

가압주사식 열가소성 의치상 레진과 이장 레진 간의 결합강도에 관한 연구

부산대학교 치과대학 보철학교실

문태성 · 정창모 · 전영찬 · 임장섭

I. 서 론

의치상 레진은 통상 열중합형 polymethylmethacrylate(PMMA), 자가중합형 PMMA, 그리고 열가소성 레진으로 분류되며¹⁾, 최근에는 광중합형 의치상 레진이 소개되어 임상에서 사용되고 있다.²⁾

PMMA는 주로 단량체 용액과 중합체 분말로 공급되며 용액과 분말을 혼합하면 단량체가 중합체를 가소화시켜 병상(dough)을 형성하기 때문에 가압성형(compression molding)이 가능하고³⁻⁶⁾, 물리적 또는 임상적 특성이 우수하지만⁷⁾, 미반응 잔존 단량체로 인한 조직의 위해작용이나 기계적 강도의 저하, 그리고 중합수축에 따른 교합변화나 적합불량과 같은 점들이 PMMA의 단점으로 지적되고 있다.^{3-5,8,9)}

열가소성 레진은 화학적 변화없이 단순히 가열 및 가압 하에 성형되고 냉각에 의해 고체형태를 형성하는 플라스틱으로서, 이러한 열가소성 레진을 이용하여 의치상을 제작하는 방법을 가압주사성형(injection molding)법^{1,3,4)}이라 부른다. 대부분의 아크릴릭 레진은 비록 가교결합(cross linking)이 되어 있지만 열가소성 레진으로 분류될 수 있으며¹⁰⁾, 아크릴릭 레진 외에도 polycarbonate나 polyacetal resin 등이 열가소성 레진에 포함된다. 일반적으로 열가소성 레진은 가교가 없어 용매에 대한 저항성이 불량하고 쉽게 균열이 일어나는 단점을 갖고 있으나^{1,10)}, polycarbonate나 polyacetal resin은 PMMA보다 재현성과 임상강도 및 충격강도가 우수하고, 잔존 단량체가

없어 위해작용이 적으며, 낮은 수분 흡수율로 인하여 형태 안정성이 뛰어나다.¹¹⁻¹³⁾

의치상과 지지점막간의 긴밀한 초기 적합은 시간 경과에 따른 점진적인 잔존 치조골 흡수로 불량해지고, 그 결과 교합관계의 변화는 물론 의치의 유지력 및 안정성이 저하되어 저작기능 상실과 함께 지지점막에 외상성 궤양이 유발된다. 따라서 변화된 치조제와 의치상과의 관계를 재확립하기 위해서는 의치상 조직면의 이장(relining)이 요구된다.^{8,14,15)} 의치상 이장에 사용되는 레진으로는 열중합형 레진이나 자가중합형 레진 또는 광중합형 레진이 사용될 수 있으며, 이러한 이장 레진이 갖추어야 할 요구조건으로는 의치상과의 우수한 화학적 결합, 충분한 기계적 강도, 그리고 체적 안정성 등이 있다.⁴⁾ 특히 의치상과 이장 레진 간의 약한 결합력은 세균의 증식, 착색을 촉진하며 의치상 레진과 이장 레진 간의 분리를 야기하여 이장된 의치상의 기계적 강도를 저하시킨다.⁷⁾

기존의 의치상 레진과 새로운 이장 레진 간의 결합력은 의치상 레진과 이장 레진의 화학적 조성¹⁶⁾, 잔존 단량체의 양⁷⁾, 수분 흡수정도¹⁸⁾, 가교결합²⁾, 이장 레진의 중합온도¹⁹⁾, 의치상 표면의 오염정도²⁾ 등에 영향을 받는다. PMMA 의치상 레진과 이장 레진 간의 결합강도에 관한 다수의 연구가 보고된 바 있으며^{7,10-12,17,20,21)}, PMMA 의치상 레진과 열중합형, 자가중합형, 그리고 광중합형 이장 레진과의 결합강도는 임상적으로 적용할 만큼 충분히 높다고 보고되고 있

다.^{7,21)} 그러나 열가소성 의치상 레진은 PMMA 의치상 레진과는 구성성분, 제작방법, 그리고 물리적인 성질 등이 다르기 때문에 여러 이장 레진과의 결합력이 통상의 PMMA 의치상의 경우와는 차이가 있을 것으로 생각되나 열가소성 의치상 레진과 이장 레진과의 결합력에 관한 연구는 미흡한 실정이다.

이에 본 연구에서는 열가소성 의치상 레진인 polycarbonate, polyacetal resin과 이장 레진인 열중합형 레진, 자가중합형 레진, 그리고 광중합형 레진 간의 결합강도를 알아보고자 하였다.

II. 연구 재료 및 방법

1. 연구 재료

본 연구에 사용된 의치상 레진과 이장 레진, 그리고 레진 표면처리제의 종류 및 조성은 Table I, II와 같으며, 열가소성 의치상 레진의 표면처리제는 제조사의 추천에 따라 Hi-polycarbonate는 Resin Primer를, Acetal dental은 Acecril을 사용하였다.

