

지속적 가압 주사식 열중합 의치상 레진에 대한 열중합, 자가중합 및 광중합 레진의 결합력에 관한 비교분석

세대학교 치과대학 보철학교실
황승우 · 정문규

I. 서 론

1937년 acrylic polymer가 의치상 재료로 사용되기까지는 vulcanized rubber, nitrocellulose, phenol formaldehyde 등이 사용되었으나, 이러한 재료들은 심미적으로 불량하였고, 냄새가 안 좋았으며, 부피의 변화도 심하였다⁹⁾. 그러나 acrylic polymer의 개발로 인하여 이러한 문제점들이 극복되었고, 불과 10년 만에 거의 모든 의치상의 재료로서 사용되었으며, 심미성, 강도, 조직 친화성 등에서 만족할 만한 결과를 보였다. 그러나 수분이나 타액의 흡수로 인한 의치의 팽창과 중합시 발생하는 수축은 의치의 고경을 변화시켜 교합, 의치의 적합도 등이 불량하게 되므로, 이를 해결하려는 많은 시도가 있어 왔다. 1942년에 Pryor가 레진의 중합시 지속적으로 압력을 가하면서 레진을 공급하여 줄으로써 중합시 발생하는 수축을 감소시키기 위한 주사식 중합법(Injection processing)을 주장²⁰⁾한 이후 주사식 중합법에 관한 지속적인 연구가 있어 왔으며, 이는 polycarbonate나 nylon이 주성분으로서, 분자량이 비교적 균일하다는 장점이 있었으나, 낮은 파절강도, 치아와 의치상 레진과의 낮은 접착력, 고가의 장비 등의 문제가 있었으며, 중합 수축도 통상의 레진 중합법보다 우수하지 못하여⁹⁾ 실용화 되지는 못하였다.

1970년대 초에 개발된 SR-Ivocap system(SR-Ivocap, Ivoclar AG, Schaan, Liechtenstein)은 미리 계량되어 기계적으로 혼합된 단량체와 polymer를 압력에 의해 지속적으로 flask 내에 주사하면서, 주사관에서 가장 먼 곳부터 중합이 일어나도록 함으로써 중합시 일어나는 수축을 보상하여 줄 수 있는 지속적 가압 주사식(continuous-pressure injection techni-

que) 열중합 레진으로서³⁰⁾, 임상에서의 이용이 가능하게 되었다.

Schmidt²³⁾는 SR-Ivocap 주사식 레진을 전자현미경으로 관찰한 결과 SR-Ivocap 주사식 레진은 polymer입자가 기질 내에 완전히 용해되어 있는 무형의 구조(structureless)로써, 화학적, 기능적, 기계적으로 보통의 레진보다 우수하며 균일한 질의 의치를 제작할 수 있다고 하였다. Anderson 등²⁾, Strohaber 등²⁶⁾은 주사법에 의해 중합된 SR-Ivocap 레진의 중합수축이, 통상의 방법에 의한 레진의 중합수축보다 월등히 적다고 하였다. 그러나 Garfunkel¹²⁾은 중합이 끝난 의치를 석고 모형으로부터 분리하기 전의 고경변화는 통상의 열중합법에 의해 제작된 의치보다 주사식 중합법에서 오히려 더 크며, 완성된 의치의 고경변화도 우수하지 못하다고 하였다. 그러나 Sykora²⁸⁾의 조사에 의하면, SR-Ivocap으로 제작된 의치의 장착시 교합조절이 거의 필요하지 않기 때문에 임상에서 선호되고 있다고 하였다. 이와같이 지속적 가압 주사식 열중합 레진인 SR-Ivocap system은 기존의 의치상 레진과는 구조가 다른 레진으로서, 중합수축에 관한 약간의 논란이 있으며 고가의 장비가 필요하다는 단점은 있으나, 이의 임상이용이 증가하고 있는 추세이다.

