



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](#)

2017년

2017년 2월
석사학위논문

2월

석사학위논문

3차원 적층가공과 밀링에 의해 제작된 일체형 의치의 인공치 변위 평가

곽영훈

3차원 적층가공과 밀링에 의해 제작된 일체형 의치의 인공치 변위 평가

조선대학교 대학원

치 의 학 과

곽 영 훈

3차원 적층가공과 밀링에 의해 제작된 일체형 의치의 인공치 변위 평가

Artificial teeth movement of Monolithic Complete Denture
manufactured by 3d Printer and Milling Machine

2017년 2 월 일

조선대학교 대학원

치 의 학 과

곽 영 훈

3차원 적층가공과 밀링에 의해 제작된
일체형 의치의 인공치 변위 평가

지도교수 김 희 중

이 논문을 치의학 석사학위신청 논문으로 제출함.

2016 년 11 월 일

조선대학교 대학원

치 의 학 과

곽 영 훈

곽영훈의 석사학위 논문을 인준함.

위원장 조선대학교 교수 정 재 현 인

위 원 조선대학교 교수 강 성 남 인

위 원 조선대학교 교수 김 희 중 인

2016년 11월 30일

조선대학교 대학원

목 차

List of Table	ii
List of Figure	iii
영문초록	iv
I. 서 론	1
II. 연구대상 및 방법	3
III. 연구성적	7
IV. 총괄 및 고안	10
V. 결론	14
참고문헌	15

LIST OF TABLE

Table 1. Mean value of Distance between measuring points in upper denture.	7
Table 2. Mean value of Distance between Lower points.	8

LIST OF FIGURES

Fig. 1. Measuring points designed on the image of upper denture.	3
Fig. 2. Measuring points designed on the image of lower denture.	4
Fig. 3. Monolithic complete denture made by 3D Printer and milling machine. ...	5
Fig. 4. Distance between A and G point.	7
Fig. 5. Distance between a and b point..	8
Fig. 6. Distance between c and d point..	8
Fig. 7. Distance between e and f point..	9
Fig. 8. Distance between a and g point.	9

ABSTRACT

Artificial teeth movement of Monolithic Complete Denture
manufactured by 3D Printer and Milling Machine.

Kwak, Young-hun, D.D.S.

Advisor : Prof. Kim, Hee-Jung, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

Department of Prosthodontics,

Graduate School of Chosun University

I. Introduction

Conventional denture base preparation methods using polymethylmethacrylate(PMMA) cause a linear dimensional change of the denture base due to several factors in the process such as polymerization shrinkage of PMMA generated during the flasking process, thermal contraction during the flask cooling, and the deformation caused by the stress release during deflasking process. Such deformation of the denture base causes the movement of artificial teeth, resulting in an error in occlusion. Recently, the use of CAD/CAM has the advantage of reducing the number of visits, consultation hours, and deformation of denture base. The denture made using milling and 3D printing causes the displacement of artificial tooth by the amount of offset between the socket and the artificial teeth made on the denture base and the bottom shape of the artificial teeth. It is expected that the complete denture manufacturing method in which the denture base and the artificial teeth are machined in one time using Milling or 3D printing is less in displacement of the

artificial teeth than the conventional method of bonding the artificial teeth to the denture base. However, there is no research yet on the extent of the displacement and whether the displacement is clinically acceptable.

II. Purpose

The purpose of this study is to evaluate the displacement of artificial tooth of monolithic complete denture manufactured by milling and 3D printing method in which the denture base and the artificial teeth are simultaneously made.

III. Material and Method

To design the measurement point, the complete denture made by the conventional method was scanned by model scanner(Identica blue; Medit Co. Ltd., Seoul, Korea). The measurement points were set at both central incisors, both canines, and both first molars for each upper and lower denture. Twelve upper and lower complete dentures for each were made by milling and 3D printing method. The distance between measurement points was measured after scanning of all the dentures made. Group Up is a group of upper dentures made by printing, Group Lp is a lower denture group made by printing, Group Um is a upper denture group made by milling, Group Lm is a lower denture group made by milling, Group Uc is a group of finally designed upper dentures, and Group Lc is a lower denture group of finally designed lower dentures. Measurements were performed between both central incisors(AB, ab), both canines(CD, cd), both first molars(EF, ef), between an incisor and a first molar(AE, ae), and between incisor and lingual point(AG, ag) for each upper and lower denture.

IV. Result

The measurement results of each group are shown in the following Table.

Table. 1. Mean value of Distance between measuring points in upper denture. (Unit: mm)

Group	AB	CD	EF	AE	AG
Group Up	8.173 ± 0.065	33.048 ± 0.112	55.175 ± 0.193	33.924 ± 0.146	13.240 ± 0.083
Group Um	8.157 ± 0.092	32.994 ± 0.109	55.105 ± 0.138	33.924 ± 0.111	13.191 ± 0.119
Group Uc	8.095 ± 0.048	33.000 ± 0.041	55.114 ± 0.024	33.897 ± 0.060	13.318 ± 0.027

Table. 2. Mean value of Distance between Lower points (Unit: mm)

Group	ab	cd	ef	ae	ag
Group Lp	5.138 ± 0.115	26.680 ± 0.112	44.980 ± 0.127	29.777 ± 0.106	13.743 ± 0.103
Group Lm	5.208 ± 0.083	26.769 ± 0.132	45.092 ± 0.141	29.845 ± 0.147	13.694 ± 0.125
Group Lc	5.172 ± 0.055	26.668 ± 0.019	45.019 ± 0.055	29.789 ± 0.064	13.884 ± 0.007

In the monolithic dentures, AG and ag value between Group Up and Group Uc as well as between Group Um and Group Uc showed a statistically significant difference(One-way ANOVA, $P < 0.05$). In the lower monolithic ones, ab, cd and ef value revealed a significant difference between Group Lp and Group Lm(One-way ANOVA, $P < 0.05$).