Table I. Composition of denture base and relining materials

Material	Composition			Manufacturer
	Polymer	Monomer	Cross-linking agent	
Denture base material				
Acron MC	PMMA	MMA	EGDMA	GC, Japan
Hi-polycarbonate	Polycarbonate			High Dental, Japan
Acetal dental	Polyacetal resin (Polyoxymethylene)			Pressingdental, San Marino
Relining material				
Lucitone 199	Modified PMMA	MMA	EGDMA	Dentsply, USA
Tokuso rebase	PEMA	β -methacryloyl oxyethyl propionate	1,6-HDMA	Tokuyama, Japan
Lightdon-U	Urethanacrylate(>20%) 1,4-butandiol dimethacrylate(8~15%) Tetrahydrofurfuryl-2-methacrylate(10~20%) Poly-i-butylmethacrylate(30~45%)			Dreve, Germany

PMMA: polymethylmethacrylate, PEMA: polyethylmethacrylate, MMA: methylmethacrylate,
EGDMA: ethylene glycol dimethacrylate, 1,6-HDMA: 1,6-hexanediol dimethacrylate
PMMA: polymethylmethacrylate, MMA: methylmethacrylate

Table II. Composition of resin primer and bonding agent

Material	Composition	Nature	Manufacturer
Tokuso rebase Aid	Dichloromethane	Solvent	Tokuyama, Japan
Resin Primer	Cyclomethane MMA, PMMA	Solvent	High Dental, Japan
Acecril	Part A: Heptane Part B: Polyalkyl methacrylate Ethylcyanoacrylate	Activator solvent base Stabilizer Cyanoacrylate adhesive	Pressingdental, San Marino

2. 연구 방법

1) 의치상 시편 제작

열중합형 PMMA 의치상 레진인 Acron MC, 그리고 열가소성 의치상 레진인 Hi-polycarbonate와 Acetal dental에 대한 열중합형 레진인 Lucitone 199, 자가중합형 레진인 Tokuso rebase, 그리고 광중합형 레진인 Lightdon-U 각각의 결합강도를 측정하기 위해서 의치상 시편을 3.5×10×64mm 크기로 제조사의 지시에 따라(Table III) 각 실험군당 8개씩 총 72개의 시편을 제작하였다. 제작된 시편은 No. 600 silicone carbide paper로 연마한 뒤, 이장 레진 적용시에 사용할 실리콘 몰드를 제작하고 37℃증류

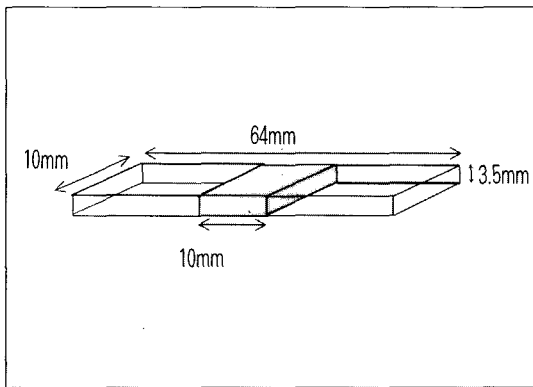


Fig. 1. Schematic view of specimen.

수에서 50시간동안 보관하였다.

이후 절단면이 시편의 장축과 수직을 이루도록 시편의 중앙 부위를 10mm절단하여 제거하고(Fig. 1), No. 320 silicone carbide paper로 절단면을 거칠게 처리한 후, 초음파 세척기에서 10분간 세척하고 건조하였다.

2) 이장 레진의 적용

각 의치상 시편의 절단면에 표면처리제를 도포하고 시편을 미리 제작한 실리콘 몰드에 위치시킨 다음 Table IV와 같이 이장 레진을 적용하여 굽힘강도 측정을 위한 시편을 제작하였다. Acron MC와 Hi-polycarbonate 의치상 시편의 경우에는 이장 레진 온성 후에 실리콘 몰드에서 즉시 제거하였으나, Acetal dental은 제조사의 지시에 따라 이장 레진 온성 후에도 몰드에서 24시간동안 실온에 방치해 두었다. 모든 시편은 굽힘강도 측정 전에 37℃증류수에서 50시간동안 보관하였다.

가. 열중합형 이장 레진

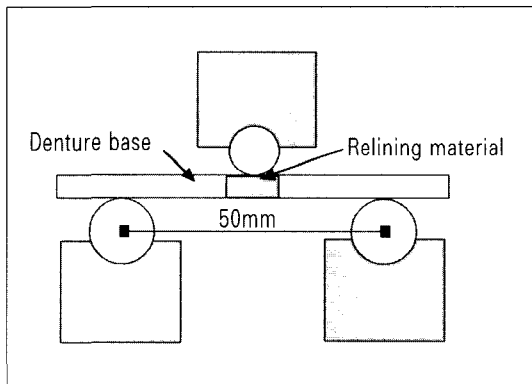
Lucitone 199를 제조사의 지시에 따라 단량체 10ml와 중합체 21g을 혼합하여 9분간 병상형성 후 실리콘 몰드에 적용하여 가압 성형하였다. 이때 시편제작 후에 제거를 용이하게 하기 위해 금속 플래스크에 경석고를 이용하여 미리 제작한 실리콘 몰드

