

열 순환에 따른 의치이장재의 물리적 성질의 변화에 관한 연구

단국대학교 치과대학 치과보철학교실

이동수 · 임현송 · 임주환 · 조인호

I. 서 론

납의치가 완성된 후 환자에게 시적되고 의치가 안착될 때까지 인공치의 위치 및 의치상 내·외면에 많은 변화가 일어나게 되고, 또한 의치를 사용함에 따라 지지조직에 유해한 스트레스가 집중되게 된다.^{37,38)}

의치상 하방의 잔존 치조제는 계속 변화되므로 어느 정도의 시일이 경과되면 의치의 유지력 감소, 수직고경의 변화 등을 초래하게 되고, 특히 당뇨병 등 소모성 질환을 갖고 있는 의치장착자들이나 노인 의치장착자들에게서 만성통증은 중요한 문제점이다.^{8,69)} 새의치를 제작하거나 연·경성 이장재를 이용한 의치상의 개상·이장을 통하여 이런 불리한 변화를 개선시킬 수가 있다.^{2,9,42,47)}

가장 많이 사용하고 있는 의치상 재료인 PMMA (polymethylmetacrylate)는 가볍고, 연조직과 유사한 색상의 재현이 용이하며 교합력에 저항할 수 있을 만큼 충분한 강도를 갖기 때문에 1937년 처음 소개된 뒤로 1940년 이후로는 의치상 및 레진치의 재료로도 사용되기 시작하였다.^{34,65)} 일반적으로 중합 레진은 분자내에 이중결합을 하는 단량체가 자유 라디칼에 의해 부가 중합반응을 일으키므로써 경화되는데 이 중합이 상온에서 실시되기 위해서는 자유 라디칼의 발생이 필요하다. 개시제에 촉진제가 작용하여 화학적으로 발생한 자유 라디칼에 의한 것은 자가 중합이라고 하며, 열이 촉매로 작용하여 발생한 자유 라디칼에 의한 것을 열 중합이라 한다. 의치

상 레진으로는 열중합형의 애크릴릭계 레진이 주로 사용되어 왔지만 내 마모성, 열전도율, 방사선 조영성, 충격강도 등에 있어서 문제점이 있는 것으로 지적되고 있다.^{39,50)}

의치상 및 잔존치조제의 변화를 개선시킬 목적으로 다양한 종류의 의치상 이장재가 소개되었지만 서로 다른 종류의 레진 사이에는 실질적인 화학적 결합이 일어나지 않는다는 보고²²⁾가 있는 반면, 레진과 레진 사이에는 화학적 결합이 일어나지만 결합력을 방해하는 주된 원인은 불완전한 액스제거에 의한 액스 잔유물, 레진 분리제의 오염이 주된 원인이라고 하는 연구^{7,41,58)}도 다수 보고되고 있다. 실제로 실리콘 연성 이장재는 PMMA레진과 화학적 결합을 할 수 없기 때문에 접착제로 rubber polymethyl(metacrylate) graft polymer용액 접착제를 주로 사용한다.¹⁾ 이런 보고들에서 지적된 바처럼 의치상 레진과 의치상 이장재 간의 결합력은 가장 중요한 논점으로 언급되고 있으며, 그 외에 이상적인 의치상 이장재의 요구 조건으로 의치상 레진과 긴밀하게 접촉하고 적은 수축 및 팽창, 우수한 강도, 안정된 색조, 낮은 수분 흡수율, 내 마모성, 청결의 용이, 무취무미해야 하며 구강점막에 자극이 없어야 한다.^{48,52,74)}

구강내에서 직접 침상하는 대부분의 자가 중합레진은 고분자량의 단량체와 중합체인 ethylmetacrylate, butylmetacrylate 혹은 그들의 copolymer로 구성되어 있으며, PMMA보다 유리전이 온도가 낮기 때문에 구강내에서 연화되기 위하여 가소제가 거의 필요없다.²⁰⁾ 또한 이러한 레진들은 초기에 중합반응

이 불완전하기 때문에 잔류 단량체가 생기며, 잔류 단량체는 가소제와 같은 작용을 하여 유리전이 온도를 더욱 낮춘다. 더욱이 시간이 지남에 따라 알콜과 가소제가 타액으로 유출됨으로써 그 성질이 불리하게 변한다.⁵³⁾

의치상 이장재 중 경성이장재는 그 기본 성분이 PMMA 혹은 이의 copolymer(polyethylmetacrylate)(PEMA)로 되어 있고, 촉진제로 tertiary amine(N,N-dimethyl-para-toluidine or N,N-dihydroxyethy-para-tolui dine), sulfinic acids 등이 첨가되어 있다.^{16,59)}

Bunch 등¹⁰⁾은 4종류의 비닐 및 PMMA 의치상 레진과 5종류의 경성 의치상 이장재간의 인장결합 강도에 관한 연구를 하여 그 강도 범위가 2.74에서 9.5MPa 사이에 있고 중합시 발생한 열이 구강조직에 유해한 영향을 주었다고 보고하였고^{10,74)}, Charles 등¹³⁾은 열중합 의치상 레진 및 광중합 의치상 레진과 5종류의 경성 의치상 이장재간의 파절 강도에 관한 연구를 하여 광중합 의치상 레진과 광중합 의치상 이장재가 가장 강한 파절 강도를 가졌다고 보고하였다.

연성의치상 이장재는 polymer의 구성에 따라 천연 고무, 연성합성수지, 비닐, 실리콘 고무 인상재등이 있으며^{15,51,53,64,73)}, 조작 방법에 따라 tissue conditioner, 기능 인상재, 임시 혹은 영구 연성 이장재로 나뉘어진다.^{27,51,64)}

Wright^{71,72)}는 아크릴릭 레진에 대한 자가중합레진의 결합강도를 측정하였고, Erick 등²³⁾은 물속에서 1개월간 저장한 후 개상용 레진의 결합강도에 대해 연구하였고, Kawano 등³³⁾은 변형 인장력 실험을 이용하여 6개의 연성의치상 이장재의 결합 강도를 연

구하였으며, Bascom⁵⁾은 연성 의치상 이장재의 표면 변화와 착색에 관해 연구하였고, 허⁴⁾는 4가지의 연성 의치상 이장재를 의치상 레진에 여러 방법으로 결합시킨 시편을 제작하여, 각 연성 의치상 이장재의 두께 및 종류, 결합시기, 그리고 결합면 형태에 따른 결합강도를 비교 연구한 바 있다.

의치상 레진과 개상용 레진의 가장 일반적인 실패의 원인은 의치상으로부터 개상용 레진의 분리때문 이므로 의치상과 개상용 레진의 결합강도는 개상용 레진의 여러 성질중 가장 중요한 의미를 갖게 된다.¹⁶⁾

이 연구의 목적은 의치상 레진과 연·경성 의치상 레진간의 결합력의 중요성을 고려하여 열 중합형 의치상 레진과 수중의 연·경성 의치상 이장재 간의 인장 결합 강도와 thermocycling시 결합 강도의 변화가 있는지, 또한 결합계면을 SEM상에서 관찰하여 물리적 성질변화와 상관관계가 있는가 비교 연구하여 다소의 지견을 얻었기에 이에 보고하는 바이다.

II. 연구 재료 및 방법

1. 연구 재료

본 연구에서 사용된 의치상 이장재는 Soft Relining[®], Denture-Relining[®], Coe-Soft[®], Molloplast-B[®], Tokuso Rebase[®], Kooliner[®], Dura Liner II[®]를 사용하였다(Table I, II). 인장 강도 실험 시편용 및 계면 관찰 시편용 의치상 레진은 Vertex RS[®] (Dentimexzeist, Netherlands) 를 사용하였다.

Table I. Experimental Denture Reliners

	Polymerization	Brand	Code	Manufacturer
Soft	Self-cure	Soft-Relining [®]	SR	Tokuyama Corp., Tokyo, Japan
		Denture-Relining [®]	DR	G-C Dental Industrial Corp., Japan
		Coe-Soft [®]	CS	Coe Lab., Chicago, Ill, USA
	Heat-cure	Molloplast-B [®]	MB	Buffalo Dental Mfg. Co. Inc., USA
Hard	Self-cure	Tokuso-Rebase [®]	TR	Tokuyama Corp, Tokyo, Japan
		Kooliner [®]	KL	Coe Lab., Chicago, Ill, USA
	Heat-cure	Dura-Liner II [®]	DL	Relience Dental Mfg. Co., USA

Table II. Composition of Denture Reliner

SR	α,ω -divinylpolydimethyl silicone α,ω -divinylpolydimethyl siloxane
DR	silicone dioxide vinyl organopolysiloxane hydrogen organopolysiloxane
CS	polymethylmetacrylate benzoyl salisilate + methyl salisilate
MB	polydimethylsiloxane aliphethoxysiloxane
TR	polyethylmetacrylate β -metacryloyl oxyethyl propionate
KL	polyethylmetacrylate + benzoyl peroxide + silicone dioxide isobutylmetacrylate + dimetyl paratoluidine
DL	polyethylmetacrylate methylmetacrylate

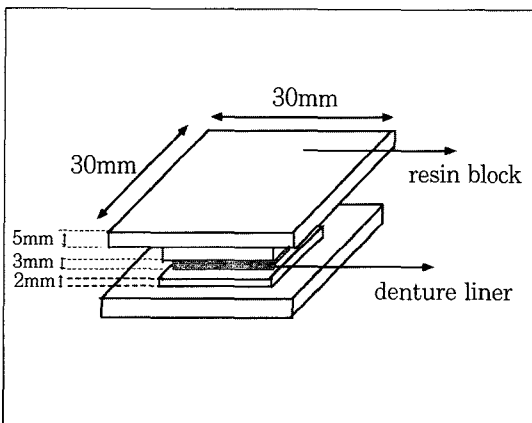


Fig. 3. Diagram Illustrating Dimensions of Specimens.

