

유리섬유 보강재로 제작한 레진의치의 온성 전·후에 따른 정확성 평가

김동연, 정일도*, 박진영*, 강신영, 김지환, 김웅철

고려대학교 대학원 보건과학과 치의기공전공, 고려대학교 보건과학대학 보건과학연구소*

Accuracy evaluation of resin complete denture made with glass fiber mesh reinforcement before and after curing

Dong-Yeon Kim, Il-Do Jung*, Jin-Young Park*, Seen-Young Kang, Ji-hwan Kim, Woong-Chul Kim

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

[Abstract]

Purpose: The aim of this study was to evaluate accuracy of glass fiber mesh complete denture of before and after curing.

Methods: Edentulous model was selected as the master model. Ten study models were made by Type IV stone. Wax complete dentures were produced by the denture base and artificial teeth. CD and GD groups were measured six measurement distance before curing. The wax complete denture was investment after measurement is completed. Using a heat polymerization resin was injected resin. After injecting the resin it was curing. A complete denture was re-measured after curing. The measured data was verified by paired t-test.

Results: Overall CD group was larger the value of the measured length. In the CD group, A-D point was larger. The smallest point was the B-D point. However, there was no statistically significant difference only C-D point($p>0.05$). In the GD group, A-B point was larger. but B-D point was the smallest. A-D and B-C statistically points showed significant differences($p<0.05$).

Conclusion: Glass fiber mesh resin complete denture can be clinically applied to the edentulous patient.

● **Key words:** composite resins, flexural strength, heat curing, light curing, inorganic filler.

교신저자	성명	김 웅 철	전화	010-8257-8592	E-mail	kuc2842@korea.ac.kr
	주소	서울시 성북구 안암로 145 고려대학교 보건과학대학 치기공학과				
접수일	2016. 10. 31	수정일	2017. 3. 1	확정일	2017. 3. 13	

1. 서론

최근 고령화 사회의 영향에 따라 기하급수적으로 노인 무치악 환자가 늘어나고 있다. 이에 따른 치과 분야에서는 저작, 발음, 심미 기능을 고려해서 레진 의치(complete denture) 제작이 이루어지고 있다(Roumanas ED, 2009).

레진 의치는 1940년대 초부터 PMMA (polymethylmethacrylate)로 널리 사용되어 왔다(Uzun et al, 1999). PMMA의 장점은 생체적합성, 심미적, 조작성 용이, 가격이 저렴하다는 점이며, 단점으로는 열 전도율이 낮고, 중합수축이 크며, 가열 소독이 힘들다는 점과 낮은 물리적 성질로 보고된 바 있다(Jeong CM, 1996; Zissis AJ & Polyzois GL, 1993).

무치악 환자의 구강 내 사용하는 레진의치는 상악과 하악의 레진의치로 분류 할 수 있다. 이는 상·하악 레진의치의 교합은 양측성 균형 교합으로 이루어져야 이상적인 기능을 할 수 있다. 반면 적절하지 못한 구강 내 적합과 교합 시 양측성 균형의 부족으로 상악 레진의치가 하악 의치상보다 대략 2배 정도 파절이 된다고 보고

된 바 있다(Beyli MS & von Fraunhofer JA, 1981).

이러한 상악 의치상 PMMA의 낮은 물리적 성질을 보완하기 위해서 금속 프레임이 소개가 된 적이 있다. 의치상에 금속을 사용할 경우 기존의 PMMA를 적게 첨가함으로써 얇게 제작하여 강도를 높일 수 있고 이물감을 줄일 수 있다는 장점이 존재하였다.

금속 의치상의 주로 사용하는 종류는 금속 wire, 금속 mesh, 금속 plate 등이 존재 한다(Carroll CE & von Fraunhofer JA, 1984; Jeong CM, 1996). 그러나 금속 프레임은 심미성이 낮고, 무게가 무겁기 때문에 의치탈락이 빈번하게 발생되며, 레진과의 결합력이 낮다는 문제가 지속적으로 지적 되어 왔다(Yu SH et al, 2009). 또한 탄소 섬유를 사용한 보강재를 사용하여 금속 보강재의 단점들을 보완이 가능하였으나, 탄소 섬유의 자체적인 색도 어두워 심미적이지 못하다는 보고가 있다(Dixon & Breeding, 1992; Kanie et al, 2000; Kim CM et al, 2014).

