

세 가지 방식으로 제작한 하악 총의치의 중합 전후에 따른 인공치아 위치 3차원 분석

박진영, 김동연, 김원수*, 이광영**, 정일도, 배소연***, 김지환***, 김웅철***
 고려대학교 보건과학대학 보건과학연구소, 대전보건대학교 치기공과*, 원광보건대학교 치기공과**
 고려대학교 대학원 보건과학과 치의기공전공***

Three-dimensional analysis of artificial teeth position according to three type complete mandibular denture before and after polymerization

Jin-Young Park, Dong-Yeon Kim, Won-Soo Kim*, Gwang-Young Lee**

Il-Do Jeong, So-Yeon Bae***, Ji-Hwan Kim***, Woong-Chul Kim ***

Institute for Health Science, College of Public Health Science, Korea University

Department of Dental Technology, Dae-jeon Health Science of College*

Department of Dental Laboratory Technology, Wonkwang Health Science University**

Department of Dental Laboratory Science & Engineering, College of Health Science, Korea University***

[Abstract]

Purpose: The aim of this study was to evaluate accuracy of three type complete mandibular denture of before and after polymerization.

Methods: Mandibular edentulous model was selected as the master model. 15 study models were made by Type IV stone. Wax complete mandibular dentures were produced by the denture base and artificial teeth. Before and after curing, STL files were obtained using a blue scanner.

By superimposing the digitized complete mandibular denture data(after curing) with the CAD-reference(before curing) three-dimensionally, visual fit-discrepancies were drawn by calculating the root mean square (RMS) and visualized on a color-difference map. Each calculated RMS-value was statistically analyzed by 1-way analysis of variance(ANOVA) ($\alpha = .05$).

Results: Mean(SD) RMS-values was OM group 88.98(6.10) μm , BM group 82.35(13.46) μm , BDM group 77.83(9.46) μm .

The results of the 1-way ANOVA showed no statistically significant differences in the RMS values of the Three groups for the material ($P > .241$).

Conclusion : Deformation of artificial teeth position was observed in all groups after resin polymerization. But the values, all group were within the clinically acceptable range. The values of BDM group showed the least deformation than the other two groups.

◉ **Key words:** Complete mandibular denture, Polymerization, Three-dimensional analysis, Bar-type glass fiber mesh, Shrinkage

* 본 연구는 2017~2018년도 중소벤처기업부 산학연협력기술개발의 지원을 받아 수행한 연구과제임(1425110461).

Corresponding author	Name	김 웅 철	Tel.	02-3290-5667	E-mail	kuc2842@korea.ac.kr
	Address	서울시 성북구 안암로 145 고려대학교 보건과학대학 치기공학과				
Received	2018. 7. 31	Revised	2018. 10. 5	Accepted	2018. 12. 7	

I. 서론

현대의학의 발전으로 노인 인구층이 증가하고 있으며, 우리나라는 총인구에서 65세 이상의 인구가 차지하는 비율이 현재 17% 이상으로 고령화 사회이며, 이미 2000년도에 고령화 사회에 진입해 있다(Hu & Kim, 2011). 노인 인구층 증가와 보험급여확대로 총의치(레진의치) 사용의 비중은 증가하고 있다(Lee, 2018). 총의치는 1940년대부터 레진(polymethylmethacrylate; PMMA)으로 널리 제작되어 사용되고 있다(Uzun et al, 1999). 레진의치상의 경우 심미적이며, 생체적합성이 좋으며, 조작이 편하고, 가성비가 우수하다는 장점이 있다. 그러나 열전도율이 낮고, 중합수축이 크며, 열에 약할 뿐 아니라 낮은 물리적 성질을 보인다(Polyzois et al, 2001).