2. 연구 방법

1) 금속 주형 및 시편 제작

① 인장강도 측정 시편의 제작

크기 30×30×5mm의 resin block의 중앙에 20×20×2mm의 resin이 돌출된 상태가 되도록 금속 주형(Fig. 1)을 제작하여 제조 회사의 지시에 따라 의치상 레진을 온성 후 resin block을 제작하였고 제작된 총 560개의 resin block은 37±1℃의 증류수에서 24시간 보관하였다. 이후 연성 의치상 이장재와 결합하는 의치상 레진 표면은 No.260 silicon carbide paper로 다듬은 다음 air-brush로 불어내어 건조하였고, 의치상 이장재에 포함되어 있는 primer나

monomer로 처리하였다.

실험 시편은 특별히 고안된 금속 주형(Fig. 2)을 이용하여 이장재의 두께가 3.0mm가 되도록 2개의 resin block 사이에 이장재를 개재시켜 적절한 경화시간이 지난 후 금속 주형에서 시편을 분리하였다(Fig. 3).

② SEM 관찰용 시편의 제작

10×10×2mm 크기의 resin block을 제작후 금속 주형(Fig. 4)을 이용해 이장재의 두께가 3.0mm가 되도록 개재시켜 경화후 금속 주형에서 분리하여 각 이장재당 2개씩 총 14개의 시편을 제작하였다.

2) 인장 결합 강도 및 변형률, 탈락전 최대 인장거리, 탄성률의 측정

각 재료당 SR, DR, MB, CS, TR, KL, DL 모두 40개씩, 총 280개의 시편을 제작하여 총 4개군으로 분류하여(Table III), 37±1℃의 증류수에 24시간 보관한 군을 대조군으로 하고, Thermocyclometer내에서 15℃에서 15초, 45℃에서 15초의 주기로 1000회 교대침수한 군을 1군, 2000회 교대침수한 군을 2군, 3000회 교대침수한 군을 3군으로 분류하여 측정하였다.

Thermocycling이 끝난 후 각 시편을 인장강도 측정을 위해 특별히 고안된 금속 주형을 이용해 Instron Universal Testing Machine(Instron Corp., Germany)에 장착해(Fig. 5), 0.5kg/cm²의 하중과

Table III. Experimental Groups and Number of Specimens

	Control	G1	G2	G3
	37±1℃, 24hrs	1000 cycling	2000 cycling	3000 cycling
SR	10	10	10	10
DR	10	10	10	10
MB	10	10	10	10
CS	10	10	10	10
TR	10	10	10	10
KL	10	10	10	10
DL	10	10	10	10

(N=280)

10mm/min의 cross head speed로 인장력을 적용시켰다. 응력은 MPa로 표시하였으며, 인장결합 강도, 탈락전 최대인장거리, 각재료의 변형률, 탄성률(Young's modulus)을 측정하였다.

3) SEM 관찰

SEM 관찰을 통해 각각 대조군과 3000회 교대침수한 군과의 계면 변화상태를 비교하였다.

4) 통계 처리

각 시편의 인장강도 실험 후 평균값과 표준 편차를 WINDOWS용 SPSS V.8.0 통계 패키지로 처리하였고, thermocycling 상태에 따른 시편에 대해서 ANOVA test 및 Sheffe's multiple range test를 시행하였다.

III. 실험 결과

본 실험에서 사용된 4가지 연성 이장재와 3가지 경성이장재의 thermocycling에 따른 인장결합 강도, 변형률, 탈락전 최대 인장거리, 탄성계수의 차이를 측정하였고, ANOVA test 및 multiple range test를 시행한 후 각 군간의 유의차를 비교하였다.

Table IV. Mean Values(Standard Deviation) of Tensile Bond Strength (unit=Mpa)

	Control	G1	G2	G3
SR	0.4585±0.0311	0.4985±0.0266	0.4598±0.0341	0.5169±0.0235
DR	0.7975±0.0764	0.6150±0.1063	0.6147±0.0168	0.7438±0.0677
MB	1.0372±0.0463	0.8974±0.0527	0.9622±0.0755	0.7980±0.1106
CS	0.1690±0.0237	0.1860±0.0366	0.1920±0.0129	0.2067±0.0402
TR	1.7801±0.3156	1.6919±0.5294	1.7640±0.0974	1.6278±0.2837
KL	0.2061±0.0507	1.4591±0.1857	1.4035±0.2215	1.8583±0.1798
DL	1.3261±0.8810	1.9324±0.3253	2.4653±0.6261	2.4936±0.3862

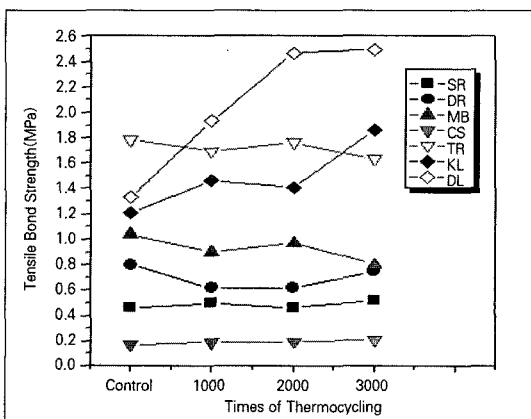


Fig. 6. Diagram of Changed Value of Tensile Bond Strength

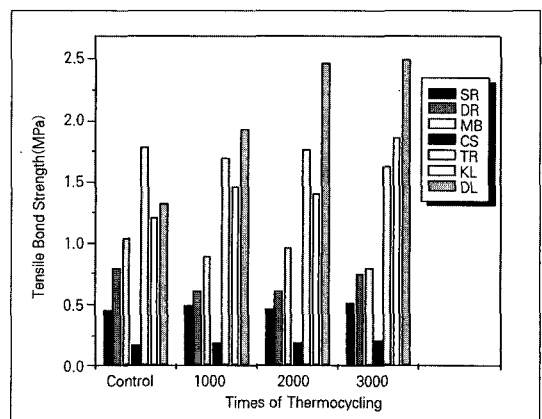


Fig. 7. Bar Graph of The Tensile Bond Strength According to Thermocycling

1. 인장결합 강도

연성 이장재의 경우 Molloplast-B[®]가 열순환 전·후 모두에서 가장 높은 결과를 보여 주었고, 경성 이장재의 경우 열순환 전에는 Tokuso-Rebase[®]가, 후에는 Dura-Liner II[®]에서 가장 높은 결과를 보여 주었고(Fig. 6, 7), 측정결과는 Table 4와 같다.

각 재료들 간 및 열순환 횟수에 따라 유의차가 있었고($p < 0.05$), 다중분석 결과는 Table V~VIII과 같다.

Table V. Result of Multiple Range Test for Tensile Bond Strength of Control Group

	SR	DR	MB	CS	TR	KL	DL
SR							
DR	*						
MB	*						
CS		*	*				
TR	*			*			
KL		*	*		*		
DL	*	*		*	*	*	

*. The mean difference is significant at the 0.05 level

Table VII. Result of Multiple Range Test for Tensile Bond Strength of 2000 Cycling Group

	SR	DR	MB	CS	TR	KL	DL
SR							
DR							
MB	*						
CS			*				
TR	*	*	*	*			
KL	*	*		*			
DL	*	*	*	*	*	*	

*. The mean difference is significant at the 0.05 level

2. 변형률

연성 이장재의 경우 열순환 전에는 Molloplast-B[®]가, 열순환 후에는 Coe-Soft[®]가 가장 높은 결과를 보여 주었고, 경성 이장재의 경우 Dura-Liner II[®]가 열순환 전·후 모두 가장 높은 결과를 보여 주었고(Fig. 8, 9), 그 측정결과는 Table VII와 같다.

각 재료들 간 및 열순환 횟수에 따라 유의차가 있었고($p < 0.05$), 다중분석결과는 Table X~XII과 같다.

Table VI. Result of Multiple Range Test for Tensile Bond Strength of 1000 Cycling Group

	SR	DR	MB	CS	TR	KL	DL
SR							
DR							
MB							
CS			*				
TR	*	*	*	*			
KL	*	*	*	*			
DL	*	*	*	*		*	

*. The mean difference is significant at the 0.05 level

Table VIII. Result of Multiple Range Test for Tensile Bond Strength of 3000 Cycling Group

	SR	DR	MB	CS	TR	KL	DL
SR							
DR							
MB							
CS		*	*				
TR	*	*	*	*			
KL	*	*	*	*			
DL	*	*	*	*	*	*	

*. The mean difference is significant at the 0.05 level

Table IX. Mean Values(Standard Deviation) of Strain

	Control	G1	G2	G3
SR	1.0541±0.1348	1.0929±0.0849	1.0405±0.0843	0.9654±0.3570
DR	1.7344±0.3762	1.4088±0.1195	1.3149±0.9931	1.3604±0.1331
MB	2.2071±0.2463	2.2554±0.1126	2.1825±0.1777	1.5979±0.2059
CS	1.8081±0.3189	2.0276±0.2716	2.0110±0.1536	1.7332±0.6345
TR	0.2169±0.0380	0.2280±0.0277	0.2197±0.0178	0.2024±0.0544
KL	0.2061±0.0508	0.2282±0.0375	0.1846±0.0263	0.1836±0.0183
DL	0.2293±0.0450	0.2421±0.0532	0.2662±0.0383	0.2712±0.0454

