

## 섬유강화형 복합레진브릿지의 파절강도 및 변연적합도에 관한 연구

고려대학교 의과대학 치의학교실, 경희대학교 치과대학 치과재료학교실\*

최호근 · 신상완 · 임호남\* · 서규원

### I. 서 론

과거의 치과 수복물은 주로 저작기능을 위주로 금속을 사용해 왔다. 외모와 심미성에 대한 관심이 증가됨에 따라 심미적인 수복재인 도재와 레진은 낮은 파절강도등의 물리적 취약성이 있어 금속과 결합된 상태로 도재금관이나 레진금관의 형태로 사용되고 있다.

그러나 도재금관은 대합 되는 자연치를 마모시키며, 내부 금속과의 용융점 및 열팽창계수차이 등의 제한이 있으며<sup>1,2)</sup> 빛의 투과를 차단하여 자연치아와 같은 3차원적인 색조를 재현할 수 없는 단점이 있다.<sup>3)</sup> 레진금관은 심미적이고 자연치아와 유사한 마모도를 가지는 생체적합한 수복재이나,<sup>4,5)</sup> 금속과의 낮은 결합력과 마모저항도가 낮고 하부 금속구조에 의한 빛의 차단으로 인해 인접 자연치아와 다른 색조를 나타나게 되어 심미적으로 만족스런 결과를 얻지 못하는 문제점을 갖고 있다.<sup>6)</sup>

이러한 문제를 해결하기 위해 금속을 사용하지 않으면서 자연치아와 유사한 특성을 가지고 있으며 충분한 강도를 갖는 전부도재관과 전부레진관이 개발되어 임상에 사용되고 있다. 그러나 다수의 전부도재관은 구강내에서 여러 하중조건에 견딜 수 있는 충분한 강도를 갖지 못하여 제한된 범위 내에서 사용되어지고 있다.

최근 In-Ceram, IPS-Empress등 도재의 제작 과정 중이나 또는 기능 중에 발생하는 미세 결합의 성장에 의해 쉽게 파절될 수 있는 단점을 보완하여 균열

전파에 저항하는 물성을 갖으며 심미성이 좋은 도재관이 개발되어 사용되고 있다.<sup>7)</sup> 이 중에서 Sadoun<sup>8)</sup>에 의해 개발된 In-Ceram은 코어(core)에 유리를 침투시켜 알루미늄 입자 사이에 기공을 채워 강도를 현저히 증가시키어 높은 파절 저항성을 갖으며 변연적합성, 심미성 등이 다른 전부도재관에 비해 우수하여 전치부 및 일부 구치에서도 사용이 가능하게 되었다.<sup>9,10)</sup>

레진전부관은 1990년대 이후 강화형 간접복합레진의 개발과 더불어 섬유강화법의 도입으로 개발되었다. 레진은 1980년대 이르러 새로운 간접복합레진의 개발로 치료 술식에 매우 큰 변화가 있게 되었다. Mormann과 Taudi<sup>11,12)</sup>는 레진을 간접법의 inlay, onlay에 사용하여 구치부 수복에 보다 나은 교합면 형태나 변연부의 정확도를 높였다. 그러나 강도의 탄성률이 낮고, 마모도가 크며, 높은 수분흡수율에 의한 색조변화로 많은 실패를 보였다.

최근에 개발된 강화형 간접복합레진(reinforced indirect composite resin)은 도재와 복합레진의 성분을 조합하여 물성과 심미성을 개선시킨 재료로 2세대 레진으로 분류할 수 있다. 이러한 강화형 간접복합레진은 무기질 충전재의 크기, 형태, 구성 등의 상당한 개선으로 충전재의 양을 높여 열팽창과 중합수축은 감소되었고 높은 강도를 보이고 자연치아와 유사한 마모도를 갖으며 생체친화성이 있으며, 색조안정성 및 심미성이 우수하여 inlay, onlay, laminate veneer, 금속 veneering, 임플란트 보철등에 사용되고 있다.<sup>13-17)</sup>

1960년대 초부터 섬유강화법이 간간히 문헌에 언급되었고, 1980년대 후반부터 섬유강화형 복합레진(fiber reinforced composite, FRC)이 개발되었다. Davis<sup>18)</sup>는 FRC를 이용한 구조물(framework)이 밀도에 비해 강도가 높아 기존의 금속주조 구조물과 강도가 비슷하다고 하였으며, 이러한 높은 강도로 인해 단일치아 상실시 금속보철물에 대한 새로운 대치물로 시도가 가능케 되었다.

일반적으로 파절저항은 치아삭제를 통한 치질의 적당한 지지, 적절한 환자의 선택, 재료의 강도, 가압 방향, 접착제의 종류 등에 의해 영향을 받는다. 수복물은 구강내에서 압축, 인장, 전단응력의 복합된 응력상태에 놓이게 된다. 수복물의 파절저항을 측정하기 위해 편의상 압축강도를 사용하고 있다. 그러나 McLean<sup>19)</sup>은 미세균열의 전파가 피로현상에 의해 발생된다고 하였고 도재의 파절은 인장응력을 받는 결합부에서 균열전파에 의해 일어나므로 굴곡시험에 의한 강도측정이 많이 이용되어진다 하였다.