V. Conclusion

Dentures made using milling or 3D printers showed clinically very accurate reproducibility.

I. 서 론

총의치 치료에서 정확한 의치상 적합과 안정적인 교합은 치료의 성패를 결정하는 중요한 요소이다.¹⁾ 이를 위해서는 가공 과정에서 생기는 의치상의 변형과 이로 인한 인공치의 위치 변화를 최소화하여야 한다.²⁾³⁾

하지만 1930년대에 개발되어 현재까지도 사용되고 있는 polymethyl methacrylate(PMMA)를 이용한 통상적인 총의치 제작 방법은 그동안 큰 발전을 이루지 못했으며,⁴⁾⁵⁾ 아직까지도 PMMA를 중합시키는 과정에서 생기는 의치상의 수축과 뒤틀림 문제를 완전히 해결하지 못하고 있다.⁶⁾⁷⁾⁸⁾⁹⁾ 이러한 문제는 의치상의 적합성을 떨어뜨릴 뿐 아니라, 인공치의 위치마저 변화시켜, 결국 교합에서의 오차를 유발한다.¹⁰⁾¹¹⁾ 그래서, 통상적인 총의치 제작 방식은 가공 후에 생기는 교합의 오차를 수정하기 위해 기공실 재부착(laboratory remount)과 진료실 재부착(clinical remount) 과정이 필수적이다.¹²⁾

PMMA를 중합하는 기존 총의치 제작 방식의 문제점을 개선하기 위해 CAD/CAM을 이용한 의치 제작 기술이 1990년대부터 연구되기 시작해서,¹³⁾ 최근에는 임상에 적용될 수 있도록 몇 가지 CAD/CAM 의치 제작 시스템이 상용화되었다.¹⁴⁾¹⁵⁾¹⁶⁾ CAD/CAM을 이용한 의치 제작은 이미 중합이 완료된 PMMA 블록을 삭제 가공(Milling)하거나 PMMA보다 상대적으로 중합수축이 적은 Bis-GMA를 적층 출력(3D Printing)하여 기존의 방식보다 적합성이 우수한 의치상을 제작할 수 있는 장점이 있다.¹³⁾¹⁷⁾¹⁸⁾

현재 상용화된 CAD/CAM 의치로 Avadent™ (Global Dental Science LLC., Scottsdale, AZ), Dentca™ (Dentca Inc., Los Angeles, CA), Ceramill® Full Denture System (Amann Girrbach AG, Koblach, Austria), Wieland digital denture (Ivoclar Vivadent Inc., Amherst, NY)가 있다.¹⁹⁾ 각 회사의 의치 제작 방법을 보면, Dentca와 Ceramill은 컴퓨터로 설계된 의치를 각각 적층 출력과 삭제 가공하여 시적의치로 제작한 후, 통상적인 매몰과정을 통해 최종의치로 변환한다.¹⁶⁾¹⁹⁾²⁰⁾ 반면에 Avadent와 Wieland digital denture는 컴퓨터상에서 설계된 의치의 의치상 부위만을 삭제 가공으로 제작하고, 여기에 인공치를

접착하는 방식으로 최종 의치를 만든다. Dentca도 의치상을 삭제 가공 대신 적층 출력으로 제작하는 것만 다를 뿐, 의치상에 인공치를 접착하는 동일한 방식의 의치 제작법을 가지고 있다.¹⁹⁾

다수의 상용화된 CAD/CAM 의치는 최종 의치 제작 방법으로 의치상과 인공치를 따로 가공하여 접착하는 방식을 사용하고 있다. 이러한 제작방식은 인공치의 위치 정확성 측면에서 다소 불리할 수 있다. 그 이유는 의치상에 인공치를 접착하는 과정이 이외의 다른 과정처럼 컴퓨터의 제어를 받지 못해 기공사의 숙련도에 따라 인공치의 위치가 달라질 가능성이 있기 때문이다. 또, 소켓의 오프셋(offset: 인공치와 인공치가 들어갈 소켓 사이의 크기 편차) 값과 인공치의 바닥 모양에 따라 의치상에 접착된 인공치의 위치가 달라지기도 한다.²¹⁾²²⁾

따라서, 앞으로의 CAD/CAM 의치는 인공치의 정확성을 높이기 위해 의치상과 인공치가 일체형(monolithic)으로 가공되는 것이 바람직하다. 그리고 임상에 적용하기에 앞서, 적층 출력이나 삭제 가공으로 의치상과 인공치가 일체형으로 제작된 CAD/CAM 의치의 인공치 변위량에 대한 연구가 선행되어야 할 것으로 사료된다.