특히 하악 총의치의 경우 상악 총의치에 비해 얇아 떨어뜨릴 때 파절이 많이 발생한다는 단점이 있다. 그리하여 물리적 성질을 증가시키기 위하여 금속 프레임을 적용한 금속의치상을 제작하기 시작하였다. 레진의치상에 비해 금속의치상의 경우 정확도가 우수하며, 강도가 높고 이물감이 적다는 장점이 있다. 하지만 침상과 개상이 어려워 금속의치상 파절 시 수리가 어렵다는 단점이 있다(Renner & Boucher, 1987; McGivney Castleberry 1995). 따라서 수리 시 금속 프레임과 레진의 결합 부위에 미세누출을 일으켜 그사이에 변색, 악취, 레진의 균열 및 파절을 원인이 될 수 있다(McGivney & Castleberry, 1995; NaBadalung et al, 1998). 따라서 최근에는 레진 기질의 기계적 성질을 강화하기 위하여 유리섬유 보강재를 레진에 포매하여 제작하는 레진의치상이 제작되고 있다. 여러 선행연구에서 기존의 레진의치만 사용한 경우보다 유리섬유 보강재를 포매하여 제작한 레진의치가 우수한 강도와 심미성을 유지가 가능한 연구결과가 보고되었다(Stipho, 1998; Vallittu & Narva, 1997; Vallittu, 1999; Yu et al, 2009; Kim et al, 2014). 그러나 유리섬유를 적용하여 제작한 레진의치의 인공치아의 위치변화를 비교한 연구가 미흡하다. 인공치아의 위치변화는 총의치 교합에 큰 영향을 미치므로 총의치 제작 시 중요한 요소 중 하나이다. 따라서 본

연구는 기존방식으로 제작된 하악 총의치와 바 타입 유리섬유 보강재로 제작한 하악 총의치, 보완한 공정프로세스의 바 타입 유리섬유 보강재를 첨가한 하악 총의치 온성 전후에 인공치의 변화를 비교하고자 하였다.

II. 연구 방법

1. 실험재료 및 방법

1) 주모형 선정

유치악이 존재하지 않은 무치악 조건을 가지고 있는 이상적인 하악 무치악 모형(EDE1001-UL-UP-HM, Nissin Dental Products Inc., Kyoto, Japan)을 주모형으로 선정하였다.

2) 연구모형 제작

연구모형을 제작하기 위해서 실리콘(Deguform; Degudent GmbH, Hanau-Wolfgang, Germany)을 이용하여 주 모형을 복제하였다. 복제한 실리콘에 Type IV(Fujirock, GC Europe, Leuven, Belgium)의 경석고를 제조사(혼수비 100 g/20 ml) 지시대로 사용하여 총 15개의 연구모형을 제작하였다.

3) 납의치 제작

연구모형에 레진분리제 도포 후 의치상의 균일한 두께를 위하여 2.5 mm 두께를 가진 광중합 레진을 사용하였으며, 광중합기(Curing unit, INNO Dental Co., Seoul, Korea) 장비를 이용하여 기초상을 제작하였다. 인공치아의 배열은 임상가의 형태학적인 배열에 따라 배열하였다. 그리고 인공치아 배열을 한 모형을 실리콘(Deguform; Degudent GmbH, Hanau-Wolfgang, Germany)을 이용하여 복제하였다. 복제한 모형에 인공치를 위치시킨 후 왁스를 주입하여 동일하게 총 15개의 납의치를 제작하였다.