이러한 문제를 보완하기 위해서 최근에 유리섬유 보강재로 사용하여 레진의치상이 제작이 시도 되고 있다. 여러 선행연구에서 기존의 레진의치만 사용한 경우보다

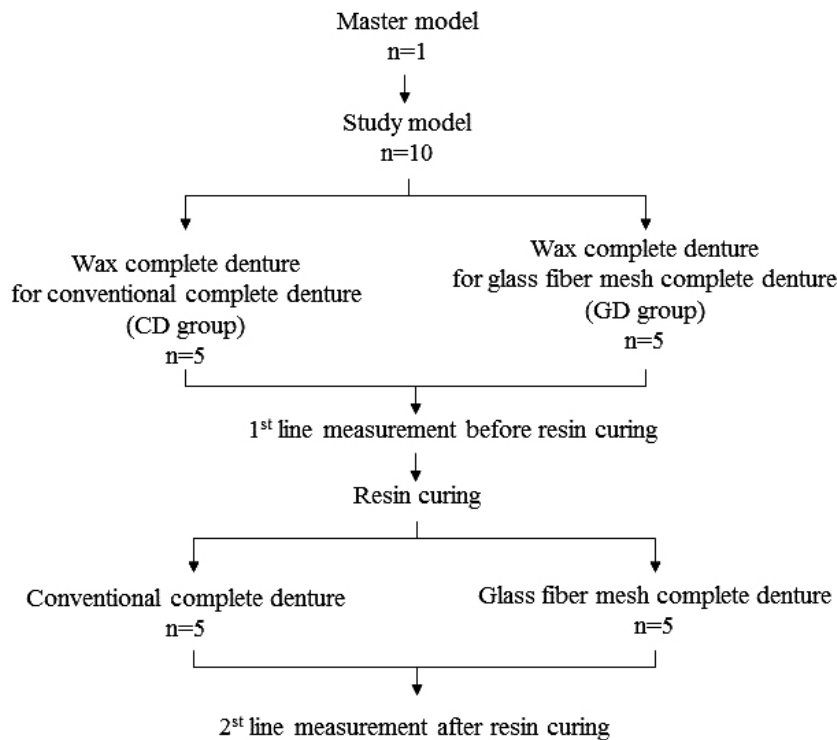


Fig. 1. Study design

유리섬유 보강재를 첨가한 레진의치가 우수한 강도와 심미성을 유지가 가능한 연구결과가 보고되었다(Yu SH et al, 2009; Kim CM et al, 2014). 뿐만 아니라 레진의치에 유리섬유를 포함하여 제작할 경우 수축을 최소화 할 수 있다는 연구결과들이 보고된 바 있다(Vallittu PK, 1994). 그러나 유리섬유를 적용하여 제작한 레진의치의 정확성 평가는 없었다. 정확성 평가는 레진의치의 장기간 사용하기 위해서 가장 중요한 요소이다. 이 본 연구에서는 유리섬유를 첨가한 의치상의 온성 전·후의 정확성 평가를 하고자 한다.

II. 연구 방법

1. 실험재료

1) 주모형 선정

무치악 모형(EDE1001, Nissin Dental Products Inc., Kyoto, Japan)을 기준 모델로 선정하였다(Fig 1,2). 상악모형은 유치악이 존재하지 않은 무치악 조건을 가지고 있는 이상적인 모델이다.



Fig. 2. Master model

2) 연구모형 제작

연구모형을 제작하기 위해서 실리콘(Deguform, Degudent GmbH, Hanau-Wolfgang, Germany) 복제 기술을 사용하였다. 주 모형에 boxing wax(Hard wax, Daedong, Korea)를 사용하여 boxing을 하였다. 다음 재료를 부은 다음 45분 동안 경화 되도록 하여 10개의 실리콘(Deguform, Degudent GmbH, Hanau-Wolfgang, Germany)을 제작 하였다. 제작된 실리콘

에 Type IV(Fujirock, GC Europe, Leuven, Belgium)의 경석고로 제조사의 권장 혼수비 100g/20ml로 혼합하여 주입 하였다. 총 10개의 연구모형을 제작 하였다(Fig. 3).