이에 본 실험은, 컴퓨터상에서 제작된 의치를 적층 출력과 삭제 가공으로 의치상과 인공치가 일체형으로 제작된 의치를 서로 비교해 보고, 각각의 인공치의 위치 정확성에 대해서 평가하고자 한다.

II. 연구 재료 및 방법

A. 실험 방법

1. 시편 디자인

통법대로 완성된 상하악 완전의치(총의치)를 준비하였다. 디지털 의치 가공에 필요한 3차원적 이미지 데이터를 만들기 위해서 준비된 상하악 의치를 모형스캐너(Identica blue; Medit Co. Ltd., Seoul, Korea)에 장착하여 스캔을 하였으며, 상하악 의치의 3차원적 이미지 데이터를 얻어냈다. 이 이미지 데이터에 설계 프로그램(Gemagic Design X; Geomagic Solution, 3D systems, Inc. south carolina, USA)을 이용하여 측정 점들을 디자인하였다. 측정 점은 상하악 의치 이미지에 각기 7개씩 디자인 하였다. 상하악 의치 이미지에서 상하악 각기 양 중절치 절단면, 양 견치 교두, 양 제 1대구치 근심협측 교두 및 중절치 설측에 지름 1mm의 반구를 음형으로 형성하였다(Fig. 1, 2.).

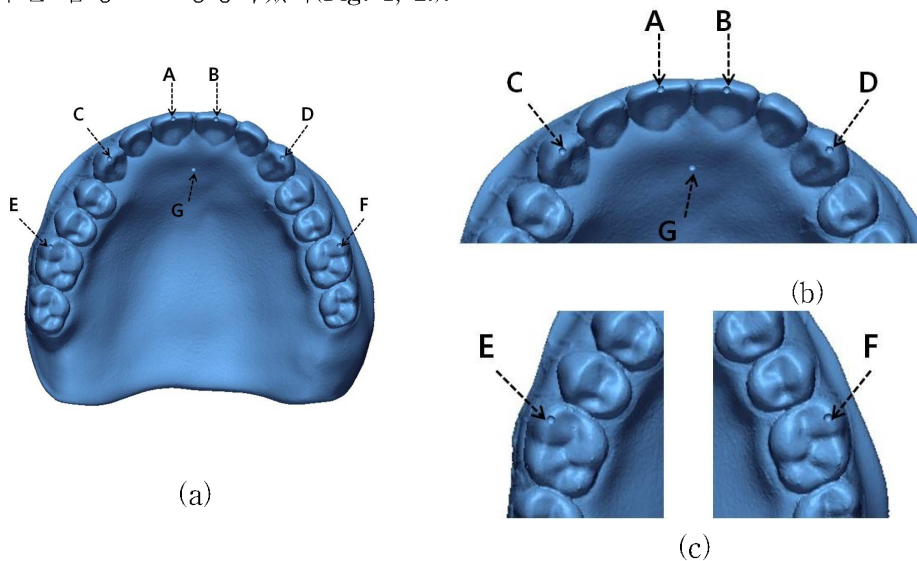


Fig. 1. Measuring points designed on the image of upper denture. (a): 3 dimensional image of upper denture with seven measuring points(A~F), (b): measuring points of upper anterior region, (c): measuring ones of upper molars.

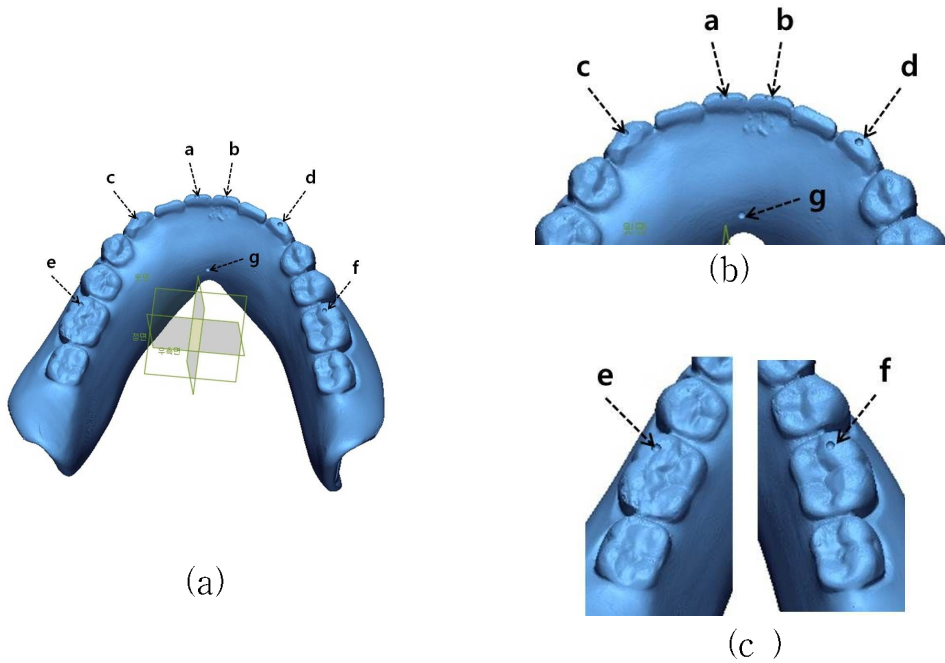


Fig. 2. Measuring points designed on the image of lower denture. (a): 3 dimensional image of lower denture with seven measuring points(a~f), (b): measuring points of lower anterior region, (c): measuring ones of lower molars.

