

수중 레진으로 의치상 조직면 개조시 의치상의 크기변화와 물리적 성질 및 표면상태 비교 연구

서울대학교 치과대학 치과보철학교실

이 창 한 · 김 영 수

- 목 차 -

- I. 서 론
- II. 실험재료 및 방법
- III. 실험성적
- IV. 총괄 및 고안
- V. 결 론
- 참고문헌
- 영문초록

I. 서 론

의치상의 점막에 대한 적합을 유지하는 것은 총의치 치료의 중요한 부분중 하나이다. 치조제는 여러가지 원인들에 의해 계속적으로 변하는 가소적인 성질을 가지고 있으며, 변화된 치조제와 의치상과의 관계를 재확립하기 위하여 의치상 조직면 개조가 요구되며 여러가지 개조술식이 소개되어 오고있다^{1)~5)}.

Craig⁶⁾는 의치상 조직면 개조시의 문제점으로 원래 의치상 재료와 개조 재료간의 화학적 결합이 좋아야 하고, 개조를 시행한 충분한 강도를 가져야 하고, 개조술식에 의한 의치의 뒤틀림이나 크기 변화가 없어야 하며, 환자의 편의를 위하여 가능한 한 짧은 시간내에 완성되어야 한다고 하였다.

Javid등⁷⁾은 의치상 조직면 개조시 의치의 변위에 대한 연구에서 압류(flow)가 좋은 인상재를 사용하여 인상채득시 하방조직에 대한 3차원적인 변위량이 적다고 보고하였다.

Mowery등⁸⁾, Woelfel등⁹⁾은 의치제작시 의치상의 변형을 의치상 내면의 구치부간 거리와 의치연간 거리의 변화로 연구하여 열중합레진보다 자가중합레진의 수축량이 적다고 하였으며, Woelfel등⁹⁾, Mirza¹⁰⁾, Winkler¹¹⁾는 의치제작시 의치상에는 수축에 의한 변화가 일어나지만 임상적인 의의는 없다고 하였다.

Phillips¹²⁾는 의치상 조직면 개조시 의치상은 개조를 시행한 쪽으로 휘어지는 경향이 있다고 하였으며, Barco등¹³⁾은 열중합레진으로 의치제작후 자가중합레진으로 개조를 한 경우 적합도가 더 우수해진다고 하였다. Smith등¹⁴⁾은 열중합레진보다 자가중합레진으로 의치상 조직면 개조시 의치상의 적합이 좋다고 하였으며, Craig⁶⁾는 일시 개조 재료로 의치상 조직면 개조시 임상적으로 중요한 변형은 야기되지 않는다고 하였고, Brauer등¹⁵⁾은 경성 직접의치상 개조레진으로 개조시에 수축율은 $-0.06\% \sim 0.06\%$ 라고 하였다.

Ogle등¹⁶⁾은 광중합레진을 이용한 의치상 조직면 개조술식을 소개하였으며, 의치상 제작시에는 열중합레진이나 자가중합레진으로 제작한 경우보다 적합성이 우수하다고 하였다.

*본 논문은 1989년도 서울대학교병원 임상연구비 보조로 이루어진것임.

Harvey등¹⁶⁾은 광중합레진으로 기초상제작시 치조제 정상간은 0.2%의 수축을 보였고 정중구개부에서는 0.6mm의 공간이 생긴다고 하였다.

국내에서는 윤¹⁷⁾이 수종의 의치상용 레진으로 제작한 총의치의 크기 안정성을, 이¹⁸⁾는 탄성 이장재의 적합도 및 표면 특성을, 임¹⁹⁾은 자가중합레진으로 제작한 의치상의 변형을 연구한 바 있다.

McCraken²⁰⁾, Woelfel 등²¹⁾, Stafford²²⁾는 레진의 표면경도에 관해 연구하고 열중합레진과 자가중합레진의 표면경도는 유사하다고 하였다. Horonez등²³⁾, Jerolimov등²⁴⁾은 레진의 내충격강도에 관해 연구하였고, Chee등²⁵⁾, Chee등²⁶⁾은 자가중합레진의 전단굴곡강도에 대해 연구한 바 있다.

Ogle등¹⁵⁾, Firtell등²⁷⁾은 의치상 표면에 대한 주사전자 현미경적 연구를 한 바 있다.

총의치가 구강내에서 최대의 지지, 안정, 유지를 얻고 조직에 대한 유해자극을 최소화하기 위하여는 의치상이 지지조직의 일부에만 과도한 압력을 가하지 않으면서 조직과 의치상내면과의 긴밀한 접촉이 요구되며, 또한 의치는 구강내에서 저작시의 압력에 의한 파절, 의치세척시의 사고의 의한 파절, 술질에 의한 마모등이 일어날 수 있으므로 이에 대해 저항할 수 있는 성질이 요구되며, 의치상의 표면은 음식물 찌꺼기의 저류와 미생물의 성장이 적도록 결합이 없고 평활해야 한다.

이에 저자는 실험용 상악 총의치에 광중합레진, 열중합레진, 경성 직접의치상조직면개조레진으로 개조를 시행하고 의치상의 크기 변화를

좌우 방향으로 측정하였으며, 각 레진의 전단굴곡강도, 내충격강도, 표면경도를 비교 연구하였으며 조직면에 대한 주사전자 현미경적 검경을 시행하고 흥미있는 결과를 얻었기에 이에 보고하는 바이다.

II. 실험재료 및 방법

1) 실험재료

본 실험에 사용된 치과용 레진과 중합 방식의 분류는 다음과 같다. (Table 1)

2) 실험방법

가) 실험용 상악 총의치의 선상수축을

A) 실험모형과 외형의치의 제작

함몰부위(undercut)가 없는 상악 무치악 경석고 모형에 2mm 두께의 omnivac을 진공성형한 후 모형에서 제거하고, 의치의 조직면 개조시의 내면 삭제량에 준하여 후구개부를 제외한 모든 변연부에는 1.5mm의 두께가 되게 하였다. 후구개부에는 1mm 짧게 하고 무치악제의 양측 견치부와 상악결절 부위에 5×9mm 크기의 사각형 구멍을 형성하여 후에 stop으로 작용하게 하였다. 이 omnivac판을 모형에 고정하고 실온에서 중합되는 공업용 실리콘 고무(RTV silicone rebber ; KE-1300, Shin Etsu Chemical Co. Ltd., Japan)로 음형을 제작하고 복제 경석고(SSS New Gypstone, Japan) 모형을 제작하였다. 제작된 경석고 모형에서 stop부위를 putty형의 실리콘으로 매우고 다시

Table 1. Resin materials in this study

Type	Trade Name	Manufacturer
Light-curing resin	Triad VLC relin material (sheet, #9574501)	Dentsply/York Division, USA.
Heat-curing resin	K-33 (Modern materials)	Columbus Dental, USA.
Direct, hard relin resin	KOOLiner (Pink)	Coe Laboratories Inc., IL, USA.