변연적합성이 낮은 수복물에서는 치아우식증과 치주병의 발생 가능성이 높고 변연의 노출은 지각과민증을 유발시키며 치태의 축적을 용이하게 하여 보철물의 수명을 짧게 만든다. 1996년 조 등<sup>20)</sup>과 1998년 문 등<sup>21)</sup>은 In-Ceram 등 전부도재관의 변연적합도에 관한 연구에서 우수한 변연적합도를 나타낸다고 발표하였다. 그러나 구치부에서 In-Ceram 브릿지의 임상적 적용을 위한 파절강도에 관한 연구나 변연적합도에 대한 연구는 거의 없으며, FRC를 이용한 구치부에서의 전부레진관의 임상적 적용을 위한 파절강도 및 변연적합도에 대한 연구는 아직 발표된바 없다.

본 실험은 섬유강화법을 이용한 전부레진관 브릿지의 구치부에서의 임상적 적용의 가능성을 평가하

기 위하여 하악 제1대구치를 결손치아로 하여 모형을 만들고 제2소구치와 대구치를 연결하는 브릿지 시편을 제작하여 파절강도실험 및 변연적합도를 측정을 통해 Targis/Vectris, Sculpture-Fibrekor를 이용한 전부레진관 브릿지와 In-Ceram 브릿지와 비교 연구한 결과 다소의 지견을 얻었기에 보고하는 바이다.

## Ⅱ. 실험재료 및 방법

### 1. 실험재료

#### 1) 전부레진관 및 전부도재관 브릿지

본 실험에서 섬유강화형 레진전부관 브릿지의 시편 제작을 위해 국내에 소개된 Targis & Vectris<sup>®</sup> (Ivoclar Co. Schaan, Liechtenstein)와 Sculpture/Fibrekor<sup>®</sup> (Jeneric Pentron Co. Wallingford, U.S.A.)를 사용하였으며 이의 대조군으로 사용한 전부도재관 브릿지는 In-Ceram<sup>®</sup> (Vita Co. Zahnfabrik. Bad Säckingen Germany)을 사용하였다(Table I).

#### 2) 접착용 시멘트

시편을 접착하는 복합레진 시멘트는 Panavia21<sup>®</sup> (Kuraray Co. Ltd., Osaka, Japan)을 사용하였다.

### 2. 실험방법

#### 1) 파절 강도 측정 실험

##### ① 주모형 제작

하악 제1대구치가 결손된 상태에서 제2 대구치와

**Table I.** Materials.

Materials	Brand Name	Manufacturer
FRC Resin	Sculpture/ Fibrekor <sup>®</sup>	Jeneric Pentron Co. Wallingford, U.S.A.
	Targis & Vectris <sup>®</sup>	Ivoclar Co. Schaan Liechtenstein
High strength ceramic	Vita In-Ceram <sup>®</sup>	Vita Zahnfabrik. Bad Säckingen Germany

FRC : Fiber Reinforced Composite

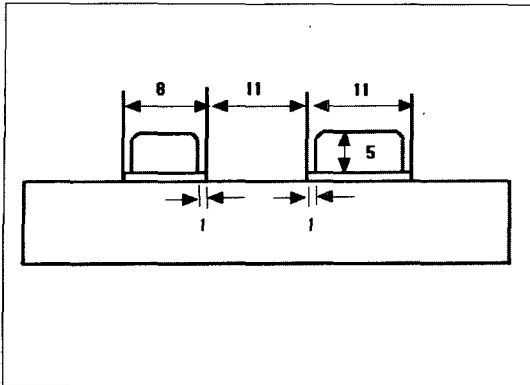


Fig. 1. Dimensions of master die(mm)

제2 소구치를 연결하는 균일화된 시편을 만들기 위해 단순한 모형으로 금속모형을 제작 하였다.

측면경사 4°, 변연부 1.0mm로 하여 일반적으로 전부레진관이나 전부도재관 에서 많이 사용되고 제조회사에서 권장하는 지대치 변연형태인 내면에 각을 없앤 rounded shoulder로 변연을 형성하였다. 컴퓨터 선반으로 금속 모형을 각 재료 당 8개씩 24개의 모형을 제작하였으며, 예리한 선각은 응력집중을 일으키므로 리버휠로 등글게 마무리하고 50 $\mu$ m의 산화 알루미늄으로 처리하였다 (Fig. 1).

파절강도를 평가하기 위한 FRC 레진 브릿지 시편은 금속모형에서 개별적인 가공과정을 통해 직접 제작하였다.