한편 환자에게 의치를 처음 장착하였을 때에는 의치가 구강조직에 우수하게 적응을 하지만, 시간이 지남에 따라 구강 내의 환경과 치조골, 점막등이 변하게 되어 의치가 구강조직에 정확하게 적합하지 않게 되어 교합, 악골간의 수직고경 등에 변화가 오게 되며, 지지력과 유지력이 감소되어 치조골의 손상이 가속화된다고¹⁷⁾. 이러한 구강 내의 변화에 대하여 의치상의 적합도를 증가시켜주기 위해, 새로운 의

치상 재료를 추가함으로써 의치상의 내면을 재형성 시켜주게 되는데 이를 의치의 침상이라고 한다^{5,19)}. 의치의 침상은 여러 방법과 재료가 있으나, 의치의 내면을 삭제한 후 인상을 채득하여 열중합 레진을 추가하는 방법이 보편적으로 사용되고 있다^{4,5,16)}. 이때 기존의 의치상 레진과 새로운 의치상 레진은 구성 성분, 분자량, 접합면의 입자(bead), 잔존 단량체의 양, 가소제(plasticizer), 중합 온도, 수분의 함유정도, 중합시 입자 주위에 발생하는 스트레스의 집중 등이 차이가 나므로 결합력에 문제가 발생할 수 있다^{24,25)}. 이에 저자는 고가의 재료와 장비가 필요하고, 기존의 의치상 레진과 구조적으로 다른 SR-Ivocap 주사식 레진과, 기존에 사용되고 있는 의치상 레진들과의 결합력을 알아보기 위하여 주사식 레진을 base로 하고, 동일한 주사식 레진, 열중합 레진, 자가중합 레진 및 광중합 레진을 침상재로 하여, 인장강도를 측정, 비교하여 보았다.

II. 실험 재료 및 방법

가. 실험재료

실험 재료는 지속적 가압 주사식 열중합 의치상 레진인 SR-Ivocap 레진(Ivoclar AG, Schaan, Liechtenstein)과 열중합 레진인 Lucitone 199(L. D. Caulk Co., Milford, DE., U. S. A.)를 base로 하고, 동일한

재료 즉, SR-Ivocap과 Lucitone 199, 그리고 자가 중합 레진인 Ivoclar SR 3/60(Ivoclar AG, Schaan, Liechtenstein), 광중합 레진인 Triad(Dentsply International, Inc., York, PA.)를 침상 재료로 사용하였다(Table 1). 이때 Lucitone 199에 접합한 균을 대조군으로 하고, SR-Ivocap에 접합한 균을 실험군으로 하였다.

나. 실험방법

1. 시편제작 및 처리

φ6.7×60mm의 원통 모양의 시편을 SR-Ivocap 및 Lucitone 199를 이용하여, 각각의 제조회사의 지시대로 20개씩 제작하였다. 이때 크기를 균일하게 하기 위하여 유리관의 내부공간에 탄성 인상재인 Provil(Bayer Dental Co.)을 채워넣고, 여기에서 나온 인상을 이용하여 매몰, 중합한 후 4주간 상온의 물속에 보관하였다.

가) 대조군 시편의 제작

제작된 Lucitone 199 시편 중 10개는 Hanau flask(Teledyne Hanau, Buffalo N. Y.)에, 5개는 SR-Ivocap system의 flask에 통상의 방법에 따라 매몰하였다. 석고가 완전히 경화된 후 flask를 분리하여 시편을 제거하고, 제거한 시편을 또 다른 flask에 한번 더 매몰한 후 레진시편을 제거하였다. 제거한 각 시편을 2등분하고, 절단면을 240grit sand paper로 연마하여

Table 1 : Curing method of each specimens.

Product name	Manufacturer	Classification	Curing method
SR-Ivocap	IVOCLAR	Type I Class 1	Capsule preparation (10g. powder : 30ml monomer. predosed.) Injection(6bar, 5min) Polymerization(100°C, 35min.) Cooling(20min. in cold water with pressure. 10min. in cold water without pressure.)
Lucitone 199	Dentsply	Type I Class 1	21g. powder : 10ml. liquid. 1 1/2 hours in 163°F., 1/2 hour 212°F. in water. cooling.(1/2 hour in air, 1/4 hour in water.)
Ivoclar-SR 3/60	IVOCLAR	Type I Class 2	3.5 parts powder : 1.1 part. liquid. 15sec mix. packing after 60sec. 50°C, 2-6bar. 15min.
Triad VLC.	Dentsply	Visible light curing	10min. in Triad light curing unit.