2mm 두께의 omnivac을 진공 적합시키고 다듬었다. 여기에 폭이 전치부, 소구치부, 대구치부에서 각각 3mm, 7mm, 10mm이고 높이가 전치부에서 7mm, 구치부에서 5mm인 납교합제를 형성하였고, 석고로 index를 만든 후 납교합제를 제거하고 omnivac판에 다섯개의 철사고리를 자가중합레진으로 고정하고 실온에서 중합되는 실리콘 고무로 교합제를 만들었다. 이 실리콘 교합제가 부착된 omnivac판을 제작된 복제모형에 위치시키고 의치함에 치과용 소석고로 매몰하였으며, 경화 후에 의치함을 분리하고 실리콘 교합제가 부착된 omnivac판을 제거하고 끓는 물로 납을 제거하였으며 레진분리재(Acro-Sep, G-C Dental Industrial Corp., Japan)를 도포하였다. 열중합레진(K-33, Columbus dental)을 제조회사의 지시에

따라 혼합하고 병상(dough stage)에서 유압식 가압기(Samki, Korea)로 가압전입하고 온성조(HANAU curing unit, Teledyne HANAU)에서 165°F에서 1 1/2시간, 212°F에서 1/2시간 동안 중합시켰다. 공기중에서 실온으로 냉각시킨 후 의치함에서 분리하고 내면이 삭제된 형태의 의치(이하 외형의치라 칭함)를 통법에 따라 연마한 다음 실온(22±2°C)의 수중에서 4주간 보관하였다. Fig 1, 2는 제작된 외형의치의 내면과 외면이다.

동형의 상악 경석고 모형에 좌우측 제1대구치부의 치조제 정상(B, D)과 협측전정(A, E), 정중구개부(C)에 No.6 round bur로 작은 함몰부를 형성하여 차후에 철침을 삽입할 부위를 설정하고, 이 모형을 실온에서 중합되는 실리콘 고무로 음형을 제작하였다. 30개의 경석고(Dir stone, Columbus Co.) 복제 모형을 제작하고 24시간 이상 공기중에서 충분히 경화, 건조되게 하였다. 함몰부에 drill로 구멍을 뚫고 지름이 1mm인 철핀을 삽입하고 순간강력 접착제(Cyanoacrylate)로 고정하였다. 설정된 계측점은 다음 그림과 같다(Fig. 3).

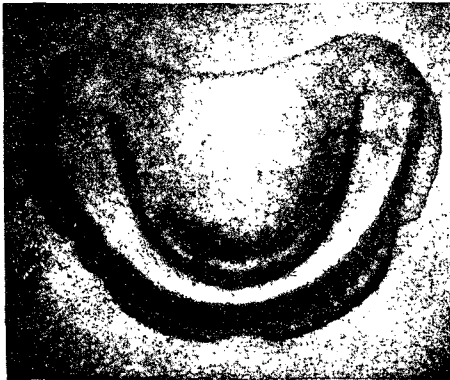


Fig. 1. External surface of maxillary denture which has relief space.

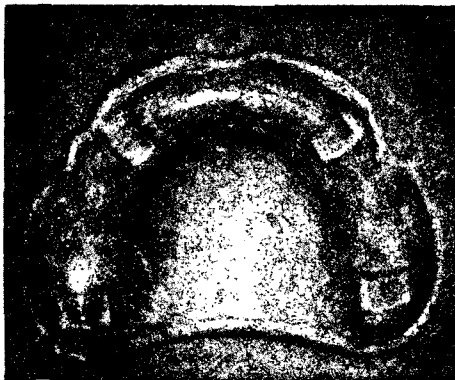


Fig. 2. Internal surface shows 4 stop areas and a posterior band.

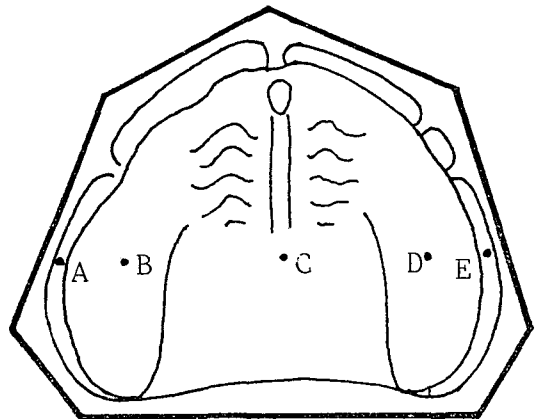


Fig. 3. Reference points on the maxillary duplicate model.

거리는 다음과 같다. 상악 제1대구치 부위의 치조제정상 계측점간 거리(B-D)와 협측전정 계측점간 거리(A-E), 좌우 치조제정상 계측점과 정중구개부 계측점간 거리(B-C, C-D)이며 B-D, B-C, C-D의 거리로서 좌우 치조제정상 계측점을 연결한 선과 정중구개부 계측점간의 수직거리를 산출하여 의치의 구개부 깊이(H)로 하였다(Fig. 4).

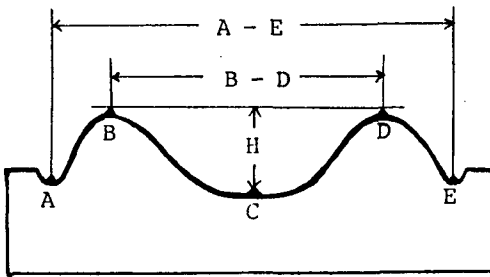


Fig. 4. Cross section of maxillary cast showing reference points and measured distances

. C) 의치상 조직면 개조 및 계측

a) 광중합레진

기제작된 외형의치의 내면에 레진단량체를 도포하고 과다한 단량체가 증발한 후에 판상의 광중합레진을 꺼내어 손가락과 기구를 이용하여 적합시키고 과다한 부분은 날카로운 칼로 제거하고 120°F의 물에 1분여간 담그었다가 실험모형에 위치시키고 stop이 닿을 때까지 손으로 5분간 압박을 가하였으며 변연부로 나오는 레진은 칼로 다시 제거하였다. 이때 실험모형에는 미리 분리재(MRA, Dentsply, USA)를 얇게 도포하였다. 후구개부에서 외형의치의 위치를 확인한 후 노출된 광중합레진에 공기차단제(ABC, Dentsply, USA)를 도포하고 Triad II curing unit(Dentsply, USA)에서 4분간 중합시켰다. 부분적으로 중합된 의치를 모형에서 조심스럽게 분리 후 내면에 공기차단제를 다시 도포하고 6분간 중합시켜 완성하였다.

b) 열중합레진

기제작된 외형의치를 실험모형에 위치시킨

후 변연부를 의치상용 납으로 폐쇄시키고 의치함에 매몰하였으며 움직임 치아가 없기 때문에 소석고를 이용하였으며 2차매몰법으로 시행하였다. 열중합레진인 K-33을 제조회사의 지시에 따라 혼합하고 병상에 도달한후 압입하고 온성조에서 165°F에서 6시간 온성하였다. 공기중에서 실온으로 냉각시킨 후에 의치함에서 제거하고 통법을 따라 연마하여 완성하였다.

c) 경성 직접의치상개조레진

경성 직접의치상개조레진(Kooliner, Coe Co.)을 제조회사의 지시에 따라 혼합하고 1분 후 외형의치의 내면에 도포하고 레진분리재(Acro-sep)를 도포한 석고모형상에 위치시키고 수지압(finger pressure)을 가하여 stop이 닿을 때까지 누른 다음 그대로 유지하였다. 완전히 경화시킨 후에 모형에서 분리하고 통법에 따라 연마하였다.

각 레진에 대해 10개씩 총 30개의 조직면이 개조된 의치를 제작하였다. 완성된 의치의 형태는 다음과 같다(Fig. 5).



Fig. 5. Relined maxillary denture.

D) 의치내면 계측점간 거리의 계측

의치상 내면에 인기된 각 계측점간 거리를 의치를 완성하여 실온(22±2°C)의 수중에 1일, 1주, 4주간 보관한 후에 전술한 caliper로 계측하였다.

나) 강도 및 경도

A) 시편 제작

열중합레진과 경성 직접의치상개조레진의 시편제작을 위하여 80×30×4mm, 67×14×5mm 크기의 실리콘 고무판을 만들고 이 고무판을 의치함에 매몰하였다. 열중합레진(K-33)을 제조회사의 지시에 따라 혼합하고 병상에 도달된 후 가압전입하고 온성조에서 중합시켰다. 경성 직접의치상개조레진은 제조회사의 지시에 따라 혼합한 후 의치함내에 넣고 의치함을 닫고 손으로 누른 다음 방치하였다. 광중합레진은 판상의 재료를 내부에 기포가 생기지 않게 유의하면서 접어서 성형하고 Triad II curing unit (Dentsply, USA)에서 중합시켰다.