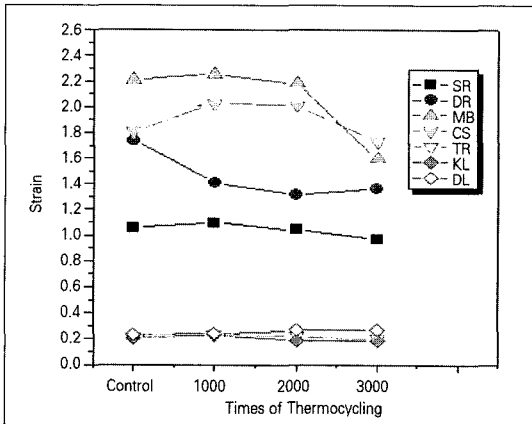


Fig. 8. Diagram of Changed Value of Strain According to Thermocycling

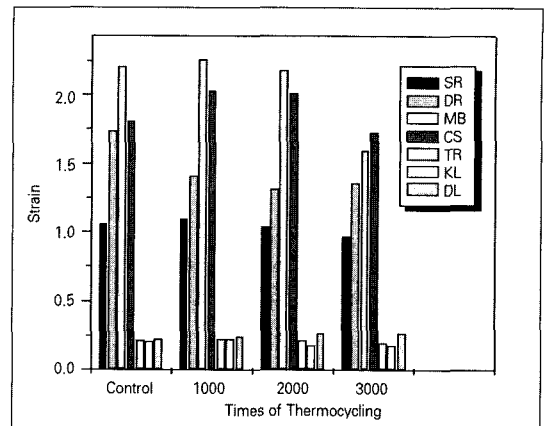


Fig. 9. Bar Graph of Strain According to Thermocycling

Table X. Result of Multiple Range Test for Strain of Control Group

	SR	DR	MB	CS	TR	KL	DL
SR							
DR	*						
MB	*						
CS	*						
TR	*	*	*	*			
KL	*	*	*	*			
DL	*	*	*	*			

*. The mean difference is significant at the 0.05 level

Table XI. Result of Multiple Range Test for Strain of 1000 Cycling Group

	SR	DR	MB	CS	TR	KL	DL
SR							
DR	*						
MB	*	*					
CS	*	*					
TR	*	*	*	*			
KL	*	*	*	*			
DL	*	*	*	*			

*. The mean difference is significant at the 0.05 level

Table XII. Result of Multiple Range Test for Strain of 2000 Cycling Group

	SR	DR	MB	CS	TR	KL	DL
SR							
DR	*						
MB	*	*					
CS	*	*					
TR	*	*	*	*			
KL	*	*	*	*			
DL	*	*	*	*			

*. The mean difference is significant at the 0.05 level

Table XIII. Result of Multiple Range Test for Strain of 3000 Cycling Group

	SR	DR	MB	CS	TR	KL	DL
SR							
DR	*						
MB	*						
CS	*						
TR	*	*	*	*			
KL	*	*	*	*			
DL	*	*	*	*			

*. The mean difference is significant at the 0.05 level

3. 탈락전 최대 인장거리

연성 이장재의 경우 열순환 전에는 Molloplast-B®가, 열순환 후에는 Coe-Soft®가 가장 높은 결과를

보여 주었고, 경성 이장재의 경우는 열순환 전·후 모두 Dura-Liner II®가 가장 높은 결과를 보여 주었고(Fig. 10, 11), 그 측정결과는 Table XIV와 같다.

Table XIV. Mean Values(Standard Deviation) of Maximum Distance (unit=mm)

	Control	G1	G2	G3
Rv	3.1628±0.4045	3.2676±0.2526	3.1215±0.2527	3.2716±0.1763
DR	5.2031±1.1293	4.2251±0.3597	4.3060±0.1808	4.0813±0.3994
MB	6.6215±0.7389	6.7659±0.3374	6.5468±0.5329	4.7940±0.6175
CS	5.4240±0.9563	6.0828±0.8154	6.0330±0.8608	5.1994±1.9035
TR	0.6509±0.1141	0.6841±0.0832	0.6597±0.0499	0.6071±0.1632
KL	0.6184±0.1524	0.6946±0.1082	0.5536±0.0789	0.5509±0.0549
DL	0.6879±0.1349	0.7264±0.1596	0.7985±0.1151	0.8291±0.1792

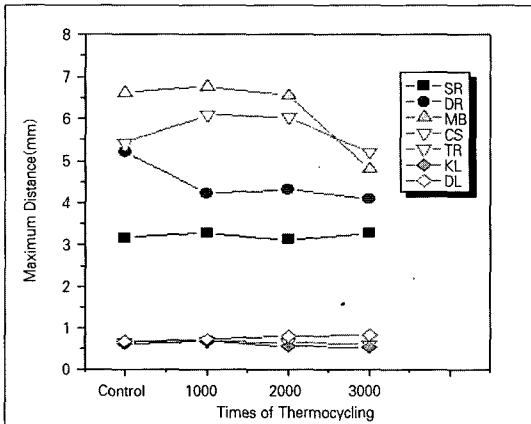


Fig. 10. Diagram of Changed Value of Maximum Distance According to Thermocycling

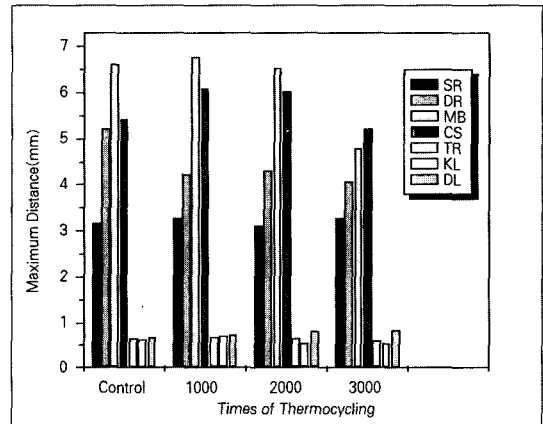


Fig. 11. Bar Graph of The Maximum Distance According to Thermocycling

Table XV. Result of Multiple Range Test for Maximum Distance of Control Group

	SR	DR	MB	CS	TR	KL	DL
SR							
DR	*						
MB	*	*					
CS	*	*	*				
TR	*	*	*	*			
KL	*	*	*	*	*		
DL	*	*	*	*	*	*	

*. The mean difference is significant at the 0.05 level

각 재료들 간 및 열순환 횟수에 따라 유의차가 있었고(p<0.05), 다중분석결과는 Table XV ~ XVIII과 같다.

4. 탄성률

연성 이장재의 경우 Molloplast-B®가 열순환 전 · 후 모두 가장 높은 결과를 보여 주었고, 경성 이장재

Table XVI. Result of Multiple Range Test for Maximum Distance of 1000 Cycling Group

	SR	DR	MB	CS	TR	KL	DL
SR							
DR	*						
MB	*	*					
CS	*	*	*				
TR	*	*	*	*			
KL	*	*	*	*	*		
DL	*	*	*	*	*	*	

*. The mean difference is significant at the 0.05 level

의 경우 열순환 전에는 Dura-Liner II®가, 열충격 후에는 Tokuso-Rebase®가 가장 높은 수치를 보여 주었고(Fig. 12, 13), 그 측정결과는 Table 19와 같다.

각 재료들 간 및 열순환 횟수에 따라 유의차가 있었고(p<0.05), 다중분석결과는 Table XX ~ XXIII과 같다.

Table VII. Result of Multiple Range Test for Maximum Distance of 2000 Cycling Group

	SR	DR	MB	CS	TR	KL	DL
SR							
DR	*						
MB	*	*					
CS	*	*					
TR	*	*	*	*			
KL	*	*	*	*			
DL	*	*	*	*			

*. The mean difference is significant at the 0.05 level

Table VIII. Result of Multiple Range Test for Maximum Distance of 3000 Cycling Group

	SR	DR	MB	CS	TR	KL	DL
SR							
DR							
MB	*						
CS	*						
TR	*	*	*	*			
KL	*	*	*	*			
DL	*	*	*	*			

*. The mean difference is significant at the 0.05 level

Table IX. Mean Values(Standard Deviation) for Young's Modulus (unit=Mpa)

	Control	G1	G2	G3
SR	0.9890±0.2740	0.8450±0.0757	0.8669±0.0939	0.7970±0.0890
DR	0.8717±0.0978	0.7250±0.1530	0.7297±0.0298	1.1998±0.1741
MB	1.5514±0.2953	1.3669±0.0956	1.3779±0.0735	1.8434±0.2542
CS	0.7669±0.3479	0.5384±0.1126	0.6220±0.0848	0.8786±0.6122
TR	15.4713±1.0495	17.4513±2.3464	17.4390±1.0523	17.4263±2.8462
KL	15.2350±4.3671	16.7350±1.6319	15.9613±2.5442	16.8800±3.4554
DL	16.5113±3.0979	18.6150±3.1982	18.4338±3.4727	17.3863±2.7670

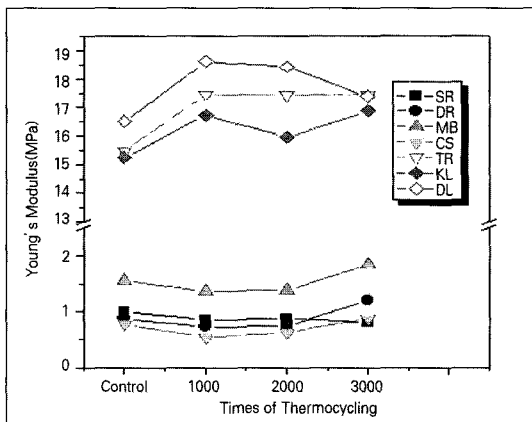


Fig. 12. Diagram of Changed Value of Young's Modulus According to Thermocycling

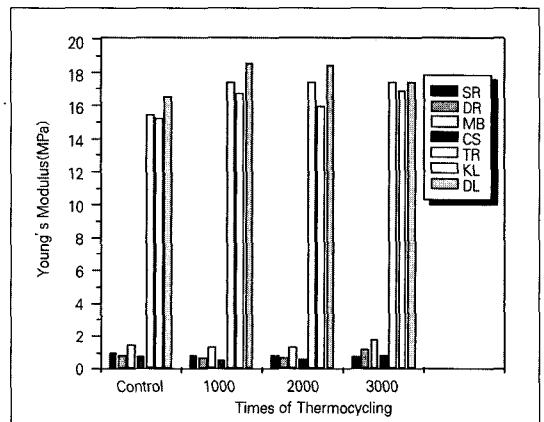


Fig. 13. Bar Graph of Young's Modulus According to Thermocycling

5. 열순환에 따른 상관관계 분석

인장결합강도 측정시 Soft-Relining®, Denture-Relining®, Molloplast-B®, Coe-Soft®, Kooliner®에서 열순환 전후에 유의차를 보였고, 변형률 측정시 Denture-Relining®, Molloplast-B®, Dura-Liner II®

에서 열순환 전후에 유의차를 보였으며, 탈락전 최대 인장거리 측정시 Denture-Relining®, Molloplast-B®에서 열순환 전후에 유의차를 보였고, 탄성을 측정시 Soft-Relining®, Molloplast-B®에서 열순환 전후에 유의차를 보였다(Table III)(p<0.05).

