

수종의 영구 탄성 이장재와 의치상용 레진간의 인장 결합 강도

연세대학교 치과대학 보철학교실, 성균관대학교 의과대학*

김래규 · 정문규 · 임순호*

I. 서 론

의치를 지지하는 기반 조직은 잔존 치조제의 다양한 흡수 속도와 양에 따라 불리하게 변화되어 간다⁴⁾. 이로 인해 임상적으로 관찰되는 것은 의치의 유지력과 안정성 저하, 교합 고경 상실, 안면 조직 지지의 소실, 부적절한 교합 관계등이며, 이러한 현상은 계속 진행되고 불가피한 것이기 때문에 변화되어 가는 지지 조직에 보조를 맞추어 의치를 조정해 주는 것이 절대적으로 필요해진다.

의치의 유용한 수명을 연장시키기 위한 임상적 수단에는 의치상 조직면만 첩상(relining)하거나 의치상 전부를 개상(rebasing)하는 술식이 있다. 이중 의치상 조직면의 첩상은 소량의 인상 재료를 의치상에 첨가하여 교합관계나 구순과 안면에 대한 심미적인 지지에 불리한 영향을 미치지 않고 조직면에 발생된 변화를 보상하는 방법으로, 사회 경제적인 현실로 보아 매우 유용한 방법이라고 할 수 있다.

이 방법에 사용되는 영구 탄성 이장재(permanent soft lining materials)는 자체의 탄성적 특징과 충격 흡수의 역할, 그리고 의치 지지조직으로의 응력(stress)감소와 분산(distribution)의 기능 때문에 치과 의사에게 유용한 재료가 되었다^{34,35,47)}.

영구 탄성 이장재는 임상적으로 환자의 불편감 해소와 bone undercuts, 이갈이, 구강건조증의 치료, 자연치와 대합되는 의치에서의 사용⁵⁾, 그리고 악안면 수술후의 폐쇄 장치의 유지¹²⁾등을 위해 사용되고 있다.

반면에 단점으로는 탄성도의 소실, 낮은 체적 안정성, 의치상 재료와 결합 실패, 낮은 찢김 강도, 표면의 기포, *Candida albicans*의 증식으로 인한 불량한 구강위생등이 있다^{6,12,47)}. 이중, 임상적으로 심각한 것 중 하나는 의치상과의 접착 실패(bond failure)이다⁴²⁾. 이러한 현상은 임상에서 흔하게 일어나며, 일단 분리가 일어나면 비위생적이고 비기능적이 된다²⁸⁾. 그러므로 탄성이장재의 장기간 사용을 위해서는 의치상 레진과의 우수한 결합력이 필수적이며, 이에 대한 각 재료의 평가가 이루어져야 한다. 하지만, 의치상용 레진과 영구 탄성 이장재간의 결합 강도 연구에 있어서 많은 변수가 존재하며 이에따른 실험의 한계성으로 인해 상이한 결과를 나타낸다. 한 예로 Craig와 Gibbons¹¹⁾은 의치상 표면을 거칠게 하면 결합력이 증가된다고 보고한 반면, Amin¹⁾등은 거칠게 하면 오히려 결합력이 감소된다고 보고하였다. 이러한 상반된 견해는 다른 측정 방법과 다양한 변수 때문이며³⁷⁾, 지금까지 측정 방법에 따른 의치상 재료와 탄성 이장재간의 결합강도에 대한 보고가 거의 없었다³¹⁾.

실험 시편에 적용시키는 힘도 결합강도에 중요한 영향을 미칠 수 있다. 본 연구에서는 인장강도(tensile strength)를 이용하였는데, 이것은 전단강도(shear strength)에 비해 실제 임상에서 받는 힘을 재현하지는 않지만, Bates와 Smith³⁾ 그리고 Fowler¹⁸⁾등은 이 측정이 재료간의 결합강도에 대한 정보를 주는데 적절한 방법이라고 주장하고 있다.

실제로 결합력 측정의 유형은 힘 적용의 특징과 결

합계면에 분포되는 힘의 양상에 의한 결합력 측정과 밀접하게 관련되어 있으며, 어느 한가지 결합력 측정에서 어떤 재료에서는 응집 실패(adhesive failure)를 일으키지만 다른 측정법에서는 응착 실패(cohesive failure)를 일으킬 수 있다는 것을 고려해야 한다⁶³⁾. 이 외에도 여러 임상 환경을 재현하는 실험 조건이 중요하며, 특히 탄성 이장재와 의치상용 레진에 대한 장기간의 온도 변화와 물속 보관등에 대한 효과도 고려되어야 한다.

현재는 시술의 간편함과 경제성, 환자의 편리함등의 이유로 간접법보다 직접법으로 구강내에서 의치상을 침상하는 것이 보편화되어 있으며, 여기에 사용되어 지는 재료가 많이 소개되고 있다. 하지만, 이의 임상적인 실용성 및 의치상 레진간의 결합강도, 장기적인 사용에 대한 보고가 미흡한 것이 현실이다.

이에 본 연구는 의치 상용 레진과 시판중인 4종류의 영구 탄성 이장재간의 인장 결합강도, 변위량 및 실패 양상을 측정, 비교하였다.

II. 연구 재료 및 방법

가. 연구 재료

1. 의치상용 레진

파라핀 왁스를 10×10×5mm의 크기로 제작한 다음, flask에 매몰하여, 왁스 제거후 Lucitone 199(Dentsply/York Div., York, Pa.) 의치 상용 레진을 이용해서 164°F에서 6시간 그리고 212°F에서 1시간 동안 온성시켜 모두 160개의 레진 블록을 제작하였다.

2. 영구 탄성 이장재

의치상용 레진에 결합되는 영구 탄성 이장재는 광중합형, 탄성 아크릴릭형 각 1가지와 실리콘 탄성재료 2가지 이다(Table 1).

3. 실험 시편 제작

제작된 레진 블록의 표면을 cross cut carbide bur로 거칠게 형성한 후 각 재료의 제조사 지시에 따라 다음과 같이 영구 탄성 이장재와 레진을 합착시킨 실험 시편을 제작하였다.