임상에서 의치의 내면을 거칠게 한 것과 유사한 효과를 내도록 하였으며⁷, 이때 절단면이 시편의 장축과 수직을 이루도록 Ney surveyor를 이용하였다. 시편을 5분간 초음파 세척기에서 세척한 후, 2등분된 시편의 절단면에 Lucitone 199의 단량체를 면봉으로도포하였다. 그후 2등분된 시편의 반쪽씩을 다시 위에서 매몰하였던 flask에 재워치시키고, 나머지 반의 빈 공간에 SR-Ivocap, Lucitone 199, Ivoclar SR 3/60을 각 제조회사의 지시대로 중합시켜 10개씩, 총 30개를 제작하였다. Lucitone 199 시편 중 남은 5개를 2등분하여 절단면을 연마하고, 단량체를 도포한 후, 유리관에 재워치시켰다. Triad를 유리관의 남은 빈 공간에 기포가 생기지 않도록 주의하여 채워넣고 Triad light curing unit에서 10분간 광중합시켜 10개의 시편을 더 제작하였다. 위의 작업중 수술용 장갑을 착용하여 시편이 오염되는 것을 최소화하였다.

나) 실험군 시편의 제작

가)와 동일한 방법으로 SR-Ivocap 시편에 SR-Ivocap, Lucitone 199, Ivoclar SR 3/60 및 Triad를 접합시켰다.

다) 시편의 처리

완성된 시편을 선반에 위치시켜 접합면을 중심으로 양쪽 6mm씩을 절삭(turning)하여, 6.2±0.2mm의 직경이 되도록 레진이 증착된 부위를 제거하고^{7,8)} (Fig. 1), 다시 1주간 상온의 물속에 보관한 후 6°C와 60°C에서 1분씩, 24시간동안 thermocycling하였다.

2. 인장강도 측정

Universal testing machine(Instron, Model 6022, Instron Co., U.S.A.)을 이용하여 5mm/min의 속도로 인장강도를 측정하였다.

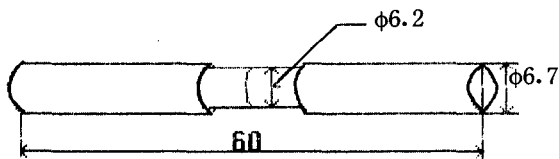


Fig. 1. Schematic view of the specimen.
(단위 : mm)

III. 실험 성적

실험결과는 Table 2, Fig 2와 같다.

지속적 가압 주사식 레진에 접합시킨 경우의 인장강도가 통상의 열중합 레진에 접합시킨 경우보다 낮은 경향을 보였으나, 광중합 레진의 경우에 있어서는 지속적 가압 주사식 레진에 접합시킨 군의 인장강도가 더 높았다. 지속적 가압 주사식 레진에 접합시킨 군 중에서는, 지속적 가압주사식 레진 또는 통상의 열중합 레진을 사용하였을 때 가장 높았고, 광중합 레진을 사용하였을 때 가장 낮았다. 통상의 열중합 레진에 통상의 열중합 레진을 접합시킨 경우의 인장강도(51.67±3.70MPa)가 가장 높았으며, 통상의 열중합 레진에 광중합 레진을 접합시킨 경우의 인장강도(4.65±3.12MPa)가 가장 낮았다.

열중합 레진에 광중합 레진을 접합시킨 시편 중 3개는 thermocycling과정에서 접합면의 파절이 발생하여 인장강도를 측정할 수 없었다.

대조군과 실험군간의 유의차를 알기 위하여 t-test에 의한 짝비교 결과, 지속적 가압 주사식 레진에 지속적 가압 주사식 레진을 접합시킨 군과, 통상의 열중합 레진에 지속적 가압 주사식 레진을 접합시킨 군에서만 유의차가 없었으며(P<0.05), 그 외의 시편들에서는 통계학적 유의차가 있었다(P<0.05). ANOVA test 결과, 지속적 가압 주사식 레진과 통상의 열중합 레진, 두 집단간의 유의차가 있었으며(P<0.05), 각 집단 내에서도 각 재료간의 유의차가 있었다.