이와같이 각각 6개씩의 시편을 제작한 후 전단굴곡강도 시험을 위하여는 80×30×4mm 시편을 밀링가공하여 75×25×3mm의 크기가 되게 하였다. 내충격강도 시험을 위하여는 67×14×5mm의 시편을 63.5×12.7×3.75mm의 크기로 밀링가공하고 가운데에 0.25R의 둥근 기저부를 가진 45°각도, 2.54mm 깊이의 절흔을 형성하였다. 아래의 그림은 표준 내충격시험 시편의 모식도이다(Fig.6). 표면경도 시험은 실험이 끝난 내충격 시험 시편을 이용하였다.

B) 강도 및 경도 실험

a) 전단굴곡강도(Transverse strength) 시험

3점굽힘시험(3-point bend test)을 Instron 만능측정기(Instron Co., Model 1127)로 측정

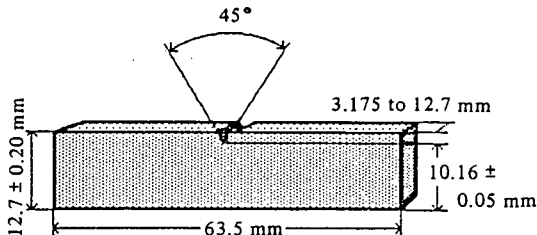


Fig. 6. Dimensions of samples prescribed by ASTM for impact strength test of polymers.

하였으며 표점 거리 50mm, crosshead 속도 20mm/min로 하였다(Fig.7).

레진의 종류에 따라 6개의 시편을 대상으로 하였으며, 각 시편의 너비, 두께, 파절시의 부하를 기록하고 아래의 표준식에 의해 강도를 계산하였다.

$$\text{Transverse strength}(St) = \frac{3LP}{2WT^2}$$

L ; Distance between supports

P ; Load at failure

W ; Specimen width

T ; Specimen thickness

b) 내충격강도(Impact strength) 시험

Izod 내충격시험기(Yasuda Seiki, Seisakusho Co., Osaka, Japan)로 시행하였다(Fig. 8).

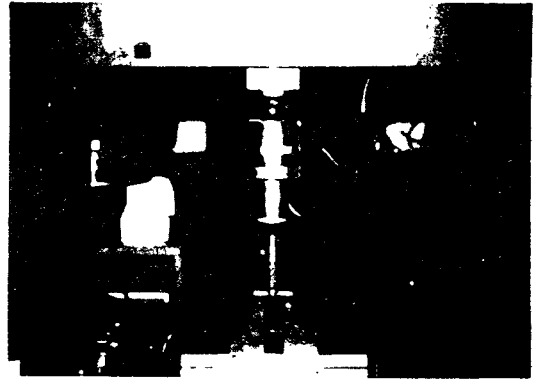


Fig. 7. Instron universal testing machine.

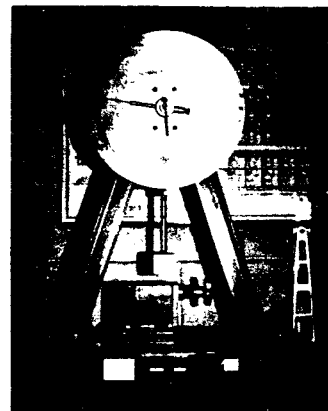


Fig. 8. Impact strength tester.

레진의 종류에 따라 6개의 시편을 대상으로 하였으며 시험은 기기 사용법에 준하였다.

c) 표면경도(Surface hardness) 시험

Shore 경도기(Shore hardness tester, Shimadzu Seisaksho Ltd., Japan)로 측정하였다(Fig.9). 내충격 강도 시험 후 파절된 시편중 각 레진당 임의로 3개씩 추출하였으며 시편당 3회 계측하였다.

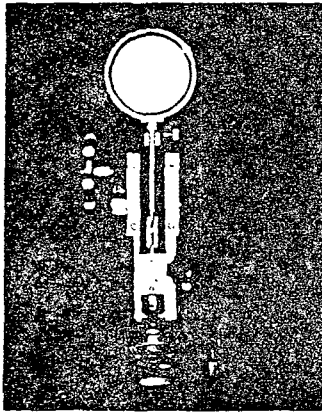


Fig. 9. Shore hardness tester.

다) 표면 상태

유치악 환자 상악의 알지네이트 인상을 채득하고 경석고 모형재를 주입한 후 이 모형상에서 양측의 상악제1대구치와 인접치아를 포함하고 구개부를 가로지르는 띠형태를 그린다음 기

초상용 납을 한장 두께로 깔고 자가중합레진으로 띠 형태의 tray를 다섯개 제작하였다. 이 tray로 광중합레진과 경성 직접의치상개조레진은 구강내에서 통법의 조직면 개조법에 준하여 조직면을 형성하였고, 열중합레진은 고무인상재(ESPE Impregum F, Germany), 산화아연 인상재(Cavex, Holland), 석고 인상재(MCG Plaster, Whip-Mix Corporation)로 인상을 채득하고 인상체에 경석고를 주입, 모형을 제작하였다. 이 모형상에서 기초상용 납을 2장 두께로 깔고 의치함에 통법에 따라 매몰한 후 납 제거, 분리재(Acro-sep) 도포, 열중합레진 압입을 시행하고 온성하였고 냉각후 제거하여 완성하였다.

제작된 의치상을 상악 제1대구치의 치은연에서 구개정중선쪽으로 1cm정도 떨어진 부위를 지름 약 7mm 크기의 원판형으로 절취하여 조직면을 주사전자 현미경으로 40배, 200배로 확대하여 검경하였다.

III. 실험성적

1) 의치상 조직면 개조 후 의치상의 크기 변화

치조제 정상간 거리와 의치연간 거리의 수축율은 Table 2.와 같으며 개조에 사용된 레진의 종류에 관계없이 모두 수축하였다. 의치상

Table 2. Horizontal dimensional changes of denture bases across reference points on casts.

Reference points	Reline material	Linear shrinkage (% ± SD)		
		1 D	1 W	4 W
B - D	VLC	-0.49 ± 0.18	-0.53 ± 0.13	-0.46 ± 0.23
	K-33	-0.77 ± 0.14	-0.66 ± 0.19	-0.73 ± 0.41
	KOOLiner	-0.30 ± 0.20	-0.16 ± 0.17	-0.20 ± 0.19
A - E	VLC	-0.60 ± 0.13	-0.47 ± 0.13	-0.37 ± 0.10
	K-33	-0.47 ± 0.10	-0.45 ± 0.11	-0.36 ± 0.41
	KOOLiner	-0.10 ± 0.11	-0.13 ± 0.12	-0.18 ± 0.11

Note: 1 D: after storage for 1 day in water.
 1 W: after storage for 1 week in water.
 4 W: after storage for 4 weeks in water.

의 구개부 깊이의 변화는 Table 3.과 같으며 광중합레진인 Triad VLC 레진으로 개조한 의치상에서 초기에만 0.20mm로 크게 나타났으며 여타의 경우는 거의 변화가 없었다.

Fig. 10은 치조제 정상간 거리와 의치상연간 거리의 수축율을 막대그래프로 표시한 것이며 수중 보관에 의한 수축의 보상은 광중합레진의 의치상연간 거리의 초기에서만 유의하게 나타났을 뿐 여타의 경우는 유의한 수축의 보상을 보여주지 않았다.