## ② 시편(전부레진관과 전부도재관 브릿지의)제작

### i) Targis/Vectris 브릿지 제작

모형 분리체를 도포하고 첫 번째 Vectris Pontic을 지대치 사이보다 길게 하여 위치시키고, 두 번째 Vectris Pontic을 지대치 교합면을 충분히 덮도록 겹쳐 위치시킨 후 Vectris VSI에서 중합한 다음 텅스텐 카바이드 바로 다듬었다. Wetting agent를 지대치에 도포후 Vectris Pontic을 Vectris Glue를 조금 바르고 잘 눌러 고정한 다음 Vectris Frame을 Vectris Pontic 위에 위치시키고 얇은 비닐막(transperant foil)을 덮고 Vectris VSI에서 P1 상태로 중합하였다.

Vectris frame을 다듬고 Targis 분리체를 지대치에 2회 도포하고 건조시킨 후 Targis를 Base→Dentin→Incisal의 순서로 적층법으로 제작하였다.

### ii) Sculpture/Fibrekor 브릿지 제작.

모형분리체 (Zip Sep universal separator)를 2~3회 바르고 마르기 전에 die-spacer를 바른 후 5분간 건조시켰다. Fibrekor를 적당한 길이로 잘라 양끝을 지대치에 놓고 단단히 누르고 당겨 조인 후 1분간 중합하여 묶었다. 다른 fiber를 협설쪽으로 기존의 구조물에 추가하여 결합시켰다. 브릿지 구조물의 교합면에 추가적인 Fibrekor를 깔고 1분간 광중합시켜 브릿지 구조물을 완성 후 10분간 광중합하고 105℃에서 15분간 열 중합시켰다.

### iii) In-Ceram 브릿지 제작

금속 모형에 모형분리체를 2회 바르고 실리콘 인상재로 인상을 채득하고 경석고 모형(In-Ceram Special Plaster, Vita Zahnfabrik)을 제작하였다. 산화알루미늄 분말 38g에 액5ml를 초음파 진동기구로 혼합하여 액상으로 만들어 경석고 모형위에 축조하여 알루미늄 코어를 만든 후 In-Ceram 소환로에 넣어 소결시킨 다음 다이아몬드 디스크로 코핑의 두께를 0.5mm 조절하였다. In-Ceram glass 분말을 증류수와 섞어 코핑에 도포한 뒤 In-Ceram 소환로에 넣어 1,108℃까지 급격히 올린후 4시간 계류시켜 완성하였다. 잉여 In-Ceram glass는 샌드블라스팅하여 제거하였으며, 완성된 코어에 Vita Omega (Vitadur alpha, Vita Zahnfabrik)를 축성하여 제작하였다.

### ③ 섬유강화형 전부레진관 전부도재관의 검사.

균일화된 시편 제작을 위해 각 모형의 20여 군데를 측정 조정하였다. 변연부 1.0mm, 측면부 1.5mm, 교합면 평균 2.0mm로 하였으며, 각 시편의 가공치 연결부의 크기를 4×3.5mm로 측정 조정하였다 (Fig. 2). 동시에 삽입시 저항감이 있는 도재관은 내면을 선택적으로 삭제하여 과도한 힘이 가해지지 않도록 조정하였다.

### ④ 접착

각 시편의 내면에 실란을 도포하고 복합레진 시멘트의 ED primer A, B.를 혼합하여 내면에 바르고 시멘트를 10초간 균일하게 혼합하여 내면에 바른 후 손가락으로 눌러 접합시키고 15kg의 지속적 하중을 주었다. 하중이 한곳에 편중될 경우 치관의 경사가 생기게 됨으로 이를 줄이기 위해 바닥면에 왁스를



### Ⅲ. 연구성적

#### 1. 파절강도

전부레진관의 파절강도는 Targis/Vectris 브릿지가 176.25kg/cm<sup>2</sup> 이었고, Sculpture-Fibrekor 브릿지가 120.35kg/cm<sup>2</sup>로 가장 낮은 값을 보였다. 전부도재관의 파절강도는 In-Ceram 브릿지에서 238.81

kg/cm<sup>2</sup>로 가장 크게 나타났다. (P<0.05)(Table II) (Fig. 4).

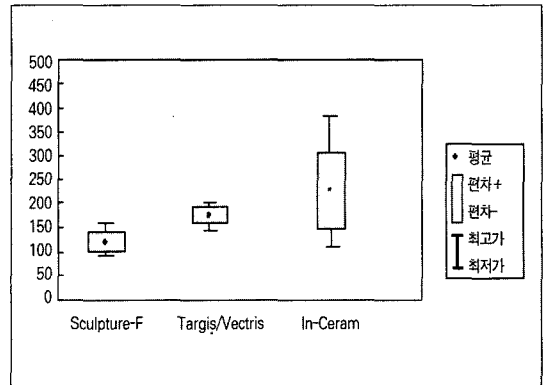
재료간에 유의한 차가 있었다.(P=0.0004) (Table III).

전부레진관간의 파절강도는 Targis/Vectris 브릿지가 Sculpture-Fibrekor 브릿지보다 통계적으로 유의하게 높았다.(p<0.05) (Table IV).