Table III. Fabrication methods of denture base specimens

Denture base	Molding method	Injection equipment	Curing method	Manufacturer
Acron MC	Injection molding	Acropress	Injection at 6 bar 3min. microwave curing Cooling under pressure (30min. in air, 20min. in water)	GC, Japan
Hi-polycarbonate	Injection molding	Sulfonjet-2000	320℃ melting Injection at 35kg/cm ² Cooling under pressure (30min. in air, 30min. in water)	High Dental, Japan
Acetal dental	Injection molding	J-100	220℃ melting Injection at 4 atm Cooling under pressure (30min. in air)	Pressingdental, San Marino

Table IV. Application method of relining materials

Relining material	Denture base	Surface Treatment		Curing method
	Acron MC	Hi-polycarbonate	Acetal dental	
Lucitone 199	Lucitone 199 monomer	Resin Primer	Accecril+ Lucitone 199 polymer	90min. 163°F, 30min. 212°F in water Cooling (30min. in air, 20min. in water)
Tokuso rebase	Tokuso rebase Aid	Resin Primer	Accecril+ Tokuso rebase polymer	10min. initial curing 10min., 4kgf/cm ² pressure in pressure pot (45°C water/Tokuso Resin Hardener- II)
Lightdon-U		Resin Primer	Accecril	Lightdon bonding: 1min. in light curing unit Lightdon-U: 10min. in light curing unit Plaquit: 10min. in light curing unit



$$S = \frac{3LP}{2bd^2}$$

P : 파절시 하중(N)
L : 지점간 거리(mm)
b : 시편너비(mm)
d : 시편두께(mm)

Fig. 2. Schematic view of the three point loading system used for transverse flexural strength testing.

를 함께 매물하여 제작하였다. 수조에서 165°F로 1시간 30분, 212°F로 30분간 중합한 후 30분간 공기 중에서 서냉하고 20분간 물속에서 냉각하였다.

나. 자가중합형 이장 레진

Tokuso rebase를 제조사의 지시에 따라 단량체와 중합체를 혼합하여 실리콘 몰드에 적용하고, 그 위에 유리판을 이용해서 손으로 10분간 가압하여 경화시킨 뒤 45°C 물과 레진경화제인 Tokuso Resin

Hardener- II (Tokuyama Corp., Japan)를 섞은 용액을 pressure pot에 몰드와 함께 넣고, 10분간 4kgf/cm²으로 가압하였다.

다. 광중합형 이장 레진

시편의 절단면에 Lightdon-Bonding을 도포하고 OPTILUX 500(Kerr GmbH)을 이용하여 1분간 광조사하였다. 그 위에 Lightdon-U를 적용하고 유리판을 이용해서 손으로 가압한 후 10분간 광조사하고 시편을 실리콘 몰드에서 제거하였다. 광택 경화제인 PLAQUIT (Drewe-Dentamid-GmbH, Germany)를 도포한 다음 다시 10분간 광조사하였다.

3) 3점 굽힘강도 측정

제작되어진 시편을 만능시험기(Instron Universal Testing Machine: Model 4301, England)를 이용하여 지점간 거리 50mm에서 crosshead speed 5mm/min로 하중을 가하여 시편의 파절음과 함께 하중이 현저히 감소되는 시점의 하중치를 기록하였다. 이 하중치를 아래의 공식에 대입하여 각 시편의 3점 굽힘강도를 산출하였다(Fig. 2).

III. 연구 성적

각 실험군의 결합강도의 평균값 및 표준편차는 Table V, Fig. 3와 같으며 통계학적 비교분석을 위하여 Table VI와 같이 이원분산분석을 시행한 결과

의치상 레진과 이장 레진의 종류에 따라 각각 결합 강도에 유의성있는 차이가 있었으며($p < 0.01$), 두 요인 사이에 상호작용이 존재하였다($p < 0.01$). 따라서 Table VII과 같이 Duncan 다중범위검정법을 시행하여 각 실험군 간의 결합강도를 사후검정하였다

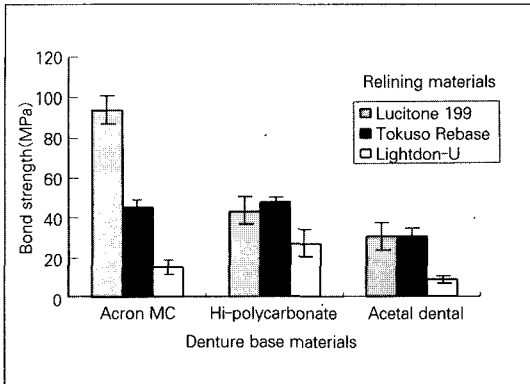


Fig. 3. Mean bond strengths(MPa).

($p < 0.05$).

열중합형 PMMA 의치상 레진인 Acron MC와 이장 레진 간의 결합강도는 Lucitone 199(93.4MPa), Tokuso rebase(44.9MPa), Lightdon-U(14.8MPa) 순서로 나타났고, 통계학적인 유의차가 있었다 ($p < 0.05$).