2. 시편의 제작 및 실험그룹의 분류

Fig. 1 과 Fig. 2 에서 디자인된 상하악 의치를 3차원 프린터(Objet Eden260VS, stratasys)와 밀링기계(M5 Heavy Metal, Zirkozahn)를 이용하여 각각 적층출력 및 삭제가공 하였다. 3차원 프린터를 이용하여 상하악 모형을 각기 12개씩 출력하였으며(Fig. 3 a, b) 출력된 모든 의치들 스캔하여 3차원 이미지 파일을 생성하였다. 3차원 적층출력으로 제작된 12개씩의 상하악 이미지 파일을 각기 Group Up(상악)와 Group Lp(하악)로 분류 하였다. 동일한 방법으로 밀링기계를 이용하여 상하악 의치를 12개씩 제작하였으며, 삭제가공으로 제작된 12개씩의 상하악 이미지 파일을 각각 Group Um(상악)와 Group Lm(하악)로 분류하였다.

적층출력방식과 삭제가공으로 모든 의치들의 3차원 이미지 파일들이 생성하였

다. 측정점까지 디자인되어 출력에 사용된 상하악 3차원 이미지 파일을 각기 Group Uc와 Group Lc로 분류 하였다.

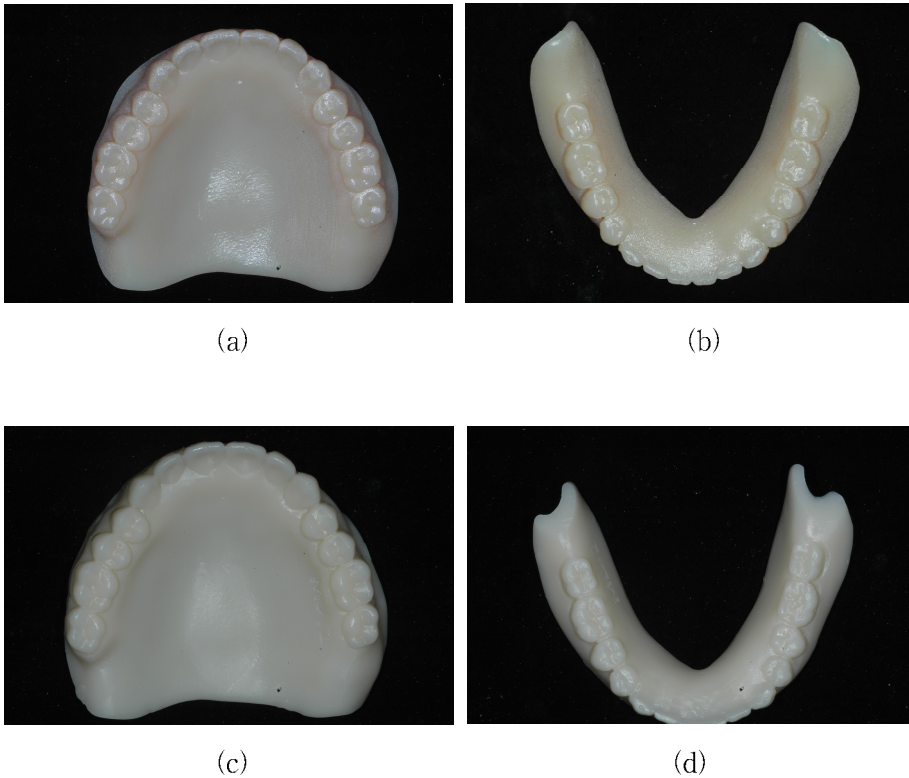


Fig. 3. Complete denture replica made by 3D Printer and milling machine.
 (a),(b): upper and lower one by 3D printer, (c),(d): upper and lower one by milling machine.

B. 측정 방법

각 그룹의 3차원 이미지 파일에 형성된 측정 점들을 이용하여 상하악의 치아들 간의 거리를 측정하였다. 상악의 경우 상악 양중절치사이의 거리(AB, A와 B사이 거리), 상악 양견치사이의 거리(CD, C 와 D 사이 거리), 상악 양구치간 거리(EF, E와 F 사이 거리), 상악 중절치에서 구치간 거리(AE, A와 E사이 거리) 및 상악

중절치에서 설측점까지의 거리(AG, A와 G 사이 거리)를 측정하였다. 하악의 경우도 상악과 같이 양중절치 사이(ab), 양견치사이(cd), 양구치사이(ef), 중절치와 구치(ae) 및 중절치와 설측점사이(ag)를 측정하였다. 각 부위의 측정은 5회 실행하였으며, 최대값과 최소값을 제외한 3회의 평균치를 최종측정치로 이용하였다.

C. 통계 방법

상악과 하악을 각기 나누어 비교 하였으며, 통계는 SPSS(IBM, Chicago IL, USA)를 이용하였다. One Way ANOVA를 이용하여 검증하였으며, 사후 분석은 Bonferroni 와 Tamhane을 이용하였다. 유의수준은 0.05 였다.