Table 2. Mean tensile bond strength in test groups

	(단위 : MPa)			
	SR-Ivocap		Lucitone 199	
	MEAN	SD	MEAN	SD
SR-Ivocap	32.81	2.49	35.09	4.28
Lucitone 199	31.29	4.74	51.67	3.70
Ivoclar SR3/60	23.40	3.04	30.19	5.60
Triad VLC	12.74	4.56	4.65*	3.12

n=10,

단, *n= 7.(Other specimens fractured during thermocycling)

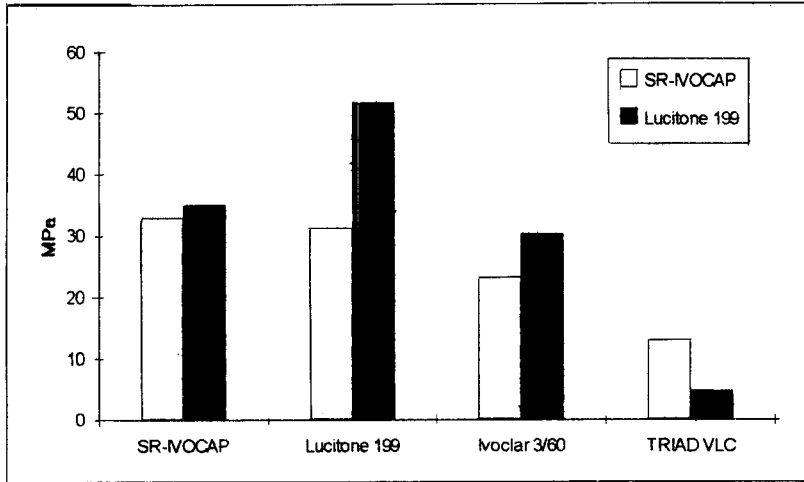


Fig. 2. Bar graph showing mean of specimens.

실험군과 대조군의 각 군사이의 인장강도를 비교하기 위하여 Duncan's multiple range test 결과 $LL > LI > II, IL, LS > IS > IT > LT$ 의 순서로 인장강도의 차이가 있었다.

II. 총괄 및 고찰

의치의 침상재는 영구 재료와 임시 재료로 분류할 수 있으며, 영구 재료에는 열중합 레진, 자가중합 레진, 광중합레진이, 임시 재료에는 탄성 이장재가 포함된다⁹⁾. 열중합 레진은 정확도, 강도, 색조 안정성, 심미성, 조직 친화성 등 기존 의치 사용재료로서는 가장 우수한 재료로서, 보편적으로 사용되고 있으나²⁹⁾, 기공 작업 시간이 필요하기 때문에 환자가 의치를 일정기간 장착할 수 없다는 단점이 있다. 자가중합 레진은 임상에서 바로 시행할 수 있다는 장점은 있으나, 중합의 정도가 열중합 레진보다 낮아 강도, 기포, 기존 의치와의 접합성 등에 문제가 있으며, 또한 단량체의 함유량이 높으므로 중합 수축이 크고, 중합시 발생하는 열 때문에 불쾌감을 줄 수 있다^{6, 13, 17, 19)}. 그러나 Andreopoulos 등³⁾은 잔존 단량체에 의한 화학적 결합 때문에 오히려 열중합 레진보다 자가중합 레진의 접착력이 더 높다고 하였다. 광중합 레진은 최근 개발되어 많은 연구가 진행되고 있으며, 임상 이용도 증가하고 있는 추세이다. 광중합 레진은 적합도가 우수하고 잔존 단량체가 없이

Table 3. Duncan's multiple range test

	LT	IT	IS	LS	IL	II	LI	LL
LT								
IT	*							
IS	*	*						
LS	*	*	*					
IL	*	*	*					
II	*	*	*					
LI	*	*	*	*				
LL	*	*	*	*	*	*	*	

(*) ; denotes pairs of groups significantly different at $P < 0.05$ level.

II : SR-Ivocap + SR-Ivocap

IL : SR-Ivocap + Lucitone 199

IS : SR-Ivocap + Ivoclar SR 3/60

IT : SR-Ivocap + Triad VLC

LI : Lucitone 199 + SR-Ivocap

LL : Lucitone 199 + Lucitone 199

LS : Lucitone 199 + Ivoclar SR 3/60

LT : Lucitone 199 + Triad VLC

완전히 중합이 되며, 색조 안정성, 조작성, 강도 등에서 만족할 만한 결과를 나타내고 있으나^{1, 8, 14, 18)}, 기존 의치와의 접합력에 있어서는 논란이 있다^{3, 10, 11)}. 탄성 이장재는 임상에서 바로 시행할 수 있으며, 구강 점막의 질환이나 발치 직후의 침상 등에 한해서 임

시적으로 사용할 수 있다¹⁰⁾. 의치의 침상시 사용되는 재료는 기존 의치와의 화학적 결합이 우수해야 하고, 충분한 강도를 갖고 있으며, 침상시 변형이 있어서는 안되며, 시간이 오래 걸려서는 안된다. 또한 침상재의 접합면은 단량체에 의해 연화가 충분히 일어나야 하고, 너무 높지 않은 온도(74°C~77°C)에서 중합이 이루어져야 기존 의치에 변형이 안생긴다⁹⁾. Polymer간의 결합은 레진 내에 포함되어 있는 단량체가 polymer의 표면을 연화시켜, polymer 사슬의 network를 형성하면서 기계적, 화학적 결합이 일어난다. 따라서 polymer간의 접합은 단량체의 침투 정도와 polymer 사슬의 강도에 의존하게 된다^{21,24)}.