**Table. II.** Fracture Strength (kg/cm<sup>2</sup>)

	Sculpture/ Fibrekor	Targis/ Vectris	In-Ceram
1	117	176	224
2	116.9	153	398.5
3	95.9	191	238
4	108	187	259
5	141	141	115
6	111	191	258
7	159	184	165
8	114	187	253
Mean	120.35	176.25	238.81
S.D.	20.08	18.93	82.35
Max.	159.1	191	398.5
Min.	95.9	141	115

S.D. :standard deviation



**Fig. 4.** Fracture Strength (kg/cm<sup>2</sup>)

**Table. III.** Results of one-way ANOVA test for fracture strength

Source	D.F.	Sum of Squares	Mean of Squares	F Ratio	F Prob.
Between Groups	2	55113.2408	27556.6204	11.5732	.0004
Within Groups	21	50002.4088	2381.0671		
Total	23	105115.6496			

**Table. IV.** P-value of multiple range test

	Sculpture-Fibrekor	Targis/Vectris	In-Ceram
Sculpture-Fibrekor			
Targis/Vectris	55.9 *		
In-Ceram	118.46 *	61.56 *	

\* : Significantly different level: 0.05

## 2. 파절양상

Tagis/vectris 브릿지와 Sculpture-Fibrekor 브릿지는 가공치 연결부 및 양 지대치부에서 파절이 일어나는 양상을 보였다. 레진전부관의 파절은 섬유

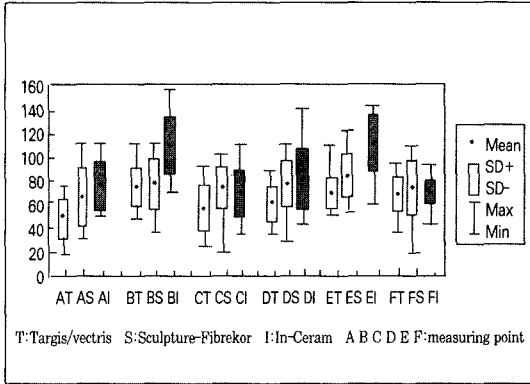


Fig. 5. Margin Fitness ( $\mu\text{m}$ )

와 그 주위의 레진판 사이에서 일어나기도 하며, 주로 파절이 강화형 레진에서 일어나는 양상을 볼 수 있었으며, 레진판과 섬유가 분리된 형태를 볼 수 있었다. SEM으로 관찰결과 FRC 구조물내의 균열과 섬유가 들뜨거나 끊어진 상을 볼 수 있었으며, 레진판과 섬유가 분리된 형태를 볼 수 있었다. In-Ceram 브릿지에서는 하중이 가해진 곳에서 균열이 시작되어 방사상으로 퍼져나가 가공치 연결부위에서 파절이 일어나는 파절양상을 보였다.

## 3. 변연적합도 측정결과

Table 5는 각 브릿지의 측정 위치에 따른 변연적합도의 평균과 표준편차이다. 부위를 무시한 부위별 전체평균은 Targis/Vectris 브릿지( $60.71\mu\text{m}$ ), sculpture-Fibrekor 브릿지( $73.10\mu\text{m}$ ), In-Ceram 브릿지( $83.82\mu\text{m}$ )의 순으로 나타났으며 Targis/Vectris에서

Table V. Fitness test ( $\mu\text{m}$ )

	Targis/Vectris	Sculpture-Fibrekor	In-Ceram	Mean
A	47.04±18.32	65.38±26.50	72.46±24.07	61.63
B	72.53±18.22	76.92±24.51	108.36±26.13	85.21
C	51.15±17.56	70.97±23.17	67.31±21.85	63.14
D	60.50±16.03	74.68±19.44	80.43±27.99	71.97
E	66.68±15.92	80.29±21.93	108.65±24.63	85.94
F	66.35±16.35	70.38±26.28	65.42±12.57	67.38
Mean	60.71	73.10	83.82	

Table VI. Results of two-way ANOVA test for margin fitness

Source of Variation	D.F.	Sum of Squares	Mean Square	F	Signif of F
Main Effects	7	53255.405	7607.915	16.243	.000
Material	2	25689.911	2844.955	27.425	.000
Site	5	27565.495	5513.099	11.771	.000
2-Way Interactions	10	13944.158	1394.416	2.977	.001
Material Site	10	13944.158	1394.416	2.977	.001
Between Groups	17	67199.563	3952.915	8.440	.000
Within Groups	270	126459.619	468.369		
Total	287	193659.183	674.771		

간접복합레진이라 하며 Dentacolor®(Kulzer), SR Isosit N®(Ivoclar), Visio-Gem®(ESPE)등의 재료가 있다. 미세입자 충전 복합레진(microfilled composite resin)은 무기질충전재의 함량이 낮고 노출레진의 함량이 높기 때문에 낮은 굴곡강도(60~80MPa), 탄성률(2000~3500MPa), 마모저항성과 수분흡수 및 치태침착 등에 의한 색조 변화로 임상적으로 다수의 실패를 보였다.<sup>12)</sup>