(1) Triad를 위한 시편제작 - 레진 블록 표면을 열중합monomer(Lucitone 199)로 도포한 후 두 블록 사이에 4mm 두께로 이장재를 위치시켰다. 광중합기로 각 모서리를 10초간 중합 시킨후 표면에 공기차단제(ABC, air barrier coating)을 도포하였다. 이후 Triad curing unit (Model TCU -1)에서 10분간 중합한 후 뒤집어서 10분간 추가로 중합시켰다.

(2) Tokuso Rebase를 위한 시편제작 - 10×10×4mm의 크기로 왁스 블록을 제작하여 레진 블록 사이에 위치시켜 고정하였다. 주위를 일정한 두께의 putty로 감싼 후, putty로 덮이지 않은 한면이 노출되도록 plaster를 이용해서 flask에 매몰한 후 왁스를 제거하였다. 레진 블록 표면을 Tokuso Rebase Aid로 도포한 후 이장재를 분말/액 비율에 맞춰 혼합한 후 레진 블록 사이에 주입하였다.

(3) Tokuyama 와 Ufi Gel C를 위한 시편제작 - 10×10×4mm의 크기로 왁스 블록을 제작하여 레진 블록 사이에 위치시켜 고정한 후 plaster를 이용하여 flask에 매몰한 후 왁스를 제거하였다. 레진 블록 표면을 각 제조사에서 추천하는 primer로 도포한 후 mixing gun으로 각 재료를 주입하였다.

Table 1. Permanent soft lining materials used in this study

Brand	Code	Manufacturer	Composition	Polymerization mode
Triad	TD	Dentsply/York Div.	UPD	light
Tokuso Rebase	TR	Tokuyama Co.,Ltd.,Japan	PEMA β-MOP	self
Tokuyama	TY	Tokuyama Co.,Ltd.,Japan	silicone	self
Ufi Gel C	UC	VOCO Co.,Ltd. Germany	VPS	self

UPD - Urethane Polyether Dimethacrylate

PEMA - Polyethyl methacrylate

β-MOP - β-methacryloyl oxyethyl propionate

VPS - Vinyl polydimethyl siloxane

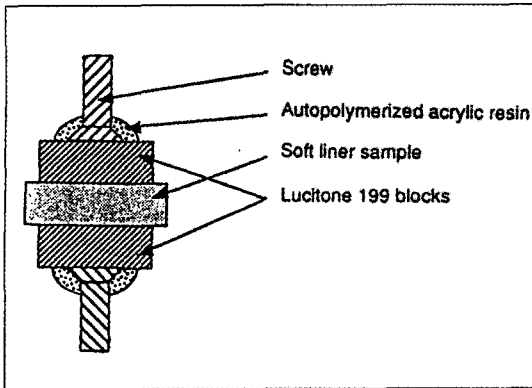


Fig. 1. Completed tensile specimen

각 재료에 대하여 20개의 시편을 제작하였으며, 각 시편에서 탄성 이장재가 결합되지 않은 양쪽면에는 길이 30mm, 직경 6mm의 straight steel screw를 자가 중합 레진을 이용하여 중앙에 평행하게 접착하였다.

완성된 시편은 Fig. 1과 같다.

나. 연구 방법

1. 인장강도 실험

각 재료의 10개 시편을 37℃ 물에 24시간 저장한 후 Thermocyclometer (Tokyokien, Tokyo, Japan)에서 5℃에 25초, 26℃에 10초, 55℃에 25초의 주기로 2000회 실시하였다. thermocycling이 끝난 후 각 시편을 Instron Universal Testing Machine (Instron Corp., Canton, Mass.)에 장착 시킨 후 10mm/min의 cross head speed로 인장력을 적용시켰다. Stress는 MPa(N/mm²) 단위로 표시하였으며, 분리가 일어나기 전까지 최대 인장강도와 변위된 길이(displacement)가 측정되었다. 각 재료의 나머지 10개 시편은 thermocycling을 시행하지 않고 인장강도 실험을 시행하였다.

2. 분리된 면의 관찰

Stereomicroscope(OLYMPUS, Japan)을 이용하여 분리된 면에서 의치상 레진과 탄성 이장재와의 관계를 ×7.5, ×15, ×30의 배율로 관찰하여 다음의 항목으로 구분하여 표시하였다.

- 의치상 레진과 탄성 이장재간의 응착 실패

(adhesive failure)

- 의치상 레진과 탄성 이장재간의 응집 실패(cohesive failure)
- 혼합형(adhesive - cohesive failure)

3. 통계 분석

모든 통계 분석은 SAS 6.04 통계 패키지로 처리하였다.

4가지 영구 탄성 이장재와 의치상 레진과의 결합강도 및 변위량의 유의성은 Kruskal-Wallis test로 분석한 다음 Duncan test로 다중 비교를 하였다. 또한, thermocycling한 후의 결과를 비교하기 위하여 Wilcoxon rank sum test를 시행하였다.

Ⅲ. 연구 성적

가. 인장강도와 변위량의 비교

본 실험에서 측정된 영구 탄성 이장재와 의치상 레진간의 인장강도 실험에서 나타난 인장강도와 변위량에 대한 중위수(median)와 범위(range)가 Table 2에 나타나 있다.

인장강도에 있어서 thermocycling 전상태에서는 Tokuso Rebase, Triad, Tokuyama, Ufi Gel C의 순으로 높게 나타났지만, thermocycling 후에는 Triad, Tokuso Rebase, Tokuyama, Ufi Gel C의 순으로 높게 나타났다. Triad, Tokuso Rebase와 Tokuyama, Ufi Gel C 간에 유의차가 나타났다(p<0.05).

변위량에 있어서는 thermocycling 여부에 관계없이 Ufi Gel C에서 가장 크게 나타났으며, 다른 재료와도 유의차가 있게 나타났다(p<0.05).

인장강도와 변위량에 있어서 Triad와 Tokuso Rebase간에는 유의차가 없었다(p<0.05).