Table 4는 통계 처리한 결과이다.

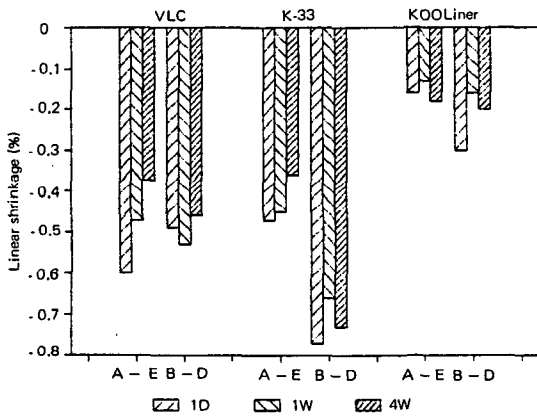


Fig. 10. Histogram of dimensional changes of denture base resin (percent) from horizontal measurements across reference points on casts.

Table 4. Statistically analysis (ANOVAs and Duncan's multiple range tests) of dimensional changes

Distance	ANOVA	Duncan's grouping
A-E	** 1 D	1 2 3
	** 1 W	1 2 3
	NS 4 W	1 2 3
B-D	** 1 D	1 2 3
	** 1 W	1 2 3
	** 4 W	1 3 2
H	* 1 D	1 3 2
	NS 1 W	1 2 3
	NS 4 W	1 2 3

*P < 0.05, ** P < 0.01, NS: not significantly different
Groups connected by horizontal lines are not significantly different.

1. VLC 2. K-33 3. KOOLiner

Table 3. Changes of palatal depth from difference in vertical height of denture base and cast

Dimension	Reline material	Difference of vertical height (mm ±SD)		
		1 D	1 W	4 W
H (C per BD)	VLC	0.20 ± 0.15	0.06 ± 0.09	0.05 ± 0.15
	K-33	0.01 ± 0.11	-0.01 ± 0.11	0.00 ± 0.08
	KOOLiner	0.04 ± 0.06	0.00 ± 0.17	0.03 ± 0.10

2) 개조에 사용된 각 레진의 강도 및 경도

전단골곡강도, 내충격강도, 표면경도는 Table 5.와 같으며, Table 6.은 통계 처리한 결과이다.

Table 5. Mechanical properties

Properties	VLC	K-33	KOOLiner
Transverse strength (Kg/mm ²)	5.52 ± 0.44	7.51 ± 0.92	5.32 ± 0.39
Impact strength (mJ)	72.31 ± 5.05	103.95 ± 3.20	88.13 ± 5.54
Shore hardness	85.22 ± 2.70	80.00 ± 1.25	76.78 ± 2.20

Table 6. Oneway ANOVA and Duncan's multiple range test

Properties	ANOVA	Duncan't grouping*		
		VLC	K-33	KOOLiner
Transverse strength	**	A	B	A
Impact strength	**	A	B	C
Shore hardness	**	A	B	C

* Same letters are not significantly different in the same row.

** P < 0.01

3) 표면 상태에 대한 주사전자 현미경 소견 (Fig. 11~Fig. 20)

40배의 배율로 확대한 표면의 광중합레진의 표면에서는 비교적 큰 결함이 보였으나 다른 두 레진에서는 평활한 표면상태를 보여주었으며, 200배의 배율로 시료 표면을 확대한 주사전자 현미경 소견에서 레진의 종류에 따라서 서로 다른 소견을 보여 주었으며, 열중합레진에서 인상재의 종류에 따른 차이는 크지 않았다.

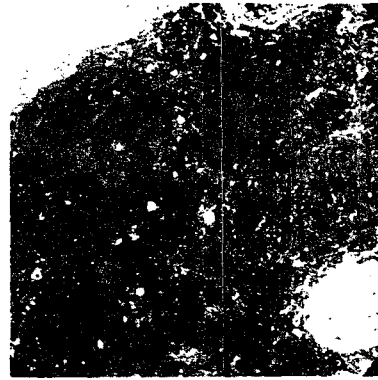


Fig. 11. Scanning electron micrograph of Triad VLC resin surface processed against mucosa in the mouth. Magnification x 40.

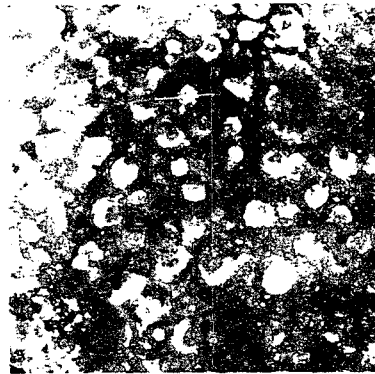


Fig. 12. Scanning electron micrograph of Triad VLC resin surface processed against mucosa in the mouth. Magnification x 200.

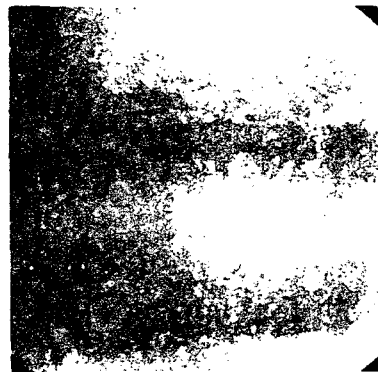


Fig. 13. Scanning electron micrograph of KOO-Liner resin surface processed against mucosa in the mouth. Magnification x 40.

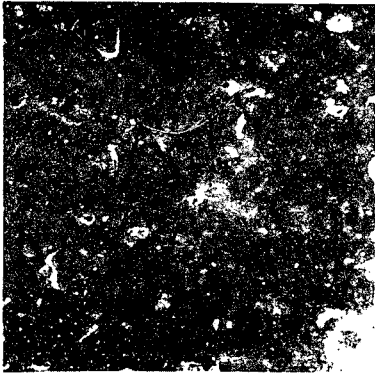


Fig. 14. Scanning electron micrograph of KOO-Liner resin surface processed against mucosa in the mouth. Magnification x200.

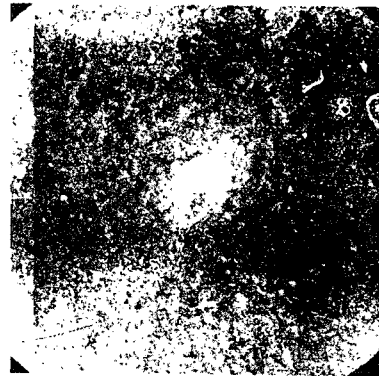


Fig. 17. Scanning electron micrograph of K-33 resin surface processed against dental stone (impression with ZOP). Magnification x40.

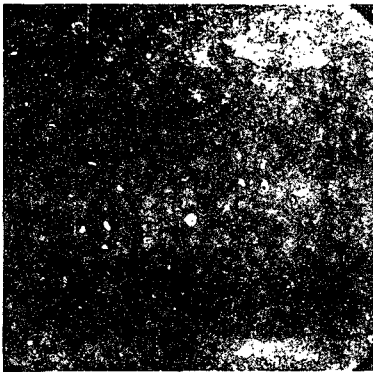


Fig. 15. Scanning electron micrograph of K-33 resin surface processed against dental stone (impression with Impregum). Magnification x40.

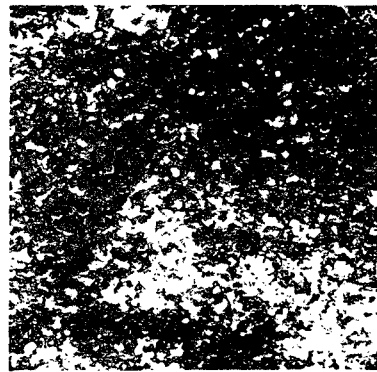


Fig. 18. Scanning electron micrograph of K-33 resin surface processed against dental stone (impression with ZOP). Magnification x200.