4) 왁스 의치상 스캔

완성된 납의치에 스캔 스프레이(Vita Cerec ®

세 가지 방식으로 제작한 하악 총의치의 중합 전후에 따른 인공치아 위치 3차원 분석

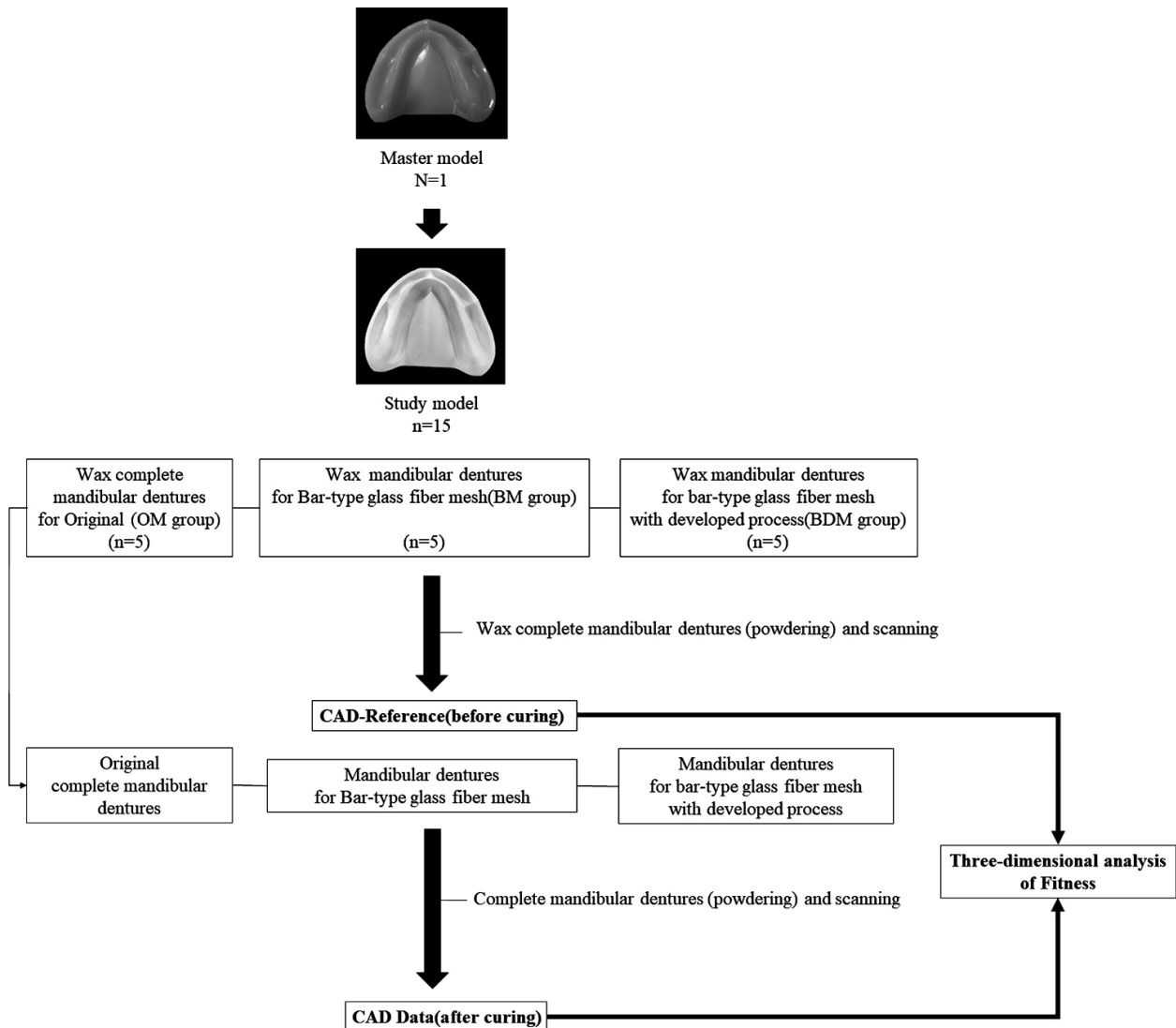


Figure 1. Study work flow

Powder with Cerec ® Propellant, VITA, Bad Saeckingen, Germany)를 도포 한 후 스캐너(Identica Blue, Medit Co., Seoul, Korea)를 이용하여 STL 파일 (CAD-Reference)을 얻었다.

5) 매몰 및 왁스 제거

스캔이 끝난 15개의 납의치를 세 그룹(OM, BM, BDM)으로 분류하였다. 모형표면과 함 내면에 분리제 (Vaseline)를 도포 한 후 납의치 변형을 최소화하기 위하여 즉시 매몰하였다. 납의치를 하악 매몰함(Flask upper, Osung Industrial, Seoul, Korea)을 이용하여

3단계 매몰법으로 매몰하였다. 1단계 매몰은 석고혼합 물을 하함에 반쯤 채운 후 모형 저면에 석고혼합물 도포 후 납의치가 부착된 모형의 기저부(ledge)가 하함의 테두리와 같은 높이가 되도록하며, 석고 경화 전 상함을 하함 위에 조립하여 메탈과 메탈 접촉(metal to metal contact)이 이루어지도록 확인하고 상함의 상부와 인공치아 교합면 사이 간격이 6 mm 이상이 되도록 매몰한다. 2단계 매몰은 하함의 석고가 경화된 다음 함 분리가 용이하도록 모형 가장자리와 매몰재 표면에 석고 분리제(Magic sep, Talladium Inc, Los Angeles, California, USA)를 도포하였다. 하함에 상함을 위치시