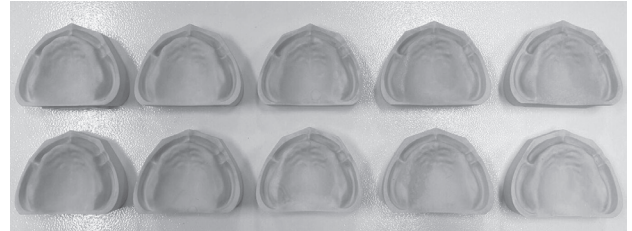


Fig. 3. Study model

3) 기초상 제작 및 치아배열

연구모형에 의치상 두께를 균일하게 하기 위해서 2.5mm의 두께인 광중합 레진으로 제작을 하였다. 최종 광중합을 위해서 8분 동안 광중합기(Curing unit, INNO Dental Co., Seoul, Korea)에 중합 단계를 거쳤다. 인공치아의 배열은 임상가의 형태학적인 배열에 따라 배열하였다. 그리고 인공 치아 배열을 한 모형에 실리콘 인덱스(Zetalabor, Zhermack, Rovigo, Italy)를 형성하였다. 실리콘 인덱스를 통해서 추가적인 기초상에 치아배열을 동일하게 배열 하였다(Fig. 4). 총 10개의 왁스 의치상을 제작하였다.

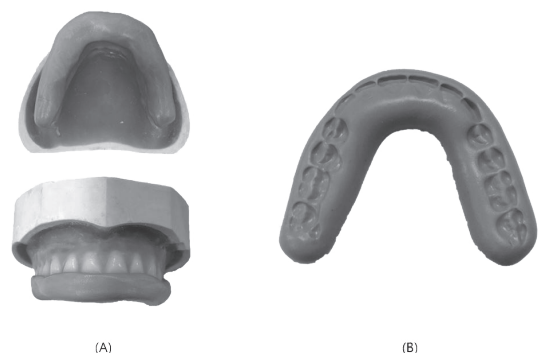


Fig. 4. Index production process for the artificial teeth arrangement. (A)The index of artificial teeth (B) Guide for the arrangement of the artificial tooth

4) 선형 측정 지점 선정

선행연구에 근거하여 의치상의 정확성 평가를 위해서 계측 지점을 선정하였다(Fig. 5). 상악 우측 견치 교두정

을 A 지점, 상악 좌측 견치 교두정을 B 지점, 상악 우측 제 1대구치 근심 협측 교두정을 C 지점, 상악 좌측 제 1대구치 근심 협측 교두정을 D 지점으로 설정하였다. 총 4개의 계측 지점을 통해 6개의 계측 거리를 측정하는 방식이다(Table 1). 6개의 계측 거리는 다음과 같다.

- A-B: 상악 좌우측 견치간 교두정 거리
- A-C: 상악 우측 견치 교두정과 상악 우측 제 1대구치 근심협측 교두 사이의 거리
- A-D: 상악 우측 견치 교두정과 상악 좌측 제 1대구치 근심협측 교두 사이의 거리
- B-C: 상악 좌측 견치 교두정과 상악 우측 제 1대구치 근심협측 교두 사이의 거리
- B-D: 상악 좌측 견치 교두정과 상악 좌측 제 1대구치 근심협측 교두 사이의 거리
- C-D: 상악 좌 · 우측 제 1대구치 근심협측 교두 사이의 거리