열가소성 의치상 레진인 Hi-polycarbonate에 대한 결합강도는 Tokuso rebase (47.5MPa), Lucitone 199(42.7MPa), Lightdon-U(26.7MPa) 순으로 나타났으며, Tokuso rebase와 Lucitone 199 사이에는 통계학적인 유의차가 존재하지 않았다($p < 0.05$). 또한 Acetal dental에 대한 결합강도는 Lucitone 199(30.0MPa), Tokuso rebase (29.7MPa), Lightdon-U(8.6MPa) 순으로 나타났으며, Lucitone 199와 Tokuso rebase 사이에는 통계학적인 유의차가 존재하지 않았다($p < 0.05$).

전체적으로 가장 높은 결합강도를 보인 실험군은 열중합형 PMMA 의치상 레진인 Acron MC와 열중

Table V. Mean bond strength(MPa) between denture base resin and relining resin

	Acron MC		Hi-polycarbonate		Acetal dental	
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
Luciton199	93.4	10.4	42.7	13.4	30.0	9.0
Tokuso	44.9	5.3	47.5	3.5	29.7	5.0
Lightdon-U	14.8	5.1	26.7	9.8	8.6	2.2

Table VI. Two-way ANOVA summary table

Source	DF	Sum of Squares	Mean Square	F Value	Pr>F
Model	8	39085.396	4885.674	78.16	0.0001
A(Denture base material)	2	9613.628	4806.814	76.90	0.0001
B(Relining material)	2	18287.981	9143.990	146.29	0.0001
A × B	4	11183.786	2795.946	44.73	0.0001
Error	63	3937.924	62.506		
Total	71	43023.321			

Table VII. Duncan's multiple range test

	Acron MC	Hi-polycarbonate	Acetal dental
Lucitone 199	A	B	C
Tokuso rebase	B	B	C
Lightdon-U	D	C	D

합형 이장 레진인 Lucitone 199군으로서 자가중합형 이장 레진인 Tokuso rebase군보다 2배 이상 높은 결합강도를 보였다. 열가소성 레진의 경우에는 Hi-polycarbonate가 Acetal dental보다 모든 이장 레진에 대하여 높은 결합강도를 보였으며, Hi-polycarbonate와 Lucitone 199 또는 Tokuso rebase 간의 결합강도는 Acron MC와 Tokuso rebase 간의 결합강도와 유의성 있는 차이가 없었다. 그리고 의치상 레진 종류에 관계없이 광중합형 이장 레진인 Lightdon-U의 결합력이 나머지 두 이장 레진의 결합력보다 낮게 나타났다.

IV. 총괄 및 고찰

레진을 사용하여 의치를 제작하는 방법에는 열중합형 레진을 이용하는 가압 성형법(compression molding technique)과 자가중합형 레진을 이용하는 유동성 레진법(fluid technique), 그리고 열가소성 레진을 이용하는 주사 성형법(injection molding technique)이 있다.^{1,3,4,22,23} 그러나 유동성 레진법²²은 낮은 강도와 기공률의 민감성으로 인하여, 주사 성형법^{11,22}은 복잡한 기공률과 레진 조작의 어려움으로 인하여 오래 전에 소개되었으나 널리 이용되지 못하였다.²³ 이후 조작이 어려운 열가소성 레진 대신 열중합형 레진을 주사 성형하여 정확성과 강도가 향상된 의치상 제작 방법이 소개되면서 주로 열중합형 레진을 이용한 주사 성형법에 대한 많은 연구가 보고되었다.^{9,24-26} 본 연구에 사용된 PMMA 의치상 레진인 Acron MC는 극초단파 온성용 열중합형 레진으로써 짧은 온성시간, 우수한 색조 안정성과 내면 적합도, 청결한 작업과정, 소량의 잔존 단량체, 의치상용 레진과 인공치의 우수한 결합강도 등의 장점을 갖고 있으며^{27,37}, 최근에는 극초단파 온성용 가압 주사 성형기가 개발되어 임상에서 사용되고 있다.

Smith¹¹는 열가소성 레진이 비록 특별한 성형장비가 필요하고 기공률의 복잡하기는 하나 뛰어난 강도와 정확성을 가진다고 하였으며, Kimura¹²는 새로운 가압 성형 시스템을 이용하여 제작된 열가소성 레진 의치상은 재현성이 뛰어나고, 조작이 간단하며, 잔존 단량체가 없어 조직에 위해한 작용이 적고 물성이 우수하다고 하였다. 본 연구에서 사용된 열가소성 레진인 polycarbonate는 탄산(carbonic acid)

의 폴리에스테르로서 선형 사슬내에 카보네이트가 반복된 구조를 갖고 있으며²², Kimura¹²는 polycarbonate가 PMMA에 비해 인장강도와 굴곡강도가 우수하며 수분흡수율이 낮고 표면경도는 비슷하다고 보고하였으며, Smith¹¹는 polycarbonate는 연화온도가 매우 높아 끓는 물에서 소독이 가능하며, 높은 충격강도와 인성을 가지고, 체적안정성이 뛰어나다고 하였다. 그러나 O' Brien¹은 polycarbonate는 습기찬 몰드 내로는 사출(injection)이 잘 되지 않으며, 용해점도가 높고, 수분 존재하에서 과열되면 폭발적인 해중합(depolymerization)이 발생할 수 있으며, 가교가 없어 용매에 대한 저항성이 불량하고, 또한 쉽게 균열(craze)이 일어나는 단점을 갖고 있다고 하였다. 한편, 치과용 재료로 사용되는 polyacetal resin은 주로 formaldehyde의 중합에 의해 형성된 polyoxymethylene(POM)의 단일 중합체(homopolymer)²⁸를 이용하는데 분자의 규칙성, 대칭성, 유연성 때문에 높은 인장강도와 굽힘강도를 갖고 있으며 낮은 수분흡수율로 형태안정성이 뛰어나다.²⁹ Fitton¹³은 polyacetal resin은 마찰계수가 낮고 피로저항이 높으며 생체적합성이 우수하다고 보고 하였으나, Smith¹¹는 POM 의치는 주사 성형기를 이용하여 제조하기 때문에 금속 합금의 주조시에 나타나는 문제점과 비슷한 양상을 보이며, 자외선과 산화제에 취약하다고 하였다.