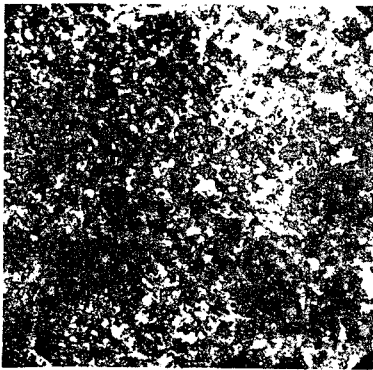


Fig. 16. Scanning electron micrograph of K-33 resin surface processed against dental stone (impression with Impregum). Magnification x200.

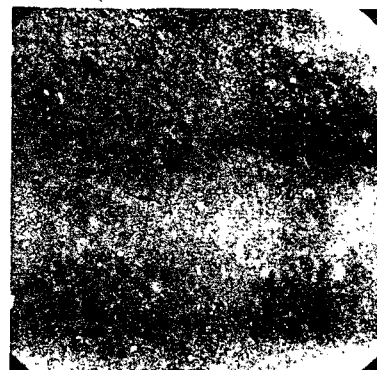


Fig. 19. Scanning electron micrograph of K-33 resin surface processed against dental stone (impression with Plaster). Magnification x40.

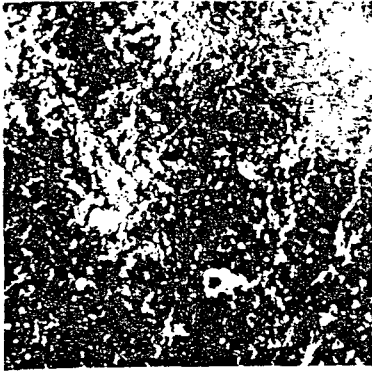


Fig. 20. Scanning electron micrograph of K-33 resin surface processed against dental stone (impression processed with Plaster). Magnification x200.

IV. 총괄 및 고안

총의치의 조직면 개조는 인공치아를 배열하는 문제를 제외하고는 새로운 의치 제작시의 모든 문제점을 가지고 있다¹⁾. 또 개조 후의 문제점으로 교합의 변화, 지지조직에 대한 불균등한 압력, 발음의 변화등의 문제점이 제기되기도 한다²⁾.

Javid등⁷⁾은 조직면 개조를 위한 인상 채득시 압류(flow)가 좋은 tissue conditioner나 light-body의 polysulfide 인상재를 사용하는 것이 medium-body의 polysulfide나 산화아연 인상재보다 3차원적인 변위가 적다고 보고 하였다.

Kern²⁸⁾은 의치연간 거리, 구치부간 거리, 구개부의 깊이가 의치의 적합도에 큰 영향을 미친다고 하였으며, de Gee등²⁹⁾은 총의치의 전체적인 형태에 관한 보다 직접적인 정보를 얻기 위하여 피라미드의 꼭지점을 계측점으로 하는 계측법을 제시하였고, Polyzois등³⁰⁾은 depth gauge로 의치의 구개부 깊이를 측정하여 구개부의 적합도에 관한 정보를 얻고자 하였다. Firtell등³¹⁾은 열중합레진으로 제작한 상악 총의치의 적합도에 대한 온성시의 온도 변화에 의한 차이를 후구개부의 변형으로 측정하였으며 제작자의 지시보다 높은 온도에서 중합시킬 때 변형이 커진다고 하였으며, McCartney³²⁾는 의치상의 구개부에서 변형으로 생기는 공간이 장기온성법의 경우 0.28

mm, 단기온성법의 경우 0.36mm로 나타났다고 보고하였으며, Anthony등³³⁾은 상악의치의 협측연이 내방으로 당겨져서 협측의치연의 중간 부위가 치조제 협측 경사면에 접촉하기 때문에 구개부에서 이개되는 현상이 나타난다고 하였다.

Phillips¹²⁾는 의치상의 조직면 개조를 시행한 경우 의치를 의치함에 매몰해도 개조를 시행한 쪽으로 휘어지는 경향이 있으며, 그 이유로 중합되기 전에 단량체가 확산되며 개조재료가 중합시에 수축하기 때문이라고 하였다. Barco등¹³⁾은 열중합 레진으로 의치를 제작하고 내면을 자가중합레진으로 개조한 경우 조직 적합도가 증가한다고 보고하였다. Craig⁶⁾은 구강내 온도에서 경화되는 일시개조재료를 개조시 최대 중합온도는 59°C~79°C이며 의치에 임상적으로 중요한 변형은 야기하지 않는다고 하였으며, polymethyl methacrylate의 열변형 온도는 71°C~91°C이며 조직면 개조시에 휘어짐을 방지하기 위하여는 74°C~77°C 이하에서 중합시켜야 하며 74°C가 안전하다고 하였다.

Firtell등³¹⁾은 의치의 조직면 개조나 재제작 시에는, 미리 중합시킨 재료가 유약해지거나 변형되는 것을 피하기 위하여 통상보다 낮은 온도에서 온성을 해야한다고 주장하였으며, 낮은 온도에서 중합시 레진은 molecular chains이 짧아지므로 재료가 연약해질 수 있다고 하였다.

Brauer등¹⁴⁾은 경성 직접의치상개조레진으로 개조를 시행하고 변형량은 최대 0.17%라고 하였다. Bunch등³⁴⁾은 수중의 경성 직접의치상개조레진의 중합시 온도 상승을 연구하고 KOOLiner의 경우 구강내에서 평균 peak temperature를 42.4°C라고 하였으며 구강내의 연조직은 전도와 혈액순환에 의해 열을 제거하는 능력이 있다고 하였다. Ogle등¹⁵⁾, Wells등⁵⁾은 광중합레진을 사용하는 의치상의 조직면 개조 술식을 소개하였으며, Ogle등¹⁵⁾은 개조 후 의치에 조정이 거의 필요하지 않았으며 의치의 적합도와 편안함이 만족할 만 하다고 하였고, Wells등⁵⁾은 광중합레진이 유용하고 편리하지만 장기간의 연구 결과가 없으므로 일시적 개조시에만 사용하기를 권장하고 있다.

Craig⁶⁾는 광중합레진의 중합수축율은 3%라고 하였으며 일반적인 polymethyl methacrylate보다 작는데 이는 단량체가 분자량이 큰 oligomer로 되어 있기 때문이라고 하였다. Harvey등¹⁶⁾은 광중합레진의 선상 수축율은 0.2%이며 후구개부에서 0.6mm의 이개를 보인다고 보고하였고 크기 변화는 중합시의 수축과 온성조에서 열이 발생한 후의 냉각 수축, 레진의 조성, 또는 이 모든 요인들의 복합에 기인한다고 주장하였다.

Phillips¹²⁾는 열중합레진의 선상 수축율은 0.53%라고 하였고, Craig⁶⁾는 0.3~0.5%라고 하였다. Grant등³⁵⁾은 열중합레진으로 제작한 의치상의 의치연간 거리 수축율은 $1.10 \pm 0.4\%$ 라 하였고, Woelfel등³⁶⁾, Woelfel³⁷⁾은 열중합레진으로 제작한 의치의 선상 수축율은 0.4%, 0.2~0.5%라고 하였다.