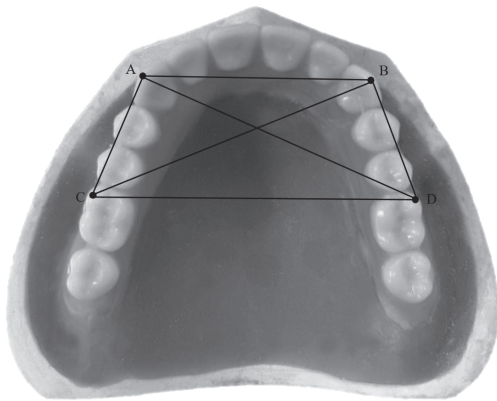


Fig. 5. Reference point and linear measurements before curing denture

Table 1. Definition of measurement points

Measurement point	Measurement distance	Definition
A-B	Inter canine(both sides)	Distance between cusp tip of the maxillary canines.
A-C	Arch length(right)	Distance between the right canine cusp tip and right first molar mesiobuccal cusp.
A-D	A diagonal of arch(right)	Distance between the right canine cusp tip and left first molar mesiobuccal cusp.
B-C	A diagonal of arch(left)	Distance between the left canine cusp tip and right first molar mesiobuccal cusp.
B-D	Arch length(left)	Distance between the left canine cusp tip and right first molar mesiobuccal cusp.
C-D	Intermolar(both sides)	Distance between mesiobuccal cusp of the maxillary first molars.

4) 온성 전 선형 측정

준비된 10개의 왁스 의치상에서 디지털 측정기(CD-20PSX, Mitutoyo Co., Kawasaki, Japan)를 사용하여 지정된 측정 부위 A-B 지점, A-C 지점, A-D 지점, A-D 지점, B-C 지점, B-D 지점, C-D 지점 측정하였다(Fig. 6).



Fig. 6. Measured before curing

5) 매몰 및 왁스 제거

측정이 끝난 10개의 왁스 의치상 중에 5개는 전통적인 레진의치 제작을 위해서 매몰을 하였고, 나머지 5개는 유리섬유를 레진의치상을 위해서 매몰을 하였다. 매몰함(Flask upper, Osung Industrial, Seoul, Korea)을 이용하여 매몰 단계는 다음과 같다. 먼저 연구모형과 1차 석고를 분리하기 위해서 연구모형 변두리 부위에 분리제(Magic sep, Talladium Inc, Los Angeles, California, USA)를 사용하여 균일하게 도포하였다. 하부 플라스크 함에 석고를 주입하고 연구모형 변두리 부

위까지 1차 매몰을 하였다. 석고가 경화 되도록 실온에 60분 동안 방치 하였다. 이어서 석고 분리제를 1차 석고 부위에 균일하게 도포하였다. 1차 매몰이 끝난 다음 상부 플라스틱 합을 닫고 인공치 전치부 절단면과 구치부 교합면이 노출 되도록 2차 석고를 주입하였다. 1차 매몰과 동일하게 2차 석고도 실온에 60분 동안 방치한다. 그리고 마지막 단계인 3차 매몰은 경석고(Fujirock, GC Europe, Leuven, Belgium)를 사용하였다. 최종 3차 매몰까지 끝난 다음 석고가 최종 경화되도록 60분 실온에 방치하였다. 석고가 최종 경화 된 상태에서 100℃ 온성기(Curing unit, Seki Dental Co., Seoul, Korea)에 10분 동안 담근 다음 플라스틱 합을 바로 분리 하였다. 그리고 나서 왁스 스티밍기(Sesy 2010, Seki Dental Co., Seoul, Korea)를 사용하여 광중합 레진과 왁스를 제거 한다.

6) Conventional complete denture(CD group)

전통적인 레진의치 제작을 위해서 왁스 제거가 끝난 5개의 주모형에 레진 분리제(Acrosep, GC Corp., Tokyo, Japan)를 붓을 사용하여 균일하게 도포한다. 그리고 의치상을 제작하기 위해서 주 재료는 열중합형 레진(Vertex RS, Vertex Dental B.V, Zeist,

Netherland)을 하였다. 제조사의 지시에 따라 30초 동안 믹싱을 한 다음 병상수지 단계까지 기다린다. 그런 다음 press machine을 사용하여 3회에 걸쳐 시합을 하였다. 이때 press압력은 1250 kgf 로 압을 가하였다.