Table XX. Result of Multiple Range Test for Young's Modulus of Control Group

	SR	DR	MB	CS	TR	KL	DL
SR							
DR							
MB							
CS							
TR	*	*	*	*			
KL	*	*	*	*			
DL	*	*	*	*			

*. The mean difference is significant at the 0.05 level

Table XXI. Result of Multiple Range Test for Young's Modulus of 1000 Cycling Group

	SR	DR	MB	CS	TR	KL	DL
SR							
DR							
MB							
CS							
TR	*	*	*	*			
KL	*	*	*	*			
DL	*	*	*	*			

*. The mean difference is significant at the 0.05 level

Table XXII. Result of Multiple Range Test for Young's Modulus of 2000 Cycling Group

	SR	DR	MB	CS	TR	KL	DL
SR							
DR							
MB							
CS							
TR	*	*	*	*			
KL	*	*	*	*			
DL	*	*	*	*			

*. The mean difference is significant at the 0.05 level

Table XXIII. Result of Multiple Range Test for Young's Modulus of 3000 Cycling Group

	SR	DR	MB	CS	TR	KL	DL
SR							
DR							
MB							
CS							
TR	*	*	*	*			
KL	*	*	*	*			
DL	*	*	*	*			

*. The mean difference is significant at the 0.05 level

Table XXIV. Correlations of Stress, Strain, Maximum Distance and Elasticity for Thermocycling

	Stress	Strain	Maximum Distance	Elasticity
SR	0.412*	-0.185	0.074	-0.382*
DR	-0.659**	-0.500**	-0.498**	-0.241
MB	-0.788**	-0.658**	-0.658**	0.366*
CS	0.423*	-0.070	-0.067	0.130
TR	-0.132	-0.162	-0.162	0.320
KL	-0.859**	-0.329	-0.336	0.153
DL	0.869**	-0.363*	-0.368	0.089

*. Correlation is significant at the 0.05 level (2-tailed)

**.. Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed)

6. 주사현미경 관찰

연성이장재의 경우 Fig. 14부터 Fig. 17까지에서 보듯이 열순환 전에 비해 열순환 후에 이장재의 표면이 매우 거칠어 진 것을 관찰할 수가 있었다. 특히 Soft-Relining[®]과 Molloplast-B[®]에서 표면의 거칠어짐이 뚜렷이 관찰되었고, 각 이장재 공히 의치상 레

진과의 접촉계면의 간격이 넓어진 것이 관찰되었다. 경성이장재의 경우도 열순환 후 그 표면이 상당히 거칠어 짐을 관찰할 수가 있었고(Fig.18~20), Tokuso-Rebase[®]의 경우 재료자체의 다공성이 증가된 양상을 나타내었으며, 접촉계면 관찰시 Kooliner[®]는 계면이 좀더 뚜렷해지고 두재료간의 구분이 명확해졌으나 Tokuso-Rebase[®]와 Dura-

Liner II®의 경우는 열순환 후 두 재료의 계면 경계도 불분명해지고, 재료가 서로 공유된 형태로 관찰되었다.

IV. 총괄 및 고찰

의치상 이장재는 의치 하방의 치조골 변화를 포함한 악간관계변화 등을 보상하기 위해 사용하여, 의치상의 적합도 증가, 조직에 가해지는 충격 완화, 지지조직의 보존 등을 유도할 수 있다. 의치상 이장재는 기존 의치상과 긴밀하게 접촉해야 하고, 재료 자체가 수축이나 팽창에 대해서 안정성을 가져야 하며, 충분한 강도 및 색조의 안정도가 있어야 하고, 수분흡수율이 낮아야 하며, 내마모성, 청결의 용이, 무취, 무미해야 하며 구강점막에 자극이 없어야 한다.^{36,45,74)}

가장 많이 사용되고 있는 의치상 재료인 PMMA계 의치상에 대한 의치상 이장재의 결합강도를 평가하기 위해 가장 흔히 이용되는 방법으로는 peel test, 인장시험, 전단시험이고 의치상 이장재가 임상적으로 노출되는 힘은 전단시험과 더 밀접하지만 재료간의 결합강도를 비교하고 결합 실패 양상을 평가하는 데는 인장시험이 더 효율적인 것으로 고려되어진다.^{33,35)}

Thermocycling은 구강온도와 유사한 조건하에서 시편을 위치시킨 다음 구강내에서 볼 수 있는 한계적 온,냉의 상태를 모방하여 치아와 수복물 사이에 thermal stress를 가함으로써 구강내의 온도변화를 시편에 적용시켜 재료의 물성을 평가하는 실험실적 연구방법의 하나이다. 구강내 온도 범위에 대하여 Nelsen 등⁴⁴⁾은 9℃~52℃, Peterson 등⁴⁹⁾은 15℃~45℃, Michalesco 등⁴⁰⁾은 18.9℃~48.4℃라 하였다. Thermocycling시 순환조건에 대하여 Munksgaard 등⁴³⁾ Retief 등^{54,55)}, Wendt 등⁶⁸⁾은 15초의 계류시간이 적절하다고 하였고, Darbyshire 등¹⁸⁾, Gordon 등²⁶⁾, Retief 등⁵⁶⁾은 30초, Ben-Amar 등⁶⁾, Fayyad와 Shortall²⁴⁾, Fuks 등²⁵⁾, Hembree와 Tayler³⁰⁾는 1분, Staninec 등⁶¹⁾은 3분정도가 적절하다고 하였다.

Thermocycling의 조건으로 시편의 노출시간은 15초에서 3분까지, 온도변화의 구간은 최저 -196℃⁴⁶⁾~15℃⁴³⁾, 최고 40℃⁴⁶⁾~100℃²⁶⁾까지 다양하게 시행되고 있고, 횟수는 수백에서 100,000회^{62,63)}까지 그 범

위가 더욱 다양하다. 그러나 실험실적 연구는 온도의 범위, 노출시간, cycle의 수 등을 고려해야 하는데, 본 연구는 구강내 온도 범위가 15℃~45℃⁴⁹⁾라고 보고한 Peterson의 주장에 따라 온도조건을 15℃~45℃로 하였고, Wendt⁶⁸⁾의 주장대로 수중 계류시간 15초, 수중밖 계류시간 15초의 조건으로 1000, 2000, 3000회의 thermocycling을 시행한 후 인장결합강도를 비롯한 물리적 성질을 측정하였다.

Dootz 등²¹⁾은 11개의 연성 의치상 이장재들의 인장강도, 신장도 등의 물리적 성질을 비교 연구하여 인장결합강도가 8~85kg/cm², 신장도는 150~542% 내에있음을 보고하였고, Eick 등²⁴⁾은 물속에서 1개월간 저장한 후 애크릴릭 레진 베이스에 대한 의치상 이장재의 결합강도를 측정하였는데 대부분의 의치상 이장재는 의치상으로부터 분리되는 대신 이장재 자체에서 분리되어졌다. 특히 물 속에서 1개월간 저장한 후의 의치상 이장재의 결합강도는 감소되었다고 보고하였다. 이는 물에 저장할 경우 물은 결합부위에 직접적으로 침투되어질 수 있으므로 개상용 레진과 의치상 레진의 공유 접촉부위의 팽창을 야기시키고, 스트레스의 계속적인 증가를 유발시킬 수 있기 때문인 것으로 보고하였다. 또한, Clancy와 Boyer¹⁴⁾는 결합강도에 영향을 주는 인자로 재료의 가교, 단량체의 이용도, 중합시의 오염정도 등을 지적했다. 본 연구에서 인장결합강도 측정 결과, thermocycling이 진행됨에 따라 Denture-Relining®, Molloplast-B®, Kooliner®에서 유의성 있게 강도가 감소되며(p<0.05), Soft-Relining®, Coe-Soft®, Dura-Liner II®에서 유의성 있게 강도가 증가되는(p<0.05) 것으로 관찰되었다. 이로 보아 Soft-Relining®, Coe-Soft®, Dura-Liner II®가 thermocycling의 진행에 대하여 좀더 안정적이고, 단기간내에는 결합력의 감소가 보이지 않을 것으로 생각된다. 특히 thermocycling후 경성 이장재의 경우는 Dura-Liner II®가, 연성 이장재의 경우는 Molloplast-B®가 가장 높은 인장결합강도를 보여주었는데 이는 상기한 결합강도에 영향을 주는 요소들 때문인 것으로 사료된다.

