

# 아크릴릭 레진 의치상 강화에 관한 실험적 연구

서울대학교 치과대학 치과보철학교실  
김형식 · 김창희 · 김영수

## 목 차

- I. 서 론
- II. 연구재료 및 방법
- III. 연구성적
- IV. 총괄 및 고찰
- V. 결 론
- 참고문헌
- 사진부도
- 영문초록

## I. 서 론

아크릴릭 레진 의치 파절은 원인을 알아내려는 많은 노력에도 불구하고, 가철성 치과보철학에서 해결되지 못하고 있는 문제중의 하나이다. 의치는 구강 외부에서는 충격(즉, 높은 응력)에 의해 우발적으로 파절이 될 수 있으며, 구강내에서는 사용중 생기는 반복되는 낮은 응력에 의해 금이 가거나, 파절될 수 있다<sup>1)</sup>. 후자는 일반적으로 장기간 반복되는 굴절에 의해

생기는 재료의 피로에 기인하는데, 이런 파절은 중심선이나 중심선 가까이에서 가장 빈번하게 일어나며, 하악보다 상악 의치에서 더 자주 발생한다<sup>2)</sup>.

파절은 균열이 시작된 후 확산되어 일어나므로, 형태의 날카로운 변화, 작은 기포, 함유물, 깊이 굽힌 자국, 잔존 중합 응력등과 같은 국소응력 작용점과 응력 증가요인이 있어야 한다<sup>3)</sup>. 그러나 의치 실패를 조사한 연구 결과를 보면, 대부분의 실패는 중앙 순측 소대 부위에 깊은 V자 홈이 있을때 일어난다고 한다. 이는 높은 국소 응력 집중이 있을 때, 균열이 V자 홈의 끝에서부터 시작하여 중심선 파절이 일어난다는것을 보여준다<sup>3-6)</sup>.

의치상 파절의 높은 빈도에도 불구하고, 문헌에서의 언급을 찾아보기란 매우 어렵다. 1969년 스코트랜드의 치과대학에서 Hargreaves<sup>5)</sup>가 행한 조사에 의하면, 제작후 3년이내에 68%의 의치가 파절되었으며, 그중 40%가 식사중에 파절되었다고 보고하였다. Beyli와 von Fraunhofer<sup>7)</sup>의 조사에 의하면 상악의 의치 파절의 비율은 2:1이고, 주된 원인은 부적절한

의치상 적합과 교합의 불균형에 의해 일어난다고 한다.

기능중 의치의 운동과 변형은 의치상 자체와 지지조직에 영향을 미친다. 상악 의치는 변형될 때 후방구개부는 신장되고, 전방구개부는 신장과 압축되는 것이 특징적이다. 전후방 평면상에서는 변형이 없으나, 의치의 협측 테두리는 점막으로부터 벌어지며, 순측 테두리에서는 압축이 된다. 구치가 치조골의 협측 사면에 위치하면, 의치상이 치조 능선 정상주위를 회전하기 때문에 결과적으로 중심선에서 후방구개부위가 하방운동을 하게 된다<sup>9)</sup>.

상악 의치는 순측과 광택면의 전치 설측 방향으로 인장 응력이 발생하여 굴절 변형이 일어나는 것으로 알려졌다<sup>7)</sup>. 전치의 설측은 응력을 가장 많이 받으며, 절연부 절흔은 응력을 집중시키는 부위로 작용하여, 상악 의치의 중심선 파절을 일으키는 원인이 된다. 광탄성 응력 분석에 의하면, 압축성 응력은 지지조직에 인접한 상악 의치상에 발생하고, 인장성 응력은 다른 어느 부위에서도 볼 수 있다<sup>9)</sup>. 그러나 응력 분산은 의치설계의 변경이나 의치상 강화에 의해 바뀔 수 있다<sup>10)</sup>. 광탄성 분석에 의하면, 압축 응력은 조직면을 향해 발생하는데, 구개보다는 치아 사이와 잔존 치조골 위에서 더 커다란 수치를 나타낸다<sup>10)</sup>. 응력 분포는 기능적 부하에 의해 영향을 받으며, 중심위에서 구치부에 최대의 응력이 발생할 때, 상악 중심선에는 최하의 응력이 발생하고, 전방에서 후방부위로 잔존 치조골을 따라 응력이 증가하며, 전방 운동시, 응력은 전방으로 이동한다. 이와 같은 발견은 부하상태의 변화나 교합의 변경에 의해 응력 분포의 양상을 바꿀 수 있음을 제시한다<sup>7)</sup>.

의치상은 기능중 변형되는 데 그 변형은 의치상의 변화, 인공치의 마모, 지지조직의 변화에 의해 심화될 수 있다. 의치는 장착하는 동안에 수분과 타액을 흡수하게 되어 기능시에 명백한 변형을 일으키며, 장기간의 수분 흡수는 아크릴릭 레진의 피로 저항을 낮춘다<sup>7)</sup>.

교합 설계의 변경은 의치상 변형과 인공치 마모에 영향을 미치는 것으로 알려져 왔다. 이

는 궁극적으로 교합의 불균형을 가져와 기능적 변형에 영향을 미친다. 또한 인공치 마모는 교합 균형에 영향을 끼쳐, 의치상 파절이 쉽게 일어나게 한다. 지지조직의 장기간의 변화, 특히 치조골 흡수는 기능중 의치상 변형에 영향을 미친다<sup>11-14)</sup>.

의치의 중심선 파절을 막기 위하여 다양한 시도가 이루어져 왔다. 먼저 의치내의 잔존 응력을 줄이거나 없애고, 표면의 결합과 함유물을 없애기 위하여서는 세심한 중합과정이 필요하다. 또한 고강도 중합체를 사용하거나, 강한 교합을 갖고있는 환자에게 금속 의치상을 제작하여 주는 것은 높은 강도를 부여하여, 파절의 가능성을 줄여줄 수 있다<sup>7)</sup>. 구개 전방부위를 완압하므로써 중앙 구개 봉합의 과도한 부하를 줄여줄 수 있다<sup>15)</sup>. 소대 절흔부위는 가장 취약한 곳이며, 응력이 집중되어 이곳으로부터 금이 가는 부위가 된다. 변연 봉쇄를 증가시키기 위해 큰 협소대 주변에 얇은 비드를 위치시키는 것은 강화효과를 가지며, 응력분산을 용이하게 해준다<sup>16)</sup>. 응력이 집중되는 부위의 두께를 증가시키거나<sup>17)</sup>, 공중합, 교차결합, 유리섬유<sup>1)</sup>, 폴리카보네이트, 탄소 섬유를 첨가하거나 금속 강화제<sup>18)</sup>를 첨가하는 방법들이 시도되어 왔다.

Schreiber<sup>19)</sup>는 표면처리한 탄소 섬유를 첨가하므로써 PMMA의 충격 강도와 전단 강도를 증가시켰다고 보고하였다.

Manley 등<sup>20)</sup>은 아크릴릭 레진 의치상을 강화하기 위하여 탄소 섬유를 사용할 때, 불리한 조직반응이 일어나지 않는다고 보고하였다.

Bowman과 Manley<sup>21)</sup>는 탄소 섬유로 강화한 상악 의치를 임상적으로 사용할 때, 통상의 의치보다 평균수명이 2배였으며, 그 차이는 통계적으로 매우 유의성이 높았다고 보고하였고, 일반치과의사에 의해 제작된 260개의 강화 의치에서 파절이 한 건도 발생하지 않았다고 보고하였다.

DeBoer 등<sup>22)</sup>은 탄소 섬유의 배열방향이 의치 레진의 피로 저항과 전단 강도에 미치는 영향을 연구하여, 응력 방향에 수직으로 배열된 탄소 섬유들이 전단 강도와 굴곡 피로에 대해 증가된 저항력을 보인다고 보고하였다.

Skirvin 등<sup>23)</sup>은 온성전에 표면처리한 탄소 섬유를 무작위로 집어 넣으므로써 피로 저항이 42%에서 100%까지 증가하였다고 보고하였다.

Yazdanie와 Mahood<sup>24)</sup>는 탄소 섬유의 양을 증가시키므로써 레진의 물리적 성질의 꾸준한 증가를 가져온다고 보고하였다.