본 실험 결과에 의하면 SR-Ivocap에 접합한 균의 인장강도가 통상의 열중합 레진에 접합한 균의 인장강도보다 낮은 경향을 보였는데, SR-Ivocap레진은 기질 내에 polymer입자가 완전히 용해되어 있는 무형의 구조(structureless)²⁵⁾로서, 단량체가 레진 내에 충분히 침투하기가 어려우며, 따라서 polymer의 연화가 안되어 화학적 결합이 이루어지지 않아²⁴⁾ 낮은 인장강도를 보였다고 사료된다. 주사식 레진에 주사식 레진을 접합한 경우와 통상의 열중합 레진을 접합한 경우에 있어서는 유의차가 없게 나타났는데, 이는 주사식 레진에 통상의 열중합 레진을 접합한 경우에 통상의 열중합 레진의 단량체가 SR-Ivocap의 연화에 별 영향을 주지 못한 결과로 추측된다. 반면에 통상의 열중합 레진에 통상의 열중합 레진을 접합한 경우, 양쪽의 단량체가 서로 작용을 하여 가장 큰 인장강도를 보였다. 주사식 레진에 접합한 경우, 양쪽의 단량체가 서로 작용을 하여 가장 큰 인장강도를 보였다. 주사식 레진에 열중합 레진을 침상시킨 군과, 열중합 레진에 주사식 레진을 침상시킨 경우는, 동일한 두 재료의 base와 침상재를 서로 바꾼 형태로서 유의차가 없게 나타났는데, 이는 두 재료간의 구조적인 차이가 별 영향을 주지 못한 것으로 사료된다.

각 군 내에서는 동종의 레진을 접합한 경우에 가장 큰 인장강도를 보였으며, 이는 Curtis 등¹⁰⁾, Ortman 등¹⁹⁾의 주장과 일치한다. 제조회사에서는 SR-Ivocap을 수리할 때, Ivoclar SR 3/60을 사용할 것을 권하고 있는데, 이 균의 인장강도는 SR-Ivocap 혹은 통상의 열중합 레진을 접합한 균의 인장강도보다 낮았다. 이는 자가중합 레진보다는 열중합 레진의

인장강도가 더 강하다는 것을 의미하는 것으로 볼 수 있으며, 자가 중합 레진의 풍부한 단량체 때문에 인장강도가 더 크다는 Andreopoulos 등³⁾의 주장과는 상반되었다. 이는 polymer간의 결합이 단지 단량체의 작용에 의한 것뿐만 아니라, 중합시 가해지는 열에 의해서도 polymer의 연화가 일어나기 때문에²¹⁾, 높은 온도에서 중합이 일어나는 열중합 레진의 결합 강도가 더 크다고 사료된다. 그러나 SR-Ivocap은 100°C의 높은 온도에서 중합을 시키므로 의치에 변형이 생길 수 있으며⁹⁾, 이에 대한 연구도 필요하다고 사료된다.