1990년대 이후 무기질의 함량을 증가시키고 도재와 복합레진의 성분을 조합하여 강화된 물성과 심미성을 지닌 생체적합한 강화형 간접 복합레진이 개발되어 제2세대 레진으로 분류되어진다.<sup>26,27)</sup> 일명 Polyglass 또는 ceramic polymer(Ceromer)라고 불리는 강화형 간접 복합레진은 1세대 레진에 비해 무기질 충전재의 형태가 길어졌으며, 입자의 크기도 1~5 $\mu$ m로 커졌으며, 충전재의 구성성분이 1세대 레진에서는 silica 였으나 2세대 레진은 silica barium glass와 ceramic으로 구성되었다. 또한 무기질 충전재의 함량을 용적비로 30%에서 70%대로 증가시켰다. 굴곡강도는 120~160MPa로 1세대 레진의 60MPa보다 강화되어 전부도재판인 Dicor®(Dentsply, Milford, Delaware; 130MPa)와 유사한 값을 보이게 되었다. 강화형 간접복합레진은 중합수축이 최소화되고, 금속의 종류와 상관없이 결합되며, 자연치아와 유사한 마모도를 가지며<sup>28,29)</sup>, 생체친화성이 있으며, 구강내에서 수리가 용이한 장점이 있고 색조 안정성과 양호한 심미성을 보여 차후에 금속-도재, 금속-레진 수복물을 대체할 수 있을 것으로 예상되어진다 개발된 재료는 Artglass®(Kulzer Co., Germany), Conquest®(Jeneric Pentron, Wallingford, Connecticut, U.S.A.) Columbus®(Cendres and Metaux, Paris, France), Targis®(Ivoclar-Vivadent, Amherst, New York, U.S.A.) Belleglass HF®(Belle de Saint Clair Herr, Orange, California, U.S.A.) 등이 있다.<sup>11)</sup>

강화형 간접 복합레진의 물리적 성질에 대하여 Karmaker<sup>26)</sup>는 Sculpture의 압축강도가 447MPa, 굴곡강도 140MPa라고 하였으며, Ziesche<sup>27)</sup>는 Artglass 파절강도가 1.9MPa/, 굴곡강도 120MPa이며, Touati<sup>12)</sup>는 Targis의 굴곡강도가 160MPa이라고 언급하였으나 제조회사에 의한 기록에만 의존하고 있는 실정이고 아직 객관적인 연구는 되어지고 있지

않다. 본 실험에 앞서 새로 개발되어진 강화형 간접 복합레진의 물리적 성질을 연구하기 위하여 최근 임상에 사용되고 있는 Artglass, Targis, Sculpture 3종의 재료를 시편에 의한 굴곡강도, 압축강도, 인장강도 등 실험을 시행하였다. 압축강도 실험에서 Artglass가 269MPa로 가장 높았고 다음이 Sculpture로 254.9MPa이었으며 Targis는 140.7MPa의 압축강도를 보였다. 굴곡강도 실험에서는 Targis가 123MPa로 가장 높은 결과를 보였으며 다음으로 Artglass가 115.6MPa, Sculpture가 88.068MPa의 차례로 나타났다. 인장강도는 Sculpture가 44.40MPa로 가장 높고 다음은 Targis로 42.0MPa, Artglass는 30.82MPa의 인장강도를 보였다. 이와 같은 실험결과와 제조회사의 발표된 수치와의 차이는 시편의 제작법, 시편의 형태 및 실험방법 등에 기인된다고 생각되어지나 그러나 거의 비슷한 결과를 보였다. 이러한 결과를 토대로 도재와 비교를 해보면 강화형 간접복합레진은 압축강도는 도재(350~550MPa)보다 낮으나 도재의 인장응력(35MPa)과 굴곡강도(30~70MPa)보다 우수함을 알 수 있다.

강화형 간접복합레진의 단독적 사용만으로는 단일 치관이나 브릿지로 사용이 불가능하다. 레진금관 역시 금속과 레진의 loops, wires, bead 등 기계적 결합 방식과 silicoater나 rocatec system의 화학적 결합방법의 시도에도 불구하고 금속과 레진의 계면에서 생기는 결합소실이 가장 큰 문제로 남아 있으며, 금속으로 인해 생체적합성이 떨어지고, 심미성이 결여되어 사용이 제한되고 있다. Wollwage<sup>4)</sup>는 레진금관은 복잡한 제작방법으로 인해 취약점이 생길 수 있어 임상적 실패를 야기할 수 있다 하였으며, 또한 금속과 레진의 열팽창계수의 차이와 탄성률의 차이로 하중이 가해지면 인장력이 계면에서 발생하여 금속과의 결합이 실패하는 경우가 있다고 하였다.