Caroll과 von Fraunhofer<sup>25)</sup>는 자가 중합 레진의 강화를 위해 스테인레스 스틸 철사를 사용하였는데, 굵은 철사를 사용할수록 커다란 전단 강도를 얻을 수 있었다고 보고하였다.

Berrong 등<sup>26)</sup>은 케블라 섬유를 강화재로 사용시 대조군보다 파절에 대한 유의할 만한 저항성을 보인다고 보고하였다.

Kawano 등<sup>27)</sup>은 Ni-Cr 합금판을 이용하여 아크릴릭 레진을 강화시켰는데, 금속판을 중간층에 위치시키면 강화효과를 얻을 수 없었고, 금속판이 레진의 인장력을 받는 부위에 위치시킬 때 최대의 강화효과를 얻을 수 있다고 보고하였다. 그들은 다른 논문<sup>28)</sup>에서 이 방법을 이용하여 구개 중간부위에서 의력의 감소와 하악 의치의 구개 부위에서 응력의 균일한 분포를 얻을 수 있다고 보고하였다.

Braden 등<sup>29)</sup>, Gutteridge<sup>30)</sup>, Dixon과 Breeding<sup>31)</sup>은 polyethylene fiber를 이용하여, 아크릴릭 레진을 강화시킬 때 전단 강도와 충격 강도의 현저한 증가가 있었다고 보고하였다.

과거의 실험에서는 의치상 레진의 파절 저항성을 알아보기 위하여, 피로 저항 실험이나 충격 강도 실험 또는 전단 강도 실험중 일부분만을 시행하여 전체적인 분석이 이루어지고 있지 않았다. 그러나, 의치상 파절은 반복되는 굴절 피로나 갑작스런 충격으로 발생하므로, 이상의 세가지 실험을 통해 의치상 레진의 강화효과를 알아보는 것이 필요하다 하겠다. 의치를 강화 시킴으로써 의치상 파절을 쉽게 예방할 수 있다. 그러나 가능하다면 쉽고, 빠르고, 비용이 저렴하면서도, 정상적인 혼합과 온성에 영향을 미치지 않아야 하겠다. 그래서 기계적 성질이 우수한 섬유를 온성 전에 집어 넣으므로써 의치상 파절을 예방하려는 노력들이 있어 왔다. 본 연구에서는 시판되고 있는 일반 열중합 의치상 레진과 고충격 강도 의치상 레진에 통상

적으로 의치상 강화 목적으로 사용하고 있는 격자 강화재, 2종의 탄소 섬유와 케블라 섬유를 첨가하였을 때의 충격 강도, 전단 강도, 피로 저항을 비교 연구하여, 다소의 지견을 얻었기에 이에 보고하는 바이다.

## II. 연구재료 및 방법

### 가. 실험재료

본 연구에 사용한 실험재료는 다음과 같다.

- 1) Vertex RS (Dentimex Zeist) : 일반 열중합 의치상 레진
- 2) Lucitone 199 (Dentsply/York Division) : 고충격 강도 의치상 레진
- 3) Grid strengthener (Dentaurum) : Cr-Ni stainless steel grid (두께 0.4mm)
- 4) T300 (Toraya Co.) : 일반 탄소 섬유
- 5) T800 (Toraya Co.) : 고강도 탄소 섬유
- 6) Kevlar 29 (E. I. du Pont de Nemours and Co.) : 합성 아라미드 중합체 섬유
- 7) KBM-1003 (Shin-Etsu Chemical Co.) : 실레인 결합제

### 나. 시편제작

시판되고 있는 2종의 의치상 레진 (Vertex RS, Lucitone 199)을 사용하였으며 여기에 탄소 섬유와 케블라 섬유를 65mm정도의 길이로 잘라서, 실레인 결합제로 표면을 처리한 후 첨가하였다(Fig.1-4). 격자 강화재는 8×60mm의 크기로 만들어 레진속에 집어넣었다(Fig. 5). 충격 강도, 전단 강도, 피로 저항을 실험하기 위한 시편은 의치상 아크릴릭 레진의 횡단 변형 실험을 위한 미국치과의사협회 세목 No.12의 규정<sup>32)</sup>에 따라서 2.5×10×65mm의 크기로 제작하였다(Fig.6, 7). 아크릴릭 의치상 레진 시편을 제작하기 위한 음형 주형을 같은 크기의 스테인레스 스틸을 이용하여 제작하였다. 주형의 반을 의치상 레진으로 채운 후, 각각 준비된 격자 강화재, 탄소 섬유(무게비 5%), 케블라 섬유(무게비 5%)를 위치시킨 후, 나머

지 부분을 의치상 레진으로 채웠다. 피로 저항 실험을 위하여 강화시키지 않은 시편, 격자 강화재로 강화시킨 시편, T300으로 강화시킨 시편, T800으로 강화시킨 시편, 케블라 섬유로 강화시킨 시편을 각각 20개씩 제작하였다. 충격 강도와 전단 강도실험을 위해서는 각각 10개씩 제작하였다. 각각의 시편은 제조사의 지시에 따라 온성하여 제작하였으며, 각각의 시편은 실험 전 37±2℃의 증류수에 72시간 보관하였다.

#### 다. 연구방법

##### (1) 피로 저항 실험

만능 역학 실험기(Instron 4301, Instron Corp.)를 이용하여, 부착된 3점 부하장치에 시편을 위치시켜 실험하였다. 지지점간의 거리는 40mm로 하였으며, 시편의 정중부에 초기에 0.4kg 하중을 가하고 분당 24회의 비율로 5.4kg까지 올렸다가 초기의 하중을 가하였다. 파절이 일어날 때까지의 횟수를 기록하여 굴절 피로 저항의 척도로 삼았다. 그러나 섬유로 강화된 시편은 금이 간 후에도 상당한 부하가 가해져야만 파절이 일어나므로, 임상적으로 의치의 실패로 볼 수 있는 금이 간 직후까지의 횟수로 기록을 삼았다(Fig. 8, 9).

##### (2) 충격 강도

Izod impact tester (CEAST 6545/000)를 이용하여 시편의 중앙에 홈을 판 후, 중심부위에서 22mm상단 부위에 충격을 가하여 파절이 일어났을 때의 에너지를 기록하였다 (Fig. 10).

##### (3) 전단 강도

만능 역학 실험 기계로 crosshead speed를 5mm/min로 부하를 가하여 파절이 일어났을 때, 그 변형량과 그 때의 부하를 측정하였다. 전단 강도와 탄성계수는 다음 공식을 이용하여 구하였다.

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

S=전단 강도, F=파절시 부하(Kg), l=지지점간의 거리(mm), b=시편의 넓이(mm), d=시편의 두께(mm)

$$E = \frac{Fl^3}{4Ybd^3}$$

E=탄성계수, F=비례한계시 부하(Kg), l=지지점간의 거리(mm), Y=비례한계시 변형량(mm), b=시편의 넓이(mm), d=시편의 두께(mm)

##### (4) 파절면 관찰

파절 양상과 강화재로 사용된 격자 강화재, 탄소 섬유, 케블라 섬유의 파절선 상의 형태를 관찰하기 위하여 Hi-Scope Compact Microvision System (KH-2200, Hirox Co.)을 이용하여 240배율로 관찰하였다(Fig. 11).

### Ⅲ. 연구성적

본 연구에서 사용한 시편의 code는 Table 1과 같다.

Table 1. Codes of specimens

Material	Reinforcement	Code
Vertex	No treatment	VP
	Grid strengthener	VG
	Silane-treated T300	V3
	Silane-treated T800	V8
	Silane-treated Kevlar	VK
Lucitone 199	No treatment	LP
	Grid strengthener	LG
	Silane-treated T300	L3
	Silane-treated T800	L8
	Silane-treated Kevlar	LK

(1) 피로 저항 실험

피로 저항 실험의 평균치와 통계적 유의성을

Table 2. Mean fatigue resistance(cycle) and Duncan's multiple range test

Material	Mean	SD	Duncan's multiple range test
L8	2112.7	850.9	A
LK	1879.4	1528.1	A
L3	1629.5	1264.0	B
V8	1018.0	448.1	B
VK	910.5	512.2	B
V3	867.6	695.3	C
LG	106.4	45.9	C
LP	57.2	63.9	C
VG	39.1	20.8	D
VP	17.7	13.2	D

Alpha=0.05, df=90, MSE=561029.3, n=10.  
Means with the same letter are not significantly different at p=0.05.