일반적으로 부스러지기 쉬운 애크릴릭 계통 이장재는 인장력 적용시 재료자체의 변이가 거의 없이 결합면에 적용되기 때문에 진정한 결합강도 측정에 유리하며 결합력 자체가 의미있게 나타날 수 있다. 반면에 실리콘 연성 이장재에서는 인장력이 가

해져 신장될 때 결합된 부분은 일정한 면적을 유지하는데 비해 이장재 자체의 단면적은 줄게 된다. 이런 현상은 결합된 면의 테두리에서 약간의 전단력을 유도하게 되며, 이 곳에 힘이 집중되기 때문에 더 일찍 재료의 파절이 일어날 수 있다.¹¹⁾ 그러나 본 연구의 연성 이장재들 간의 연구 결과를 보면 Table 4와 Table 9, Table 14를 비교한 결과 애크릴릭 이장재인 Coe-Soft[®]가 실리콘계 이장재인 Soft-Relining[®], Denture-Relining[®], Molloplast-B[®]보다 상대적으로 높은 변형률 및 탈락전 변위량을 보이고 결합강도는 더 낮게 나타났다. 이런 결과의 원인으로는 사용된 의치상 레진의 종류, 다양한 실험조건 등을 고려해 볼 수가 있겠고, 특히 사용된 4종의 연성 이장재의 부착실패가 대부분 cohesive failure(응집파절)인 것으로 보아 Coe-Soft[®]자체의 tear-strength가 타 이장재 보다 상대적으로 낮기 때문에 이런 결과가 나온 것으로 사료된다.

Cutis 등¹⁷⁾ 및 Kawano 등³⁹⁾은 자가중합레진, 열중합레진, 광중합레진의 결합강도를 비교 분석한 결과 열중합레진이 가장 안정적이라고 보고하였으며 이는 본 연구에서 나타난 결과와 유사하였다.

변형률 및 탈락전 최대 인장거리는 thermocycling 전·후에 연·경성간에는 모두 유의차가 있었으며 ($p<0.05$), 특히 연성 이장재간에는 thermocycling후 Molloplast-B[®]와 Soft-Relining[®]간에, Coe-Soft[®]와 Soft-Relining[®]간에 유의차가 있었고($p<0.05$), 경성 이장재간에는 유의차가 없었다. 또한 thermocycling이 진행됨에 따라 Denture-Relining[®], Molloplast-B[®], Dura-Liner II[®]에서 유의하게 감소되는 양상을 보였다 ($p<0.05$). 이것은 결합계면에서의 의치상 레진과 이장재 간에 열팽창계수가 다르기 때문에 냉각시 시편내의 수축도의 차이가 응력을 유발시키는 외에 수분침투 등의 효과도 이에 기여했을 것으로 사료된다. 애크릴릭 계통의 재료는 물흡수로 인한 체적의 변화가 야기되기도 하며³²⁾ 수분에 존재 시 미반응 polymers, 가소제, 기시제 등의 방출에 의해 탄성이 소실되고 물리적 성질이 감소된다²³⁾.

임상적으로 의치상 이장재의 탄력성은 이장재가 저작력을 흡수하여 점막으로 전달되는 힘을 감소시키는 데에 있다. 이 연구의 인장시험을 통하여 얻어진 각 재료의 탄성계수는 연성 이장재에서는 Molloplast-B[®]가 thermocycling 전·후 모두 가장 높

은 탄성률을 보여 주었고, 경성 이장재에서는 thermocycling 전에는 Dura-Liner II[®], 후에는 Tokuso-Rebase[®]에서 가장 높은 탄성률을 보여 주었고, thermocycling이 진행됨에 따라 Soft-Relining[®], Molloplast-B[®]에서 유의성있게 탄성률이 감소되는 양상을 보여 주었다($p<0.05$). 이런 결과는 실리콘 계통의 이장재가 애크릴릭 계통의 이장재보다 힘을 덜 흡수한다는 보고^{66,67)}와 대부분 일치한다.

가소제를 포함한 애크릴릭 이장재는 구강내와 같은 수용성 환경에서 불안정하고, 가소제가 용해되어 재료가 딱딱해진다.^{35,53,72)} 반면 열중합형 실리콘은 수용성 환경에서 안정하다고 하였다.^{15,57,72)} 그런데 본 연구에서 사용된 애크릴릭 레진 의치상 이장재들은 thermocycling후 탄력성이 증가하였는데 이는 짧은 thermocycling으로 인하여 가소제가 소실되어 재료가 딱딱해지는 영향보다는 수분이 흡수되는 영향을 많이 받아서 이전의 연구와는 다른 결과를 나타낸 것으로 보인다.

의치상 레진과 의치상 이장재간의 탈락 양상은 Soft-Relining[®], Denture-Relining[®], Molloplast-B[®], Coe-Soft[®] 모두 대부분 cohesive 탈락양상을 보였고, 경성 이장재인 Tokuso-Rebase[®], Kooliner[®], Dura-Liner II[®]에서는 대부분 adhesive 탈락양상을 보였다. 실패양상이 cohesive일 때 결합강도는 측정된 이장재의 인장강도보다 더 크다는 것을 의미하므로⁶⁰⁾ 진정한 결합력을 알 수 있는데 많은 도움을 주지 못한다.

실리콘 이장재의 경우 애크릴릭 이장재와 달리 수용성 환경에서 비교적 오랫동안 안정적으로 탄성을 유지하지만 의치상에 대한 점착력이 소실되면 수분 확산이 커서 물의 흡수 및 탈수에 의해 심한 체적 변화량을 보이게 되고 표면이 거칠게 변하게 된다.^{57,70,71)} 본 연구의 SEM 관찰 결과 thermocycling후 대부분의 의치상 레진과 이장재간의 계면 간격이 넓어진 것이 관찰되며, 대부분의 이장재의 표면이 거칠게 변화된 것이 뚜렷이 보이고, 특히 Tokuso-Rebase의 경우는 thermocycling전에는 의치상 레진과의 경계가 뚜렷하였으나 Thermocycling후에는 계면의 경계도 불분명해지고, 재료가 서로 공유된 형태로 나타나며 재료자체의 다공성이 증가된 것이 관찰되었다. Tokuso-Rebase의 경우 여러 물리적 성질을 개선하기 위해 ethylene glycol dimethacrylate와 같은 교차 결합제를 많이 함유하고 있고^{12,31)}, 이로 인

해 다른 재료에 비해 물의 흡수가 적은 편이기 때문에^{19,20)} 이런 결과가 나온 것으로 사료된다.

다양한 종류의 의치상 이장재의 임상적 사용에 있어서는 비교가 아직 미흡한 상태이지만 Craig 등¹⁶⁾은 PMMA로부터 연성 의치상 이장재를 분리하는데 10 pound/inch²(4.5kg/cm²) 이상이면 임상적으로 만족스럽다고 보고하였다. 그러나 아직까지는 이장재의 다양한 요구조건을 모두 만족시키는 이장재는 없다.³⁾ 최근에 이런 성질을 수용하는 flurocopolymer 등을 포함한 다양한 재료가 개발되고 있으나 장기간의 임상 연구는 부족한 실정이다. 앞으로의 연구는 의치하방 조직의 건강과 환자의 편안함 등을 만족시키는 방향으로 선행되어야 하며 재료의 물리적 성질을 측정하는 다양한 방법이 개발되어야 할 것으로 사료된다.

V. 결 론

임상에서 많이 사용되고 있는 4종의 연성 이장재(Soft-Relining[®], Denture-Relining[®], Coe-Soft[®], Molloplast-B[®])와 3종의 경성 이장재(Tokuso-Rebase[®], Kooliner[®], Dura-Liner II[®])를 의치상 레진(Vertex RS[®])간의 인장결합강도 및 물리적 특성을 비교 연구한 결과 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 1) 인장결합강도 측정시 thermocycling후 연성 이장재에서는 Molloplast-B[®], Denture-Relining[®], Soft-Relining[®], Coe-Soft[®], 경성이장재에서는 Dura-Liner II[®], Kooliner[®], Tokuso-Rebase[®]의 순으로 높은 결합강도를 나타내었다.
2) Thermocycling이 진행됨에 따라 Soft-Relining[®], Dura-Liner II[®]에서 인장결합강도가 유의성 있게 높아지며(p<0.05), Denture-Relining[®], Molloplast-B[®], Kooliner[®]에서 유의성 있게 낮아지는 것이 관찰되었다(p<0.05).
2. 1) 변형률 측정시 thermocycling후 연성 이장재에서는 Coe-Soft[®], Molloplast-B[®], Denture-Relining[®], Soft-Relining[®], 경성 이장재에서는 Dura-Liner II[®], Tokuso-Rebase[®], Kooliner[®]의 순으로 높은 변형률을 나타내었다.
2) Thermocycling이 진행됨에 따라 Denture-Relining[®], Molloplast-B[®], Dura-Liner II[®]에서 변형률이 유의성 있게 낮아지는 것이 관찰되었다

(p<0.05).

3. 1) 탈락전 최대 인장거리 측정시 thermocycling후 연성 이장재에서는 Soft-Relining[®], Denture-Relining[®], Molloplast-B[®], Coe-Soft[®], 경성 이장재에서는 Dura-Liner II[®], Tokuso-Rebase[®], Kooliner[®]의 순으로 높은 탈락전 인장거리를 나타내었다.
2) Thermocycling이 진행됨에 따라 Denture-Relining[®], Molloplast-B[®]에서 탈락전 최대 인장거리가 유의성 있게 낮아지는 것이 관찰되었다(p<0.05).
4. 1) 탄성률 측정시 thermocycling후 연성 이장재에서는 Molloplast-B[®], Denture-Relining[®], Coe-Soft[®], Soft-Relining[®], 경성 이장재에서는 Tokuso-Rebase[®], Dura-Liner II[®], Kooliner[®]의 순으로 높은 탄성률을 나타내었다.
2) Thermocycling이 진행됨에 따라 Soft-Relining[®], Molloplast-B[®]에서 탄성률이 유의성 있게 낮아지는 것이 관찰되었다(p<0.05).
5. SEM 관찰시 thermocycling후 대부분의 의치상 레진과 이장재간의 계면 간격이 넓어진 것이 관찰되며, 일부 재료는 계면의 경계가 불분 명해지거나 재료자체의 다공성이 증가된 양상도 관찰되었다.