의치상 영구 이장 재료로는 열중합형 레진, 자가중합형 레진, 그리고 광중합형 레진을 사용할 수 있는데, 일반적으로 자가중합형 레진은 열중합형 레진보다 기계적, 물리적 성질이 열등하며^{15,30} 재료에 따라 차이가 크기 때문에, 이장 레진으로 자가중합형 레진을 사용할 경우에는 수분흡수, 용해도, 의치상과 이장 레진 간의 결합강도와 같은 물리적인 특성을 고려하여 재료 선택에 신중을 기해야 한다.³¹ 이번 실험에 사용된 자가중합형 이장 레진인 Tokuso rebase는 단량체 내에 고농도의 가교제(1.6-HDMA)가 첨가되어 통상의 이장 레진에 비해 수분흡수가 적고, 불쾌한 냄새가 나지 않으며, 구강조직에 대한 자극이나 중합시 발생하는 열 등이 감소된 임상적으로 우수한 성질을 갖는 반면, 의치상 레진에 대한 결합강도는 약하다. 이는 단량체 내에 첨가된 고농도의 가교제로 인하여 상대적으로 분자량이 커져 의치상 표면을 녹이지 못하기 때문으로 이장 전에 의치

상 레진과 이장 레진 간의 결합을 촉진시키기 위해 제조사는 표면처리제의 사용을 추천하고 있다.¹⁶⁾ 광중합형 레진은 열중합형 레진과 기계적인 성질은 거의 비슷한 것으로 보고되고 있으며³²⁾, 적합도가 우수하고 잔존 단량체가 없이 완전히 중합이 되며, 색조 안정성, 조작성 등에서 만족할 만하나²⁰⁾, 통상의 아크릴릭 레진보다 3.6배나 수분흡수가 높아 착색이 더 많이 나타나는 단점이 있다.³³⁾

이장 레진에서 흔히 나타나는 문제점 중 하나가 이장 레진과 의치상 레진의 분리이며¹⁶⁾, 이는 이장된 의치의 기계적 강도를 저하시키고 세균의 축적과 착색을 촉진시킨다.⁷⁾ 의치상 레진과 이장 레진 간의 결합은 이장 레진의 젖음성과 두 레진 간의 친화성에 의해 결정된다. 젖음성을 증진시키기 위해서는 적절한 계면장력(interfacial tension)과 점도를 갖는 이장재 선택과 청결한 표면이 중요하다. 또한 의치상의 잔존 단량체는 두 레진 간의 친화성에 영향을 주기 때문에 이장 전 의치상 표면의 단량체 처리는 결합 강도를 증가시킨다.¹⁷⁾ Büyükyılmaz 등³⁴⁾은 중합체간의 결합은 단량체가 중합체의 표면에 침투, 확산되어 중합체사슬과 network를 형성하면서 일어나는데, 단량체의 침투시간과 중합시 가해지는 열에 의해 영향을 받는다고 하였으며, 특히 중합시 가해지는 열은 중합체를 연화시켜 단량체가 효과적으로 침투, 확산될 수 있기 때문에 열중합형 레진이 자가중합형 레진보다 결합강도가 높게 나타나고 자가중합형 레진에서도 중합온도를 50℃ 이상으로 높여줄 경우에는 결합강도가 증가한다고 하였다. 그러나 Beyli 등¹⁹⁾은 열중합형 의치상 레진 표면을 단량체, 단량체와 연마제, 그리고 연마제로만 각각 처리한 경우에 이장 레진과의 결합강도를 비교한 연구에서 표면처리가 결합강도에는 영향을 미치지 않는다고 하였다.

본 실험 결과 열중합형 PMMA 의치상 레진에서는 열중합형, 자가중합형, 그리고 광중합형 이장 레진 순으로 결합강도가 감소되었으며, 열중합형 이장 레진인 Lucitone 199와의 결합강도는 나머지 실험군들에 비하여 유의성 있게 매우 높은 결합강도를 보였고 굽힘강도 측정 후 파절양상은 다른 실험군들과는 달리 유일하게 집착실패(adhesive failure)가 아닌 응집실패(cohesive failure)가 관찰되었다. 이러한 두 열중합형 레진 간의 높은 결합강도는 비록 극초단파 온성법으로 제작된 PMMA 의치상이 수조 온성법으로