III. 연구 성적

A. 상악 측정부위의 평균치

각 그룹의 상악 측정 점들 간의 평균 거리는 Table 1. 과 같았다. 각 측정 부위마다 그룹간의 통계적 유의성을 비교하였으나, 상악 중절치 절연에서 설측 측정점 사이거리(AB)에서만 통계적 유의성이 발견되었다(One-way ANOVA, $P < 0.05$). Tamhane 사후 검정을 해보니 Group Up와 Group Uc 사이에서와 Group Um 와 Group Uc 사이에서 통계학적 유의성이 있었으며 (Fig. 3), Group Up 와 Group Um 사이에는 통계학적 유의성이 존재하지 않았다(One-way ANOVA, $P < 0.05$).

Table. 1. Mean value of Distance between measuring points in upper denture. (Unit: mm)

Group	AB	CD	EF	AE	AG
Group Up	8.173 ± 0.065	33.048 ± 0.112	55.175 ± 0.193	33.924 ± 0.146	13.240 ± 0.083
Group Um	8.157 ± 0.092	32.994 ± 0.109	55.105 ± 0.138	33.924 ± 0.111	13.191 ± 0.119
Group Uc	8.095 ± 0.048	33.000 ± 0.041	55.114 ± 0.024	33.897 ± 0.060	13.318 ± 0.027

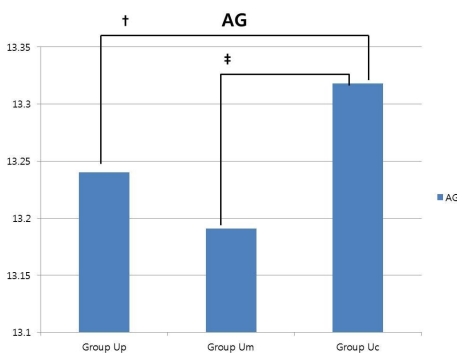


Fig. 4. Distance between A and G point. †, ‡ mean a statistical difference($P < 0.05$).

B. 하악 측정부위의 평균치

각 그룹의 하악 측정 점들 간의 평균 거리는 Table 2. 과 같았다. 각 측정 부위마다 그룹간의 통계적 유의성을 비교하였더니, 하악 중절치 절연사이의 거리(ab), 하악 양견치 사이 거리(cd), 하악 양구치 사이 거리(ef) 및 하악 중절치 절연과 설측점 사이의 거리(ag)에서 통계학적 유의성이 나타났다 (One-way ANOVA, $P < 0.05$). ab, cd 및 ef에서는 Bonferroni 사후 검정을 해 보니 모두 Group Lp와 Group Lm사이에서만 통계적 유의성이 있었으며(Fig. 5., Fig. 6., Fig. 7.), Group Lp, Group Lm 와 Group Lc 사이에는 유의성을 보이지 않았다(One-way ANOVA, $P < 0.05$). 하악의 중절치 절연과 하악 설측점 사이의 거리(ag)는 상악의 경우와 마찬가지로, Group Lc와 Goup Lp 그리고, Group Lc 와 Group Lm 사이에 통계적 유의성이 있었다(Fig. 8., One-way ANOVA, $P < 0.05$).

Table. 2. Mean value of Distance between measuring points in lower denture (Unit: mm)

Group	ab	cd	ef	ae	ag
Group Lp	5.138 ± 0.115	26.680 ± 0.112	44.980 ± 0.127	29.777 ± 0.106	13.743 ± 0.103
Group Lm	5.208 ± 0.083	26.769 ± 0.132	45.092 ± 0.141	29.845 ± 0.147	13.694 ± 0.125
Group Lc	5.172 ± 0.055	26.668 ± 0.019	45.019 ± 0.055	29.789 ± 0.064	13.884 ± 0.007

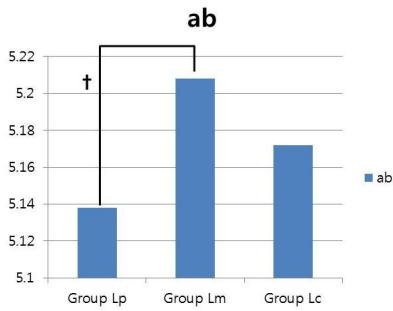


Fig. 5. Distance between a and b point. † means a statistical difference($P < 0.05$).

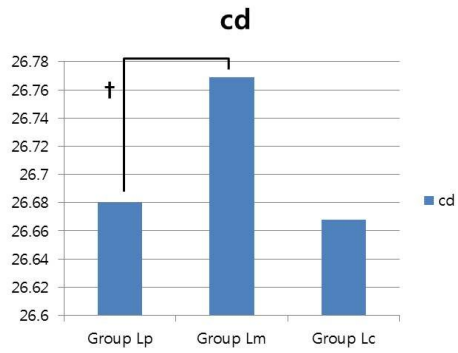


Fig. 6. Distance between c and d point. † means a statistical difference($P < 0.05$).

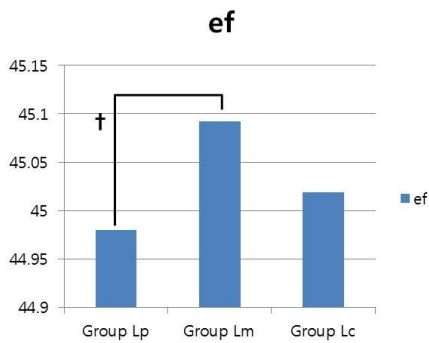


Fig. 7. Distance between e and f point. † means a statistical difference($P < 0.05$).