검증하기위한 ANOVA test와 Duncan's multiple range test의 결과는 Table 2, 3 및 Fig.12와

Table 3. ANOVA (LSD) test for flexural fatigue test

	VP	VG	V3	V8	VK	LP	LG	L3	L8	LK
VP	/	NS	*	*	*	NS	NS	*	*	*
VG	NS	/	*	*	*	NS	NS	*	*	*
V3	*	*	/	NS	NS	*	*	*	*	*
V8	*	*	NS	/	NS	*	*	NS	*	*
VK	*	*	NS	NS	/	*	*	*	*	*
LP	NS	NS	*	*	*	/	NS	*	*	*
LG	NS	NS	*	*	*	NS	/	*	*	*
L3	*	*	*	NS	*	*	*	/	NS	NS
L8	*	*	*	*	*	*	*	NS	/	NS
LK	*	*	*	*	*	*	*	NS	NS	/

n=10.  
\* : Significant at p<0.05.  
NS: Not significant at the 0.05 level.

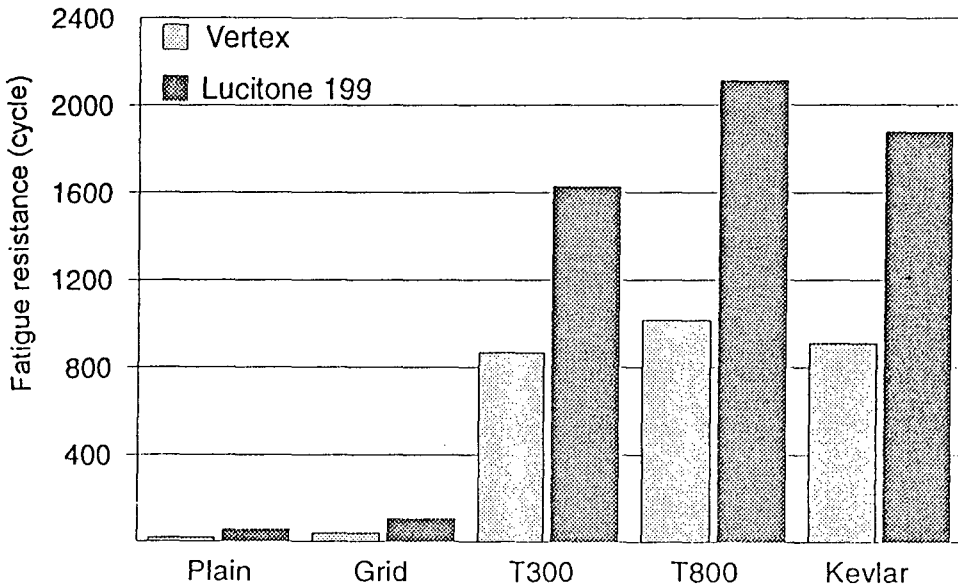


Fig. 12. Mean flexural fatigue resistance (cycle).

같다. Vertex 레진에서 피로 저항은 VP, VG, V3, VK, V8의 순으로 높으며, Lucitone 199 레진에서는 LP, LG, L3, LK, L8의 순으로 높았다. Lucitone 199 레진이 Vertex 레진보다 더 높은 피로 저항을 보이나, 통계적으로 유의할 만한 차이를 보이지는 않았다( $p>0.05$ ). 2종의 레진 모두에서 격자 강화재로 강화한 시편과는 통계적으로 유의할 만한 차이가 없으나( $p>0.05$ ), 2종의 탄소 섬유와 케블라 섬유로 강화하였을 때는 유의할 만한 차이를 보였다( $p<0.05$ ).

(2) 충격 강도 실험

충격 강도 실험의 평균치와 통계적 유의성을 검증하기 위한 ANOVA test와 Duncan's multiple range test의 결과는 Table 4, 5 및 Fig.13과

Table 4. Mean impact force (mJ) and Duncan's multiple range test

Material	Mean	SD	Duncan's multiple range test	
L8	1891.7	294.7	A	
V8	1808.3	570.6	B	A
LK	1543.3	334.7	B	C
L3	1515.0	238.5	B	C C D
VK	1420.0	256.9	C	D D D
V3	1215.0	165.9	C	D D D
LG	47.7	3.2	E	
VG	42.1	10.5	E	
LP	40.0	5.5	E	
VP	27.4	4.1	E	

Alpha=0.05, df=50, MSE=67504.81, n=6. Means with the same letter are not significantly different at  $p=0.05$ .

같다. Vertex 레진에서 충격 강도는 VP, VG, V3, VK, V8의 순으로 높으며, Lucitone 199 레진에서는 LP, LG, L3, LK, L8의 순으로 높았다. Lucitone 199 레진이 Vertex 레진보다 더 높은 충격 강도를 보이나, 통계적으로 유의할 만한 차이를 보이지는 않았다( $p>0.05$ ). 2종의 레진 모두에서 격자 강화재로 강화한 시편과는 통계적으로 유의할 만한 차이가 없으나( $p>0.05$ ), 2종의 탄소 섬유와 케블라 섬유로 강화하였을 때는 유의할 만한 차이를 보였다( $p<0.05$ ).

(3) 전단 강도 실험

전단 강도 실험의 평균치와 통계적 유의성을 검증하기 위한 ANOVA test와 Duncan's multiple range test의 결과는 Table 6-9 및 Fig.14, 15와 같다. Vertex 레진과 Lucitone 199 레진의 전단

Table 5. ANOVA (LSD) test for impact force

	VP	VG	V3	V8	VK	LP	LG	L3	L8	LK
VP	/	NS	*	*	*	NS	NS	*	*	*
VG	NS	/	*	*	*	NS	NS	*	*	*
V3	*	*	/	*	NS	*	*	NS	*	*
V8	*	*	*	/	*	*	*	NS	NS	NS
VK	*	*	NS	*	/	*	*	NS	NS	NS
LP	NS	NS	*	*	*	/	NS	*	*	*
LG	NS	NS	*	*	*	NS	/	*	*	*
L3	*	*	NS	NS	NS	*	*	/	*	NS
L8	*	*	*	NS	NS	*	*	*	/	*
LK	*	*	*	NS	NS	*	*	NS	*	/

n=6.

\* : Significant at  $p<0.05$ .

NS: Not significant at the 0.05 level.

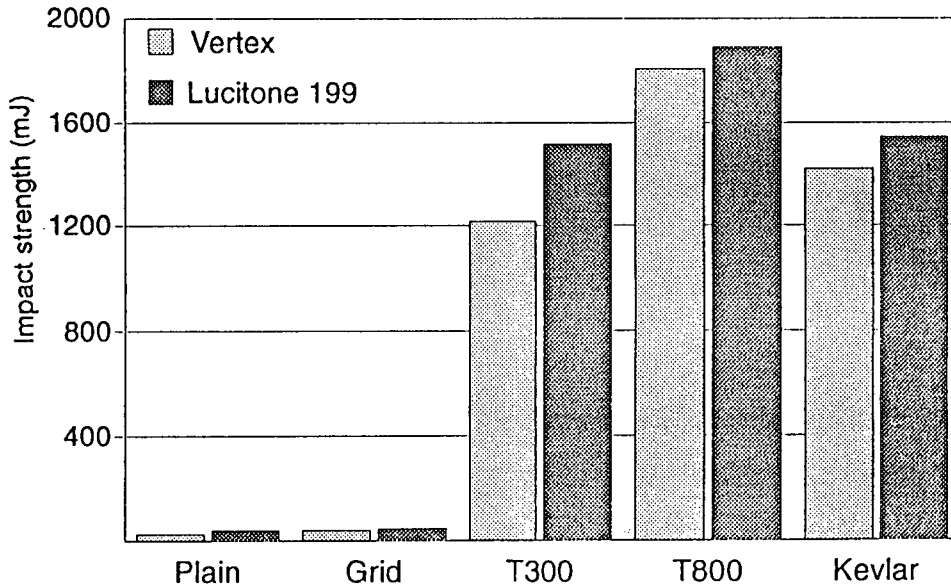


Fig. 13. Mean impact force (mJ).