나. 각 재료별 thermocycling 처치에 따른 차이

결합강도에 있어서는 Tokuso Rebase와 Tokuyama만이 유의한 차이를 보였으며, 변위량에 있어서는 Triad와 Tokuso Rebase에서 유의한 차이를 보였다. Ufi Gel C의 경우 결합강도와 변위량 모두에서 thermocycling후의 변화에 유의한 차이를 보이지 않았고

Table 2. The medians of tensile strength and displacement for 4 permanent soft lining materials.

Treatment	Material	Tensile Strength(MPa)	Displacement(mm)
Before thermocycling	TD	5.44(1.77-9.89) ^a	0.32(0.23-0.66) ^a
	TR	6.08(2.77-11.87) ^a	0.53(0.21-0.85) ^a
	TY	0.68(0.58-0.85) ^b	2.66(2.08-3.32) ^b
	UC	0.66(0.38-0.85) ^b	4.21(2.23-5.11) ^c
After thermocycling	TD	3.61(2.36-6.14) ^c	0.20(0.08-0.39) ^d
	TR	3.46(2.01-7.18) ^c	0.18(0.09-0.30) ^d
	TY	0.63(0.51-0.71) ^d	2.27(1.59-2.93) ^e
	UC	0.51(0.37-0.73) ^d	4.03(2.03-5.40) ^f

() : range

Means with the same letter(a~f) in column are not significantly different at $p < 0.05$ level by multiple comparison with Duncan test.

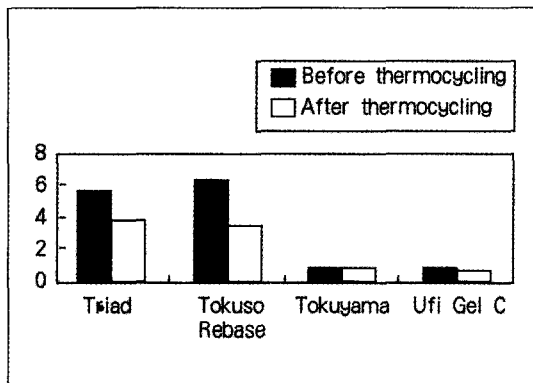


Fig. 2. Bar graph of medians of tensile strength

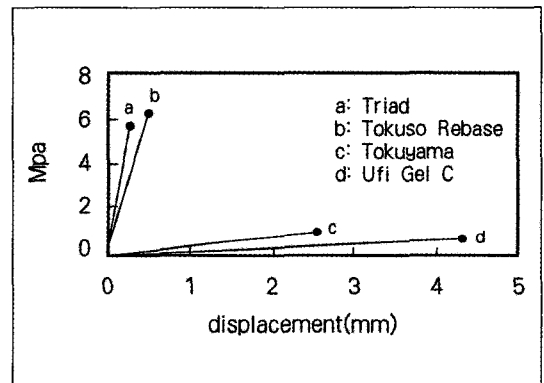


Fig. 3. Stress and displacement profile

Table 3. Comparison of median strength and displacement between before and after thermocycled specimens

Material	Tensile strength(MPa)		Displacement(mm)	
	Before Thermo.	After Thermo.	Before Thermo.	After Thermo.
TD	5.44	3.61	0.32	0.2*
TR	6.08	3.46*	0.53	0.18*
TY	0.68	0.63*	2.66	2.27
UC	0.66	0.51	4.21	4.03

* There are significant difference at a 95% confidence level by the Wilcoxon rank sum test

Tokuso Rebase에서는 모두 유의한 차이를 보였다 (Table 3).

다. Debonding면의 유형 관찰

Triad와 Ufi Gel C 시편에서는 모두 A형이 관찰되

었으며 Tokuyama에서는 모두 B형이 관찰되었다. Tokuso Rebase에서는 모두 C형이 관찰되었는데 시편 단면적에 있어서 A형 분리보다는 B형 분리가 70%이상 차지하였다.

모든 시편에서 thermocycling 처리에 관계없이 같은 결과가 나왔다.

Table 4. Type of debonding surface

Material	Type
TD	all type A
TR	all type C (mainly type B)
TY	all type B
UC	all type A

type A - 의치상 레진과 탄성이장재 간의 응착 실패 (adhesive failure) - 사진부도 1, 4

type B - 의치상 레진과 탄성이장재 간의 응집 실패 (cohesive failure) - 사진부도 3

type C - 혼합형 (adhesive - cohesive failure) - 사진부도 2

IV. 총괄 및 고찰

충의치 또는 가철성 국소의치에 있어 잔존 치조제의 흡수에 따라 임상적으로 나타나는 현상으로는 의치의 유지력과 안정성 저하, 교합 고경 상실, 부적절한 교합 관계등이 있다. 이러한 경우 새로운 의치를 제작하지 못할때, 의치상 조직면을 침상(relining)하거나 의치상 전부를 개상(rebasing)하는 방식에 의하여 의치의 유용한 수명을 연장시키는 방법이 있다²⁰⁾.

의치상을 침상하는 재료의 요구 조건으로는 의치상과의 화학적 결합, 적절한 강도, 가능한 짧은 작업 시간, 체적 변화의 안정성, 생체 적합성 등이다. 이 중 의치상과의 결합의 문제로 인하여 계면에서의 실패를 야기하게 되며^{3,43,50,51)}, 이것으로 인해 영구 탄성 이장재의 사용 수명을 단축시키게 된다²⁸⁾.

의치상 레진과 영구 탄성 이장재와의 결합강도를 측정하기 위하여 지금까지 여러 변수들을 이용해서 다양한 실험이 수행되었다. 즉, 사용된 이장재의 종류^{1,3,10,11,16,17,30,46,49)}, 아크릴릭 레진의 종류¹⁸⁾, 결합면의 형태^{1,11,16)}, 결합재(adhesive)의 사용여부¹⁶⁾, 아크릴릭 레진의 중합단계¹⁾, 표면의 수중 보관^{1,3,11,16,18,30,49)}, 그리고 장, 단시간 중합의 차이³²⁾ 등이다.