로 제작된 통상의 PMMA의치상에 비해 잔존 단량체가 적어³⁷⁾ 상대적으로 친화성은 불량하나, 단량체를 이용한 부가적인 표면처리와 장시간의 단량체 침투 시간, 그리고 열에 의한 효과적인 단량체의 침투 및 확산효과 때문으로 설명될 수 있다. 한편 자가중합형 이장 레진인 Tokuso rebase의 결합강도는 열중합형 이장 레진의 1/2 이하의 수준이었으나 비교적 높은 결합강도를 보였는데, 이는 자가중합형 이장 레진이 젖음성이 높고 표면처리제인 Tokuso rebase Aid가 의치상 표면을 녹여 이장 레진이 보다 효과적으로 침투, 확산되어 의치상 레진과의 혼성층(mixed layer)¹⁶⁾을 형성함으로써 결합강도가 증가된 것으로 생각된다. 그러나 광중합형 이장 레진의 경우에는 광중합형 이장 레진의 젖음성과 본 실험에 사용된 열중합형 PMMA 의치상 레진의 친화성이 모두 불량하기 때문에 열중합형 이장 레진의 1/6 미만의 낮은 결합강도를 보였으며, 만약 이장 레진 적용 전에 단량체를 이용한 표면처리를 시행하였다면 결합강도는 보다 높아졌을 것으로 생각된다.

열가소성 레진인 polycarbonate는 자가중합형, 열중합형, 그리고 광중합형 이장 레진 순으로 결합강도가 감소되었으나, 열중합형 이장 레진과 자가중합형 이장 레진 각각에 대한 결합강도는 통계학적으로 유의한 차이가 없었다. 이는 polycarbonate의 연화온도가 140~160℃²²⁾로 열중합형 이장 레진의 연화온도인 74~77℃⁴⁾보다 높아 단량체가 효과적으로 침투, 확산되지 못했기 때문으로 설명될 수 있다. 또한 polycarbonate에 대한 열중합형 이장 레진 또는 자가중합형 이장 레진의 결합강도는 PMMA 의치상과 자가중합형 이장 레진 간의 결합강도와 통계학적으로 유의한 차이가 없었으며, 광중합형 이장 레진과의 결합강도는 다른 의치상 레진에 비해 polycarbonate에서 매우 높게 나타났다. 이는 표면처리제인 Resin primer가 용매인 cyclomethane과 MMA, PMMA를 함유하고 있어 가교가 없는 polycarbonate를 쉽게 용해하여¹⁰⁾ 의치상 레진 표면에 중합체층(polymer layer)³³⁾을 형성함으로써 친화성이 높아져 이장 레진과의 결합력이 증가한 것으로 생각된다. 또한 예비 실험결과에서, 제조사가 추천하는 polycarbonate 전용 자가중합형 아크릴릭 레진인 Polyfast(High Dental Co., Japan)를 이용하여 polycarbonate 의치상 시편을 집합시킨 경우에 결합강도

가 평균 $45.3 \pm 6.3 \text{MPa}$ 로 나타나, polycarbonate와 Tokuso rebase의 결합강도인 $47.6 \pm 3.5 \text{MPa}$ 보다 오히려 낮은 결합강도를 보였다. 따라서, polycarbonate 의치상 이장시에 자가중합형 이장 레진을 사용할 경우 제조사가 추천하는 Poly-fast외에 Tokuso rebase와 같은 이장 레진을 사용해도 결합강도에 관한 한 큰 무리가 없을 것으로 생각된다.

열가소성 레진인 polyacetal resin은 열중합형, 자가중합형, 그리고 광중합형 이장 레진 순으로 결합강도가 감소되었다. 이는 polyacetal resin이 매우 규칙적인 결정구조를 가지고 있어^{11,13,26)} 용매에 대한 저항성이 뛰어나 이장 레진의 단량체 침투가 어렵고 cyanoacrylate 접착제의 사용으로 인하여 모든 이장 레진과의 결합강도가 열가소성 레진인 polycarbonate보다 낮게 나타났으며, 특히 광중합형 이장 레진과의 결합강도는 친화성과 젖음성이 모두 불량하여 모든 실험군중에서 가장 낮았다. 또한 158°C ¹³⁾의 고온에서 연화되기 때문에, polycarbonate와 마찬가지로, 열중합형 이장 레진과 자가중합형 이장 레진 각각에 대한 결합강도는 통계학적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다. 본 실험에서 사용한 Polyacetal resin의 제조사는 최상의 결합강도를 얻기 위해서는 자가중합형 레진이나 광중합형 레진을 이용하더라도 이장 레진을 적용한 후부터 보철물 장착까지 24시간을 기다릴 것을 추천하고 있다. Demetriou 등³⁵⁾은 파절된 의치상을 수리하는데 강화형 cyanoacrylate의 사용을 추천하였으나, 김 등²⁹⁾은 cyanoacrylate는 생체내에서 분해되는 경향(biodegradation)이 있다고 하였으며, Wiebelt³⁶⁾은 PMMA로 제작된 시편을 절단하여 cyanoacrylate 접착제와 자가중합형 acrylic resin으로 접합시켰을 때 결합강도를 비교한 연구에서 cyanoacrylate 접착제로 결합시킨 시편에서 결합력이 낮게 나타났으며, 물속에서 cyanoacrylate 접착제의 결합능력이 감소된다고 하였다. 따라서 cyanoacrylate 접착제의 접착효과에 관한 심도 깊은 연구가 필요하다고 생각된다.