레진금관의 금속 구조물을 대체할 섬유강화형 복합레진(Fiber-reinforcement composite; FRC)의 연구기록은 1960년대 초 치과문헌에 언급되어졌으나 단지 섬유를 이용한 상업적 제품이나 임상적 응용에 대한 것이었다. 1980년대 중반부터 Goldsberg와 Burstone 등은 continuous FRC에 대한 연구로 섬유를 레진으로 함착(impregnation)시켜 수복물 제작을 쉽게 할 수 있도록 연구해왔다.<sup>30,31-35)</sup> 1992년 Goldsberg 등<sup>30)</sup>은 섬유의 양호한 접착, 결합능력과

Table VII. P-value of multiple range test

	TF	TD	TC	SF	IA	TA	TB	ID	SA	SD	IF	TE	SC	SE	SB	IC	IE	IB
TF																		
TD																		
TC																		
SF	*																	
IA	*																	
TA	*																	
TB	*																	
ID	*																	
SA	*	*																
SD	*	*																
IF	*	*																
TE	*	*																
SC	*	*																
SE	*	*																
SB	*	*	*															
IC	*	*	*															
IE	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
IB	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*

\* : Significantly different level: 0.05

T: Tagis/Vectris    S: Sculpture-Fibrekor    I: In-Ceram

Site: A B C D E F

가장 높은 변연적합도를 나타내었다. 재료를 무시한 부위별 평균은 교합면에서 85.21 $\mu\text{m}$ 과 85.94 $\mu\text{m}$ 로 변연에 비해 크게 나타났고, 구치부 원심축이 67.38  $\mu\text{m}$ , 근심축이 71.97 $\mu\text{m}$ 이고 소구치의 변연부의 간격은 원심축이 63.14 $\mu\text{m}$ , 근심축이 61.63 $\mu\text{m}$ 으로 소구치에 비해 대구치의 적합도가 낮았다.(Fig. 5).

각 전부도재관 및 전부레진관 브릿지의 종류와 측정 위치가 변연적합도에 미치는 효과와 서로간의 상호작용이 있는지를 검사하기 위해 ANOVA test를 실시한 결과 변연적합도는 재료종류에 따른 통계적 유의성이 크게 나타났으며( $p < 0.001$ ), 부위별로도 통계적으로 유의한 차이를 보였다.( $p < 0.001$ ).

Targis/Vectris 브릿지의 소구치의 근심쪽(47.04  $\mu\text{m}$ ), 소구치 원심쪽(51.15 $\mu\text{m}$ ), 대구치 근심쪽(60.51 $\mu\text{m}$ ) 변연이 통계적으로 유의하게 우수한 변연적합도를 보였고, In-Ceram 브릿지의 두 교합면(108.36 $\mu\text{m}$ )(108.66 $\mu\text{m}$ )이 가장 낮은 변연적합도를 보였다( $p < 0.05$ ) (Table V ~ VII).

#### IV. 고 찰

강도와 심미성이 요구되는 수복물은 금속과 도재가 결합된 형태로 사용되어져왔으나 내부 금속관과 비슷한 열팽창계수를 가져야 하고, 도재의 융합온도가 금속의 녹는 온도보다 낮아야 함으로 합금의 종류가 제한되고, 금속구조물에 의한 빛의 차단으로 자연감이 감소하여 심미성이 낮아지는 단점이 있다<sup>2,24)</sup>. 따라서 최근에는 금속-도재관의 비심미성을 극복하며 고정성 수복물로도 사용할 수 있는 전부레진관 및 전부도재관이 개발되었다.

1962년 Roy Bowen<sup>25)</sup>이 BIS-GMA 복합레진을 개발한 이후, 1980년에 이르러 새로운 간접 수복형 복합레진이 개발되어 치료술식에 큰 변화가 생겼다. 이 시기에 상아질 접착제(Scotchbond; 3M Dental products, St. Paul Minnesota)가 개발되어 복합레진을 이용한 구치부 치료가 가능케 되었다. 이러한 복합레진을 이용한 간접 수복법의 개발로 보다 우수한 인접면 접촉과 교합면의 형태, 변연부의 정확도를 이룰 수 있게 되었다. 이 시기의 레진을 제1세대



섬유의 높은 함량이 있을 때 굴곡강도나 파절강도가 개선된다는 것을 발표하였으며 splint나 retainer의 강화 시에 사용하여 어느 정도 성공을 거두었다고 발표하였다. 여러 연구기관에서 섬유의 종류를 polyethylene이나 carbon을 사용하여 PMMA레진을 강화시키는 것에 대한 연구가 지속되어져 왔으며 1996년 Vallitu<sup>36)</sup>는 long fiber를 이용한 polymethyl methacrylate 의치상 레진의 강화에 대한 보고를 통해 브릿지 등 다수치아의 수복에 대한 임상적 시도를 가능케 하는데 중요한 공헌을 하였다. FRC의 분류는 섬유의 성분에 따라서 carbon, keblar, polyethylene, glass fiber로 구분되어지며, 섬유의주행방법에 따라 한 방향으로 된 것과 망사형(woven), 혼합형으로 분류되어진다.<sup>37)</sup> FRC의 제품의 형태분류는 hand impregnated FRC와 preimpregnated FRC로 분류할 수 있는데 hand impregnated FRC는 레진과 접착 능력이 떨어지고 부하가 섬유에 잘 전달되지 않아 FRC 강도가 감소하는 단점이 있다. 반면 preimpregnated FRC는 섬유를 레진으로 효과적으로 접착시켜줌으로 섬유의 부피를 감소 조절시킬 수 있으며, 섬유와 레진사이에서 효과적 결합이 일어날 수 있도록 한다.<sup>31)</sup> 초기의 열중합형 FRC의 굴곡강도는 297~426MPa이었으나 합착 후 965MPa의 굴곡강도를 갖게되었다.<sup>32)</sup> 그러나 열중합 FRC는 물성은 좋았으나 레진과 접착이 잘 안되고 취급하기에 불편한 단점이 있다. 이후 광중합 후 열중합 시키는 재료로 개발된 Vectris의 굴곡강도는 700~1300MPa<sup>37)</sup> 정도이고 Fibrekor는 800~1070MPa<sup>38)</sup> 강도를 지니게 되었다.