킨 후 석고를 상함 내로 주입하여 치아와 교합면 부위가 약간 덮이도록 한다. 인공치아 교합면에 묻은 석고는 손가락으로 닦아서 전치부 절단부와 구치부의 교합면을 노출시킨다. 3단계 매몰 전에 석고 표면에 다시 석고분리제를 도포 한 후 경석고를 혼합하여 상함의 나머지 부분에 주입한 후 뚜껑을 닫는다. 매몰을 완료한 함을 클램프(clamp)에 넣어 경석고 팽창을 막은 후 경화될 때까지 실온에 방치한다. 석고가 최종 경화 된 상태에서 100℃ 온성기(Curing unit, Seki Dental Co., Seoul, Korea)에 10분 동안 담근 다음 플라스크 함을 분리한다. 그 다음 왁스 스티밍기(Sesy 2010, Seki Dental Co., Seoul, Korea)를 사용하여 납의치와 여분의 왁스를 제거한다.

6) Original complete mandibular dentures(OM group)

왁스 제거가 끝난 5개의 주 모형에 레진 분리제(Acrosep; GC Corp., Tokyo, Japan)를 도포한다. 그 다음 열중합형 레진(Vertex RS, Vertex Dental B.V, Zeist, Netherland)을 이용하여 의치상 레진을 혼합한다. 제조사의 지시에 따라 30초 동안 믹싱을 한 다음 병상 수지 단계까지 기다린다. 그런 다음 유압식 프레스(press)를 사용하여 3회에 걸쳐 시압을 하였다. 이때 최종 프레스압력은 800 lbs/in²로 압력을 가하였다.

7) Mandibular dentures for Bar-type glass fiber mesh(BM group)

바 타입 유리섬유 보강재(SES MESH, INNO Dental Co., Seoul, Korea)를 첨가한 하악 총의치 제작을 위해서 제작 과정은 다음과 같다. 왁스 제거가 끝난 5개의 주 모형에 레진 분리제 도포 후 바타입의 유리섬유 보강재를 연구모형의 치조정 상부에 고정 한 후 광중합을 시행하였다. 제조사의 지시에 따라 혼합된 병상 단계의 열중합하였다. 30초 동안 혼합을 한 다음 병상 수지 단계까지 기다린다. 그런 다음 유압식 프레스를 사용하여 3회에 걸쳐 시압을 하였다. 이때 최종 프레스압력은 800 lbs/in²로 가압을 가하였다.

8) Mandibular dentures for bar-type glass fiber mesh with developed process(BDM group)

보완한 공정프로세스의 바 타입 유리섬유 보강재(SES MESH, INNO Dental Co., Seoul, Korea)를 첨가한 하악 총의치 제작을 위해서 제작 과정은 다음과 같다. 왁스 제거가 끝난 5개의 주모형에 적절한 시트 왁스(sheet wax)를 사용하여 파이버 프레임 모양으로 제작하여 붙인다. 파이버 프레임의 움직임을 방지 할 수 있도록 소구치부위, 대구치부위에 티슈 스타퍼(tissue stopper, 2 mm × 2 mm)를 제작한다. 그 다음 광중합 레진이 들어갈 티슈 스타퍼부위에 레진분리제를 도포한 후 그 부위에 광중합레진을 주입한 후 시트 왁스 상부에 바 타입 유리섬유 보강재를 위치 시킨 후 광중합을 시행하였다. 그 다음 스티밍기를 이용하여 시트 왁스 제거하였다. 다시 주모형에 레진분리제를 도포한 후 파이버 프레임을 고정한 후 제조사의 지시에 따라 레진 전입한 후 유압식 프레스를 사용하여 3회에 걸쳐 시압한다. 이때 최종 프레스 압력은 800 lbs/in²로 가압을 가하였다.

9) 종합

매몰이 완료된 세 그룹의 매몰함(flask)을 급속 온성 방법으로 진행하였다(n=15). 온성기(Curing unit, Seki Dental Co.)에 100℃에 20분 동안 담근다. 20분이 지난 후 실온에서 서서히 냉각하였다.