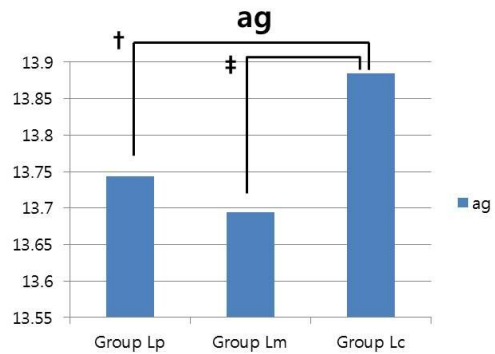


Fig. 8. Distance between a and g point. †, ‡ means a statistical difference ($P < 0.05$).

IV. 총괄 및 고찰

현재의 CAD/CAM 의치는 인공치와 의치상 각각의 심미성과 물성을 충족시키기 위해서, 적층출력이나 삭제 가공으로 제작된 의치상에 인공치를 접착하는 방식을 사용하고 있다.¹⁷⁾ 이러한 방식으로 제작된 의치상은 적합성이 우수하고, 적층 출력이나 삭제 가공의 미세한 가공 오차는 구강점막의 변위능력(displaceability)에 의해서 임상적으로 충분히 보상되어 질 수 있다.²³⁾ 반면에 인공치를 의치상에 접착하는 과정으로 인해, 인공치의 변위가 일어나는 단점이 있다. 이로 인해 전체적인 교합 평면은 변화되어, 결국 의치상의 적합성이 우수하더라도 안정적인 교합을 이루지 못한 의치가 만들어지게 된다.

Yamamoto 등은 CAD/CAM을 이용한 의치 제작 시, 인공치를 의치상에 접착하는 과정에서 오프셋 값에 따른 인공치 변위량에 대한 연구를 보고하였다.²¹⁾ 이 연구에서는 상악 중절치, 상악 견치, 상악 제 1 소구치, 상악 제 1 대구치에 해당하는 인공치를 0.00, 0.10, 0.15, 0.20mm 오프셋 값을 가진 소켓에 접착하였을 때 생기는 각각의 인공치 변위량을 측정하였다. 그 결과 각각의 인공치에서 가장 적은 변위량을 보이는 오프셋 값을 얻을 수 있었고, 해당 오프셋 값에서 각각의 인공치 평균 변위량은 0.05mm - 0.14mm, 최대 변위량은 0.30mm-0.51mm의 값을 보였다.

본 실험은 인공치 위치의 정확성을 위해서 의치상과 인공치가 일체형으로 된 의치를 제작하고 인공치 간의 거리를 측정해 봄으로써 인공치가 변위되는 정도를 알아보려고 했다. 그 결과, 적층 출력에 의해 제작된 상악 의치(Group Up)의 AG 평균값과 하악 의치(Group Lp)의 ag 평균값은 컴퓨터상에서 디자인된 의치(Group Uc, Group Lc) 보다 각각 0.078mm와 0.141mm 만큼 작게 나왔고, 삭제 가공에 의해 제작된 의치(Group Um, Group Lm)는 컴퓨터상에서 디자인된 의치(Group Uc, Group Lc) 보다 AG 평균값은 0.127mm, ag 평균값은 0.190mm 작은 값을 보여 주었다($p < 0.05$). 이 수치는 앞서 말한 Yamamoto 등의 실험에서 보여준 인공치의 변위량과 비교시 비교적 작은 수치에 해당됨을 알 수 있다. 즉 인공치와 의치상을 일체형으로 가공한 방식이 인공치를 의치상에 붙여 제작하는 방식보다 인공치의 위치 정확성이 높다고

볼 수 있다.

적층 출력에 의해 제작된 의치가 컴퓨터상에서 디자인된 의치보다 수직적 거리인 AG와 ag의 평균값이 작게 나왔다. 일반적으로 3차원 프린터는 적층하는 층의 두께에 의해 적층 방향으로의 오차가 발생하는데,²⁴⁾ 본 실험에서 적층 출력에 의한 의치 제작 시 적층 방향을 교합면에 수직인 방향으로 설정한 것이 원인으로 보여진다. 또 Bis-GMA 계열의 출력 재료가 중합하는 과정에서 생기는 중합수축도 원인이 될 것으로 추정된다.

본 실험에서는 적층 두께를 Objet Eden260VS 모델의 최소 적층 두께인 0.016mm으로 설정하였다. 이때 제조사에서 제시한 정밀도는 0.020-0.085mm의 오차 범위를 갖는 수준이다.²⁵⁾ 실제 AG 평균값에서 Group Up와 Group Uc의 차이는 0.078mm로 제조사에서 제시한 오차 범위에 해당되었다. 하지만, ag 평균값에서의 Group Lp와 Group Lc의 차이는 0.141 mm로 제조사가 제시한 오차 범위를 크게 벗어난 결과를 보여주었다. 이는 정밀도가 출력물의 구조, 조형변수(build parameter), 모델 배치 방향에 따라 달라질 수 있다는 것을 고려했을 때,²⁴⁾ 상하악 의치의 기하학적 구조의 차이로 인해 적층 출력으로 가공된 상악과 하악 의치 정밀도가 차이를 보이는 것으로 사료된다.