Triad 광중합 레진은 urethane dimethacrylate기 질에 acrylic 레진 copolymer와 microfine silica filler가 주성분으로 되어 있는 composite type으로서, camphoro-quinone amine이 photoinitiator로 작용한다^{3,10)}. Triad VLC는 polymethylmethacrylate (PMMA) 보다 더 강하지만, 덜 균일하고 더 깨지기 쉬우며, 충격에 약하다^{1,3,10)}. Al-Mulla 등¹⁾, Stafford 등²⁵⁾은 Triad VLC는 filler가 물에서 분해되기 때문에 물의 흡수력이 열중합 레진보다 더 크고, 따라서 접합강도나 파절강도가 약하다고 하였으나, Dixon 등¹¹⁾은 장기간 물속에서 보관한 후에도 Triad VLC의 파절강도가 약해지지 않았다고 하였다. 본 실험에서는 1차 시편을 제작한 후, 4주간 상온의 물속에 보관함으로써 기존 의치상이 충분히 수분을 흡수하도록 하였으며²⁵⁾, 이로 인해 수분의 가소성 효과가 레진에 작용하게 되어 전반적으로 인장 강도가 감소하였다고 사료되나^{24,25)}, 각 레진간의 수분흡수 차이에 따른 인장강도의 변화를 알 수는 없었다. Triad VLC의 접합력에 관한 연구도 많이 진행되고 있으며, Curtis 등¹⁰⁾, Andreopoulos 등³⁾은 Triad VLC레진에 단량체나 Triad VLC 접착제를 도포하였을 때 충분한 접합력을 갖고 있다고 한 반면, Ogle 등¹¹⁾은 Triad VLC의 접합력은 Triad VLC접착제를 도포하여도, 열중합 레진의 접합력의 반정도 밖에 안된다고 하였다. 본 실험에서는 접착면에 단량체를 면봉으로 도포하여 접착면을 청결하게 하는 정도의 효과로 인해 약간의 접착력의 증가가 일어났다고^{3,10)} 사료되며, 충분한 양의 단량체를 7분 정도 처리하여 레진을 완전히 용해시켜 화학적 결합이 일어나도록 하였으면^{10,21)}, 더 큰 인장강도를 얻을 수 있었으리라 추측된다. 또한 Triad VLC 시편 제작시 유리판을

사용함으로써, 기존 실험에서 경석고 등에 매몰하여 광중합시킨 것^{1,3,8)} 보다는 외력을 가하지 않고 중합을 시킬 수 있었으나, Triad VLC curing unit에서 발생하는 광선의 파장이 유리관을 통과하면서 레진의 중합에 영향을 끼칠 수 있었으므로 중합시간을 제조회사의 지시 보다 더 연장시키는 것이 나왔으리라 보고 사료된다.

thermocycling시 Triad VLC를 통상의 열중합 레진에 접합한 10개의 시편 중 3개가 파절되었는데, 이는 유리관에 채울 때에 상온에서 시행하였으므로 구강내의 온도보다 낮아 재료가 충분한 유동성을 얻지 못하였고⁹⁾, 선반에서 절삭작업(turning)시 레진 내부에 미세한 파절이 생성되었을 수 있으며, thermocycling시 부가적인 충격이 가해져 파절이 발생한 것으로 사료된다. 양쪽 군 모두에서 Triad 광중합 레진의 인장강도가 가장 낮았는데, 이는 광중합 레진의 인장강도가 자가중합 레진의 인장강도보다 작다는 Andreopoulos³⁾, Dixon 등¹¹⁾의 실험과는 유사한 결과를 보였으나, Triad 광중합 레진의 파절강도가 자가중합 레진보다 크거나 유사하다는 권 등³⁴⁾, 김 등³⁵⁾의 실험 결과와는 차이가 있었다. 광중합 레진에 있어서는 주사식 레진에 접합한 경우가 열중합 레진에 접합한 경우보다 더 큰 인장강도를 보였는데 이는 이외의 결과로써 실험상의 실수가 아닌가 사료된다.

본 실험에서는 SR-Ivocap레진에 열중합 레진, 자가중합레진, 광중합 레진을 접합하였을 경우의 인장강도만을 수치상으로 비교하였으나, 임상적으로 유용하기 위하여는 이외에 물리적, 기계적 그리고 생물학적인 고려가 필요하다고 사료된다.

V. 결 론

최근 개발되어 임상이용이 증가하고 있는 지속적 가압 주사식 열중합 의치상 레진인 SR-Ivocap(Ivoclar AG, Schaan, Liechtenstein)에 통상의 열중합 레진, 자가중합 레진, 광중합 레진을 접합하고, 대조군으로 통상의 열중합 레진에 동일한 각각의 레진을 접합하여 인장강도를 측정, 비교하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 지속적 가압 주사식 열중합 레진인 SR-Ivocap에 접합한 군의 인장강도가 통상의 열중합 레진인

Lucitone 199에 접합한 군의 인장강도보다 작은 경향을 보였다.