이러한 다양한 측정 변수외에도 모든 실험마다 표본의 모양과 크기, 실험 기자재, 결합력 측정방법의 차이등으로 인해 같은 재료에서도 사람마다 상이한 결과를 보고하고 있다.

치과 재료의 결합력 측정법에는 Peel, 인장(tensile), 전단(shear), 피로(fatigue), 균열(creep), 충격(impact) 등이 있다. 이 중 의치의 탄성 이장재에 가

장 흔하게 적용되는 방법은 Peel, 인장, 전단력에 의한 것이다³⁷⁾.

Peel test¹⁾는 의치의 측방변위를 야기하는 저작력의 수평 요소를 재현하는 방법으로 이런 변위는 의치 변연에 재료의 벗겨짐(stripping)을 야기할 수 있으며, 특히 악설골 융기(mylohyoid eminence)와 상악결절(maxillary tuberosity)지역의 변연 부위에서 쉽게 나타난다⁵⁰⁾. 그러나, Peel test는 탄성 이장재 내부에서 실패가 많이 일어나기 때문에 재료간 응착 결합강도(adhesive strength)를 측정하기에는 부적절하다^{29,49)}. 임상적으로는 전단(shear)과 찢김(tear) 측정이 더 관련이 많으며³⁶⁾, 전단력 측정이 탄성 이장재의 결합력을 측정하는데 적절한 방법이라고 생각된다³⁷⁾.

반면에 본 실험에서 사용한 인장력 측정은 탄성 이장재가 실제 임상에서 받는 힘을 재현하지는 않지만, 1965년 Bates와 Smith³⁾는 인장력 측정이 계면의 강도를 측정하는데 의미가 있다고 주장하였으며, 1981년 Amin¹⁾ 등은 Peel test보다는 이것에서 응착 실패(adhesive failure)가 더 많이 일어났다고 보고한 바에 따라, 재료간에 결합강도를 비교하는데는 좋은 방법이라고 생각된다.

이 인장력 측정의 특성 중 하나로써, 1969년 Cantor⁸⁾ 등은 이 측정 실험에서는 인장력뿐 아니라 약간의 전단력이 적용되며, 특히 탄성력이 큰 실리콘 계통의 재료에서 나타난다고 주장하였다. 인장력 측정방법은 여러 한계가 있는데, 특히 인장력 측정 기계에서 시편의 direct gripping이 시편에서 재료의 직선적 배열을 어렵게 하거나 gripped region에서 손상을 줄 수 있다²⁸⁾. 그러므로 시편의 axial self alignment를 허용하는 인장력 실험방법을 개발할 필요가 있다. 본 실험에서 사용한 시편제작 방법은 Brass mold를 이용한 다른 실험에 비해 부정확하며, 결과에 오차를 많이 부여할 수 있는 요소라고 할 수 있지만^{28,31,37,47,52)}, 제작이 간편하며 탄성도가 큰 재료의 경우에는 충분히 사용가능한 방법이라고 생각된다.

영구 탄성 이장재는 크게 연성 아크릴릭 (soft acrylic)과 실리콘 탄성재 (silicone elastomer)로 구분되며, 이것은 다시 열중합, 자가중합, 광중합형으로 세분화된다(Table 5).

Table 5. Classification of permanent soft lining materials

Acrylic resin materials	Silicone elastomer
Heat polymerized acrylic material - poly(ethyl methacrylate) powder, liquid(methacrylate ester, plasticizer)	Room temperature polymerized condensation silicone rubbers γ-methacryloxy propyl trimethoxy silane heat polymerized silicone rubbers
Room temperature polymerized soft acrylics - poly(ethyl methacrylate) powder, liquid(n-butyl methacrylate, plasticizer and activating amine)	One paste silicone rubber(acetoxo type) Addition silicone rubber Fluoro silicone
Visual light curing material(Triad) - urethane polyether dimethacrylate, bonding agent (light cured methyl methacrylate)	Poly(fluoro alkoxy) phosphazine elastomeric system

인장강도 측정을 사용해서 이러한 여러 가지 탄성 이장재와 PMMA(polymethyl methacrylate)계통의 의치상용 레진과의 결합력 시험결과, 광 중합형 재료인 Triad에 대하여 Thomas⁴⁷⁾등은 7.43MPa를 보고 하였으며, 1987년 Bunch, Johnson⁷⁾등은 Flexacryl-Hard (Lang Dental Mfg., Co., Chicago, Ill.), Self-curing Rebase Acrylic (Lang Dental Mfg., Co., Chicago, Ill.), COE-ect(Coe Laboratories, Inc., Chicago, Ill.), KOOLiner(GC America Inc., Chicago, Ill.)의 실은 중합형 methyl-methacrylate copolymer를 이용해 6.2~7.6MPa의 결합력을 보고 하였다.

실리콘 탄성재에 있어서는 매우 다양한 결과를 보고하고 있는데, 열중합 재료인 Molloplast-B (Buffalo Dental Mfg., Co., Syosset, N.Y.)에 대하여 1992년 Kawano²⁸⁾등은 1.76MPa, 1989년 Khan³⁰⁾등은 2.39MPa, 1994년 Kutay³¹⁾는 0.75MPa를 보고 하였다. 실은 중합형 실리콘 이장재에 있어서는 1992년 Kawano²⁸⁾등은 Prolastic (Young Dental, Earth City., M.O.)에서 0.96MPa, Vina Soft(NuDansu Inc., Augusta, G.A.)에서 1.10MPa, Novus(The Hygienic Corp., Akron, O.H.)에서는 1.74MPa를 보고하였다.