Table 6. Mean transverse strength (Kg/mm<sup>2</sup>) and Duncan's multiple range test

Material	Mean	SD	Duncan's multiple range test
LK	10.915	0.76	A
VK	10.417	1.95	B A
L8	9.833	1.32	B B A
V8	9.562	2.14	B B A C
L3	8.958	1.23	D D C C C
LP	8.857	0.31	D D C C C
LG	8.227	0.55	D D C C C
V3	8.154	0.32	D D C C C
VP	7.829	0.65	D D C C C
VG	7.729	1.02	D D C C C

Alpha=0.05, df=70, MSE=1.419428, n=8.  
Means with the same letter are not significantly different at p=0.05.

Table 7. ANOVA (LSD) test for transverse strength

	VP	VG	V3	V8	VK	LP	LG	L3	L8	LK
VP	/	NS	NS	*	*	NS	NS	NS	*	*
VG	NS	/	NS	*	*	NS	NS	*	*	*
V3	NS	NS	/	*	*	NS	NS	NS	*	*
V8	*	*	*	/	NS	NS	*	NS	NS	*
VK	*	*	*	NS	/	*	*	*	NS	NS
LP	NS	NS	NS	NS	*	/	NS	NS	NS	*
LG	NS	NS	NS	*	*	NS	/	NS	*	*
L3	NS	*	NS	NS	*	NS	NS	/	NS	*
L8	*	*	*	NS	NS	NS	*	NS	/	NS
LK	*	*	*	*	NS	*	*	*	NS	/

n=8.

\* : Significant at p<0.05.

NS: Not significant at the 0.05 level.

**Table 8. Mean modulus of elasticity (Kg/mm<sup>2</sup>) and Duncan's multiple range test**

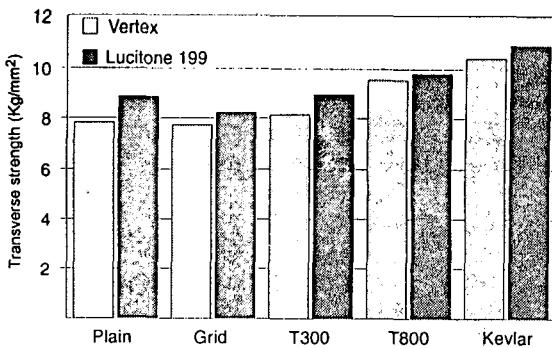
Material	Mean	SD	Duncan's multiple range test
VG	364.94	32.8	A
VK	361.25	81.6	A
V8	358.39	70.5	A
L3	341.68	41.4	A
L8	329.12	56.2	A
LK	305.00	45.7	D
LG	299.20	60.5	D
V3	265.34	30.1	D
VP	255.44	8.5	D
LP	249.22	12.4	D

Alpha=0.05, df=70, MSE=1.419428, n=8.  
Means with the same letter are not significantly different at p=0.05.

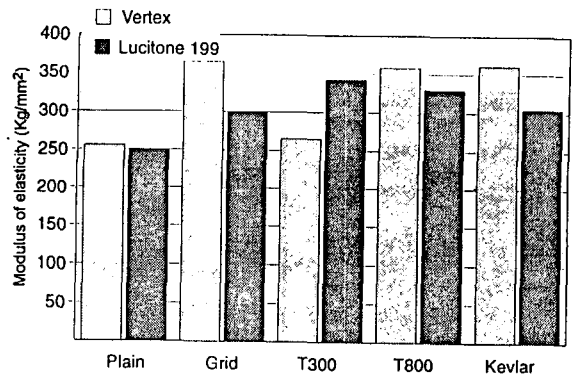
**Table 9. ANOVA (LSD) test for modulus of elasticity**

	VP	VG	V3	V8	VK	LP	LG	L3	L8	LK
VP	/	*	NS	*	*	NS	NS	*	*	*
VG	*	/	*	NS	NS	*	*	NS	NS	*
V3	NS	*	/	*	*	NS	NS	*	*	NS
V8	*	NS	*	/	NS	*	*	NS	NS	*
VK	*	NS	*	NS	/	*	*	NS	NS	*
LP	NS	*	NS	*	*	/	*	*	*	*
LG	NS	*	NS	*	*	*	/	NS	NS	NS
L3	*	NS	*	NS	NS	*	NS	/	NS	NS
L8	*	NS	*	NS	NS	*	NS	NS	/	NS
LK	*	*	NS	*	*	*	NS	NS	NS	/

n=8.  
\* : Significant at p<0.05.  
NS: Not significant at the 0.05 level.



**Fig. 14. Mean transverse strength. (Kg/mm<sup>2</sup>)**



**Fig. 15. Mean modulus of elasticity. (Kg/mm<sup>2</sup>)**



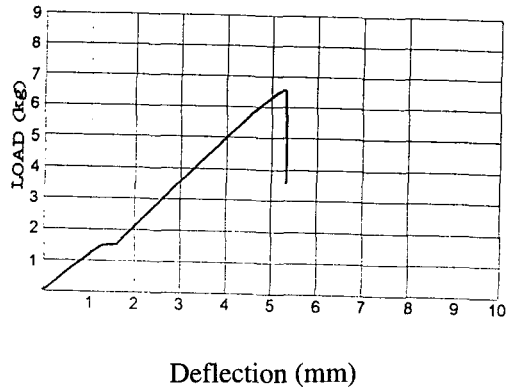
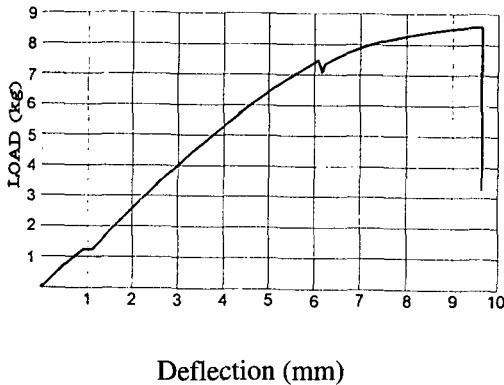


Fig. 16. Typical behavior patterns of specimens during transverse strength test. Lucitone 199 resin (right), Vertex resin (left).

강도 실험중 얻어진 전형적인 기록의 양상은 Fig.16과 같다. Lucitone 199 레진이 Vertex 레진보다 더 높은 전단 강도를 보이나, 통계적 유의성은 없다( $p>0.05$ ). Vertex 레진과 Lucitone 199 레진의 전단 강도는 격자 강화재로 강화했을 때, 더 낮게 나타나나 통계적으로 유의할 만한 차이를 보이지는 않았다( $p>0.05$ ). T800과 케블라 섬유로 강화한 시편에서만 전단 강도의 유의할 만한 증가가 보였다( $p<0.05$ ). Vertex 레진에서는 T300으로 강화시킨 시편을 제외한 모든 시편에서 통계적으로 유의할 만한 탄성 계수의 증가가 있었으나, Lucitone 199 레진에서는 격자 강화재로 강화시킨 시편을 제외한 모든 시편에서 탄성 계수의 유의할 만한 증가를 보였다( $p<0.05$ ).

#### (4) 파절면 관찰

탄소 섬유와 케블라 섬유로 강화된 시편에서

파절된 레진을 섬유가 서로 연결하고 있는 양상을 보이고 있다. Microvision System으로 관찰한 결과 섬유들이 탈락에 저항하여 레진 속에 파묻혀 있는 모양을 관찰할 수 있었다.(논문 사진 부도 참조)

#### IV. 총괄 및 고찰

아크릴릭 레진은 수십년간 치과분야에서 여러가지 목적으로 다양하게 사용되어 왔다. 제작의 편의성과 대체적으로 만족할만한 물리적, 기계적 성질 때문에 아크릴릭 레진은 의치를 제작하는 데 첫 손가락으로 꼽히는 재료로 계속 사용되어 왔다. 그러나 많은 잇점에도 불구하고 기계적 성질에 있어 한계를 가지고 있다<sup>33-36</sup>. 즉 만족스럽지 못한 전단 강도, 충격 강도, 피로 저항 때문에 의치 사용중에 파절이 빈번히 발생한다.

아크릴릭 의치상의 파절을 막기 위하여 다양한 연구가 행하여져 왔는데 그 방법으로는 주로 공중합, 교차결합, 다른 재료에 의한 강화 등이 있다<sup>1)</sup>.