참고문헌

1. Kim KN, Kim KH, Kim HI, Pang YJ, Lim HN, Cho HW : Dental Material, Koon-ja pub., 159, 1995.
2. Lee SH, Cheong JH : A study of bonding strength of Resilient denture base materials, J Korean Acad Prosthodont, 30 : 411, 1992.
3. Cheon YS, Cho IH : A study of shock absorption of temporary soft denture relinilg material. J Korean Acad Prosthodont, 34 : 151, 1996.
4. Heo W : A study of bonding strength between denture base resin and soft denture relinilg material. J Dan-kook Univ, 1996.
5. Bascom PW. : Resilient denture base

- materials. *J. Prosthet Dent* . 646, 1966.
6. Ben-Amar A., Liberman R., Nordenberg D., Renert H., Gordon M.: The effect on marginal microleakage of using a combination of cavity varnishes and calcium hydroxide intermediary bases in vitro study. *Quint Int.* 12 : 821, 1985.
 7. Berge M. : Bending strength of intact and repaired denture base resins. *Acta Odontol Scand.* 41 : 187, 1983.
 8. Boucher CO., Hickey JC., Zarb GA., 7th. ed. : *Prosthodontic treatment for edentulous patients*. St. Louis : CV Mosby. 37, 1975.
 9. Boucher CO. : The Relining of Complete Dentures. *J. Prosthet Dent.* 30 : 521, 1973.
 10. Bunch J., Johnson GH., Brudvik JS. : Evaluation of hard direct reline resins. *J. Prosthet Dent.* 57 : 512, 1987.
 11. Cantor R., Webber R.L., Stout L., Ruge G.: Method for evaluating prosthetic facial materials. *J. Prosthet Dent.* 21 : 324, 1969.
 12. Caycik S., Jagger RG. : The effect of cross-linking agent chain length on mechanical properties of a dough-mold poly(methylmeth-arylate) resin. *Dent Mater.* 8 : 153, 1992.
 13. Charles A., Arena., Douglas B., Evans., Thomas J., Hilton. : A comparison of bond strength among chairside hard reline materials. *J. Prosthet Dent.* 70 : 126, 1993.
 14. Clancy JMS, Boyer DB. : Comparative bond strength of light-cured, heat cured, and autopolymerizing denture resins to denture teeth. *J. Prosthet Dent.* 61 : 457, 1989.
 15. Collins J. : Assessment of recently introduced fluoroelastomer soft lining material, *Int J Prosthodont.* 6 : 440, 1993.
 16. Craig RG : *Restorative dental materials*. 8th Ed., C.V Mosby Co. : 509, 1989.
 17. Cutis D., Eggleston T., Watanabe L., and Marshalls. : Visible light cured resin as a reline material. *J Dent Res.*, 68(Special issue) : 339, Am. Assoc. Dent Res. abstrono. 1263, 1989.
 18. Darbyshire PA., Messer Lb., Douglas WH. : Microleakage in class II composite restorations bonded to dentin using thermal and load cycling. *J. Dent Res.* 67 : 583, 1988.
 19. Darsby MJ., Braden M. : A hydrophilic denture base resin. *J. Dent Res.* 58 : 1581, 1979.
 20. Davis DM., Carmichael RP. : The plasticizing effect of temporary soft lining materials on polymerized acrylic resins. *J. Prosthet Dent.* 60(4) : 463, 1988.
 21. Dootz ER., Koran A., Craig RG. : Comparison of physical properties of 11 soft denture liners. *J. Prosthet Dent.* 67 : 707, 1992.
 22. Economou PN., Fisher TE., Castleberry DJ. : Bonding strength of bimaterial acrylic resin combinations. *J. Prosthet Dent.* 44(6) : 604, 1980.
 23. Erick JD., Craig RG., and Peyton FA. : Properties of resilient denture liners in simulated mouth conditions. *J. Prosthet Dent.* 12 : 1043, 1962.
 24. Fayyad MA., Shortall ACC. : Microleakage of dentin-bonded posterior composite restorations. *J. Dent.* 15 : 67, 1987.
 25. Fuks AB., Herschfield Z., Graglower R. : Marginal leakage of cervical resin restorations with a bonding agent. *J. Prosthet Dent.* 54 : 654, 1985.
 26. Gordon M., Plasschaert AJM., Soelberg KB., Bogdan MS. : Microleakage of four composite resins over a glass ionomer cement base in class V restorations. *Quint Int.* 12 : 817, 1985.
 27. Graham BS., Jones DW., Sutow EJ. : Clinical implications of resilient denture lin-

- ing material research. Part I : Flexibility and elasticity. *J. Prosthet Dent.* 62(4) : 421, 1989.
28. Hansson O. : Strength of bond with Comspan opaque to three silicoated alloys and titanium, *Scand J. Dent Res.* 98 : 248, 1990.
 29. Harrison A., Huggett R., Jagger RG. : The Effect of a cross-linking agent on the abrasion resistance and impact strength of an acrylic resin denture base material. *J. Dent.* 6 : 299, 1978.
 30. Hembree JH., Taylor T. : In vitro marginal leakage of composite resin restorations using a combination of conventional and microfilled resins. *Quint Int.* 12 : 813, 1985.
 31. Hill RG. : The cross-linking agent ethylene glycol dimethacrylate content of the currently available acrylic denture base resins. *J. Dent Res.* 60 : 725, 1981.
 32. Kalachandra S., Turner DT. : Water sorption of plasticized denture acrylic lining materials. *Dent mater.* 5 : 161, 1989.
 33. Kawano F., Dootz ER., Koram III A., Craig RG. : Comparison of bond strength of six denture liners to denture base resin. *J. Prosthet Dent.* 68 : 368, 1992.
 34. Kelly GB. : Has the advent of plastics in dentistry provided great scientific value. *J. Prosthet Dent.* 1 : 168, 1951.
 35. Khan I., Martin J., Collard S. : Adhesion characteristics of visible light cured denture base material bonded to resilient lining materials. *J. Prosthet Dent.* 62 : 196, 1989.
 36. Khan Z., Fraunhofer JA., and Razari R. : The Staining characteristics, transverse strength and base material. *J. Prosthet Dent.* 57 : 384, 1987.
 37. Lytle RB. : Complete denture construction based on a study of the deformation of the underlying soft tissue : *J. Prosthet Dent.* 9 : 539, 1959.
 38. Lytle RB. : The management of abased oral tissues in complete denture construction. *J. Prosthet Dent.* 7 : 27, 1957.
 39. McCabe JF. : *Applied Dental Materials : Denture base polymer.* 87.
 40. Michalesco PM., Grieve AR., Abadie MJM. : An in vivo recording of variation in oral temperature during meals. *J. Prosthet Dent.* 713 : 214, 1995.
 41. Morrow RM., Matwas FM. : Bonding of plastic teeth to two heat-curing denture base resins. *J. Prosthet Dent.* 39(5) : 565, 1978.
 42. Mowery WE., Dickson G., Rurns CL., Sweeney WT. : Dimensional Stability of Denture Base Resins, *J.A.D.A.* 57 : 343, 1958.
 43. Munksgaard EC., Itoch K., Jigensen KD. : Dentin-polymer bond in resin filling tested in vivo by thermo-and load-cycling. *J. Dent Res.* 64 : 144, 1985.
 44. Nelsen RJ., Wolcott RB., Paffenbarger GC. : Fluid exchange at the margin of dental restorations. *J. Am Dent Assoc.* 44 : 288, 1952.
 45. Ogle RE., Sorenson SE., Lewis EA. : A new visible light cured resin system applied to removable prosthodontics. *J. Prosthet Dent.* 56 : 497, 1986.
 46. Ohno H., Araki Y., Endo K. : A new method for promoting adhesion between precious metal alloys and dental adhesives. *J. Dent Res.* 71 : 1326, 1992.
 47. Ortman HR., Ortman LF. : Denture re-fitting with today's concepts and materials. *Dent. Clin. North. A.* 19 : 269, 1975.
 48. Parker S., Braden M. : Water absorption of methacrylate soft lining materials. *Biomater.* 10 : 91, 1989.
 49. Peterson EA., Philips RW., Swartz ML. : A comparison of physical properties of four