7) Glass fiber mesh complete denture(GD group)

측정이 끝난 5개의 왁스 의치상은 유리섬유 보강재(SES MESH, Inno dental Co., Seoul, Korea)를 첨가한 총의치 제작을 위해서 제작 과정은 다음과 같다. 왁스 제거가 끝난 단계에서 유리 섬유보강재를 주 모형에 맞춤 제작하였다. 의치상에 유리섬유보강재를 균일한 위치에 매립하기 위해서 다음과 같이 제작하였다. 주 모형 상부에 레진과 유리섬유보강재가 균일하게 결합을 위해서 Sheet wax를 압접한 후 stop 부위를 형성하여 공간을 확보하였다. Sheet wax 상부에 유리섬유를 적용하고 stop부위에 광중합형 레진을 충전하였다. 이는 의치상 레진을 전입시킬 때 제자리 위치에 있도록 해준다. 진공비닐에 넣은 다음 진공기를 사용하여 진공하였다. 진공된 상태로 광중합기에 4분동안 광중합을 하였다. 완료된 광중합상태에서 가위 등을 사용하여 진공포장에서 분리하였다. 다음 주모형에 가위 등을 사용하여 유리섬유를 준비하였다. 제조사의 지시에 따라 레진 파

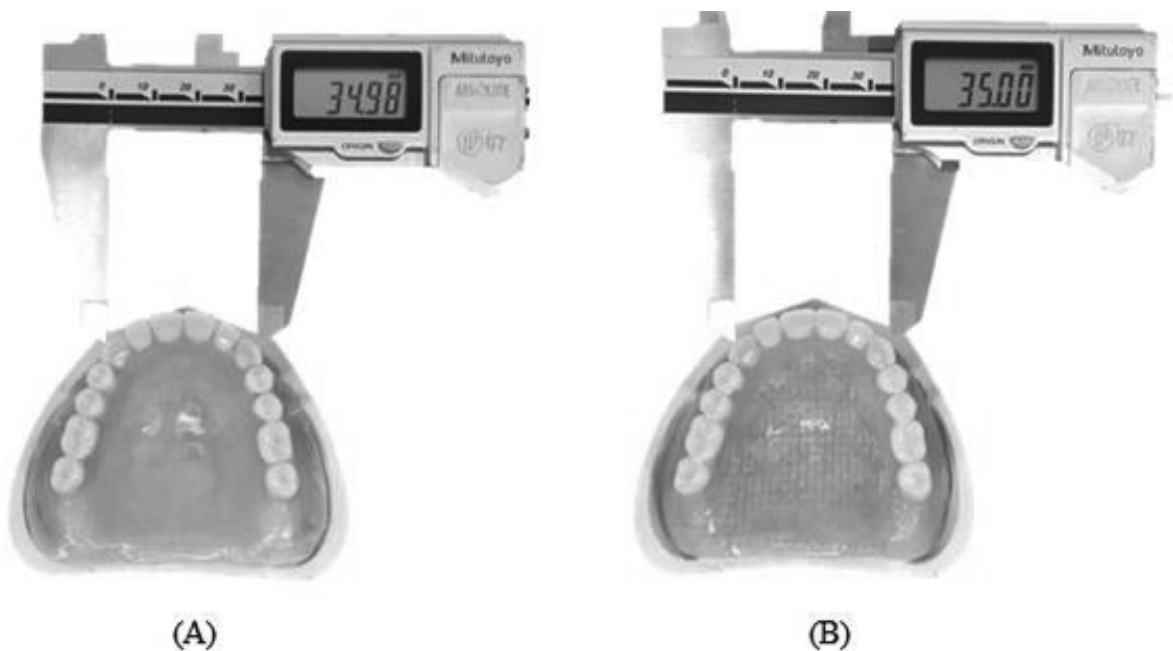


Fig. 7. Measured after curing. (A) CD group measurement (B) GD group measurement

우더와 전용 용액을 30초 동안 혼합을 한 다음 병상수지 단계까지 기다린다. 다음 press machine을 사용하여 3회에 걸쳐 시험을 하였다. 이때 press 압력은 1250 kgf 로 압을 가하였다.

8) 중합

매몰이 완료된 두 그룹의 매몰함을 급속 온성으로 진행 하였다. 온성기(Curing unit, Seki Dental Co.)에 100℃에 20분 동안 담근다. 20분이 지난 후 실온에 방치한다.

9) 온성 후 선형 측정

온성이 완료된 5개의 CD 그룹과 GD 그룹을 디지털 측정기(CD-20PSX, Mitutoyo Co.,)를 사용하여 지정된 측정 부위 A-B 지점, A-C 지점, A-D 지점, A-D 지점, B-C 지점, B-D 지점, C-D 지점 총 6 개 지점을 측정하였다(Fig. 7).