Razavi 등²¹⁾은 통상의 열중합형 아크릴릭 의치상 레진에 대한 광중합형 이장 레진의 결합강도가 임상에서 적용할 만큼 충분히 높다고 하였다. 본 실험 결과에서, 열중합형 PMMA 의치상 레진과 광중합형 이장 레진과의 결합강도보다 높은 수치를 보인 polycarbonate 의치상에 대한 열중합형, 자가중합형, 그

리고 광중합형 이장 레진의 결합과 polyacetal resin 의치상에 대한 열중합형, 자가중합형 이장 레진의 결합은 결합강도에 관한 한 임상적으로 큰 문제가 없을 것으로 생각된다. 그러나 polyacetal resin에 광중합형 이장 레진의 결합강도는 열중합형 PMMA 의치상과 광중합형 이장 레진의 결합강도보다 낮아 사용 시에 주의가 요구된다 하겠다.

IV. 결 론

본 연구는 가압 주사식 열가소성 의치상 레진과 이장 레진 간의 결합강도를 연구하고자 의치상 재료로 열가소성 레진인 Hi-polycarbonate(High Dental Co. Japan)와 Acetal dental(Pressing dental s.r.l., Repubblica di San Marino)을, 열중합형 레진인 Acron MC(GC Dental Industrial Co., Japan)를 사용하고 이장 레진으로 열중합형 레진인 Lucitone 199(Densply international Inc., York), 자가중합형 레진인 Tokuso rebase(Tokuyama Corp., Japan), 광중합형 레진인 Lightdon-U (Dreve -Dentamid - Gmbh, Germany)를 각각 사용하여 시편을 제작하고 만능시험기로 결합강도를 측정할 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 열중합형 PMMA 의치상 레진인 Acron MC와 열중합형 이장 레진인 Lucitone 199 간의 결합강도가 가장 높게 나타났다(93.4MPa).
2. Hi-polycarbonate와 Lucitone 199 또는 Tokuso rebase 간의 결합강도는 Acron MC와 Lucitone 199 간의 결합강도의 약 1/2 수준이었으며, Acron MC와 Tokuso rebase 간의 결합강도와는 유의차가 없었다($p < 0.05$).
3. Acetal dental은 Hi-polycarbonate 보다 이장 레진에 대하여 낮은 결합강도를 보였다.
4. 모든 의치상 레진에 대하여 이장 레진중 광중합형 레진인 Lightdon-U의 결합강도가 가장 낮은 것으로 나타났다.

참고문헌

1. O'Brien WE. Dental materials: properties and selection. Quintessence Publishing Co.; 1989. p157-76.

2. Clancy JM, Boyer DB. Comparative bond strengths of light-cured, heat-cured, and autopolymerizing denture resins to denture teeth. *J Prosthet Dent* 1989;61:457-62.
3. Phillips RW : Skinner' science of dental materials. 8th Ed., W.B Saunders Co.:1982. p161-216.
4. Craig RG : Restorative dental materials. 8th Ed., C.V Mosby Co.:1989. p509-59.
5. Takayama T, Setcos JC. Resin denture base : Review of accuracy and methods of polymerization. *Int J Prosthodont* 1989; 2:555-62.
6. Winkler S. Denture base resins. *Dent Clin North Am* 1984;28:287-97.
7. Arena CA, Evans DB, Hilton TJ. A comparison of bond strengths among chairside hard reline materials. *J Prosthet Dent* 1993;70:126-31.
8. 정재현. 총의치학. 청해사:1995. p491-9.
9. Garfunkel E. Evaluation of dimensional changes in complete dentures processed by injection-pressing and the pack-press technique. *J Prosthet Dent* 1983;50:757-61.
10. 이종률, 김경남 역. 精選 치과재료학. 한국퀀테센스출판사:1995. p100-40.
11. Smith DC. Recent developments and prospects in dental polymers. *J Prosthet Dent* 1962;12:1066-78.
12. Kimura H. A study on the dental injection molding system with cartridge (part1)-polycarbonate denture base-. *J. Osaka Univ. Dent. Sch.* 1980; 20:51-61.
13. Fitton JS., Davies EH, Jowlett JA, Pearson GJ. The physical properties of a polyacetal denture resin. *C Mater* 1994;17:125-9.
14. Zarb GA, Bolender CL, Carsson GE. Boucher's prosthodontic treatment for edentulous patients. 11Ed C.V Mosby Co.:1997. p390-9.
15. Ortman HR, Ortman LF. Denture refitting with today's concepts and materials. *Dent Clin North Am* 1975;19:269-90.
16. Arima T, Nikawa H, Hamada T, Harsini. Composition and effect of denture base resin surface primers for reline acrylic resins. *J Prosthet Dent* 1996;75:457-62.
17. Andreopoulos AG, Polyzois GL, Demetriou PP. Reparis with visible light-curing denture base materials. *Quintessence Int* 1991;22:703-706.
18. Cucci AL, Rached RN, Giampaolo ET, Vergani CE. Tensile bond strengths of hard chairside reline resins as influenced by water storage. *J Oral Rehabil* 1999;26:631-4.
19. Beyli MS, von Fraunhofer JA. Repair of fractured acrylic resin. *J Prosthet Dent* 1980;44:497-503.
20. Ogle RE, Sorensen SE, Lewis EA. Anew visible light-cured resin system applied to removable prosthodontics. *J Prosthet Dent* 1986;56:497-506.
21. Razavi R, KhanZ, von Fraunhofer JA. The bond strength of a visible light-cured reline resin to acrylic resin denture base material. *J Prosthet Dent* 1990;63:485-7.
22. 김경남, 김교환, 김형일 등. 치과재료학. 군자출판사:1995. p141-89.
23. Huggett R, Zissis A, Harrison A, Amanda Dennis. Dimensional accuracy and stability of acrylic resin denture bases. *J Prosthet Dent* 1992;68: 634-40.
24. Nogueira SS, Ogle RE, Davis EL. Comparison of accuracy between compression- and injection-molded complete dentures. *J Prosthet Dent* 1999;82:291-300.
25. Strohaber RA. Comparison of changes in vertical dimension between compression and injection molded complete dentures. *J*