- restorative resins. *J. Am Dent. Assoc.* 73 : 1324, 1966.
50. Phillips RW. : Science of Dental Materials, 7th eds : Denture base resins technical considerations, miscellaneous resins & techniques. WB. Saunders Co. 178, 1973.
 51. Phillips RW. : Skinner' s science of dental materials. 8th eds. Philadelphia : WB. Saunders Co. 206, 1982.
 52. Popper F. : Undercuts and resilient resins. *J. Dent. Assoc. South Africa.* 19 : 77, 1945.
 53. Qudah S., Harrison A., Huggett R. : Soft lining materials in prosthetic Dentistry : A Review *Int J. Prosthodont.* 3(5) : 477,1990.
 54. Retief DH. : Dentin Bording Agents : Adherent to microleakage. in 『Quality evaluation of dental restorations criteria for placement and replacement』, Anusavice, K., Quing. Pub. Co., Inc., 1989.
 55. Retief DH., O'Brien JA., Smith LA., Marchman JL. : In vitro investigation and evaluation of dentin bonding agents. *Am J Dent(Spec. iss).*, 1 : 176, 1988.
 56. Retief DH., Rutland JR., Jamison HC. : Microleakage of conventional and microfilled composite restorative resins. *J. Biomed Mater Res.* 16 : 901, 1982.
 57. Schmidt WF. : A six-year retrospective study of Molloplast-B-lined dentures. Part II : Liner serviceability. *J. Prosthet Dent.* 50(4) : 459, 1983.
 58. Schoonover ZC., Fischer TE., Serio AF., Sweeny AB. : Bonding of plastic teeth to heat cured denture base resins. *J. Am Dent Assoc.* 44 : 285, 1952.
 59. Smith DC. : Recent developments and prospects in dental polymers. *J. Prosthet Dent.* 12 : 1066, 1962.
 60. Specification D-429, Standard method of test for adhesion of vulcanized rubber to metal. Part 37. Washington D.C. : American Society of Testing and Materials. 1975.
 61. Staninec M., Mochizuki A., Tanizaki K., Fukuda K., Tsuchitani Y. : Interfacial space, marginal leakage and enamel cracks around composite resins. *Oper Dent.* 11 : 14, 1986.
 62. Taira Y., Matsumura H., Yoshida K., Tanaka T., Atsuta M. : Adhesive bonding of titanium with a methacrylate-phosphate primer and selfcuring resins. *J. Oral Rehabil.* 22(in press), 1995.
 63. Tanaka T., Hirano M., Kavanara M., Matsumura H., Atsuta M. : A new ion-coating surface treatment of alloys for dental adhesive resins. *J. Dent Res.* 67 : 1376, 1988.
 64. *The Dental Advisor.* 5 : 4, 1988.
 65. Vernon LB., Vernon HM.. : Producing molded articles such as dentures from thermoplastic synthetic resins. *Chem Abstr.* 35 : 412, 1941.
 66. Wagner WC., Kawano F., Dootz ER., Koran A. : Dynamic viscoelastic properties of processed soft denture liners : Part I - Initial properties. *J. Prosthet Dent.* 73 : 471, 1995.
 67. Wagner WC., Kawano F., Dootz ER., Koran A. : Dynamic viscoelastic properties of processed soft denture liners : Part II - Effect of aging. *J. Prosthet Dent.* 74 : 299, 1995.
 68. Wendt SL., McInnes PA., Dickinson GL. : The effect of thermocycling in microleakage analysis. *Dent Mater.* 8 : 181, 1992.
 69. Winkler Sheldon : Essentials of complete denture prosthodontics. Philadelphia : WB Saunders Co. 130, 1979.
 70. Wright PS. : A three year longitudinal study of denture soft-lining materials in clinical use. *J. Dent.* 12 : 319, 1984.
 71. Wright PS. : Characterization of the ad-

- hesion of soft lining materials to poly-
methylmetacrylate. *J. Dent Res.* 61 :
1002, 1982.
72. Wright PS. : Comparison and properties of
soft lining materials for acrylic dentures.
J. Prosthet Dent. 9 : 210, 1981.
73. Wright PS. : Soft lining materials ; Their
status and prospective. *J. Dent.* 4 : 247,
1976.
74. Wyatt CCL., Harrop TJ., MacEntee MZ.
: A comparison of physical characteristics
of six hard denture relining materials.
J. Prosthet Dent. 55 : 343, 1986.

Reprint request to:

In-Ho Cho, D.D.S., M.S.D., Ph.D.
Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Dankook University
7-1, Shinpoo-Dong, Chunan, Chungnam, 330-716, Korea
Tel. 82-41-550-1990, 1994

사진부도 ①

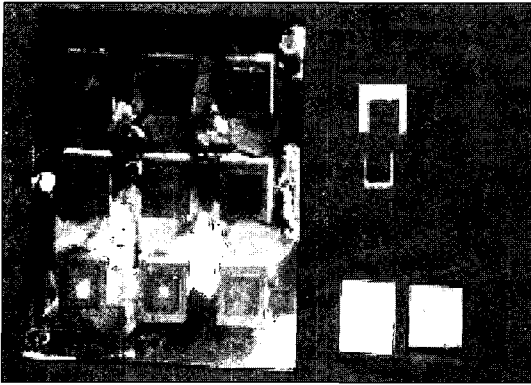


Fig. 1. Metal mold for resin block

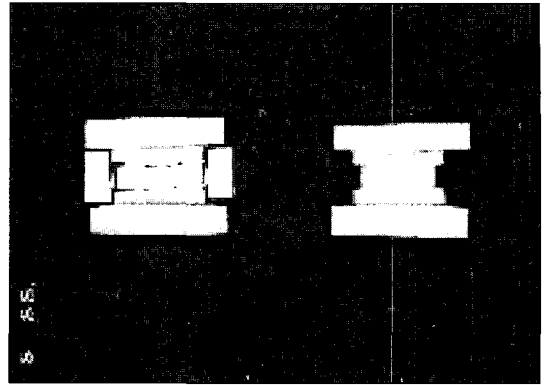


Fig. 2. Metal mold for relining

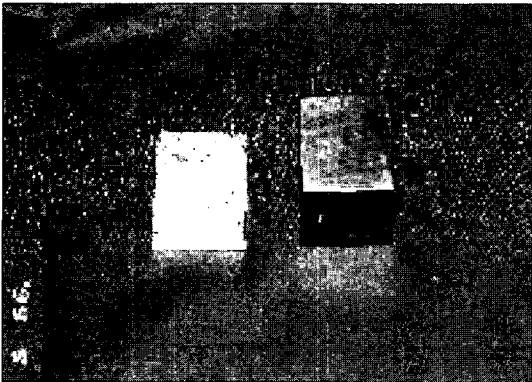


Fig. 4. Metal mold for SEM

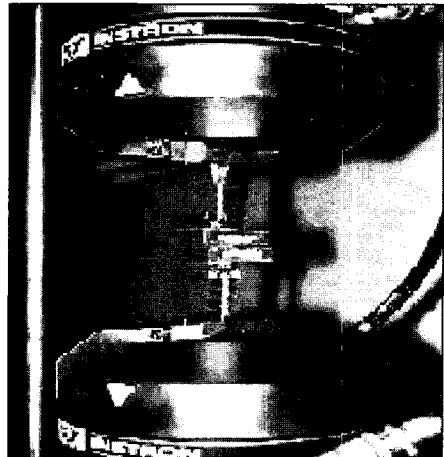


Fig. 5. Instron universal testing machine(Instron Corp., Germany)

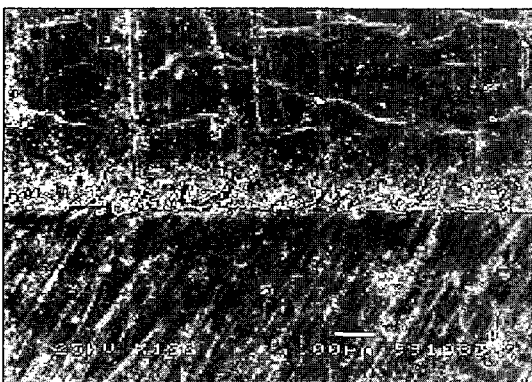


Fig. 14A. SEM view of the Soft-Relining® before thermocycling

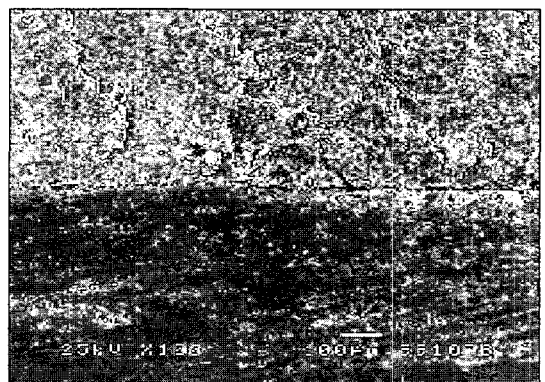


Fig. 14B. SEM view of the Soft-Relining® after thermocycling(3000 cycle)

사진부도 ②

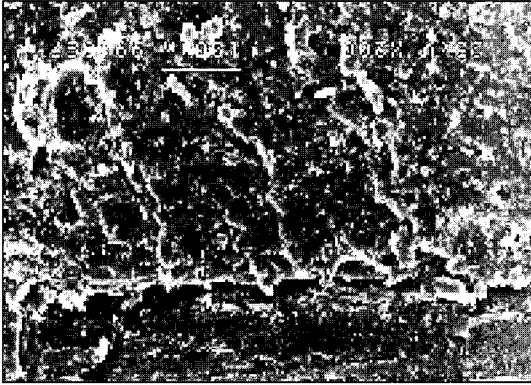


Fig. 15A. SEM view of the Denture-Relining® before thermocycling

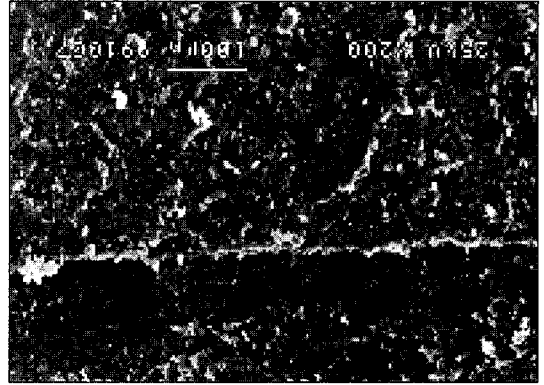


Fig. 15B. SEM view of the Denture-Relining® after thermocycling(3000 cycle)