2. 통계 및 분석

Kolmogorov-Smimov test를 실시하여 정규성을 만족하였다. 이어서 온성 전과 온성 후를 검증하기 위해서 paired t-test로 분석하였으며, 제 1종 오류의 수준을 0.05로 설정하였다. 통계프로그램은 IBM SPSS statistics ver. 22.0을 사용하여 검증 하였다.

III. 결과

CD 그룹과 GD 그룹의 계측지점에 대한 거리 측정된 결과는 다음과 같다(Table 2). 전반적으로 GD 그룹보다 CD 그룹이 측정 길이의 차이 값이 크게 나타난 것으로 나타났다. CD 그룹에서는 A-D 측정 부위가 온성 전·후 차이 값이 크게 나타났으며 가장 작게 나타난 부위는 B-D 부위 었다. C-D 측정부위만 통계적 유의한 차이가 나타나지 않았다($p>0.05$). GD 그룹에서는 A-B 측정 부위가 가장 크게 나타났으며, 가장 작게 나타난 부위는 B-D 부위가 가장 작게 나타났다. A-D, B-C 측정 부위가 통계적으로 유의 차이가 나타났다($p<0.05$).

Table 2. Mean±Standard deviation for the distance measured from complete denture of before and after curing(n=5)

Total	Distances	Curing before		Curing after		Mean difference		P-value
		Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	
CD group	A-B	35.03	0.02	34.74	0.19	0.29	0.20	0.033
	A-C	20.49	0.34	20.28	0.29	0.22	0.15	0.033
	A-D	46.28	0.27	45.87	0.42	0.41	0.26	0.026
	B-C	46.95	0.69	46.60	0.71	0.34	0.25	0.039
	B-D	20.56	0.07	20.45	0.03	0.11	0.08	0.042
	C-D	50.50	0.85	50.13	0.86	0.37	0.31	0.056
GD group	A-B	35.04	0.04	34.73	0.31	0.31	0.28	0.064
	A-C	20.33	0.18	20.18	0.07	0.15	0.14	0.067
	A-D	46.28	0.20	46.09	0.25	0.19	0.14	0.037
	B-C	46.55	0.23	46.33	0.19	0.22	0.09	0.004
	B-D	20.56	0.11	20.48	0.20	0.08	0.11	0.165
	C-D	50.05	0.63	49.79	0.55	0.26	0.25	0.084

IV. 고찰

무치악 환자가 늘어남에 따라 레진의치의 보철물이 크게 늘어나고 있다. 그러나 레진의치의 주요 단점은 낮은 강도이며, 이에 따라 레진의치의 강도 보완을 하기 위해서 많은 연구가 진행되어 왔다. 특히 상악 레진의치 부위는 보강재 없이 레진의치상만 제작할 경우 구개부위의 파절 발생 빈도가 높았다(Beyli MS & von Fraunhofer JA, 1981). 이러한 문제를 보완하기 위해서 금속으로 보강재를 사용하였다. 의치상 구개부위에 금속으로 보강함으로써 강도가 1.08에서 1.48배로 증가하였다(Yoshida K et al, 2011). 그러나 금속으로 보강할 경우 복잡한 제작과정, 금속의 무게가 증가하여 탈락빈도가 높고, 레진과 금속의 결합력이 비미하다는 단점이 존재한다. 기존 금속 보강재를 이어 실란 처리된 유리섬유의 파이버프레임을 적용한 레진의치가 파절 저항성과 취성을 높일 수 있는 방안으로 제기 되어 왔다(Yoo HS et al, 2012).

본 연구에서는 금속 보강재의 단점을 보완하기 위해서 파이버프레임을 열 중합레진에 삽입하여 정확성 평가를 하였다. 본 연구에서의 의의는 기존의 금속의치는 금속 보강재를 매몰 소환 주조과정을 거쳐 번거롭게 제작하였으나 유리섬유를 적용한 레진의치는 간소화된 제작과정과 적절한 강도로 레진의치 제작이 가능하다는 점이다.