Preimpregnated FRC의 종류로는 Vectris(Ivoclar Co. Schaan Liechtenstein), Fibrekor(Jeneric/Pentron, Willingford, Conn. USA), Splint-It(Jeneric/Pentron, Willingford, Conn. USA)가 있으며 Vectris는 unidirectional woven glass형으로 preimpregnated 되어 있고, Fibrekor는 unidirectional glass형으로 preimpregnated 되어있다. Splint-It는 unidirectional woven glass형으로 hand impregnated 되어있다.

FRC 수복물은 심미성이 필요한 곳이나 금속에 알레르기가 있어 금속 수복물을 사용할 수 없거나, 대합치의 마모가 덜 되어야 하는 곳, 기공과정이 간단해야 하는 곳 등에 사용되며 급·만성의 치은염이 있어 수분조절이 원활하지 못한 경우, 변연이 치은

열구내로 깊게 위치하는 경우, 이갈이 등의 이상기능성 습관이 있거나, 대합치가 유약을 바르지 않은 도재이거나, RPD의 구조물이 존재하는 부위에서나 알코올을 함유하는 환자에서는 피하는 것이 좋다.<sup>34,35)</sup>

FRC 수복물의 물리적 성질에 영향을 미치는 요인은 레진 기질(matrix)에 따라, 섬유의 형태에 따라, 섬유의 굵기, 길이, 섬유의 용적비, 섬유의 분포, 섬유의 접착능력, 결합제(coupling agent)의 선택, 적용 등이 요인이 된다. 레진 기질의 점도는 레진 내에 섬유를 위치시키는데 중요한 역할을 하며 FRC를 이용한 수복물을 제작시 섬유와 레진의 결합 또는 분리되는 정도, 섬유를 위치시킨 후 재료가 그대로 위치하고 있는 정도에 영향을 주어 수복물의 임상적 성패의 요인이 될 수 있다.<sup>37)</sup>

Patel<sup>39)</sup>은 열중합성 FRC를 이용한 전치부에서의 고정성 수복물의 임상실험에서 평균 수명은 20.4개월 정도였다고 언급했으며, 실패한 수복물에서는 FRC 구조물 자체 실패는 없었고 섬유와 복합레진간의 접착의 실패에 기인한다고 했다. 섬유 강화형 복합레진은 1000MPa에 이르는 우수한 굴곡강도 등의 물성을 지녀 고정성보철물의 하부구조로 사용 가능해 졌으며, 투명하여 심미적인 재료로 향후 치과 수복재로 절대적으로 새로운 치료형태를 제시할 만한 재료이다.

In-Ceram(Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany)은 85%의 알루미늄으로 형성된 코어에 glass를 침투시켜 알루미늄 입자 사이의 기공을 채워주는 방법으로 강도를 현저히 증가시킨 도재판이다. 최근의 연구들에서 In-Ceram이 심미성, 파절강도, 변연적합성 등에 대한 임상적인 요구 조건을 만족시킨다고 보고하고 있다.<sup>9,40)</sup> In-Ceram glass의 성분은 Lanthanum aluminosilicate가 주성분이며 소량의 나트륨과 칼슘이 함유되어 있다. 이는 In-Ceram glass의 점성을 저하시켜 침윤이 쉽게 되도록 하며 굴절률을 높여 In-Ceram의 빛의 투과성을 향상시킨다. In-Ceram 도재판의 강도는 현재까지 전부 도재판 중 가장 높은 것으로 알려져 있고 236MPa내지 450MPa<sup>41)</sup>으로 나타나 브릿지를 제작하기 위한 굴곡강도가 300MPa정도 되어야 한다는 보고를 충족시킨다.<sup>42)</sup>

전부레진관과 전부도재판은 새로운 치과용 수복재

로 심미성 뿐 만 아니라 가장 중요한 물성인 강도를 추구한 재료이어야 한다. Campbell<sup>43)</sup>에 따르면 In-Ceram에 있어 응력에 대한 전장재료의 저항도는 코어의 강도와 연결되어 있다고 했다. 이와 마찬가지로 전부레진관에서의 강도는 FRC의 강도 및 형태와 레진기질과의 결합정도와 연관되어 진다고 생각할 수 있다. 도재 및 레진전부관의 하부구조의 강화효과는 탄성계수와 직접적 관련이 있으며 FRC의 탄성계수가 증가할수록 브릿지의 파절강도가 증가되어 지는 것을 예상할 수 있다.