Table 2에 나타난 이번 실험의 결과는 앞에 보고된 다른 문헌의 결과와 유사한 값을 보이고 있지만, 탄성 실리콘 이장재인 Tokuyama와 Ufi Gel C에서는 다소 낮은 결합력을 보여주고 있다. 이러한 결과의 한 원인으로 사용된 의치상 레진의 종류, 여러 다른

실험 조건등을 고려해 볼 수 있다. 또한 아크릴릭 계통과 실리콘 계통간의 결합력은 통계적으로 유의한 차이를 보여주고 있다($p < 0.05$). 이러한 연성 아크릴릭의 재료와 실리콘 탄성재간의 큰 결합강도 차이의 원인으로 두가지를 고려할수 있는데, 그 첫번째로 화학적 결합의 양상이다. 아크릴릭 계통의 이장재의 화학적 성분은 PMMA계통 의치상 레진과 유사하며, 특수한 결합제(bonding agent)를 필요로 하지 않으면서 우수한 결합력을 장점으로 지니고 있다. 다만 Triad system에서는 공중합(copolymerization)과 기계적 결합을 위해 자체 고유의 결합제(light curing unfilled resin)를 사용하지만^{13,38,41,44)}, 열 중합 레진의 monomer로 의치상 레진 표면을 처리해도 무방하며, 1995년 Lewinstein³³⁾등은 후자로 처리한 경우 결합력이 더 크다고 보고하기도 하였다. 실리콘 탄성 이장재는 PMMA 레진과 화학적 결합을 할 수 없기 때문에 접착제(adhesive)를 사용한다. 이 접착제로는 rubber polymethyl(methacrylate) graft 폴리머 용액 시멘트가 주로 사용되며 그외에 휘발성 용매(methylethyl keton)내의 실리콘 폴리머가 사용될 수 있다⁵²⁾.

아직까지 만족스러운 결합력을 보이는 접착제의 개발이 완전히 이루어지지 않은 상태이므로 실리콘 탄성 이장재의 결합력은 재료 자체의 인장력과 사용된 접착제에 달려 있다고 할 수 있다²⁸⁾.

두번째로 고려할 수 있는 사항은 시편상에서 인장력이 가해질때의 힘의 분포 양상이다. Table 2에 나타나 있듯이 Triad, Tokuso Rebase같이 재료 자체의

취성도(brittleness)가 큰 재료는 실리콘 탄성 이장재에 비해 파절시 변위량이 통계적으로 유의차있게 ($p < 0.05$) 작게 나타났다.

그러므로 취성도가 큰 재료는 인장력이 작용시 재료 자체의 변이가 거의 없이 결합 계면에 적용되기 때문에 진정한 결합강도 측정에 유리하며 결합력 자체가 의미있게 나타날 수 있다. 반면에 실리콘 탄성 이장재에서는 높은 Poisson's ratio 때문에 인장력이 가해져 신장(stretch)될 때 결합된 부분은 일정한 면적을 유지하는데 반해 이장재 자체의 단면적은 줄어든다. 이런 현상은 결합된 면의 테두리에서 약간의 전단력을 유도하게 되며, 이곳에서 힘이 집중되기 때문에 더 일찍 재료의 실패가 일어날 수 있다⁸⁾.

Fig. 3에서 나타난 힘과 변형량에 대한 관계를 볼 때, 실제로는 이렇게 직선적으로 변형, 파절이 일어나지는 않지만, 시작점과 최대 인장력간의 두 점을 직선으로 연결함으로써 탄성 이장재의 연성/취성(ductile/brittle) 실패 양상과 충격 흡수의 차이, 그리고 환자의 편안감에 크게 관련이 있을 것으로 생각된다⁶⁾. 하지만, 대부분의 연구에서 취성도가 큰 아크릴릭 이장재와 연성도가 큰 실리콘 탄성 이장재간의 임상적 비교는 거의 이루어지지 않았다. 최근 한 연구에 의하면 환자들이 실리콘 탄성 이장재를 더 선호한다고 보고²²⁾하였고, 하악 총의치에서 탄성도가 큰 이장재 사용시 저작 효율이 증가된다고 보고한 바가 있지만, 임상적 사용에 있어서 이 두 가지의 비교는 아직 미흡한 상태이다.

Table 3에 표시된 thermocycling 처리 전, 후 비교에서 결합력에 있어서는 Tokuso Rebase와 Tokuyama가, 변위량에 있어서는 Triad, Tokuso Rebase가 통계적 유의차를 보였다($p < 0.05$). 4가지 재료 모두에서 thermocycling후 인장 강도와 변위량 모두에서 증위수가 감소했는데, 이것은 결합계면에서 PMMA의치상 레진과 탄성 이장재간에 열팽창계수(coefficients of thermal expansion)가 다르기 때문에 냉각시 시편내의 수축도의 차이가 stress를 유발해서 결합력을 감소시키는 원인이 되었으며, 모두 취성(brittleness)이 증가하여 변위량이 감소되었다.

Thermocycling시 온도변화에 의한 영향외에 수분 침투 효과도 고려해 볼 수 있다. 아크릴릭 계통의 재료는 수분에 존재시 미반응 monomers, 가소제(plasticizer), 그리고 개시제(initiator)등의 방출에 의

해 탄성이 소실되고 물리적 성질이 감소된다¹⁶⁾. 또한, 물 흡수(water sorption)의 영향으로 체적의 변화도 야기한다^{25-27,48)}. 실리콘 탄성재의 경우 아크릴릭 계통의 이장재와 달리 오랫동안 탄성을 유지하지만 의치상에 대한 접착이 소실되며 수분 확산성(water diffusivity)이 커서 물의 흡수 및 탈수에 의해 심한 체적 변화량을 보이고, 표면의 거칠기가 형성된다^{43,50,51)}.

이번 실험 결과 Tokuso Rebase의 경우 thermocycling전의 결합력은 4가지 재료중에 가장 크게 나타났지만, thermocycling후의 결합력과 변위량에 있어서 모두 유의차있게 변화가 나타났다. Tokuso Rebase의 경우 여러 물리적 성질의 개선을 위해 ethylene glycol dimethacrylate같은 교차 결합제(cross-linking agent)를 많이 함유하고 있고^{9,21,23,40,45)}, 이로 인해 다른 재료에 비해 물의 흡수가 적은 편이다^{14,19)}. 그러므로, 열팽창계수와 교차 결합제의 물 흡수에 대한 연구가 더 필요하다고 할 수 있다.