자가중합 레진은 조작성이 쉽고, 간편하며, 적합도가 우수하여 의치 수리 시 주로 이용되고 있으나, 중합반응이 불완전하기 때문에 발생하는 잔류 단량체와 중합시 발생 하는 기포에 의해 탄성률이 낮아지고 기계적인 성질이 저하된다(Yu SH et al, 2009). 이러한 이유로 중합하는 방법들이 다양하게 제시되어 왔다. 일반적으로 사용하는 PMMA 재료를 사용하여 heat compression molding 방법, continuous pressure injection 방법, Microwave 중합 방법 그리고 polycarbonate 수지를 이용한 중합방법이 있다. 본 연구에서는 폭 넓게 사용되고 있는 heat compression molding 방법을 사용하였다. 이 방식은 체적 변화량이 크지만 연마가 쉽고 침상 및 개상이 용이하기 때문에 임상에서 주로 사용하는

방법이다(Schmidt KH, 1976; Lee SG et al, 1999).

기존 문헌에서의 선형측정 방법으로는 아날로그 측정방식과 디지털 측정방식이 있다(Santoro M et al, 2003). 아날로그 측정방법은 디지털 버니어 캘리퍼스를 사용하여 계측지점을 측정하는 방식이었으며, 디지털 측정방식은 측정하고자 하는 대상물을 광학식스캔과정을 거쳐 STL(stereo lithography)파일로 형상화 하여 제작한다. 이어서 형상화된 STL파일을 3차원 소프트웨어를 사용하여 선형 측정하는 방식이 있다. 두 측정 방식은 주로 치과 모형에 관한 연구였으며 레진의체와 관련된 측정 연구가 존재하지 않았다. 또한 본 연구에서는 인공치아 및 레진의치상이 광학식 스캐너에서 스캔되지 않는 문제로 인해 3차원적인 정밀한 측정에 한계가 존재 하였다. 본 연구에서는 아날로그 방식인 디지털 캘리퍼스를 사용하였으며, 선행연구를 참고하여 6부위의 계측 거리를 측정하여 정확성 평가를 하였다(Kim JH et al, 2012).

CD 그룹과 GD 그룹의 측정 결과 값은 온성 전에 비해 온성 이후의 측정 길이가 짧은 것으로 나타났다. 이러한 현상은 레진의치 제작과정 중에 여러 잠재적 많은 오차로 인해 나타난 현상일 수 있겠으나, 가장 주요한 원인은 의치상 재료인 PMMA 레진의 특성상 중합과정에서의 수축 현상으로 체적 변화가 발생 한 것으로 판단된다(Vallittu PK et al, 1994). CD 그룹의 최소 측정 범위와 최대 측정 범위는 0.11mm~0.41mm 이며, GD 그룹은 0.08~0.31mm 이었다(Table 2). 수치상 CD 그룹이 측정 범위가 크게 나타났다.

CD 그룹의 측정거리가 가장 크게 나타난 부위는 A-D, B-C 그리고 C-D 측정부위였다. 이러한 부위는 다른 부위보다 열중합 레진이 넓은 면적으로 제작되어있기 때문에 레진의 수축이 크게 나타난 것으로 판단된다. 파이버프레임을 적용한 GD 그룹에서는 측정 값이 CD 그룹보다 작게 나타난 것으로 측정 되었다. 기존 선행연구에서는 파이버프레임을 적용하여 제작을 하게 되면 수축을 방지할 수 있는 결과가 보고된 바 있다(Vallittu PK et al, 1994).

또한 CD 그룹과 GD 그룹의 유의성을 평가한 결과는 다음과 같다. CD 그룹은 전반적으로 온성이후에 수

축 변화가 크게 나타난 것으로 통계적으로 유의한 차이가 나타났으며, GD 그룹에서는 A-D, B-C 측정부위를 제외한 통계적으로 유의한 차이를 나타내지 않았다. A-D, B-C 측정 부위가 유의한 차이는 나타났으나 수축현상은 CD 그룹보다 적게 나타났다.