아크릴릭 레진의 강도를 늘리기 위하여 공중합에 의한 내부 가소화방법을 쓰면 중합체 연쇄에 다른 단량체들이 무질서하게 혼합되는 대신에, 하나의 골격옆에 다른 종류의 중합체 연쇄가 붙는 접지 공중합체나 개개의 단량체 단위들이 교대로 결합되어 있는 중합체 연쇄인 블록 공중합체로 된다. 예를 들면 고무-메타크릴레이트 접지 중합체는 피로 저항과 충격 강도가 향상된다.

교차결합은 공중합의 특별한 예이다. 교차결합은 균일한 중합체가 단일한 교차결합 인자에 의해 연결됨으로써 구성된다. 일반적으로 교차결합을 하게 되면 피로 저항과 충격 강도가 감소되나, Cornell 등<sup>37)</sup>은 반복되는 충격에 대해 충격 강도가 증가되는 사실을 발견하게 되었다. 이와 같은 현상은 재료가 균일하지 않다는 사실에 기인한다.

또 다른 방법은 금속강화재나 고강도 섬유를 함입시키는 것이다. 본 연구에서는 시중에서 일반적으로 사용하고 있는 격자 강화재와 탄소 섬유, 케블라 섬유를 이용하여 의치상 파절 저항성을 높이는 방법을 실험하였다.

탄소 섬유는 19세기 후반에 죽순과 면섬유를 탄화시켜 Edison에 의해 처음으로 상업적으로 만들어졌다. 탄소섬유 덩어리는 polyacrylonitrile을 공기중에서 200-250℃로 가열한 후 불활성 대기중에서 1200℃로 가열하여 제작한다<sup>24)</sup>. 일반적으로 높은 강도를 가지고 가볍기 때문에 비행기, 운송수단, 스포츠용품등에 사용되고 있다<sup>38)</sup>.

인조 아라미드 중합체 섬유인 케블라 섬유는 같은 중량비에서 강철보다 높은 탄성계수와 인장 강도를 가지고 있어 방탄복, 항공기, 타이 어등 높은 강도를 요구하는 분야에 사용되고 있다<sup>26)</sup>.

본 연구에서는 고충격 강도 레진과 일반 열중합 레진을 이용하여 파절 저항성을 비교 연구하였다. 또한 임상적으로 상악 의치 파절을

막기위하여 사용하고 있는 격자 강화재로 의치상을 강화시켰을 때 다른 부작용 없이 파절 저항성이 증가하였는가를 살펴보았다. 그리고 높은 강도가 요구되는 여러 분야에서 사용하고 있는 탄소 섬유와 케블라 섬유를 실험적으로 첨가하였을 때, 파절 저항성이 증가하는 지를 살펴 보았다.

Haraldson 등<sup>39)</sup>의 총의치 환자의 교합력에 관한 연구에 의하면 부드럽게 씹을 때 총의치에 만족하는 환자군에서 교합력은 8-12N이며, 저작시는 2배 정도의 수치를 가지며, 최대 교합력은 69N으로 나타났다.

본 연구에서는 위 연구의 결과를 이용하여 0.4kg-5.4kg까지의 하중을 가하여 피로 저항 실험을 시행하였다. 통상 지지점간의 거리는 상악 대구치간의 거리인 50mm로 실험하려 하였으나, Lucitone 199 레진의 경우 지지점간 거리를 50mm로 하였을 때 뛰어난 탄성으로 말미암아 시편이 3점 부하 장치 밑으로 탈락하는 경우가 종종 발생하였다. 그런 이유로 본 연구에서는 지지점간 거리를 40mm로 좁혀서 피로 저항 실험과 전단 강도 실험을 행하였다.

피로 저항 실험 결과, 일반 시편에서는 Lucitone 199 레진이 Vertex 레진보다 Johnston 등<sup>40)</sup>의 연구 결과와 마찬가지로 높은 피로 저항을 보이는 것으로 나타났으나 두 레진간에는 통계적 유의성은 보이지 않았다. 그러나, 탄소 섬유로 강화한 시편에서는 DeBoer 등<sup>22)</sup>의 연구 결과와 마찬가지로 Lucitone 199 레진이 Vertex 레진보다 유의할 만큼 높은 피로 저항성을 보였다. 두 레진 모두에서 최근에 개발된 T800 섬유가 케블라 섬유보다 높은 강화 효과를 보여 주었으나, 통계적 유의성은 없었다( $P>0.05$ ).

본 연구결과, 케블라 섬유로 강화시킨 시편이 유의할 수준의 높은 충격 강도를 보였으며, 이는 Berrong 등<sup>26)</sup>의 케블라 섬유로 강화시킨 레진이 통계적으로 유의할 만큼 높은 파절 저항성을 보인다는 연구결과와 일치하였다. 본 연구결과 고충격 강도 레진이 탄소 섬유로 강화시킨 일반 열중합 레진보다는 낮은 충격 강도를 보여, Schreiber<sup>19)</sup>의 연구와 같은 결과를

얻었다.

본 연구 결과, Lucitone 199 레진이 Vertex 레진보다 높은 충격 강도를 보였으며 탄소 섬유와 케블라 섬유로 강화시 2종의 레진 모두에서 월등히 높은 충격 강도를 보여 주었다. 그러나, 시중에서 파절 예방 목적으로 많이 사용하고 있는 격자 강화재는 2종의 레진 모두에서 유의성 있는 강화효과는 보이지 않았다( $p < 0.05$ ).

전단 강도 실험결과, Lucitone 199 레진이 Vertex 레진보다 전단 강도가 높은 것으로 나타났다. 유의할 만한 차이는 보이지 않았다( $p < 0.05$ ). 그러나 Dixon 등<sup>41)</sup>의 연구에서는 Lucitone 199 레진이 일반 열중합 레진보다 전단 강도에 있어 유의성이 있는 차이를 보인다고 보고하였다( $p < 0.05$ ). 이러한 통계적 차이는 실험 조건과 실험 재료로 사용한 일반 열중합 레진이 다른 결과로 사료된다. T300으로 강화한 Vertex 레진과 격자 강화재로 강화한 Lucitone 199 레진을 제외한 모든 레진 시편에서 유의할 만한 탄성계수의 증가를 보였다( $p < 0.05$ ). 그러나, DeBoer 등<sup>22)</sup>의 연구와 마찬가지로 T300으로 강화한 Vertex 레진을 제외하고는 탄소 섬유와 케블라 섬유로 강화시킨 모든 시편에서 탄성계수의 증가를 볼 수 없었다( $p < 0.05$ ). Vertex 레진이 Lucitone 199 레진보다 탄성계수가 높은 것으로 나타났으나 통계적 유의성은 없었다( $p > 0.05$ ). Vertex 레진 시편과 비교시 Lucitone 199 레진 시편은 임상적 파절 전에 많은 영구 변형을 일으킨다. 이 재료로 제작된 의치상은 명백한 임상적 파절 없이 높은 정도의 영구변형을 임상적으로 견딜 수 있음을 시사한다<sup>24)</sup>.

피로 저항 실험, 전단 강도, 충격 강도 실험 결과에서 보이는 섬유로 강화시킨 시편의 높은 표준편차는 실험 중 발생한 오차때문인 것으로 생각된다. 오차의 원인으로는 시편 제작중에 생기는 기포나 표면의 작은 결함 또는 강화재로 사용한 섬유의 위치등으로 사료된다. 모든 시편은 조심스럽게 제작되었으나, 제작중 섬유를 시편의 중앙에 위치시키는 데 많은 어려움이 있었다. 일반적으로 표면에 가깝게 위치하는 섬유로 강화된 시편은 실험 중 쉽게 파절되었

다.

섬유로 강화시키는 방법은 임상적으로 다음과 같은 장점을 제공할 수 있다. 갑작스런 충격에 의해 의치상이 파절되었을 때, 섬유들이 파절된 의치상을 잡고 있어, 파절된 의치상을 효과적으로 수리할 수 있게 해준다. 또한, 사고나 외상에 의해 의치가 파절되었을 때 환자가 무의식중에 의치의 파편을 삼키는 것을 방지시켜 준다.

그러나 탄소 섬유의 검은색이나, 케블라 섬유의 노란색은 심미적인 결함이 있어 잘 보이는 부위를 강화하는 데 제한이 있다. 또한 레진 표면으로 노출된 섬유는 연마하기가 매우 힘들다. 특히 케블라 섬유로 강화시킨 레진 의치상은 거의 연마가 불가능하여 거칠은 표면을 제공한다. 또한, 두께가 얇은 부위에서는 섬유로 강화시키는 방법이 매우 어렵다.