- Prosthet Dent 1989;62:716-8.
26. Anderson GC, Schulte JK, Arnold TG. Dimensional stability of injection and conventional processing of denture base acrylic resin. *J Prosthet Dent* 1988;60:394-8.
 27. Geerts GA, Jooste CH. A comparison of the bond strengths of microwave- and waterbath-cured denture material. *J Prosthet Dent* 1990;70:406-9.
 28. Turner JW, Radford DR, Sherriff M. Flexural properties and surface finishing of acetal resin denture clasps. *J Prosth* 1999;8:188-95.
 29. 김상길 공저. 재료과학과 공학. 회중당;1987. p416-8.
 30. Ruyter IE, Svendsen SA. Flexural properties of denture base polymers. *J Prosthet Dent* 1980;43:95-104.
 31. Cucci AL, Vergani CE, Giampaolo ET, Maria C. da Silveira Ferreira Afonso. Water sorption, solubility, and bond strength of two autopolymerizing acrylic resins and one heat-polymerizing acrylic resin. *J Prosthet Dent* 1998;80:434-8.
 32. Dar-oder NS, Harrison A, Abu-hammad O. An evaluation of self-cured and visible light-cured denture base materials when used as a denture base repair material. *J Oral Rehabil* 1997;24:755-60.
 33. Khan Z, von Fraunhofer ZA, Razavi R. The staining characteristics, transverse strength, and microhardness of a visible light-cured denture base material. *J Prosthet Dent* 1987;57:384-6.
 34. Büyükyılmaz S, Ruyter IE. The effects of polymerization temperature on the acrylic resin denture base-tooth bond. *Int J Prosthodont* 1997;10: 49-54.
 35. Demetriou PP, Polyzois GL, Andreopoulos AG. Reinforced cyanoacrylates as repair materials. *J Mater Sci Letter* 1988;7:13.
 36. Wifelet FA, Duncanson MG, Stratton RJ. Comparison of bond strengths of polymethyl methacrylate and alpha cyanoacrylate. *J Prosthet Dent* 1982;47:603-5.
 37. De Clerck JP. Microwave polymerization of acrylic resins used in dental prostheses. *J Prosthet Dent* 1987;57:650-8.

Reprint request to:

Chang-Mo Jeong, D.D.S., M.S.D., Ph. D.
Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Pusan national University
1-10, Ami-Dong, Seo-Gu, Pusan, 602-739, Korea
cmjeong@hyowon.cc.pusan.kr

ABSTRACT

A STUDY ON THE BOND STRENGTH OF RELINE RESIN TO PRESSURE INJECTION TYPE THERMOPLASTIC DENTURE BASE RESIN

Tae-Sung Moon, Chang-Mo Jeong, Young-Chan Jeon, Jang-Seop Lim

Department of Prosthodontics, Collage of Dentistry, Pusan National University

The purpose of this study was to evaluate the bond strength of reline resin to pressure injection type thermoplastic denture base resin. The denture base resins used in this study were Hi-polycarbonate[®](High Dental Co., Japan), Acetal dental[®](Pressingdental s.r.l., Repubblica di San Marino) of thermoplastic resin and Acron MC[®](GC Dental Industrial Co., Japan) of heat cured resin. The reline resins used were Lucitone 199[®](Dentsply international Inc., USA), Tokuso rebase[®](Tokuyama Corp., Japan), and Lightdon-U[®](Dreve- Dentamid-Gmbh, Germany). The reline resins are representative of heat-cured, self-cured, and light-cured resin respectively. Bond strength was examined by use of a three-point transverse flexural strength test.

The results were as follows:

1. The bond strength of Lucitone 199 to Acron MC was the highest.
2. The bond strengths of Lucitone 199 and Tokuso rebase to Hi-polycarbonate resulted in a value of approximately one half that of Lucitone 199 to Acron MC, and there were no significant differences between these and the bond strength of Tokuso rebase to Acron MC ($p < 0.05$).
3. The bond strengths of reline resins to Acetal dental were lower than those of reline resins to Hi-polycarbonate.
4. For all base resins Lightdon-U showed lower bond strength than the other reline resins.

Key words : Thermoplastic resin, Polycarbonate, Polyacetal resin, Denture reline