본 실험에서 경성 직접의치상개조레진으로 개조한 경우가 변형이 가장 적었는데 이는 중합시 온도가 낮기 때문에 외형의치의 열에 의한 변형이 없고, 개조레진 자체의 수축에 의한 변형도 외형의치에 의해 어느 정도 극복되었기 때문으로 생각된다. 열중합레진과 광중합레진으로 개조시에는 유사한 결과를 보였는데 열중합레진의 경우는 의치내면 계측점간 거리의 수축율이 0.36~0.77%로 선현들의 의치상 제작시의 변형률과 유사한 결과를 나타내었다. 광중합레진으로 개조한 경우 의치내면 계측점간 거리의 수축율이 0.46~0.60%로 나타났으며 초기에 의치상연간 거리의 수축율이 치조제 정상간 거리의 수축율보다 높게 나타났는데, 이는 압류가 좋지않은⁴⁷⁾ 광중합레진을 모형에 압박을 가하여 적합시 압류가 일어나면서 외형의치의 협축연을 밀려나게 한 것이 레진의 수축에 의한 변형에 추가된 것으로 생각된다.

Phillips¹²⁾는 의치상용 레진의 수분 흡수는 주로 레진 분자의 극성 때문이라고 하였으며 기전은 수분의 확산에 의한다고 하였으며, 전형적인 의치를 실온의 물에 담그는 경우 수분으로 완전 포화시까지 약 17일이 소요된다고 하였다. Craig⁶⁾는 수분 흡수에 의한 팽창은 0.1~0.2%정도라고 하였고, 대부분의 팽창은

첫1개월에 발생하며 2개월 이후의 변화는 중요하지 않다고 하였다. 윤¹⁷⁾, 임¹⁹⁾, de Gee²⁸⁾, Peyton등³⁸⁾은 레진은 수중 저장하면 수분 흡수로 인해 팽창이 발생한다고 보고하였다. Khan등³⁹⁾은 광중합레진의 수분 흡수는 통상의 열중합레진의 3.6배라고 하였다.

본 실험에서는 내면이 일정하게 삭제된 형태의 의치를 제작하고 4주간 수중 보관하여 수분 흡수등에 의한 변형이 발생하고 안정되게 하였으며 열중합레진으로 의치상조직면 개조시에는 165°F에서 온성하여 열에 의한 외형의치의 변형을 최소화하고자 하였다. 개조가 완료된 의치를 수중 보관시 광중합레진의 경우는 초기에 유의하게 팽창하였는데 광중합레진의 수분 흡수가 많기때문인 것으로 생각된다.

Craig⁶⁾는 전단굴곡강도가 구강내에서 의치에 가해지는 부하의 형태를 가장 유사하게 나타낸다고 하였고, Craig⁶⁾와 Phillips¹²⁾는 전단굴곡강도는 인장강도, 압축강도, 비례한도, 탄성계수의 조합된 특성이라고 하였다. Woelfel²¹⁾은 레진의 전단굴곡시험은 1939년, Sweeney에 의해 상악의치가 저작시에 받는 굴곡 하중(flexural loading)과 가장 유사하다고 하여 채택되었다고 하였으며, 의치상용 레진의 선택시 강도가 높고 변형치(deflection value)가 낮은 재료를 택하는 것이 좋다고 하였다. McCracken²⁰⁾은 열중합레진이 자가중합레진보다 전단굴곡강도가 높다고 보고하였으며, Chee등²⁵⁾, Chee등²⁶⁾은 자가중합레진의 전단굴곡강도는 진공 혼합시에는 증가하고, 단량체를 냉각시킨 경우는 감소한다고 보고하였다. Khan등³⁹⁾은 광중합레진과 열중합레진의 전단굴곡강도를 비교하고 광중합레진의 전단굴곡강도가 더 크다고 보고하였으며, Hayakawa등⁴⁰⁾은 광중합레진이 통상의 레진보다 전단굴곡강도가 낮다고 보고하였다. Winkler⁴¹⁾는 자가중합레진의 전단굴곡강도는 열중합레진의 80%이하라고 하였고, Doori등⁴²⁾은 고주파 중합법과 통상의 방법에 의해 중합시킨 레진의 전단굴곡강도를 비교하고 모두 임상적 허용범위내에 있다고 하였다.

본 실험에서 열중합레진의 전단굴곡강도가

광중합레진, 경성직접의치상개조레진 보다 큰 것으로 나타났는데 이는 Hayakawa등⁴⁰, Winkler⁴¹의 연구결과와 일치하나, Khan등³⁹의 연구와는 상반된다. 본 실험에서 시편 제작 시 최종 크기보다 크게 제작 후 밀링가공하였는데 유약한 성질을 가진 광중합레진 시편에 가공시에 더 많은 미세파절이 발생하여 가공하지 않은 경우보다는 강도가 낮아졌으리라고 생각된다.

Craig⁶는 내충격강도는 급작스러운 타격(blow)에 의해 파괴될 때 물질에 의해 흡수되는 에너지의 측정이며 이 강도가 커질수록 파절에 대한 저항이 커진다고 하였으며, Woelfel등²¹은 내충격강도는 저작시 이외의 힘, 즉 사고에 의한 떨어뜨림이나 타격에 의한 파절에 대한 저항이라고 하고 자가중합레진에는 잔존 단량체가 많이 존재하여 가소화 작용을 하므로 열중합레진보다 내충격강도가 높다고 주장하였다. 이와는 반대로 Phillips¹²는 열중합레진의 내충격강도가 자가중합레진보다 높다고 주장하였다. Peyton등³⁸은 충격시험시 시편이 견고하게 잡혀있게 되므로 쇼크에 의한 파절에 대한 참된 저항은 아니라고 주장하고, 내충격강도에 영향을 미치는 요소로서 재료의 탄력성을 고려해야 한다고 하였다. Smith⁴³는 시편에 절흔을 형성하여 내충격강도를 측정하고 절흔부에서의 인성(toughness)의 측정이라고 하였다. Honorez등²³은 내충격강도는 잔존 단량체가 많고 표면경도가 낮은 레진에서 높다고 하였으며, Jerolimov등²⁴은 레진의 혼합비를 1.5:1에서 4:1까지 변경시켜도 내충격강도에 거의 영향을 주지 않았으나 절흔을 형성한 경우는 형성하지 않은 경우보다 내충격강도가 현저하게 낮아진다고 보고하고 의치의 예리한 부위는 유해한 결과를 낳는다고 주장하였다.

본 실험의 결과에서는 광중합레진의 내충격강도가 가장 낮은 것으로 나타났는데 이는 광중합레진이 복합레진과 유사하여⁶ 유약한 성질을 갖고 있기 때문으로 생각된다. 또 열중합레진에서 경성 직접의치상개조레진보다 내충격강도가 높은 것으로 나타났는데, 이는

Woelfel²¹의 주장과는 상반되나 Phillips¹²의 주장과는 일치한다.

Craig⁶는 경도는 영구적인 압흔(indentation)이나 관통(penetration)에 대한 저항이라고 하고, 표면경도가 낮다는 것은 흡과 마모가 생기기 쉽다는 것을 의미하나 그 관계가 단순하지 않으며, 충전재(filler)를 넣을 경우 경도는 불변이나 마모에 대한 저항은 커진다고 하였고, Harrison등⁴⁴은 재료의 표면경도와 마모도, 인장강도 사이에 일관된 관계는 성립하지 않는다고 보고하였다. McCracken²⁰은 열중합레진에서 표면경도는 24~48시간까지는 계속 증가하나 3일 이후에는 거의 증가하지 않는다고 하였고, 자가중합레진은 15일까지 계속 증가하여 열중합레진과 유사해진다고 하였다.

Peyton등³⁸은 레진의 표면경도에 대해 연구하고 표면경도는 레진을 수중이나 공기중에 보관하면 증가하는데 이는 레진이 제작중에 완전히 중합되지 않았다가 중합이 계속되기 때문이며, 또 제작 직후에 표면에 "skin"이 생기기 때문이라고 주장하였다. Phillips¹²는 열중합레진이 자가중합레진보다 표면경도가 약간 높다고 하였다. Woelfel등²¹은 건조한 경우가 수중 저장한 경우보다 표면경도가 높으며 이는 흡수된 수분이 가소제로 작용하기 때문이라고 하였다. Khan등³⁹, Hayakawa등⁴⁰은 광중합레진의 표면경도가 다른 레진보다 높거나 유사한 결과를 보고하였다.