본 연구를 통하여 섬유로 강화시키는 방법이 파절 저항성을 향상시키는 데는 매우 효과적인 방법이나, 여러가지 개선점을 필요로 하는 것을 알게 되었다. 임상적인 이용에 앞서 얇은 천으로 된 탄소 섬유나 케블라 섬유를 의치 제작중에 레진 표면으로 나오지 않게 위치시키는 방법의 개발이나, 심미적으로 조화를 이루는 Polyethylene 섬유 같은 강화재를 이용하는 방법의 연구가 있어야 하겠다.

또한 이와 같은 방법으로 의치를 제작하여 임상적인 검증을 통해 장기간의 파절 저항에 관한 연구가 필요하다고 사료된다.

## V. 결론

저자는 격자 강화재, 탄소 섬유, 케블라 섬유로 강화한 의치상 레진의 파절 저항성을 비교 연구하기 위하여, 일반 열중합 레진과 고충격 강도 레진에 격자 강화재, T300, T800, 케블라 섬유등으로 강화시켜 중합시킨 후, 레진의 피로 저항, 충격 강도, 전단 강도를 측정하고, 그 파절면을 관찰하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 고충격 강도 레진과 일반 열중합 레진을 비

- 교할 때, 충격 강도, 피로 저항, 전단 강도에서 통계적으로 유의할 만한 차이가 없었다( $p>0.05$ ).
2. 격자 강화재를 첨가한 시편에서 충격 강도, 피로 저항, 전단 강도에 있어 통계적으로 유의할 만한 강화효과를 보이지 않았다( $p>0.05$ ).
  3. T300, T800, 케블라 섬유로 강화한 시편에서 충격 강도와 피로 저항의 유의할 만한 증가를 보였다( $p<0.05$ ).
  4. T800, 케블라 섬유로 강화한 시편에서 전단 강도의 유의할 만한 증가를 보였다( $p<0.05$ ).
  5. T300, T800, 케블라 섬유로 강화시킨 시편에서는 파절시 약목 파절이 일어나, 파절편이 섬유에 의해 서로 연결되어 있는 양상을 보였다.

## REFERENCES

1. Smith, D. C.: Recent developments and prospects in dental polymers. *J Prosthet Dent.*, 12:1066-1079, 1962.
2. Kelly, E.: Fatigue failure in denture base polymers. *J Prosthet Dent.*, 21:257-266, 1969.
3. Tallgren, A.: The continuing reduction of the residual alveolar ridges in complete denture wearers: A mixed-longitudinal study covering 25 years. *J Prosthet Dent.*, 27:120-131, 1972.
4. Kydd, W. L.: The comminuting efficiency of varied occlusal tooth form and associated deformation of the complete denture base. *J Am Dent Assoc.*, 61:465-471, 1960.
5. Hargreaves, A. S.: The prevalence of fractured dentures. *Br Dent J.*, 128:451-455, 1969.
6. Rees, J. S., Huggett, R., and Harrison, A.: Finite element analysis of the stress concentrating effect of fraenal notches in complete dentures. *J Prosthet Dent.*, 3: 238-240, 1990.
7. Beyli, M. S., and von Fraunhofer, J. A.: An analysis of causes of fracture of acrylic resin dentures. *J Prosthet Dent.*, 46:238-241, 1981.
8. Boucher, C. O.: Studies of displacement of tissues under dentures. *J Am Dent Assoc.*, 27:1476-1478, 1940.
9. Swoope, C. C., and Kydd, W. L.: The effect of cusp form and occlusal surface area on denture base deformation. *J Prosthet Dent.*, 16:34-43, 1966.
10. Matthews, E., and Wain, W.L.: Stresses in denture bases. *Br Dent J.*, 100:167, 1956.
11. Craig, R. G., Farah, J. W., and El-tahawi, H. M.: Three-dimensional photoelastic stress analysis of maxillary complete dentures. *J Prosthet Dent.*, 31:122-129, 1974.
12. Woelfel, J. B., and Paffenbarger, G. C.: Method of evaluating the clinical effect of warping a denture: report of a case. *J Am Dent Assoc.*, 59:250-260, 1959.
13. Campbell, R. L.: A comparative study of the resorption of the alveolar ridges in denture-wearers and non-denture wearers. *J Am Dent Assoc.*, 60:143-153, 1960.
14. Józefowicz, W.: The influence of wearing dentures on residual ridges: A comparative study. *J Prosthet Dent.*, 24: 137-144, 1970.
15. Kapur, K. K., and Soman, S.: The effect of denture factors on masticatory performance. Part I: Influence of Denture Base Extension. *J Prosthet Dent.*, 15:54-64, 1965.
16. Boucher, C. O., Hickey, J. C., and Zarb, G. A.: *Prosthodontic Treatment for Edentulous Patients*, ed 7. St. Louis, 1975,

The C. V. Mosby Co., p 116.

17. Lambrecht, J. R., and Kydd, W. L.: A functional stress analysis of the maxillary complete denture base. *J Prosthet Dent.*, 12:865-872, 1962.
18. Berry, H. H., and Funk, O. J.: Vitallium strengthener to prevent lower denture breakage. *J Prosthet Dent.*, 26:532-536, 1971.
19. Schreiber, C. K.: The clinical application of carbon fibre/polymer denture bases. *Br Dent J.*, 137:21-22, 1974.
20. Manley, T. R., Bowman, A. J., and Cook, M.: Denture bases reinforced with carbon fibres. *Br Dent J.*, 146:25, 1979.
21. Bowman, A. J. and Manley, T. R.: The elimination of breakages in upper dentures by reinforcement with carbon fibre. *Br Dent J.*, 156:87-89, 1984.
22. DeBoer, J., Vermilyea, S. G., and Brady, R. E.: The effect of carbon fiber orientation on the fatigue resistance and bending properties of two denture resins. *J Prosthet Dent.*, 51:119-121, 1984.
23. Skirvin, D. R., Vermilyea, S. G., and Brady, R. E.: Polymethyl methacrylate reinforcement: Affect on fatigue failure. *Military Med.*, 147:1037, 1982.
24. Yazdanie, N., and Mahood, M.: Carbon fiber acrylic resin composite: An investigation of transverse strength. *J Prosthet Dent.*, 54:543-547, 1985.
25. Carroll, C. E., and von Fraunhofer, J. A.: Wire reinforcement of acrylic resin prostheses. *J Prosthet Dent.*, 52:639-641, 1984.
26. Berrong, J. M., Weed, R. M., and Young, J. M.: Fracture resistance of Kevlar-reinforced poly(methyl methacrylate) resin: A preliminary study. *Int J Prosthodont.*, 3:391-395, 1990.
27. Kawano, F., Miyamoto, M., Tada, N., and Matsumoto, N.: Reinforcement of acrylic resin denture base with a Ni-Cr alloy plate. *Int J Prosthodont.*, 3:484-488, 1990.
28. Kawano, F., Miyamoto, M., Tada, N., and Matsumoto, N.: Reinforcing effect of a Ni-Cr alloy plate on an acrylic resin denture base. *Int J prosthodont.*, 4:327-331, 1991.
29. Braden, M., Davy, K. W. M., and Parker, S.: Denture base poly (methyl methacrylate) reinforced with ultra-high modulus polyethylene fibres. *Br Dent J.*, 164:109-113, 1988.
30. Gutteridge, D. L.: The effect of including ultra-high-modulus polyethylene fibre on the impact strength of acrylic resin. *Br Dent J.*, 164:177-180, 1988.
31. Dixon, D. L. and Breeding, L. C.:The transverse strengths of three denture base resins reinforced with polyethylene fibers. *J Prosthet Dent.*, 67:417-9, 1992.
32. Council on Dental Materials and Devices.: Revised American Dental Association Specification No. 12 for denture base polymers. *J Am Dent Assoc.*, 90:451-458, 1975.
33. Brauer, G. M.: Dental applications of polymers: A review. *J Am Dent Assoc.*, 27: 1151-1158, 1966.
34. Sweenly, W. T., Paffenbarger, G. C., and Beall, J. R.: Arcrylic resins for dentures. *J Am Dent Assoc.*, 29:7-33, 1942.
35. Craig, R. G. and Peyton, F. A.: Restorative Dental Materials, ed 5. St Louis,1975, The C. V. Mosby Co., p.382-425.
36. Winkler, S.: Denture base resins. *Dent Clin North Am.*, 28:287-297, 1984.
37. Cornell, J. A., Tucker, J. L., and Powers, C. M.: Physical properties of denture-base materials. *J Prosthet Dent.*, 10:516-524, 1960.
38. Donnet, J-B.,and Bansal, R.C.: Carbon Fibers. Marcel Dekker, Inc. New York

- and Basel, p.225.
39. Haraldson, T., Karlsson, U., and Carlsson, G. E.: Bite force and oral function in complete denture wearers. *J Oral Rehab.*, 6:41-48, 1979.
  40. Johnston, E. P., Nicholls, J. I., and Smith, D. E.: Flexure fatigue of 10 commonly used denture base resins. *J Prothet Dent.*, 46:478-483, 1981.
  41. Dixon, D. L., Ekstrand, K. G., and Breeding, L. C.: The transverse strengths of three denture base resins. *J Prosthet Dent.*, 66:510-3, 1991.