2. 지속적 가압 주사식 레진에 접합한 경우에 있어서는 동일한 재료인 지속적 가압 주사식 레진을 접합한 경우 인장강도가 가장 컸으나, 통상의 열중합 레진을 접합한 경우의 인장강도와 통계학적인 유의차는 없었으며, 자가중합 레진, 광중합 레진의 순서로 인장강도가 작았다.
3. 통상의 열중합 레진에 접합한 경우에서도 동일한 재료인 통상의 열중합 레진을 접합시킨 경우 인장강도가 가장 컸고, 지속적 가압 주사식 레진, 자가중합 레진, 광중합 레진의 순서로 인장강도가 작았다.

이상의 결과로 미루어 보아 지속적 가압 주사식 열중합 레진을 침상할 때 통상의 열중합 레진이나 자가중합 레진으로 침상하여도 접합력에 한해서는 큰 문제가 안되리라 보고 사료되나, 광중합 레진을 침상할 경우에 있어서는 주의깊게 사용해야 하며, 접합력 이외에도 침상 시의 고경 변화 등에 관한 연구가 진행되어야 한다고 사료된다.

참 고 문 헌

1. Al-Mulla, MAS., Huggett, R., Brooks, S. C., Murphy, W. M. Some physical and mechanical properties of a visible light-activated material. *Dent Mater* 4 : 197-200, 1988.
2. Anderson G. C., Schulte, J. K., Arnold, T. G. Dimensional stability of conventional processing of denture base acrylic resin. *J. Prosthet Dent* 60 : 394-398, 1988.
3. Andreopoulos, A. G., Polyzois, G. L., Demetriou P. D. Repairs with visible light curing denture base materials. *Quinte Int* 22 : 703-706, 1991.
4. Boucher, C. O. The relining of complete denture. *J. Prosthet Dent* 30(4) : 521-526, 1973.
5. Bowman, J. F. Relining and rebasing technique. *Dent Clinics of North America* 21 : 369-370, 1977.
6. Bunch, J., Johnson, G. H., Brundvik, J. S. Evaluation of hard direct relining resins. *J. Prosthet Dent* 57 : 512-519, 1987.

7. Clancy, J. M. S., Boyer, D. B. Comparative bond strength of light-cured, heat-cured, and autopolymerizing denture resins to denture teeth. *J. Prosthet Dent* 61 : 457-462, 1989.
8. Clancy, J. M. S., Hawkins, L. F., Keller, J. C., Boyer, D. B. Bond strength and failure analysis of light-cured denture resins bonded to denture teeth. *J. Prosthet Dent* 65 : 315-324, 1991.
9. Craig, R. G. *Restorative Dental Materials*. St. Louis, C. V. Mosby Co. 458-480, 1985.
10. Curtis, D. A., Egglestone, T. L., Marshall, S. J., et al. Shear bond strength of visible light cured resin relative to heat cured resin. *Dent. Mater* 5 : 314-318, 1989.
11. Dixon, D. L., Ekstrand, K. G., Breeding, L. C. The transverse strength of three denture base resins. *J. Prosthet Dent* 66 : 510-513, 1991.
12. Garfunkel, E. Evaluation of dimensional change in complete dentures processed by injection-processing and the pack-and-press technique. *J. Prosthet Dent* 50 : 757-761, 1983.
13. Johnston, E. P., Nicholls, L. I., Smith, D. E. Flexure fatigue of 10 commonly used denture base resins. *J. Prosthet Dent*. 46 : 478-483, 1981.
14. Khan, Z., Razavi, B. S., von Fraunhofer, J. A. The physical properties of a visible light-cured temporary fixed partial denture material. *J. Prosthet Dent* 57 : 384-386, 1987.
15. Morse, P. K. The Journal of Prosthetic Dentistry guidelines for reporting statistical results. *J. Prosthet Dent* 54 : 607-608, 1985.
16. Nassif, J., Jumbelic R. Current concepts for relining complete dentures ; A survey. *J. Prosthet Dent* 51 : 11-15, 1984.
17. O'Brien, W. J. *Dental materials*. Chicago : Quintessence Pub Co., 46-49, 1989.
18. Ogle, R. E., Sorensen, S. E., Lewis, E. A. A new visible light-cured resin system applied to removable prosthodontics. *J. Prosthet Dent* 56 : 497-506, 1986.
19. Ortman, H. R., Ortman, L. F. Denture refitting with today's concepts and materials. *Dent Clinics of North America* 19 : 269-276, 1975.
20. Pryor, W. J. Injection molding of plastics for dentures. *J. Am Dent Assoc* 29 : 1400-1408, 1942.
21. Rupp, N. W., Bowen, R. L., Paffenbager, G. C. Bonding cold-curing denture base acrylic resin to acrylic teeth. *J. Am Dent Assoc* 83 : 601-606, 1971.
22. Ruyter, I. E., Svendsen, S. A. Flexural properties of denture base polymers. *J. Prosthet Dent* 43 : 95-104, 1980.
23. Schmidt, K. H. SR-Ivocap system and denture structure. *Quinte. Int* 4 : 29-32, 1976.
24. Smith, D. C. The acrylic denture. *Br. Dent. J.* 18 : 257-267, 1961.
25. Stafford G. D., Smith D. C. Some studies of the properties of denture base polymers. *Br. Dent J.* 15 : 337-342, 1968.
26. Strohaber, R. A., Comparison of changes in vertical dimension between compression and injection molded complete dentures. *J. Prosthet Dent* 62 : 716-718, 1989.
27. Swancy, A. G., Paffenbarger, G. C., Caul, J. C., et al. American dental association no. 12 for denture base resin : second revision. *J. Am Dent Assoc* 46 : 54-66, 1953.
28. Sykora, O., Sutow, E. J. Practical assesment of a injection-denture processing technique. (SR-Ivocap). *Quintessence Dent Technol* 12 : 147-154, 1988.
29. Takamata, T., Setcos, J. C. Resin Denture bases : Review of accuracy and methods of polymerization. *Int J Prostho* 2 : 555-562, 1989.
30. The Ivocap Denture System. San Marcos, Calif : Ivoclar(U. S. A.) Inc, 1985.
31. Walter, J. D., Glayscher, J. K. The properties of self-curing denture bases. *Br. Dent. J.* 31 : 223-227, 1972.
32. Woelfel, J. B., Paffenbager, G. C., Sweeney, W. T. Dimensional changes occuring in dentures during processing. *J. Am Dent Assoc* 61 : 413