본 실험에서 광중합레진의 표면경도가 가장 높은 것으로 나타났는데 이는 Khan등³⁸, Hayakawa등⁴⁰의 연구결과와 일치하며, 열중합레진이 경성 직접의치상레진보다 경도가 높는데 이는 Phillips¹²의 주장과 일치한다. 레진은 표면에 압흔을 주는 경우 시간이 경과하면 회복(recovery)이 되는데²², 본 실험에 사용된 Shore 경도 시험기는 즉각적인 결과를 눈금을 통해 읽을 수 있으므로 회복에 의한 오차를 제거할 수 있었다.

Firtell등²⁷은 모형재와 분리재에 의한 의치 표면의 영향을 주사 전자 현미경으로 연구하고 tin foil과 $\alpha 2$ 반수석고(hemihydrate)가 가장 평활한 표면을 만든다고 하였고 $\alpha 1$ 반수석고

와 다른 분리재도 임상적으로 사용이 가능하다고 하였다. Ogle등¹⁵⁾은 광중합레진, 열중합레진, 자가중합레진의 경석고 모형에 대한 표면 특성을 주사전자 현미경으로 관찰하고 광중합레진의 표면이 열중합레진의 표면보다 밀도가 낮고 불규칙하다고 하였고, 자가중합레진의 표면이 가장 기포가 많다고 하였다. Strohaber 등⁴⁵⁾은 열중합레진 시편이 광중합레진 시편보다 공소(void)가 적게 보인다고 하였고, Tan 등⁴⁶⁾은 광중합레진으로 기초상 제작시 재료를 적합시킬때 결함이 흔히 생긴다고 하였으며 건조한 모형에서 보다 젖은 모형에서 더 많이 생긴다고 보고하였다.

본 실험에서는 광중합레진과 경성 직접의치상개조레진은 구강내에서 직접 시행하였으며, 열중합레진은 인상채득 후 의치제작 과정에 준하였으므로 시편의 표면은 환자에게 장착되는 개조를 시행한 의치의 조직면과 동일하다. 광중합레진의 표면에는 40배로 확대된 표면에서 크기가 큰 결함을 볼 수 있으며, 여타의 경우는 서로 유사하였다. 이는 구강내에 광중합레진을 적합시 압류(flow)가 좋지 않으므로 점막과의 적합이 완전히 되지 않는 결함부위가 생기기 때문인 것으로 생각된다. 200배로 확대한 표면에서는 경성 직접의치상개조레진과 광중합레진은 구강내의 유리면과 같은 점막에 직접 접촉시킨 표면으로 경성 직접의치상 개조레진은 규칙적인 상태를 보여주었으나 광중합레진의 표면은 불규칙한 모양을 보여 주었고, 열중합레진은 경석고 모형상에서 제작한 것이므로 표면에 경석고 모형의 불규칙성이 인기되어 나타나 보이는 것으로 생각된다. 열중합레진의 소견에서 인상재의 종류에 따른 표면 상태의 차이는 거의 보이지 않았다.

V. 결 론

본 연구에서는 광중합레진, 열중합레진, 경성 직접의치상개조레진으로 의치상의 조직면 개조를 시행하고 사용된 레진의 종류에 따른 의치상의 크기 변화를 비교 평가하고, 개조에 사용된 레진의 전단굴곡강도, 내충격강도, 표

면경도를 측정하고, 주사 전자 현미경으로 표면 상태를 조사하고자 하였다.

실험 결과를 분석하고 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 내충격강도는 열중합레진이 가장 컸고, 경성 직접의치상개조레진, 광중합레진의 순서로 작았다.
2. 전단굴곡강도는 열중합레진이 가장 컸고, 경성 직접의치상개조레진과 광중합레진은 유의한 차이가 없었다.
3. 표면경도는 광중합레진이 가장 컸고, 열중합레진, 경성 직접의치상개조레진의 순서로 작았다.
4. 1일과 1주간 수중 보관 후 의치상 내면 계층점간 거리의 수축율은 광중합레진, 열중합레진으로 개조한 경우는 유사하였고 경성 직접의치상개조레진으로 개조한 의치상의 수축율이 가장 낮았다.
5. 4주간 수중 보관 후 치조제 정상간 거리의 수축율은 열중합레진으로 개조한 경우가 가장 컸고 의치상연간 거리의 수축율은 유의한 차이가 없었다.
6. 수중 보관시 광중합레진으로 개조한 경우의 초기에서 의치상연간 거리에서만 유의하게 수축율이 감소하였고 유의한 변화는 없었다.
7. 표면 상태는 낮은 배율($\times 40$)에서는 광중합레진에서만 결함을 보였고 서로 유사하였으며, 높은 배율($\times 200$)에서는 경성 직접의치상개조레진이 가장 평활하였고 열중합레진과 광중합레진은 불규칙하였다.

REFERENCES

1. Boucher C.O.: The relining of complete dentures. *J Prosthet Dent* 1973; 30:521-526.
2. Shaffer F.W., Filler W.H.: Relining complete dentures with minimum occlusal error. *J Prosthet Dent* 1971; 25:366-370.

3. Buchman J.: Relining full upper and lower dentures. *J Prosthet Dent* 1952; 2:703-710.
4. Smith D.E., Lord J.L., Bolender C.L.: Complete denture reline with autopolymerizing acrylic resin processed in water under air pressure. *J Prosthet Dent* 1967; 18: 103-115.
5. Wells J.G., Clancy J.M.S., Ruppel L.J.: A chairside complete denture reline technique utilizing Triad VLC resin. *QDT Yearbook* 1988: 155-58.
6. Craig R.C.: Restorative dental materials. 8th ed. St Louis: CV Mosby Co., 1988; 509-44.
7. Javid N.S., Michael C.G., Mohammed H.A., Colaizzi F.A.: Three-dimensional analysis of maxillary denture displacement during reline impression procedure. *J Prosthet Dent* 1985; 54:232-37.
8. Mowery W.E., Dickson G., Sweeney W.T.: Dimensional stability of denture base resins, *J Am Dent Assoc* 1958; 57:345-53.
9. Woelfel J.B., Paffenbarger G.C.: Method of evaluating the clinical effect of warping a denture: report of a case. *J Am Dent Assoc* 1959; 59:250-60.
10. Mirza F.D.: Dimensional stability of acrylic resin dentures: Clinical evaluation. *J Prosthet Dent* 1961; 11:848-57.
11. Winkler S.: Clinical evaluation of complete dentures constructed from pour resins. *J Am Dent Assoc* 1973; 87:131-133.
12. Phillips R.W.: Science of dental materials. 8th ed. WB Saunders Co., 1982; 195-206.
13. Barco Jr. M.T., Moore B.K., Swartz M.L., Boone M.E., Dykema R.W., Phillips R.W.: The effect of relining on the accuracy and stability of maxillary complete dentures - An in vitro and in vivo study. *J Prosthet Dent* 1979; 42:17-22.
14. Brauer G.M., White E.E., Burns C.L., Woelfel J.B.: Denture reliners-direct, hard, self-curing resin. *J Am Dent Assoc* 1959; 59:270-283.
15. Ogle R.E., Sorensen S.E., Lewis E.A.: A new visible light-cured resin system applied to removable prosthodontics. *J Prosthet Dent* 1986; 56:497-506.
16. Harvey W.L., Harvey E.L.: Dimensional changes at the posterior border of baseplates made from a visible light-activated composite resin. *J Prosthet Dent* 1989; 62 184-9.
17. 윤석대, 김창희: 수종의 의치상용 레진으로 제작된 총의치의 크기 안정성에 관한 실험적 연구. 서울치대 논문집: Vol. 1, 1988.
18. 이수백, 윤창근: 탄성 의치상 이장재의 표면 특성 및 적합도에 관한 비교 실험연구. 대한치과보철학회지: Vol. 25, No. 1, 137-154, 1987.
19. 임용준: 즉시 중합 Resin의 치상의 안정도에 대한 실험적 연구. 대한치과보철학회지: Vol. 12, No. 1, 1974.
20. McCracken W.L.: An evaluation of activated methyl methacrylate denture base materials. *J Prosthet Dent* 1952; 2:68-83.
21. Woelfel J.B., Paffenbarger G.C., Sweeney W.T.: Some physical properties of organic denture base materials. *J Am Dent Assoc* 1963; 67:489-504.
22. Stafford G.D., Huggett R.: Creep and hardness testing of some denture base polymers. *J Prosthet Dent* 1978; 39:682-87.
23. Honorez P., Catalan A., Angnes U., Grimonater J.: The effect of three processing cycles on some physical and chemical properties of a heat-cured acrylic resin. *J Prosthet Dent* 1989; 61:510-17.
24. Jerolimov V., Brooks S.C., Huggett R.,