## 논문사진부도 설명

- Fig. 1. T300 fiber.
- Fig. 2. T800 fiber.
- Fig. 3. Kevlar fiber.
- Fig. 4. KBM-1003.
- Fig. 5. Grid strengthener.
- Fig. 6. Vertex resin specimens. From the left, VP, VK, V3, V8, VG.
- Fig. 7. Lucitone 199 resin specimens. From the left, LP, LK, L3, L8, LG.
- Fig. 8. Instron universal testing machine.
- Fig. 9. Measuring the fatigue resistance and transverse strength.
- Fig. 10. Izod impact tester.
- Fig. 11. Hi-Scope Compact Microvision System.
- Fig. 17. Vertex resin specimens after fatigue test. From the left, VP, VG, V3, V8, VK.
- Fig. 18. Lucitone 199 resin specimens after fatigue test. From the left, LP, LG, L3, L8, LK.
- Fig. 19. Vertex resin specimens after impact test. From the left, VP, VG, V3, V8, VK.
- Fig. 20. Lucitone 199 resin specimens after impact test. From the left, LP, LG, L3, L8, LK.
- Fig. 21. Vertex resin specimens after bending test. From the left, VP, VG, V3, V8, VK.
- Fig. 22. Lucitone 199 resin specimens after bending test. From the left, LP, LG, L3, L8, LK.
- Fig. 23. Fractured surface of VP ( $\times 240$ ).
- Fig. 24. Fractured surface of LP ( $\times 240$ ).
- Fig. 25. Fractured surface of VG ( $\times 240$ ).
- Fig. 26. Fractured surface of LG ( $\times 240$ ).
- Fig. 27. Fractured surface of V3 ( $\times 240$ ).
- Fig. 28. Fractured surface of L3 ( $\times 240$ ).
- Fig. 29. Fractured surface of V8 ( $\times 240$ ).
- Fig. 30. Fractured surface of L8 ( $\times 240$ ).
- Fig. 31. Fractured surface of VK ( $\times 240$ ).
- Fig. 32. Fractured surface of LK ( $\times 240$ ).

논문사진부도 ①

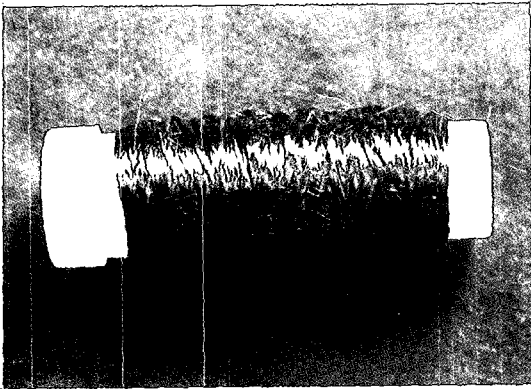


Fig. 1.

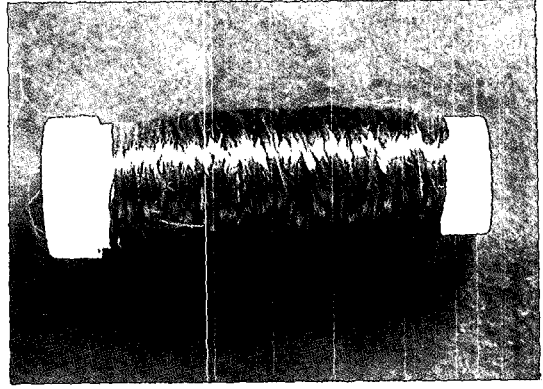


Fig. 2.

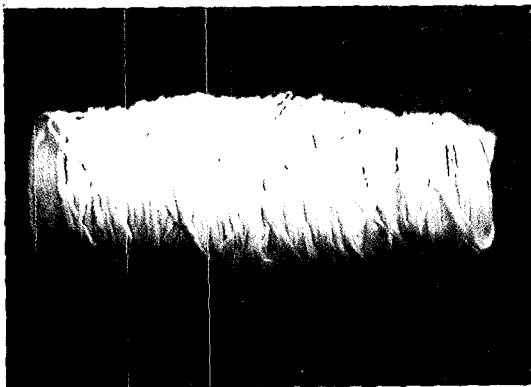


Fig. 3.



Fig. 4.

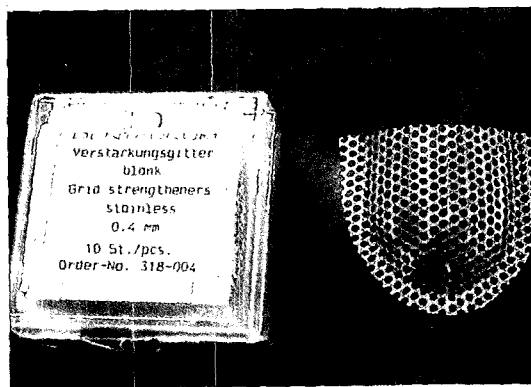


Fig. 5.

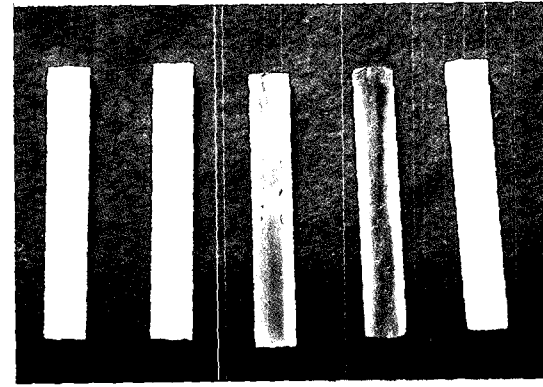


Fig. 6.



논문사진부도 ②

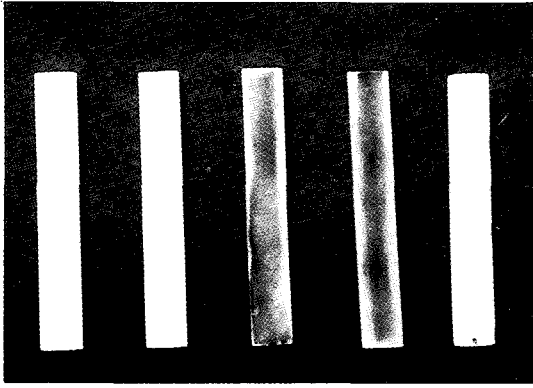


Fig. 7.

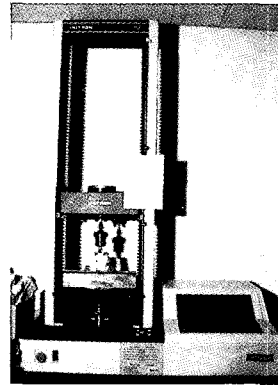


Fig. 8.

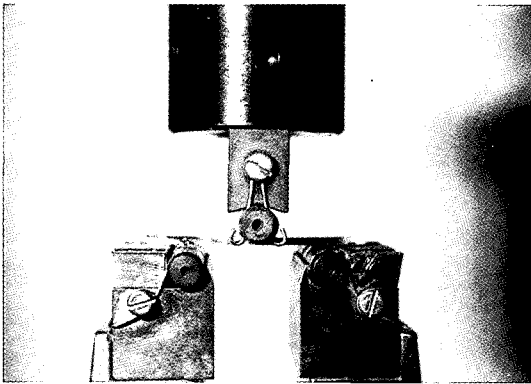


Fig. 9.