분리된 계면의 관찰에서는 Table 4와 같이 3가지 유형이 나타났다. 응집실패(cohesive failure)는 탄성 이장재의 인장강도가 결합력보다 약하다는 의미이므로 진정한 결합력을 알 수 있는데 많은 도움을 주지 못한다. Tokuyama의 경우에서 모든 시편에서 응집 실패가 일어났는데, 이것은 Table 2에 나타난 결합강도보다 실제의 재료간 결합강도가 더 크다는 것을 알 수 있다.

Tokuso Rebase의 경우는 혼합형태로 분리된 면이 관찰되었는데, 이렇게 혼합형태로 나타나게 된 기전을 살펴보면, 처음에는 응착 실패(adhesive failure)로 시작했지만, 남아있는 계면의 감소로 인해 응력이 집중되고, 이장재-의치상 레진간 계면의 모양 때문에 응력의 방향이 인장력(tensile force)에서 전단력(shear force)으로 바뀌게 되어 그 다음 일어나는 실패는 이장재내의 전단력으로부터 야기된 것이다. 1995년 Thomas⁴⁷⁾등은 이렇게 취성도가 있는 재료는 의치상 레진과의 결합강도와 재료의 응집성 전단 강도(cohesive shear strength)가 유사하게 나타나며, 응착이나 혼합형태의 실패를 보여준다고 보고하였다.

실제로 영구 탄성 이장재의 의치상 레진에 대한 결합 강도의 많은 연구에 있어서 구강내 환경에 동일하게 외생변수를 부여하는 것이 불가능하기 때문에

이에 대한 한계가 있으며, 결합력에 있어서는 다양한 측정방법과 환경에의해 어느 한 재료에 대해 다른 결과가 보고되고 있다.

1961년 Craig등¹¹⁾은 탄성 이장재의 임상적 사용을 위해 10 lb/in²(0.07MPa)의 값이면 만족스럽다고 보고하였다. 여러 문헌 고찰과 이번 실험 결과 이 값보다는 크게 나왔지만 많은 시편에서 응착 실패뿐 아니라 응집 실패를 보여줌으로써 결합강도 측정의 방법적인 면에서 좀 더 연구가 되어야 한다고 생각된다. 또한 실리콘 탄성 이장재가 우수한 탄성도 및 생체 친화성등으로 이유로 현재 임상에서 사용이 증가하고 있지만, 화학적 결합을 접착제(adhesive)에 의존하고 있으므로 의치상용 레진과 이의 결합 기술이 개발되어야 한다고 사료된다.

V. 결 론

본 연구에서는 시판중인 4종류의 영구 탄성 이장재로 Triad, Tokuso Rebase, Tokuyama, Ufi Gel C를 이용하여 의치 상용 레진인 Lucitone 199과의 결합강도, 변위량 및 실패 양상을 인장강도 실험을 통해 조사하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 인장 강도에 있어서 thermocycling 전에는 Tokuso Rebase, Triad, Tokuyama, Ufi Gel C, 그리고, thermocycling후에는 Triad, Tokuso Rebase, Tokuyama, Ufi Gel C의 순서로 높게 나타났다. Triad, Tokuso Rebase와 Tokuyama, Ufi Gel C 간에 유의차가 나타났다(p<0.05).
2. 변위량에 있어서는 thermocycling 여부에 관계없이 Ufi Gel C에서 가장 크게 나타났으며, 다른 재료와도 유의차가 있었다(p<0.05).
3. Thermocycling전과 후의 비교에 있어서 결합강도는 Tokuso Rebase와 Tokuyama만이 유의한 차이를 보였으며, 변위량에 있어서는 Triad와 Tokuso Rebase에서 유의한 차이를 보였다(p<0.05).
4. 분리된 시편에서 Triad와 Ufi Gel C는 모두 응착 실패(adhesive failure)가 Tokuyama에서는 모두 응집실패(cohesive failure)가 관찰되었다. Tokuso Rebase에서는 모두 혼합형이 관찰되었는데 응집 실패가 70%이상 차지하였다. 이상의 연구결과, 현재 시판중인 영구 탄성 이장재

와 의치상용 레진간에는 다양한 결합강도를 나타내며 특히 연성 아크릴릭과 실리콘 재료간에는 큰 차이를 보였다. 현재 임상적으로 많이 사용되고 있는 실리콘 탄성 이장재의 결합강도 개선에 많은 연구가 선행되어야 하며, 결합강도 측정 방법의 개발이 필요하리라 사료된다.

참 고 문 헌

1. Amin W.M., Fletcher A.M., Ritchie G.M. The nature of the interface between polymethylmethacrylate base materials and soft lining materials. J Dent 53 : 56-61, 1985.
2. Arima T., Murata H., Hamada T. Properties of highly cross-linked autopolymerizing reline acrylic resins. J Prosthet Dent 73 : 55-59, 1995.
3. Bates J.F., Smith D.C. Evaluation of indirect resilient liners for dentures : laboratory and clinical test. J Am Dent Assoc 70 : 344-353, 1965.
4. Bergman B., Carlsson G.E. Clinical long-term study of complete denture wearers. J Prosthet Dent. 53 : 56-61, 1985.
5. Boucher C.O., Hickey J.C., Zarb G.A., eds. Prosthodontic treatment for edentulous patients. St Louis, CV Mosby : 37-8, 1975.
6. Braden M., Wright P.S., Parker S. Soft lining materials - a review. European J Prosthodont Rest Dent 3 : 163-174, 1995.
7. Bunch J., Johnson G.H., Brudvik J.S. Evaluation of hard direct reline resins. J Prosthet Dent 57 : 512-519, 1987.
8. Cantor R., Webber R.L., Stroud L., Ruge G. Methods for evaluating prosthetic facial materials. J Prosthet Dent 21 : 324-332, 1969.
9. Caycik S., Jagger R.G. The effect of cross-linking chain length on mechanical properties of a dough-mold poly(methyl-