삭제 가공에 의해 의치상과 인공치가 일체형으로 제작된 의치에서 인공치 위치의 정확도를 알아보기 위한 Group Um과 Group Uc, Group Lm과 Group Lc사이에서의 비교는, AG과 ag의 평균값에서 유의성이 있는 차이를 보였다.($p < 0.05$) AG에서는 0.127mm, ag에서는 0.190mm의 평균값 차이를 보였는데, 이러한 차이는 Group Uc에서 AG의 편차가 0.027mm이고 Group Lc에서 ag의 편차가 0.007 mm인 것을 고려했을 때, 단순한 측정오차보다 밀링 기계의 가공 오차에서 기인한 것으로 추정된다.

하악에서는 의치의 수평적 측정값에서도 유의성이 있는 결과가 나왔다. Group Lp와 Group Lm의 수평적 측정값인 ab, cd, ef의 평균값이 유의성이 있는 차이를 보였는데($p < 0.05$), Group Lm에서 Group Lp보다 좀 더 큰 수치를 보였다. 이는 컴퓨터상에서 디자인된 의치를 적층 출력 또는 삭제가공 중 어느 가공 방식을 사용하느냐에 인공치 위치의 정확도가 크게 달라질 수 있음을 보여준다.

인공치의 수평적 변위량을 알아보기 위한 측정값(AB, CD, EF, AE와 ab, cd, ef, ae)들의 평균값에서 적층 출력된 의치(Group Up, Group Lp)와 삭제 가공된 의치(Group Um, Group Lm)는 컴퓨터에서 설계한 의치(Group Uc, Group Lc)와 비교 시에 통계적학적인 유의성은 없었다. 적층 출력으로 제작된 의치와 컴퓨터에서 설계한 의치의 수평적 측정값들의 평균 차이는 상악에서 0.027mm-0.078mm, 하악에서 0.012mm-0.039mm의 값을 가졌고, 삭제 가공으로 제작된 의치와 컴퓨터에서 설계한 의치의 수평적 측정값들의 평균 차이는 상악에서 0.006mm-0.062mm, 하악에서 0.036mm-0.101mm의 값을 가졌다. 이러한 범위의 수치는 앞서 언급한 Yamamoto 등의 실험에서 알 수 있었던 인공치를 의치상에 접착하여 제작한 CAD/CAM 의치의 인공치 평균 변위량보다 대체로 작은 수준의 해당되는 값이다.

Salloum 등은 매몰재 조합에 따른 인공치의 변위량을 알아보기 위해 의치상 온성 전후의 상악 중절치 사이, 제 1 대구치 사이, 중절치와 제 1 대구치 사이의 거리를 측정하여 인공치의 이동량을 조사하였다. 그 결과 매몰재 조합에 따라 의치상 온성 전후의 인공치 변위량에 차이가 있었고, 최소의 인공치 변위량을 보여준 매몰재 조합에서의 인공치 평균 변위량은 0.072mm-0.090mm의 값을 보여 줬다.²⁶⁾ 이러한 인공치 평균 변위량은 우리의 실험에서 얻어진 상악의 인공치 평균 변위량(적층출력 의치: 0.027mm-0.078mm, 삭제 가공 의치: 0.006mm-0.062mm) 보다 크다. 따라서 의치상과 인공치가 일체형으로 가공된 CAD/CAM 의치가 통상적인 PMMA를 중합하여 제작하는 의치보다 인공치의 위치가 정확한 것으로 사료된다.

우리의 실험에서 알 수 있듯이, 앞으로의 CAD/CAM 의치는 의치상의 정확성뿐만 아니라 인공치의 정확성을 높이기 위해서, 의치상과 인공치를 일체형(monolithic)으로 가공되는 것이 바람직하다. 또 의치상에 인공치를 접착하는 방식의 문제점인 접합 부위의 변색과 인공치의 탈락을 해결하기 위해서라도 CAD/CAM 의치의 의치상-인공치 일체형(monolithic) 가공은 반드시 필요할 것으로 생각된다. 이러한 과제는 의치상과 인공치의 물성과 심미성을 동시에 충족시키는 치과 재료 개발과 의치상의 색조 심미성을 높이는 기술²⁷⁾, 그리고 치과 재료로서 적합한 다양한 재료와 색상을 출력해내는 3차원 프린

터의 개발²⁸⁾에 의해 머지않아 해결될 것으로 기대된다.

V. 결 론

적층 출력과 삭제 가공을 이용하여 의치상과 인공치가 일체형으로 제작된 CAD/CAM 의치에서, 인공치의 변위량을 측정해 봄으로써 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 적층 출력과 삭제 가공을 이용하여 의치상과 인공치가 일체형으로 제작된 CAD/CAM 의치는 인공치를 의치상에 접착하여 만든 CAD/CAM 의치보다 인공치 변위량에서 작은 값을 보여 보다 정확한 의치라고 할 수 있다.
2. 적층 출력과 삭제 가공을 이용하여 의치상과 인공치가 일체형으로 제작된 CAD/CAM 의치는 가공 오차에 의해 인공치의 변위가 일어나고, 그 양은 통상적인 총의치 제작시 일어나는 인공치 변위량에 비해 작은 값을 보인다.