10) 완전 의치상 스캔

완성된 의치상에 스캔 스프레이(Vita Cerec ® Powder with Cerec ® Propellant, VITA, Bad Saeckingen, Germany)를 도포 한 후 스캐너(Identica Blue, Medit Co., Seoul, Korea)를 이용하여 STL 파일(CAD-Data)을 얻었다.

11) 3차원 분석(Three-dimensional analysis)

스캐너를 통해 얻은 CAD-Reference STL파일(before curing)과 CAD data STL파일(after curing)을 3차원 분석프로그램을 이용하여(Verify, Geomagic GmbH, Stuttgart, Germany) 최적의 정렬을 한 후 두 STL파일의 차이를 Color difference map과

세 가지 방식으로 제작한 하악 총의치의 중합 전후에 따른 인공치아 위치 3차원 분석

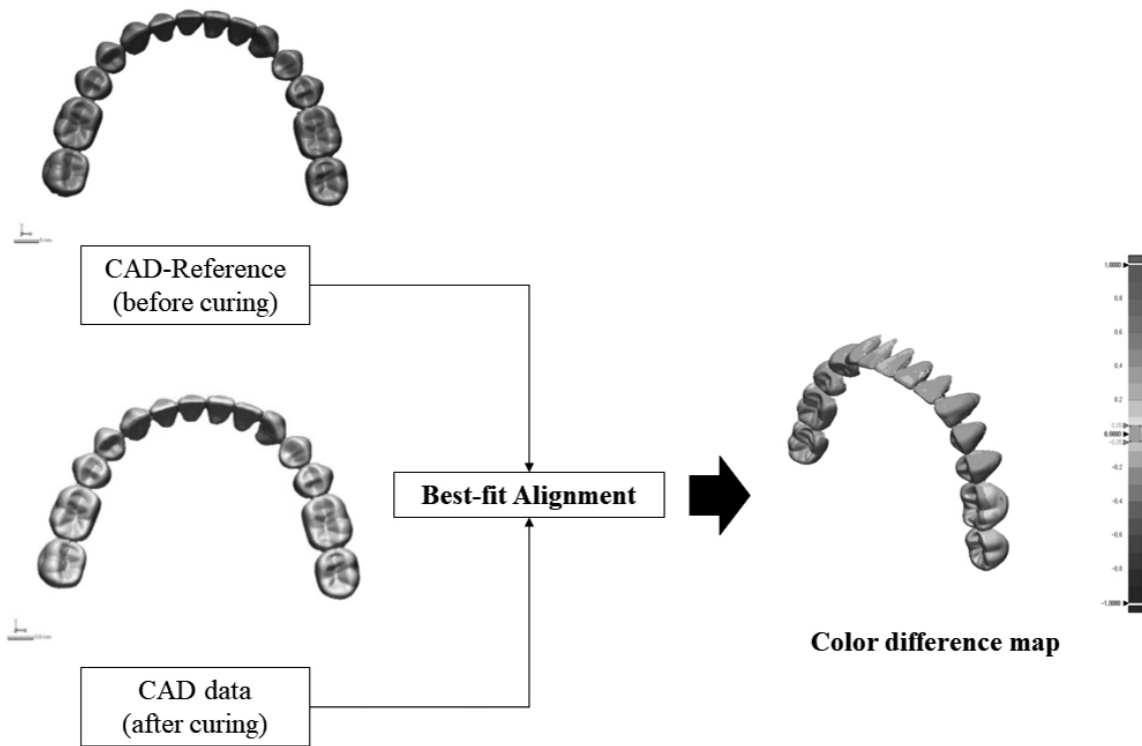


Figure 2. Three-dimensional analysis procedure

RMS(Root Mean Square) 값을 구하였다(Fig. 2). Color difference map의 양형의 오차는 빨간색으로 표시하며, 음형의 오차는 파란색으로, 적합한 부위는 초록색으로 나타낸다.

12) 통계 및 분석

RMS 값의 기술적 통계는 정규성을 만족하였다. 온성 전과 후의 인공치아 변화의 그룹 간 차이를 검증하기 위해서 One-way ANOVA를 시행하였다. 통계적 판단을 위하여 제1종 오류의 수준을 0.05로 설정하였다. 통계 프로그램은 IBM SPSS statistics ver. 24.0을 사용하여 검증하였다.