- 430, 1960.

33. Wyatt, C. C. L., Harrop, T. J., MacEntee, M. I.

A comparison of six hard denture reline materials. *J. Prosthet Dent* 55 : 343-346, 1986.

34. 권용원, 조인호, 의치상 이장재의 물리학적 성

질에 관한 연구. *대한치과보철학회지* 28 : 193-201, 1990.

35. 김정현, 한동후, 침상면 오염이 레진 의치상의 파절강도에 미치는 영향. *대한치과보철학회지* in printing.

Abstract

COMPARATIVE TENSILE BOND STRENGTH OF HEAT-CURED,
COLD-CURED, AND LIGHT CURED DENTURE BASE RESINS
BONDED TO CONTINUOUS-PRESSURE INJECTION TYPE
DENTURE BASE RESIN

Seung - Woo Whang, D. D. S., Moon-Kyu Chung, D. D. S., M. S. D., Ph. D.
Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Yonsei University

Injection processing of denture base resin was introduced by Pryor in 1942, in an attempt to reduce processing shrinkage. More recently a continuous-pressure injection type technique has been developed (SR-Ivocap, Ivoclar AG, Schaan, Liechtenstein.), and it reduced processing error and increased resin density.

The purpose of this study was to compare tensile bond strength of heat-cured, cold-cured, and light-cured denture base resin bonded to continuous-pressure injection type resin. To know it, 60 cylindrical resin specimens were fabricated, and tensile bond strength were measured. The results were as follows :

1. The mean tensile bond strength bonded to continuous-pressure injection type resin was lower than bonded to conventional heat cured resin. But tensile bond strength of conventional heat cured resin bonding with light cured resin was lower than continuous-pressure injection type resin.
2. Of the tensile bond strength bonded to continuous-pressure injection type resin, tensile bond strength bonding with continuous-pressure injection type resin was the greatest (but not significantly different from bonding with conventional heat cured resin), followed by cold-cured, light-cured resin.
3. Of the tensile bond strength bonded to conventional heat cured resin, tensile bond strength bonding with conventional heat cured resin was the greatest and followed by continuous-pressure injection type resin, cold-cured resin, light-cured resin.

According to these results, bonding of continuous-pressure injection type resin with conventional heat cured resin or continuous-pressure injection type resin is acceptable, but bonding with light-cured resin is questionable.

Key words : tensile bond strength, continuous-pressure injection type resin, SR-Ivocap system.