되는 반면, 스캐너의 정밀도나 재현성에 대한 연구는 대부분 레이저

방식을 이용한 치과용 스캐너에 집중되어 있는 실정이다^{20,21)}. 더욱이 외국의 경우에는 치과용 스캐너에 따른 디지털 모형에 대한 다각적인 검증이 활발히 이루어지고 있으나, 국내에서는 아직 구체적인 검증이 전무한 실정이다.

본 연구는 치과의원에서 채득된 음형의 인상과 모형재를 사용하여 제작된 양형의 석고모형을 각기 다른 방법을 통해 3차원 디지털 모형으로 전환할 때 채득되는 디지털 모형의 정확성을 각 계측지점의 거리를 측정을 통해 결과 값의 오차를 근거로 비교분석한 연구이다. 여러 지점의 선계측을 통해 각기 다른 방법으로 얻어진 디지털 모형의 정확성에 미치는 영향을 규명하고자 함이다. 음형의 인상을 스캔하여 얻어진 디지털 모형은 주 모형과 0.19~0.29mm의 수치 범위를 보였으며(Table 2), 양형의 석고모형을 스캔하여 얻어진 디지털 모형은 주 모형과 0.11~0.19mm 정도의 차이를 보였다(Table 3). 각 실험군별 동일한 계측지점의 결과 값의 차이가 있는지 알아보기 위한 대응표본 t검정 결과, 두 가지 다른 방법으로 채득된 디지털 모형은 모든 지점에서 통계적으로 유의한 차이를 보여 적정수준의 정확도를 주 모형으로부터 획득하지 못하였다($p < 0.05$). 대부분의 선행연구에서 3차원 디지털 모형의 검증은 석고모형과의 계측치 오차를 통해 보고가 되었으며, 유의성 있는 차이를 나타내며 임상적 효용성을 검증하였다. 2003년 Santoro 등²²⁾이 발표한 연구결과에 의하면 76개의 교정환자의 진단모형에서 치아 간 폭경과 치아거리를 계측한 결과 디지털 모형이 석고모형에 비해 작게 계측되었는데 그 오차의 범위는 0.16~0.49mm 정도라고 보고하였으며, 이 오차는 미비한 수치라는 결론으로 임상에 사용하는데 지장이 없을 것이라는 제언을 하였다. 같은 해에 Zilberman 등²³⁾의 연구에 의하면 석고모형과 디지털 모형의 오차는 0.2~0.3mm 내로 존재하기에 환자의 진료나 보철물, 장치물을 제작하는데 있어서 지장이 없을 거라는 주장을 하였고, 본 연구결과와 타당성을 뒷받침 하고 있다. 또한 Stevens 등²⁴⁾의 연구에서도 레이저 광원의 치과용 스캐너로 채득된 디지털 모형은 석고모형에 비해 작게 계측되는 경향이 있다고 하였는데, 이는 치아의 line angle이 만나서 이루어지는 교두정이 둥글게 변형된 상태로 데이터가 채득되기에 오차값이 발생한다고 하였으며, 그 차이는 평균적으로 0.5mm의 범위로 보고하였다.

음형의 인상과 양형의 석고모형이 주 모형과의 차이가 적게 나타난 것으로 석고의 재료적 성질 중 경화 팽창에 의한 요인²⁵⁾으로 짐작이 되며, 역으로 음형의 인상은 탄성고무인상재의 재료적 성질 중 중합 수축에 의해 주 모형과 석고모형에 비해 작게 계측된 것이라 추측해 볼 수 있을

것이다. 음형의 인상을 스캔하는 방식이 도입된 지 그리 오래되지 않았기에 본 연구와 유사한 선행연구는 존재하지 않는다. 하지만 음형의 인상을 스캔한 디지털 모형의 전체적인 오차범위는 석고모형을 스캔한 디지털 모형의 연구결과 범위와 인접하는 값을 보였기에 본 연구의 의미를 찾아볼 수 있을 것이다. 각기 다른 방법으로 채득된 3차원 디지털 모형이 주 모형에 비해 작게 계측된 것은 재료적인 물성이나 치과용 스캐너의 정밀도와 연관된 성능의 요인만은 아닐 것이다. 각 디지털 모형간의 정확성을 판단하는데 있어서 전용 소프트웨어를 운용하는 사용자의 숙련도나 지식에 의한 차이도 감안해야 한다는 선행연구²³⁾처럼 실험자의 시각적인 차이나 관점, 소프트웨어에 대한 숙련도에 영향을 받아 본 실험에 결과는 달라 질수 있다. 따라서 본 실험 결과의 일반화에는 일정정도의 한계를 내포하게 된다. 향후 더욱 객관적이고 신빙성 있는 측정도구를 사용한 추가적인 실험이 필요할 것으로 사료되며, 더욱 세분화된 측정과 실제 임상 데이터의 접목시킨 연구가 뒷받침 되어야 할 것으로 판단된다.

5. 결론

현재 임상에서 CAD/CAM system을 이용하여 보철물을 제작할 때 치과의원에서 채득된 음형의 인상과 모형재를 이용하여 제작된 양형의 석고모형을 치과용 스캐너를 통해 디지털 모형으로 전환하였을 때, 다른 방법의 스캔방식으로 인한 디지털 모형의 정확성 차이를 비교분석하였다. 음형의 인상(Impression 군)과 주 모형의 각 계측지점 간 차이 범위는 0.19~0.29mm로 나타났으며, 양형의 석고모형(Stone 군)은 주 모형과 계측지점 간 차이범위는 0.11~0.19mm로 나타났고, 모든 계측지점에서 통계적으로 유의한 차이를 보였다. 결론적으로 다른 방법으로 채득된 디지털 모형 간의 적정수준 정확성을 획득하지 못하였으나, 선행연구에 비추어 볼 때 오차 수준이 임상적으로 허용 가능한 수치 범위내의 값을 보였다고 할 수 있다. 그러므로 음형의 인상과 모형재를 사용하여 제작된 양형의 석고모형을 각기 다른 방법을 통하여 채득된 디지털 모형 간 차이는 크게 없음을 알 수 있었다.