III. 결과

RMS의 평균(표준편차)값이 OM group 88.98(6.10) μm , BM group 82.35(13.46) μm , BDM group 77.83(9.46) μm 으로 나타났다(Table 1). 세 그룹의

RMS값이 통계적으로 유의한 차이가 없었다($P > .241$) (Table 1, 2). 그림 3을 보면 파이버프레임을 적용한 레진의치, 일반 레진의치가 개발된 공정프로세스를 적용한 파이버프레임레진의치의 구치부 인공치아가 설측 및 근심쪽으로 양(빨간색), 음(파란색)의 오차가 발생하였다. 전치부 인공치아는 일반레진의치, 파이버프레임 적용한 레진의치에서 음(파란색)의 오차가 나타났다.

Table 1. RMS values representing the discrepancies before and after curing of 3 groups

(unit: μm)

Group(N=5)	RMS(Root mean square)		
	Mean(SD)	95%CI	P-value
OM (Original complete mandibular dentures)	88.98(6.10)	79.27-98.68	<.241
BM (Mandibular dentures for Bar-type glass fiber mesh)	82.35(13.46)	60.94-103.76	
BDM (Mandibular dentures for bar-type glass fiber mesh with developed process)	77.83(9.46)	69.68-85.97	

Table 2. One-way ANOVA

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	251.585	2	125.792	1.543	.265
Within Groups	733.625	9	81.514		
Total	985.210	11			

정밀도(Precision)이 있다. 본 연구의 중합 전후의 정확도를 평가하기 위해서는 진도(trueness)값이 필요하다(ISO 12836 2012). 진도(trueness)는 참값(true value)과 측정된 값(a true value) 사이의 차이가 어느 정도 인지 보는 방법이다. 기존 문헌에서의 정확도 측정방법으로 선형측정 방법인 아날로그 측정방식과 디지털 측정방식으로 많은 연구가 진행되어 왔다(Santoro M, 2003; Lee et al, 2015). 두 측정방법 모두 모형에 계측