- methacrylate)resin. *Dent Mater* 8 : 153-157, 1992.
10. Clarke D.A. A preliminary laboratory evaluation of a new resilient denture base material. *Dent Pract Dent Res* 20 : 203-207, 1970.
 11. Craig R.G., Gribbens P. Properties of resilient denture liners. *J Am Dent Assoc* 63 : 382-390, 1961.
 12. Craig R.G. *Restorative dental materials*. 7th ed. St Louis, CV Mosby : 1986 : 496-498.
 13. Curtis D.A., Eggleston T.L., Marshall S.J. Shear bond strength of visible light cured resin relative to heat-cured resin. *Dent Mater* 5 : 314-318, 1989.
 14. Darsby M.J., Braden M. A hydrophilic denture base resin. *J Dent Res* 58 : 1581-1584, 1979.
 15. Dootz E.R., Koran A., Craig R.G. Physical property comparison of 11 soft denture lining materials as a function of an accelerated aging. *J Prosthet Dent* 69 : 114-119, 1993.
 16. Eick J.D., Craig R.G., Peyton F.A. Properties of resilient denture liners in stimulated mouth conditions. *J Prosthet Dent* 12 : 1043-1052, 1962.
 17. Farris C.L., Gettleman L., Rawis H.R. Improvement of bonding strength of a polyphosphazine elastomer for denture liners. (Abstract) *J Dent Res* 61 : 285, 1982.
 18. Fowler J.A. A comparison of bonding strength characteristic between a silicone rubber silastic 390 and various denture base resin (Thesis). Houston : The university of Texas, 1968.
 19. Harrison A., Huggett R., Jagger R.G. The effect of a cross-linking agent on the abrasion resistance and impact strength of an acrylic resin denture base material. *J Dent* 6 : 299-304, 1978.
 20. Hickey J.C., Zarb G.A. Boucher's Prothodontic treatment for edentulous patients, ed 8. St.Louis, CV Mosby : 560, 1980.
 21. Hill R.G. The cross-linking agent ethylene glycol dimethacrylate content of the currently available acrylic denture base resins. *J Dent Res* 60 : 725-726, 1981.
 22. Holt R.A., Zylinski E.G., Force verses time profiles of selected heat-processed denture liners *Int J prosthodont* 4 : 164-168, 1991.
 23. Jagger R.G., Huggett R. The effect of cross-linking on indentation resistance, creep and recovery of an acrylic resin denture base material. *J Dent* 3 : 15-18, 1975.
 24. Jumbelic R., Nassif J. General considerations prior to relining of complete dentures *J prosthet Dent* 51 : 158-163, 1984.
 25. Kalachandera S., Turner D.T. Influence of a plasticizer on water-sorption by polymethylmethacrylate *J Polym Sci Polym Phys* 25 : 691-698, 1987.
 26. Kalachandra S., Turner D.T. Water sorption of poly(methyl methacrylate) : 3-effect of plasticizers. *Polymer* 28 : 1749-1752, 1987.
 27. Kalachandra S., Turner D.T. Water sorption of plasticized denture acrylic lining materials. *Dent mater* 5 : 161-164, 1989.
 28. Kawano F., Dootz E.R., Koran A. Comparison of bond strength of six soft denture liners to denture base resin. *J Prosthet Dent* 68 : 368-371, 1992.
 29. Kendall K. The adhesion and surface energy of elastic solids *J. Phys Dent : Appl Phys* 4 : 1186-1195, 1971.
 30. Khan Z., Martin J., Collard S. Adhesion characteristics of visible light-cured denture base materials bonded to resilient lining materials *J Prosthet Dent* 62 : 196-200, 1989.
 31. Kutay O. Comparison of tensile and peel

- bond strengths of resilient liners J Prosthet Dent 71 : 525-531, 1994.
32. Kutay O., Sakar O. Tensile bond strength of a soft lining with acrylic denture base resins. Eur J Prosthodont Rest Dent 2 : 123-126, 1994.
 33. Lewinstein I., Zelster C., Mayer C.M. Transverse bond strength of repaired acrylic resin strips and temperature rise of dentures relined with VLC relined resin. J Prosthet Dent 74 : 392-399, 1995.
 34. Lytle R.B. The management of abused oral tissue in complete denture construction. J Prosthet Dent 7 : 27-42, 1957.
 35. Lytle R.B. Complete denture construction based on a study of the deformation of the underlying soft tissue. J Prosthet Dent 9 : 539-551, 1959.
 36. McMordie R., King B.E. Evaluation of primers used for bonding silicone to denture lining material. J Prosthet Dent 61 : 636-639, 1989.
 37. Moodhy S., Robbert G. Effect of test method on the bond strength of silicone resilient denture lining material. J Prosthet Dent 76 : 535-540, 1996.
 38. 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.
 39. Parer S., Braden M. Water absorption of methacrylate soft lining materials. Biomaterials 10 : 91-95, 1989.
 40. Price C.A. The effect of cross-linking agents on the impact resistance of a linear poly(methylmethacrylate) denture-base polymer. J Dent Res 65 : 987-992, 1986.
 41. Razavi R., Kahn Z., Von Fraunhofer J.A. The bond strength of a visible light-cured relined resin to acrylic resin denture base material. J Prosthet Dent 63 : 485-487, 1990.
 42. Sauve J.L. A clinical evaluation of Silastic 390 as a lining material for dentures. J Prosthet Dent 16 : 650-660, 1966.
 43. Schmidt W.F., Smith D.E. A six year retrospective study of molloplast-b- lined dentures. Part II : Liner serviceability. J Prosthet Dent 50 : 459-465, 1983.
 44. Shifman A. Clinical application of visible light-cured resin in maxillofacial prosthetics. Part I : denture base and relined material. J Prosthet Dent 64 : 578-582, 1990.
 45. Stafford G.D., Bates J.F., Huggett R. A review of the properties of some denture base polymers. J Dent 8 : 292-306, 1980.
 46. Storer R. Resilient denture base materials. Part II : Clinical trial. Br Dent J 113 : 231-239, 1962.
 47. Thomas J. Bond strength of permanent soft denture liners bonded to the denture base J Prosthet Dent 74 : 595-601, 1995.
 48. Turner D.T., Abell A.K. Water sorption of poly(methylmethacrylate) : 2-effect of plasticizers. Polymer 28 : 1749-1752, 1987.
 49. Wright P.S. Characterization of the adhesion of soft lining materials to poly(methylmethacrylate). J Dent Res 61 : 1002-1005, 1982.
 50. Wright P.S. The success and failure of denture soft-lining materials in clinical use. J Dent 12 : 319-327, 1984.
 51. Wright P.S. A Three year longitudinal study of denture soft lining materials in clinical use. Clin mater 1 : 281-289, 1986.
 52. 김경남, 김교한, 김형일, 박영준, 배태성, 임호남, 조혜원 . : 치과 재료학, 군자 출판사, 159-189, 1995.
 53. 이호용 : 국소의치상을 위한 연성 이장재사용 시 교합압에 따른 의치상 변위량 비교. 대한치과보철학회지 36:18-25, 1998.