본 연구에서는 인공치아의 배열에 따라 레진의치상의 변형이 발생 할 수 있기 때문에, 오차를 최소화 하기 위해서 CD그룹과 GD그룹을 실리콘 인덱스를 사용하여 동일위치에 인공치아를 배열을 하고자 하였다. 또한 두 그룹 모두 레진 주입 시 시합기를 1250 kgf로 동일한 압력으로 5분 동안 유지 하였다(Consant RLX, et, al, 2008). 반복적으로 3회 시압하여 동일한 압력을 가하여 레진을 주입하였다. 그러나 본 연구에서의 한계성이 존재 하였다. 시편의 수가 적었으며, 선형 측정만을 통해 체적 안정성 평가를 일반화하기에는 한계성이 존재 하였다. 레진의치의 정확성 평가에 따른 연구는 치과분야에서 여전히 부족하다. 따라서 추후 연구에서는 보다 많은 시편과 다양한 측면에서 심층적인 연구가 지속적으로 이루어 져야 할 것이다.

V. 결론

본 연구의 유리섬유 보강재를 적용한 레진의치의 6부위를 계측지점을 선정하였고 정확성 평가를 다음과 같은 결론을 내렸다. 유리섬유 보강재를 사용함으로써 수축을 최소화되었으며, 레진의치의 정확성 향상을 확인함으로써 임상적으로 적용이 가능하다.

REFERENCES

Beyli MS, Von Fraunhofer JA. An analysis of causes of fracture of acrylic resin dentures. J Prosthet Dent, 46, 238-241, 1981.

Carroll CE, Von Fraunhofer JA. Wire reinforcement of acrylic resin prostheses. J Prosthet

Dent, 52, 639-641, 1984.

Consant RLX, Vieira EB, Mesquita MF, Mendes WB, Arioli-Filho JN. Effect of microwave disinfection on physical and mechanical properties of acrylic resins. Braz Dent J, 19, 348-353, 2008.

Dixon DL, Breeding LC. The transverse strengths of three denture base resins reinforced with polyethylene fibers. J Prosthet Dent, 67, 417-419, 1992.

Jeong CM. A comparative study on the several metal reinforcement methods of maxillary complete acrylic resin denture base. J Korean Acad Prosthodont, 34, 363-372, 1996.

Kanie T, Fujii H, Arikawa H, Inoue K. Flexural properties and impact strength of denture base polymer reinforced with woven glass fiber. Dent Mater, 16, 150-158, 2000.

Kim CM, Kim JH, Kim HY, Kim WC. Strengthening effect of resin denture base by glass fiber reinforcement addition. J Korean Acad Dent Tech, 36, 1-7, 2014.

Kim JH, Kim KB, Kim HY, Kim JA, Kim WC, Kim JH. Reliability, accuracy of evaluations obtained from CEREC AC system digital impression: an in-vitro study. J Korean Acad Dent Tech, 34(2), 121-128, 2012.

Lee SG, Song YG, Song KY. Evaluation of the accuracy of denture base resin gured by different processing methods. Korean J Dent Mater, 26(3), 237-243, 1999.

Roumanas ED. The social solution—Denture esthetics, phonetics, and function. Journal of prosthodontics. J Prosthodont, 18, 112-115, 2009.

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.
- Schmidt KH. SR-ivocap system and denture structure. *Quintessence Int.* 7, 29-32, 1976.
- Uzun G, Hersek N, Tincer T. Effect of five woven fiber reinforcements on the impact and transverse strength of a denture base resin. *J Prosthet Dent*, 81, 616-620, 1999.
- Yu SH, Kim YS, Choi UJ, Jun JN. Effect of reinforcement of glass fiber on auto and heat polymerized denture base resin. *J Korean Acad Dent Tech*, 31, 295-301, 2009.
- Yoo HS, Sung SJ, Jo JY, Lee DC, Huh JB, Jeong CM. Effect of location of glass fiber preimpregnated with light-curing resin on the fracture strength and fracture modes of a maxillary complete denture. *J Korean Acad Prosthodont*, 50, 279-284, 2012.
- Yoshida K, Takahashi Y, Shimizu H. Effect of embedded metal reinforcements and their location on the fracture resistance of acrylic resin complete dentures. *J Prosthodont*, 20, 366-371, 2011.
- Vallittu PK. Acrylic resin-fiber composite—Part II: The effect of polymerization shrinkage of polymethyl methacrylate applied to fiber roving on transverse strength. *J Prosthet Dent*, 71, 613-617, 1994.
- Zissis, AJ, Polyzois GL. Fracture energy of denture base : The effect of activation mode of polymerization. *Quint Dent Technol*, 16, 154-158, 1993.