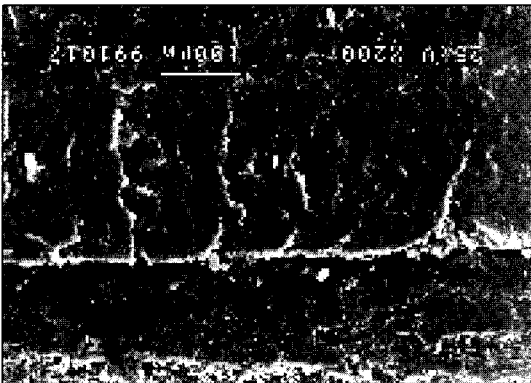


Fig. 16A. SEM view of the Molloplast-B® before thermocycling

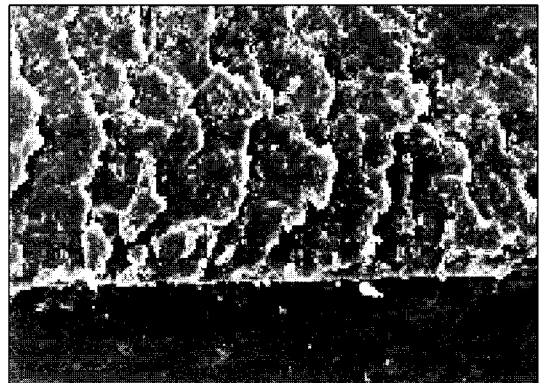


Fig. 16B. SEM view of the Molloplast-B® after thermocycling(3000 cycle)

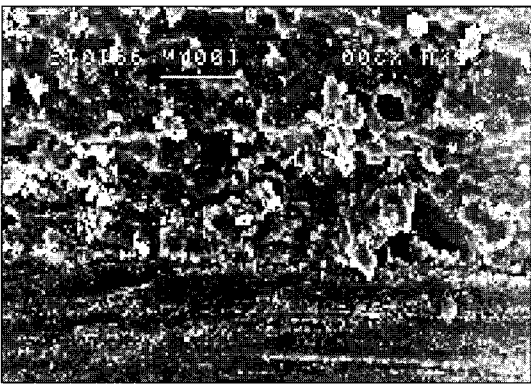


Fig. 17A. SEM view of the Coe-Soft® before thermocycling

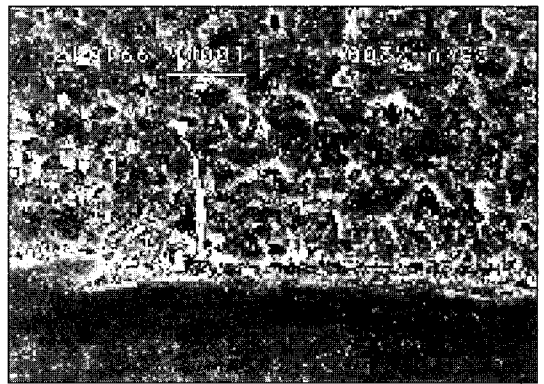


Fig. 17B. SEM view of the Coe-Soft® after thermocycling(3000 cycle)

사진부도 ③

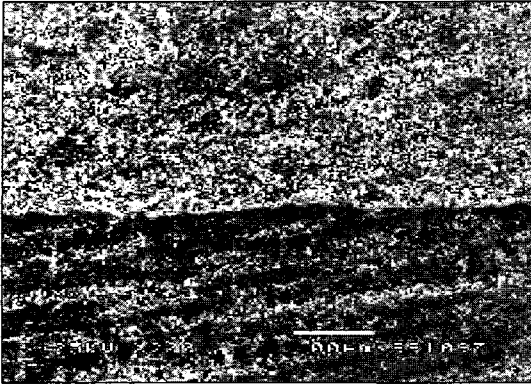


Fig. 18A. SEM view of the Tokuso-Rebase[®] before thermocycling

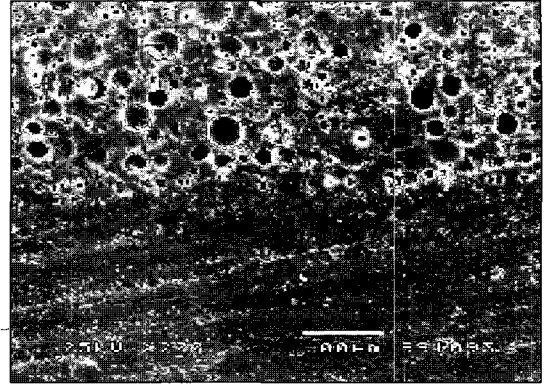


Fig. 18B. SEM view of the Tokuso-Rebase[®] after thermocycling(3000 cycle)

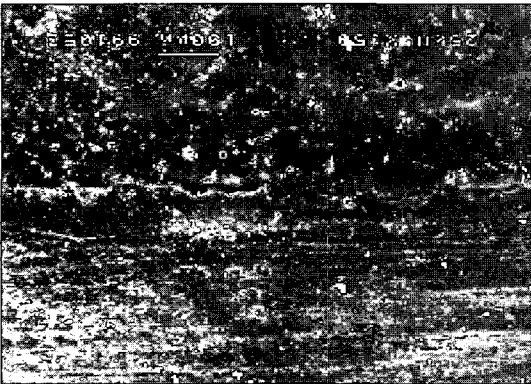


Fig. 19A. SEM view of the Kooliner[®] before thermocycling

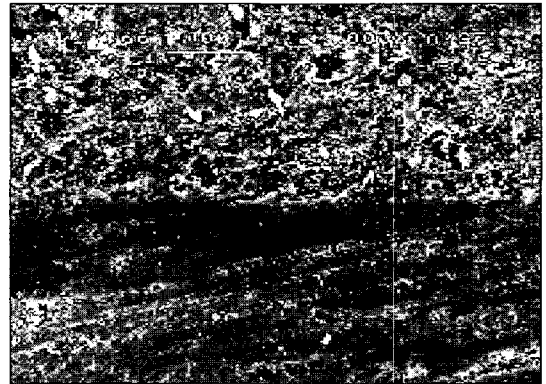


Fig. 19B. SEM view of the Kooliner[®] after thermocycling(3000 cycle)

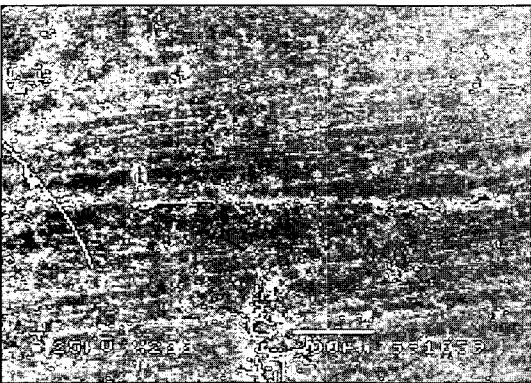


Fig. 20A. SEM view of the Dura-Liner[®] before thermocycling

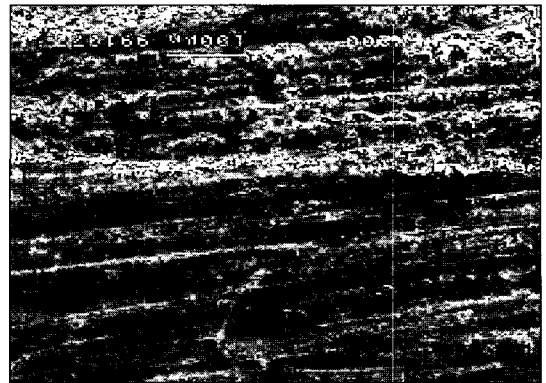


Fig. 20B. SEM view of the Dura-Liner[®] after thermocycling(3000 cycle)

ABSTRACT

A STUDY ON THE EFFECT OF THERMOCYCLING TO THE PHYSICAL PROPERTIES OF DENTURE LINERS

Dong-Su Lee, Heon-Song Lim, Ju-Hwan Lim, In-Ho Cho

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Dankook University

For the improvement of denture fitness of changed residual ridge, denture liner can be used. Denture liner should be very stable physically in various environments of the mouth as well as be bonded strongly with denture resin.

In this study, the specimens bonded with four kinds of soft denture liner and three kinds of hard denture liner were used to test the physical properties of the liners. All experimental groups were stored in $37 \pm 1^\circ\text{C}$ distilled water for 24 hours, followed by thermocycling between 15°C and 45°C with 15 second dwell time. 1000, 2000, 3000 cycles of thermocycling were executed and physical properties were measured by Instron Universal Testing Machine. The obtained results were as follows:

1. In tensile bond test of soft liners, it was shown that both of Molloplast-B[®] specimens before and after thermocycling had the highest tensile strength, and in case of hard liners, Dura-Liner II[®] specimen had the highest tensile strength before and after thermocycling. Depending on thermocycling, Soft-Relining[®], Denture-Relining[®], Molloplast-B[®], Coe-Soft[®] and Kooliner[®] specimen showed significant difference ($p < 0.05$).
2. In strain test of soft liners, it was shown that Molloplast-B[®] specimen before thermocycling and the Coe-Soft[®] after thermocycling showed highest results, and in case of hard liners, the Dura-Liner II[®] specimen before and after thermocycling had the highest result. Depending on thermocycling, Denture-Relining[®], Molloplast-B[®] and Dura-Liner II[®] specimen showed significant difference ($p < 0.05$).
3. In maximum distance test of soft liners, the Molloplast-B[®] specimen before thermocycling and the Coe-Soft[®] after thermocycling showed highest results, and in case of hard liners, the Dura-Liner II[®] specimen before and after thermocycling showed highest result. Depending on thermocycling, Denture-Relining[®], Molloplast-B[®] specimens showed significant difference ($p < 0.05$).
4. In elasticity test of soft liners, the Molloplast-B[®] specimen before and after thermocycling showed highest result, and in case of hard liners, the Dura-Liner II[®] specimen before thermocycling and the Tokuso-Rebase[®] after thermocycling showed highest results. Depending on thermocycling, Soft-Relining[®], Molloplast-B[®] specimens showed significant difference ($p < 0.05$).