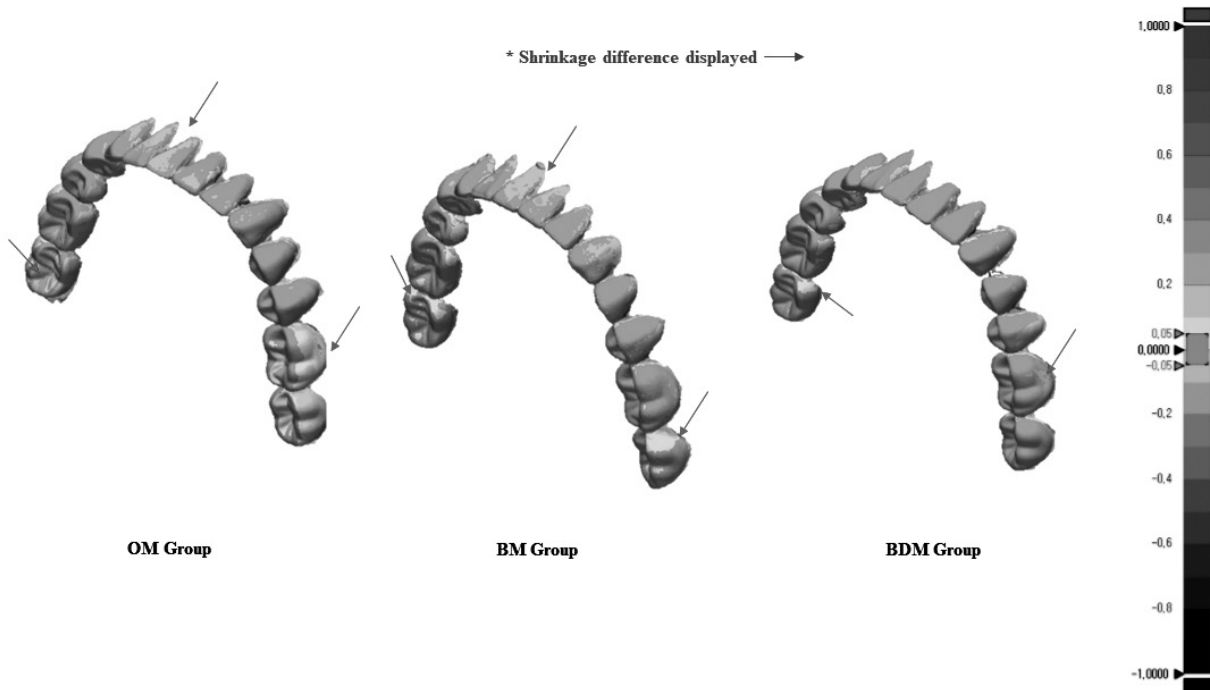


Figure 3. Three-dimensional analysis procedure

IV. 고찰

최근 고령화가 진행되면서 총의치의 사용이 날로 증가하고 있다. 총의치 파절현상을 방지하기 위해 여러 파이버를 첨가한 연구가 진행되고 있으나, 본 연구와 같이 파이버프레임 적용한 레진의치의 중합 전후의 인공치아 위치변화의 정확성 평가에 관한 연구는 아직 미흡한 상태이다. 따라서 본 연구에서는 세 가지 방식으로 제작된 하악 총의치의 온성 전후의 인공치아 위치변화 차이를 알아본다는 점에서 의의가 있다.

3차원 정확도 평가하는 방법으로는 진도(trueness)와

지점을 선정하여 계측지점간의 거리만을 측정한 정량적인 평가만 할 뿐 아니라 정성적, 정량적 평가 모두 할 수 없었다. 또한, 전체적인 형태 차이를 평가하지 못한다. 그래서 본 연구에서는 3차원 분석을 이용한 평가방법을 사용한 것은 의미가 있다.

세 가지 방식의 하악 총의치의 정확도를 살펴본 결과, 개발된 공정프로세스를 적용한 파이버프레임 레진의치(77.83(9.46) μm), 파이버프레임을 적용한 레진의치(82.35(13.46) μm), 일반 레진의치(88.98(6.10) μm) 순으로 인공치아 위치 변형에 안정적인 정확성을 보였다(Table 1, 2). 이는 레진의치 제작방식에 사용되는 레진

수축의 영향으로 보이는데 단량체(monomer)와 다량체(polymer)가 중합하면서 단량체가 증발하면서 레진의 수축이 발생하게 된다. 그러므로 제작방식에 파이버프레임이 안 들어가는 일반 레진의치의 정확성이 낮은 결과를 보인 것이다. 또한, 개발된 공정프로세스를 적용한 파이버프레임의 경우 티슈 스타파에 레진을 고정할 때 미리 광중합이 적용되었기 때문에 파이버프레임만 적용한 레진의치보다 단량체 증발이 적어 레진의 수축을 방지할 수 있었으며, 결과적으로 가장 우수한 안정적인 정확성을 보였다. Vallittu 등(1999)의 연구에 따르면 파이버프레임을 적용한 경우 레진수축을 최소화할 수 있다고 보고하고 있어 본 연구의 결과를 뒷받침해준다.

세 가지 방식으로 제작한 하악 총의치의 중합 전후에 따른 인공치아 위치변화가 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다(Table 1, 2). 이는 이전의 선행연구에서 치과보철물의 임상적 허용수치 범위가 39~120 μm 사이라는 보고가 있으므로(Mously et al, 2014), 본 연구의 세가지 방식 모두 인공치아의 변형은 보였지만, 수치가 70~90 μm 범위 안에 있으므로 임상적 허용범위 안에 있다고 할 수 있다.

그림 3를 보면 파이버프레임을 적용한 레진의치, 일반 레진의치가 개발된 공정프로세스를 적용한 파이버프레임 레진의치의 구치부 인공치아의 Color difference map이 전반적으로는 초록색을 보였지만, 설측 및 근심 쪽으로 빨간색과 파란색을 보여 양과 음형의 오차가 발생 되었다. 전치부 인공치아는 일반레진의치, 파이버프레임 적용한 레진의치가 음형의 오차가 나타났다. 이러한 현상은 제작과정에서 발생하는 잠재적 오류, 3차원 분석 프로그램의 오차로 인해 나타난 현상일 수 있겠으나, 가장 주된 요인은 의치상 재료인 레진의 중합과정에서의 단량체 증발로 인한 수축 현상으로 체적 변화가 발생한 것이다(Vallittu et al, 1999).