- Stafford G.D.: Some effects of varying denture base resin polymer/monomer ratios. *Int J Prosthodont* 1989; 2:56-60.
25. Chee W.W.L., Donovan T.E., Daftary F.: Effect of chilled monomer on working time and transverse strength of three autopolymerizing acrylic resins. *J Prosthet Dent* 1988; 60:124-6.
 26. Chee W.W.L., Donovan T.E., Daftary F., Siu T.M.: The effect of vacuum-mixed autopolymerizing acrylic resins on porosity and transverse strength. *J Prosthet Dent* 1988; 60:517-519.
 27. Firtell D.N., Walsh J.F., Elahi J.M.: The effect of gypsum products and separating materials on the typography of denture base materials. *J Prosthet Dent* 1980; 44:254-58.
 28. Kern W.R.: Possible dimensional changes in denture base materials. *J Am Dent Assoc* 1941; 28:1952-1958.
 29. de Gee A.J., ten Harkel E.C., Davidson C.L.: Measuring procedure for the determination of the three-dimensional shape of dentures. *J Prosthet Dent* 1979; 42:149-53.
 30. Polyzois G.L., Karazis H.C., Zissis A.J., Demetrious P.P.: Dimensional stability of dentures processed in boilable acrylic resins: A comparative study. *J Prosthet Dent* 1987; 57:639-647.
 31. Firtell D.N., Green A.J., Elahi J.M.: Posterior palatal seal distortion related to processing temperature. *J Prosthet Dent* 1981; 45:598-601.
 32. McCartney J.W.: Flange adaptation discrepancy, palatal base distortion, and induced malocclusion caused by processing acrylic resin maxillary complete dentures. *J Prosthet Dent* 1984; 52:545-53.
 33. Anthony D.H., Peyton F.A.: Dimensional accuracy of various denture base materials. *J Prosthet Dent* 1962; 12:67-81.
 34. Bunch J., Johnson G.H., Brudvik J.S.: Evaluation of hard direct relining resins. *J Prosthet Dent* 1987; 57:512-19.
 35. Grant A.A., Atkinson H.F.: Comparison between dimensional accuracy of dentures produced with pour-type resin and with heat-processed materials. *J Prosthet Dent* 1971; 26:296-301.
 36. Woelfel J.B., Paffenbarger G.C.: Dimensional changes occurring in dentures during processing. *J Am Dent Assoc* 1960; 61:413-30.
 37. Woelfel J.B.: Processing complete dentures. *Dent Clin North Am* 1977; 21:329-338.
 38. Peyton F.A., Mann W.R.: Acrylic and acrylic-styrene resins: Their properties in relation to their uses as restorative materials. Part I. *J Am Dent Assoc* 1942; 29:1852-1864.
 39. Khan Z., Von Fraunhofer J.A., Razavi R.: The staining characteristics, transverse strength, and microhardness of a visible-light cured denture base material. *J Prosthet Dent* 1987; 57:384-386.
 40. Hayakawa I., Suzuki K., Nagao M., San-Yue Chen, Masuhara E.: The study of the application of light curing system to the denture direct relining material. *J Jpn Prosthodont Soc*, 30:889-894, 1986.
 41. Winkler S.: Denture base resins. *Dent Clin North Am* 1964; 28:287-297.
 42. Doori D.A., Huggett R., Brooks S.C., Bates J.F.: Microwave irradiation versus conventional water bath curing: Effects on mechanical properties of acrylic resins. *QDT Yearbook* 1988:187-192.
 43. Smith D.C.: Recent developments and prospects in dental polymers. *J Prosthet*

- Dent 1962; 12:1066-78.
44. Harrison A., Draughn R.A.: Abrasive wear, tensile strength, and hardness of dental composite resins – Is there a relationship? J Prosthet Dent 1976; 36:395-398.
 45. Strohaber R.A., Mattie D.R.: A scanning electron microscopic comparison of micro-filled fixed prosthodontic resins. J Prosthet Dent 1987; 57:559-65.
 46. Han-Kuang Tan, Brudivik J.S., Nicholis J.I., Smith D.E.: Adaptation of a visible light-cured denture base materials. J Prosthet Dent 1989; 61:326-31.
 47. Tulachka G.J., Moser J.B.: Evaluation of the viscoelastic behavior of a light-cured denture resin. J Prosthet Dent 1989; 61: 695-99.

– Abstract –

**AN EXPERIMENTAL STUDY ON THE DIMENSIONAL CHANGES OF
RELINED DENTURES AND MECHANICAL PROPERTIES AND
SURFACE TEXTURES OF SEVERAL RESINS USED IN
DENTURE RELINING**

Chang Han Lee, D.D.S., Yung Soo Kim, D.D.S., M.S.D., Ph.D. M.S.c.(O.S.U.)

Dept. of Prosthodontics, College of Dentistry Seoul National University

The purpose of this study was to evaluate and compare the dimensional changes of relined dentures with a light-curing resin, a heat-curing resin, and a direct, hard reline resin. And also to measure the transverse strength, impact strength, surface hardness of the three resins used in relining. The surface textures of three resins also evaluated by using scanning electron microscope. Through analyses on the data from this study, the following conclusions were obtained.

1. Impact strength of heat-curing resin was highest, and direct, hard reline resin higher, light-curing resin lowest.
2. Transverse strength of heat-curing resin was highest, and direct, hard reline resin and light-curing resin was lower and not significantly different.
3. Surface hardness of light-curing resin was highest, heat-curing resin higher, and direct, hard reline resin was lowest.
4. After storage of the relined dentures for 1 day and 1 week in water at room temperature, linear shrinkage of distance between the reference points in the maxillary base relined with direct, hard reline resin was lowest, and those relined with light-curing resin and heat-curing resin were lower and were not significantly different.
5. After storage for 4 weeks in water at room temperature, linear shrinkage of distance between ridge crests of dentures relined with heat-curing resin was highest and that of distance between denture borders was not significantly different.
6. The dimensional changes of relined dentures during storage in water was not significant except those of distance between denture borders relined with light-curing resin at 1 day and 1 week storage in water.
7. At low magnification (x40) of SEM examination, the surface textures of three resins were similar except light-curing resin which had some defects. At high magnification (x200), the surface textures of hard, direct reline resin were smooth with little defects, but those of heat-curing resin and light-curing resin were irregular.