사진 부도

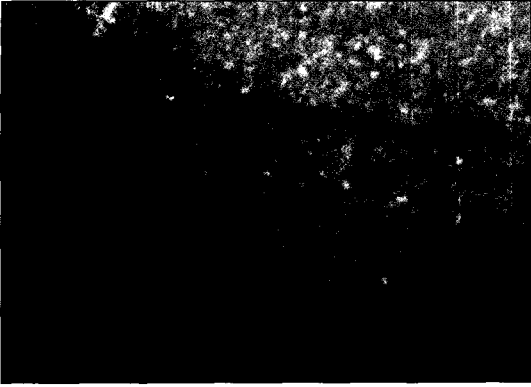


사진 부도 1. Triad-Resin block 사이의 응착 실패 (adhesive failure) 표면 (×15)

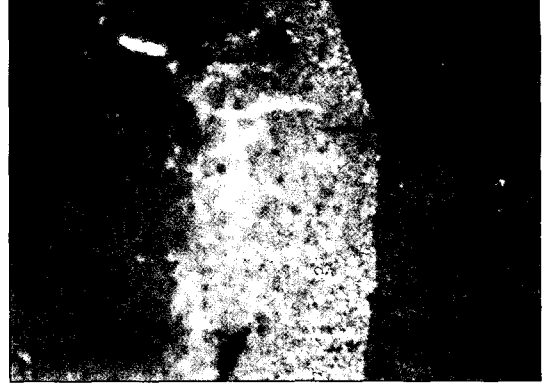


사진 부도 2. Tokuso Rebase-Resin block 사이의 응착-응집 실패 (adhesive-cohesive failure) 표면 (×15)

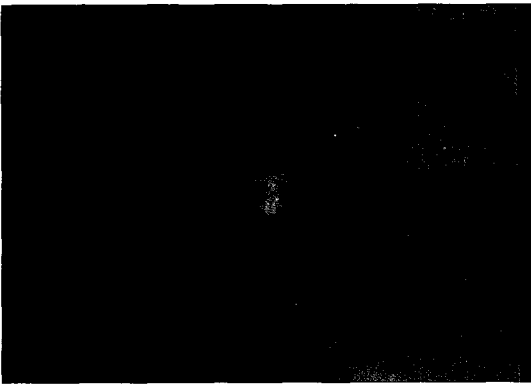


사진 부도 3. Tokuyama-Resin block 사이의 응집 실패 (cohesive failure) 표면 (×15)



사진 부도 4. Ufi Gel C-Resin block 사이의 응착 실패 (adhesive failure) 표면 (×15)

ABSTRACT

COMPARISON ON TENSILE BOND STRENGTH OF PERMANENT SOFT DENTURE LINERS BONDED TO THE DENTURE BASE RESIN

Lae-Gyu Kim, Moon-kyu Chung, Soon-Ho Yim*

*Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Yonsei University,
Sungkyunkwan University School of Medicine**

For many years permanent soft denture liners has been widely used in dental practice directly or indirectly because of its function in absorbing and distributing the impact force. However, it reveals problems such as lack of permanency and decreased bond strength in long term use. The purpose of this study is to measure the bond strength and failure between denture base resin and several permanent liners. Lucitone 199 was used as denture base resin with soft acrylic liners (Triad, Tokuso Rebase) and silicone elastomers (Tokuyama, Ufi Gel C) bonded to measure the tensile strength before and after thermocycling. The thermocycling was done in 2000 cycles at 5°C, 26°C and 55°C and the measured tensile strength values before and after thermocycling were compared. The mode of failure was investigated in the separated specimens.

The results are as follows.

1. As to tensile strength, the strongest material is Tokuso Rebase followed by Triad, Tokuyama, Ufi Gel C in before thermocycling and the order of Triad, Tokuso Rebase, Tokuyama, Ufi Gel C in after thermocycling state. There was significant difference between the values of Triad, Tokuso Rebase and Tokuyama, Ufi Gel C ($p < 0.05$).
2. As to degree of displacement, Ufi Gel C showed most displacement with or without thermocycling treatment and also the difference was significant with the other materials ($p < 0.05$).
3. As to comparisons before and after thermocycling, Tokuso Rebase and Tokuyama showed significant difference in bond strength, whereas Triad and Tokuso Rebase showed significant difference in the degree of displacement ($p < 0.05$).
4. In debonded specimens, Triad and Ufi Gel C showed adhesion failure and Tokuyama showed cohesion failure. Both failures were observed in Tokuso Rebase with adhesion failure up to 70%.

The results of this study showed that degree of bond strength between permanent soft denture liner and denture base resin were variable. There was a significant difference between soft acrylics and silicone elastomers with regard to bond strength. Further research in improving bond strength of widely used silicone elastomers and in developing the method of measuring bond strength between denture base resin and the lining materials is needed.

Key words : Permanent soft denture liners, Dentur base resin, Tensile bond strength, Soft acrylic resin, Silicone elastomer