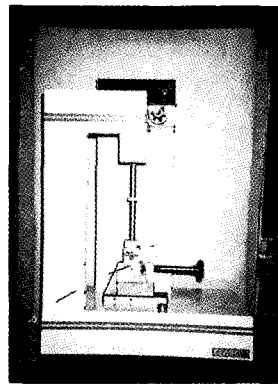


Fig. 10.

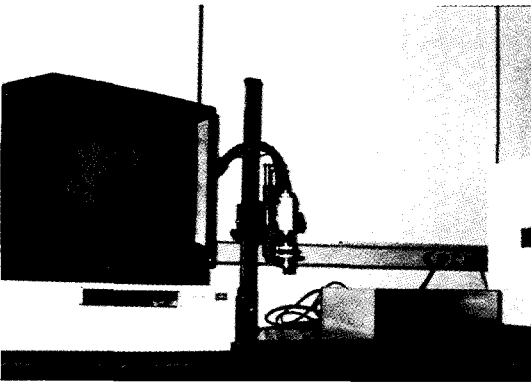


Fig. 11.

논문사진부도 ③

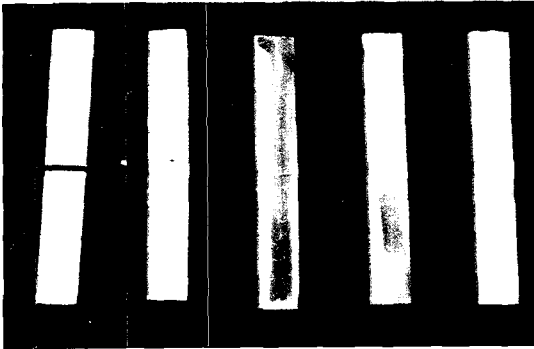


Fig. 17.

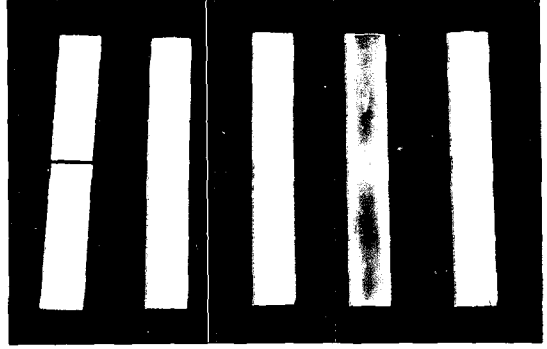


Fig. 18.



Fig. 20.



Fig. 21.

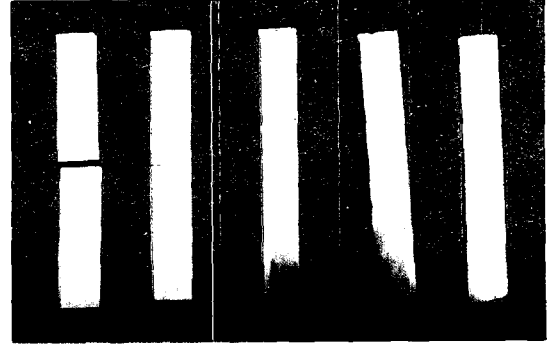


Fig. 22.



Fig. 23.

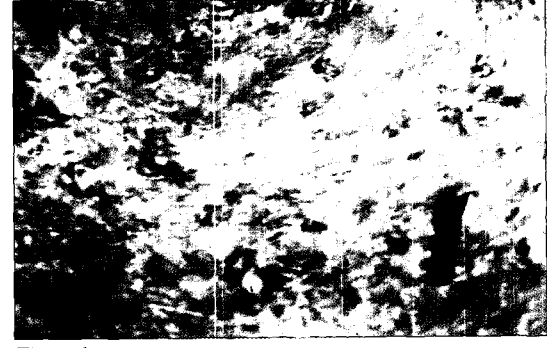


Fig. 24.

논문사진부도 ④

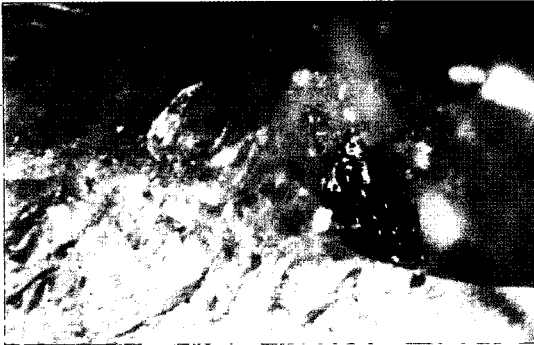


Fig. 25.

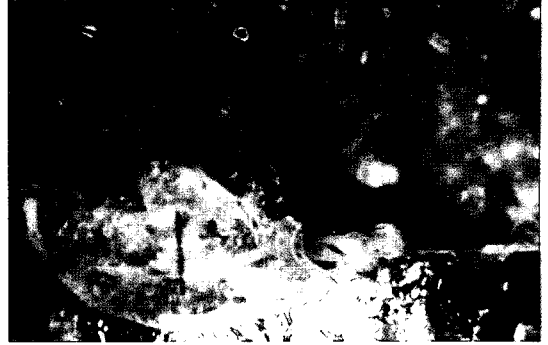


Fig. 26.



Fig. 27.

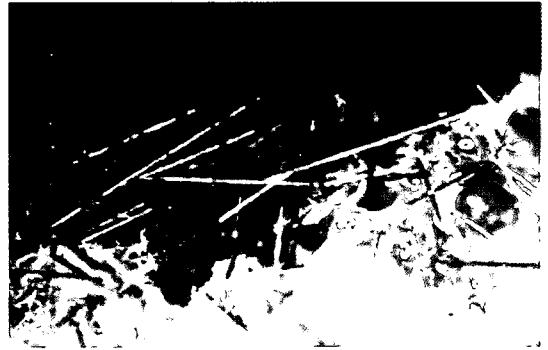


Fig. 28.



Fig. 29.



Fig. 30.

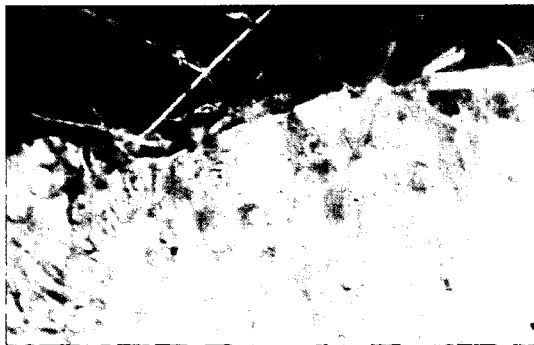


Fig. 31.



Fig. 32.

Abstract

AN EXPERIMENTAL STUDY ON REINFORCEMENT OF  
ACRYLIC RESIN DENTURE BASE

Hyung-Sik Kim · Chang-Whe Kim · Young-Soo Kim

*Department of Prosthodontics, College of Dentistry  
Seoul National University*

The denture may be fractured accidentally by an impact while outside the mouth, or may be cracked or broken while in service in the mouth. The latter is generally a fatigue failure caused by repeated flexure over a period of time.

This investigation compared the flexural fatigue resistance, the impact force and the transverse strength of two denture base materials with and without the grid strengthener, the T300, the T800 and the Kevlar fiber to evaluate the fracture resistance. The distribution and behavior of fibers across fracture lines were examined by Hi-Scope Compact Microvision System.

Through analyses of the data from this study, the following conclusions were obtained.

1. The flexural fatigue resistance, impact strength and transverse strength of high impact strength resin were higher than those of conventional heat polymerizing resin, but statistically there was no significant difference ( $p > 0.05$ ).
2. All specimens with and without the grid strengthener did not show significant differences in the flexural fatigue, the impact and the transverse strength test ( $p > 0.05$ ).
3. All specimens reinforced with the T300, the T800 and the Kevlar fiber showed significant increase of the fatigue resistance and the impact force ( $p < 0.05$ ).
4. All specimens reinforced with the T800 and the Kevlar fiber showed significant increase of the transverse strength ( $p < 0.05$ ).
5. All specimens reinforced with the T300, the T800 and the Kevlar fiber exhibited greenstick fractures. The fibers tended to remain enveloped in the resin, resisting pull-out.

---

**Keywords;** acrylic resin, reinforcement, fracture resistance, fiber, grid