본 연구에서는 레진 치아 배열 시 레진의치상의 변형을 최소화하기 위하여, 실리콘을 이용하여 배열된 레진 치아의 위치를 최대한 동일한 곳에 배열하고자 하였다. 그러나 본 연구에서는 상악총의치를 배제한 하악총의치만을 평가했다는 점, 그리고 정확성 평가만 한정하여 진행했다는 한계점을 가지고 있다. 추후 연구에서는 상하

악 총의치 모두를 가지고 각종 프레임 종류를 첨가한 레진의치의 강도 및 정확성 평가가 이루어져야 할 것이다.

V. 결론

레진 중합 후 모든 그룹에서 인공치아의 변형이 확인되었으나, 세가지 방법 모두 통계적으로 큰 차이를 보이지는 않아 임상적으로 허용범위 안에 있다.

개발된 공정프로세스를 적용한 파이버프레임 레진의치가 다른 두 그룹(기존방식으로 제작된 하악 총의치, 바 타입 유리섬유 보강재로 제작한 하악 총의치)보다 가장 적은 변형을 보였다.

REFERENCES

- Hu SH, Kim JD. Analysis of Multi-Level Effectiveness on Life Satisfaction in Old Age at KLIPS 2006. Journal of the Korea Gerontological Society, 31(2), 407-418, 2011.
- Lee EK. Current Issues and Policy Directions for the National Health Insurance. Health and welfare policy forum, 256(0) 51-64, 2018.
- Uzun G, Hersek N, Tincer T. Effect of five woven fiber reinforcements on the impact and transverse strength of a denture base resin. J Prosthetic Dent, 81(5), 616-620, 1999.
- Polyzois GL, Tarantili PA, Frangou MJ, Andreopoulos AG. Fracture force, deflection at fracture, and toughness of repaired denture resin subjected to microwave polymerization or reinforced with wire or glass fiber. J Prosthetic Dent 86(6), 613-619, 2001.
- Renner RP, Boucher LJ. Removable Partial Dentures. Quintessence Publishing Co, Inc., 108-110, 1987.

- McGivney GP, Castleberry DJ. McCracken's Removable Partial Prosthodontics. 9th ed. CV Mosby, 141–144, 1995.
- NaBadalung DP, Powers JM, Connelly ME. Comparison of bond strength of three denture base resins to treated nickel–chromium–beryllium alloy. *J Prosthet Dent*, 80(3), 354–361, 1998.
- Stipho HD. Effect of glass fiber reinforcement on some mechanical properties of autopolymerizing polymethyl methacrylate. *J Prosthet Dent*, 79(5), 580–584, 1998.
- Vallittu PK, Narva K. Impact strength of a modified continuous glass fiber–poly(methyl methacrylate). *Int J Prosthodont*, 10(2), 142–148, 1997.
- Vallittu PK. Flexural properties of acrylic polymers reinforced with unidirectional and woven glass fibers. *J Prosthet Dent*, 81(3), 318–326, 1999.
- Yu SH, Kim YS, Choi UJ, Jun JN. Effect of reinforcement of glass fiber on auto and heat polymerized denture base resin. *The Journal of Korean Academy of Dental Technology*, 31, 295–301, 2009.
- Kim CM, Kim JH, Kim HY, Kim WC. Strengthening effect of resin denture base by glass fiber reinforcement addition. *The Journal of Korean Academy of Dental Technology*, 36(1), 1–7, 2014.
- Santoro M, Galkin S, Teredesai M, Nicolay OF, Cangialosi TJ. Comparison of measurements made on digital and plaster models. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 124(1), 101–105, 2003.
- Lee JJ, Park JY, Bae SY, Jeon JH, Kim JH, Kim WC. Evaluation of the Model Accuracy according to Three Types of Dental Scanner. *J Dent Hyg sci*, 15(2), 226–231, 2015.
- International Organization for Standardization. ISO–12836 (2015) Dentistry – Digitizing devices for CAD/CAM systems for indirect dental restorations – Test methods for assessing accuracy. International Organization for Standardization, Geneva, Switzerland, 2012.
- Mously HA, Finkelman M, Zandparsa R, Hirayama H. Marginal and internal adaptation of ceramic crown restorations fabricated with CAD/CAM technology and the heat–press technique. *J Prosthetic Dent*, 112(2), 249–256, 2014.