참고 문헌

1. Dubojska AM, White GE, Pasiak S. The importance of occlusal balance in the control of complete dentures. *Quintessence Int* 1998; 29: 389 - 394.
2. Wong, D.M., Cheng, L.Y., Chow, T.W., Clark, R.K., Effect of processing method on the dimensional accuracy and water sorption of acrylic resin dentures. *J. Prosthet. Dent.* 1999; 81, 300 - 304
3. Teraoka F, Takahashi J, Controlled polymerization system for fabricating precise dentures. *J. Prosthet. Dent.* 2000; 83, 514 - 520.
4. Peyton FA. History of resins in dentistry. *Dent Clin N Am.* 1975; 19(2):211 - 22.
5. Murray MD, Darvell BW. The evolution of the complete denture base. Theories of complete denture retention—a review. Part 1. *Aust Dent J* 1993; 38: 216-219.
6. Kimoto S, Kobayashi N, Kobayashi K, Kawara M, 2005. Effect of bench cooling on the dimensional accuracy of heat-cured acrylic denture base material. *J. Dent.* 33, 57 - 63.
7. Consani RL, Mesquita MF, Correr-Sobrinho L, Sinhoreti MA. Dimensional accuracy of upper complete denture bases: the effect of metallic flask closure methods. *Gerodontology* 2009; 26: 58 - 64.
8. Skinner EW, Cooper EN, 1943. Physical properties of denture resins: par I: curing shrinkage and water sorption. *J. Am. Dent. Assoc.* 30, 1845 - 1852.
9. Elahi JM, Abdullah MA. Effect of different polymerization techniques on dimensional stability of record bases. *J Prosthet Dent* 1994;71:150 - 153.
10. Negreiros WA, Consani RL, Mesquita MF, Sinhoreti MA, Faria IR. Effect of flask closure method and post-pressing time on the displacement of maxillary denture teeth. *Open Dent J.* 2009; 3: 21 - 25.
11. Rizzatti-Barbosa CM, Machado C, Joia FA, Sousa RLS. A method to reduce tooth movement of complete dentures during microwave irradiation processing. *J Prosthet Dent* 2005; 94: 301 - 302.

12. Tomislav Badel, Josip Panduric', Sonja Kraljevic', Niks' a Dulc'ic'. Checking the Occlusal Relationships of Complete Dentures via a Remount Procedure. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2007;27:181 - 192.
13. Bidra AS, Taylor TD, Agar JR. Computer-aided technology for fabricating complete dentures: systematic review of historical background, current status, and future perspectives. *J Prosthet Dent* 2013;109:361-6.
14. Goodacre CJ, Garbacea A, Naylor WP, Daher T, Marchack CB, Lowry J. CAD/CAM fabricated complete dentures: concepts and clinical methods of obtaining required morphological data. *J Prosthet Dent* 2012;107:34-46.
15. Infante L, Yilmaz B, McGlumphy E, Finger I. Fabricating complete dentures with CAD/CAM technology. *J Prosthet Dent* 2014;111:351-5.
16. Kattadiyil MT, Goodacre CJ, Baba NZ. CAD/CAM complete dentures: a review of two commercial fabrication systems. *J Calif Dent Assoc* 2013;41:407-16.
17. Kanazawa M, Inokoshi M, Minakuchi S, Ohbayashi N. Trial of a CAD/CAM system for fabricating complete dentures. *Dent Mater J* 2011;30:93-6.
18. Inokoshi M, Kanazawa M, Evaluation of a complete denture trial method applying rapid prototyping. *Dental Materials Journal* 2012; 31(1): 40 - 46.
19. Nadim Z. Baba. Materials and Processes for CAD/CAM complete denture fabrication. *Curr Oral Health Rep* 2016;3:203-8.
20. Timea Wimmer, Korbinian Gallus, Marlis Eichberger. Complete denture fabrication supported by CAD/CAM. *J Prosthet Dent* 2016;115:541-6.
21. Yamamoto S, Kanazawa M, Iwaki M. Effects of offset values for artificial teeth positions in CAD/CAM complete denture. *Computers in Biology and Medicine* 2014; 52: 1 - 7
22. Yamamoto S, Kanazawa M. Hirayama D. In vitro evaluation of basal shapes and offset values of artificial teeth for CAD/CAM complete dentures. *Computers in Biology and Medicine*. 2016; 68: 84 - 89

23. Kishi M. Experimental studies on the relation between area and displacement of loading surfaces in connection with displaceability in the mucosa of edentulous alveolar ridge under pressure. *Shikwa Gakuho* 1972; 72: 1043-1071.
24. Chan Park, Myung Hun Kim, Sung Moo Hong. A Study on the Comparison Mechanical Properties of 3D Printing Prototypes with Laminating Direction. *Journal of the Korean Society of Manufacturing Technology Engineers* 2015; 24:3, 334-341
25. Objet Eden260VS; Stratasys Ltd. Available at: <http://www.stratasys.com>
26. Alaa'a M. Salloum. Effect of three investing materials on tooth movement during flasking procedure for complete denture construction. *The Saudi Dental Journal* 2016; 28, 56 - 61
27. Beom-Woo Park, CDT, MS,^a Nam-Jin Kim, DDS,^b Jonghyuk Lee, DDS, PhD,^c and Hae-Hyoung Lee, DDS, PhD^d, Technique for fabricating individualized dentures with a gingiva-shade composite resin. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 115, 547-550
28. Hyun Woo Song, Se Hyun Kim. A Third Industrial Revolution 3D Printing. *KIC News* 2015 ;Volume 18, No. 1, 27-44.23.