전악 인상채득을 통한 디지털 모형의 정확성은 검증이 되었으나, 보다 세분화된 계측과 보철물 제작에 관련된 지대치에 대한 평가도 이루어져야 된다고 생각이 된다. 또한 실질적인 보철물 제작을 통한 정확성 평가가 뒷받침 되어야 할 것으로 판단되며, 이러한 추가적인 연구를 통해 CAD/CAM system을 응용하여 보철물을 제작할 때 보다 효

율적이며 정밀한 디지털 모형을 채득하는 방법을 제시할 수 있을 것이다.

참고문헌

1. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Spikermann H, Anusavice KJ. Marginal fit of alumina-and zirconia-based fixed partial dentures produced by a CAD/CAM system. *Oper Dent* 2001;26(4):367-374.
2. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J* 2009;28(1):44-56.
3. Christensen GJ. Impressions are changing: deciding on conventional, digital or digital plus in-office milling. *J Am Dent Assoc* 2009;140(10):1301-1304.
4. Rekow ED. High-technology innovations and limitations for restorative dentistry. *Dent Clin North Am* 1993;37(3):513-524.
5. Christensen GJ. The state of fixed prosthodontics impressions: room for improvement. *J Am Dent Assoc* 2006;136(3):343-346.
6. Finger W, Ohsawa M. Effect of mixing ratio on properties of elastomeric dental impression materials. *Dent Mater* 1986;2(4):183-186.
7. Shigeto N, Murata H, Hamada T. Evaluation of the methods for dislodging the impression tray affecting the dimensional accuracy of the abutments in complete dental arch cast. *J Prothet Dent* 1989;61(1):54-58.
8. Gerrow JD, Schneider RL. A comparison of the compatibility of elastomeric impression materials, type IV dental stones, and liquid media. *J Prothet Dent* 1987;57(3):292-298.
9. Ciesco JN, Malone WF, Sandrik JL, Mazur B. Comparison of elastomeric impression materials used in fixed prosthodontics *J Prothet Dent* 1981;45(1):89-94.
10. American Dental Association. Council on dental

- materials, ANSI/ADA specification No. 25 for Dental Gypsum Products, Chicago:Am Dent Assoc; 1987:640-644.
11. Millstein PL, Determining the accuracy of gypsum casts made from type IV dental stone. *J Oral Rehabil* 1992;19(3):239-243.
 12. Custer F, Updegrove L, Ward M. Accuracy and dimensional stability of a silicone rubber base impression material. *J Prothet Dent* 1964;14(6):1115-1121.
 13. Persson AS, Oden A, Andersson M, Sandborgh-Englund G. Digitization of simulated clinical dental impressions: Virtual three-dimensional analysis of exactness. *Dent mater* 2009;25(7):929-936.
 14. Quaas S, Rudolph H, Luthardt RG. Direct mechanical data acquisition of dental impressions for the manufacturing of CAD/CAM restorations. *J Dent* 2007;35(12):903-908.
 15. Creed B, Chung HK, Jeryl DE, James JX, Lee A. Comparison of the accuracy of linear measurement obtained from cone beam computerized tomography images and digital models. *Semin Orthod* 2011;17(2):49-56.
 16. DeLong R, Heinzen M, Hodges JS, Ko CC, Douglas WH. Accuracy of a system for creating 3D computer models of dental arches. *J Dent Res* 2003;82(6):438-442.
 17. May KB, Russell MM, Razzoog ME, Lang BR. Precision of fit: the Procera AllCeram crown. *J Prosth Dent* 1998;80(4):394-404.
 18. Mehl A, Gloger W, Kunzelmann KH, Hickel R. A new optical 3D device for the detection of wear. *J Dent Res* 1997;76(11):1799-1807.
 19. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J* 2008;204(9):505-511.
 20. Kuroda T, Motohashi N, Tominaga R, Iwata K. Three-dimensional dental cast analyzing system using laser scanning. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1996;110(4):365-369.
 21. Motohashi N, Kuroda T. A 3D computer-aided design system applied to diagnosis and treatment planning in orthodontics and orthognathic surgery. *Eur J Orthod* 1999;21(3):263-274.
 22. Santoro M, Galkin S, Teredesai M, Nicolay OF, Cangialosi TJ. Comparison of measurements made on digital and plaster models. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003;124(1):101-105.
 23. Zilberman O, Huggare JA, Parikakis KA. Evaluation of the validity of tooth size and arch width measurements using conventional and three - dimensional virtual orthodontic models. *Angle Orthod* 2003;73(3):301-306.
 24. Stevens DR, Flores-Mir C, Nebbe B, et al. Validity, reliability, and reproducibility of plaster vs digital study models: comparison of peer assessment rating and Bolton analysis and their constituent measurements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006;129(6):794-803.
 25. Quimby ML, Vig KW, Rashid RG, Firestone AR. The accuracy and reliability of measurements made on computer-based digital models. *Angle Orthod* 2004;74(3):298-303.