재료의 강도를 측정하는 방법은 표준화된 방법은 없으나 전통적으로 사각형의 시편을 사용하는데, 여기서 측정할 수 있는 굴곡강도는 표면의 미세 결합부에서 균열이 전파되는 것에 저항하는 정도를 나타낸다. 그러나 이 방법은 실험재료의 고유한 인장강도를 나타내는 것으로 본 실험과 같은 복잡한 시편으로 실험한 경우에는 구강 내 장착 후의 예후를 예상하기는 어렵다고 생각된다.

전부레진관이나 전부도재관의 파절강도에 영향을 미치는 요소<sup>44)</sup>는 재료의 강도<sup>45)</sup> 치관의 형태<sup>46,47)</sup>, 하중의 방향과 위치, 시멘트의 종류<sup>48,49)</sup> 등 균일하게 조절하기 어려운 요소들에 의해 영향을 받으므로 파절강도에 대한 연구결과는 절대수치보다는 상대적 수치에 의미를 둘 수 있다. 본 실험에서는 가능한 정확한 실험을 위해 치관 형태를 단순화 시켰으며 숙련된 1인이 시편을 모두 제작하였으며 하중 또한 구치부에서 수직하중을 재현함으로써 임상적 관점에서 의의를 두었다.

Scherrer<sup>50)</sup>는 레진시멘트로 접착 후 파절강도를 측정, 기타 시멘트보다 더 높은 파절강도 값을 보임을 발표하였고, Hsu 등<sup>49)</sup>은 도재의 접착시 실란을 사용할 때 파절강도가 더 높아짐을 발표하였다. 본 논문에서도 In-Ceram 전부도재관을 50의 Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>(공기압 50kg)로 15초간 분사하여 내면을 샌드블라스팅 시킨 후 5분간 세척한 다음 실란을 바르고 레진시멘트로 5분간 일정하게 눌러 접착하였다.

인간의 평균 저작력은 전치에서 70lb(31.5kg)이며, 구치에서는 100~200lb(45~90kg)이다.<sup>51)</sup> 굴곡강도와 피로강도를 측정한 여러 연구결과 전부도재관 브릿지의 기계적 강도의 요구조건은 초기강도가 전치에서 400N(40.8kg) 구치에서 600N(61.3kg)이 필요하다고 하였다.<sup>41)</sup> 이러한 수치는 생체 내 연구를

통해 지지되고 있는 수치는 아니지만 임상적 적용시 참고가 될 수 있다.

Seghi와 Sorenson<sup>42)</sup>은 브릿지를 제작하기 위해서는 굴곡강도가 적어도 300MPa이상 되어야 한다고 하였다. 전부도재관의 굴곡강도는 150MPa 전후로 임상에서 단일치관의 제작만 가능하고 브릿지는 어려운 실정이다.<sup>40,52)</sup> 그러나 Stephen 등<sup>53)</sup>과 Probst와 Diehl<sup>45)</sup>은 In-Ceram 이 다른 전부도재관에 비해서 빛 투과성이 약간 떨어지지만 파절강도(450-600MPa)가 높아 브릿지 제작이 가능하다고 하였다.

본 연구에서 구치부의 브릿지의 파절강도는 Sculpture-Fibrekor가 1179.43N(120.35kg), Targis/Vectris가 1727.25N(176.25kg), In-Ceram은 2340.34N(238.81kg)로 In-Ceram 브릿지의 경우 Stephan<sup>53)</sup>의 전부도재관 브릿지의 파절강도 측정값(204kg)보다 약간 높았다. 그러나 구치부에서는 지대치 사이가 짧은 경우에 사용할 수 있으나 임상적 적용시 주의를 기울여야 한다고 언급하였다. 본 연구의 결과로 구치부의 임상적 적용이 가능하다고 생각되나 시편에 의한 실험과는 다르게 나타날 수 있으므로 임상에 사용시 좀 더 주의를 기울여야 된다고 생각된다.

In-Ceram 전부도재관브릿지의 파절 값의 편차(±82.35kg)가 전부레진관 브릿지의 편차(±18.93kg, ±20.08kg)에 비하여 매우 크게 나왔는데 이는 In-Ceram 전부도재관 제작이 전부레진관의 제작에 비해 기공이 복잡하고 균일화하기 어려우며 브릿지의 형태를 조작하기 어려움에 기인하지 않는가 생각된다. 반면 전부레진관 브릿지는 제작이 간단하고 재료를 다루기 쉽다고 생각된다. 두 전부레진관 브릿지간에는 파절강도의 표준편차의 차이가 크지는 않으나 Targis/vectris 브릿지가 Sculpture-Fibrekor 브릿지보다는 다루기가 쉽고 균일화 되어있다고 생각된다.

전부레진관과 브릿지의 파절양상은 브릿지가 완전히 분리되는 것이 아니라 즉 FRC에는 이상을 보이지 않으나 지대치 부위의 레진이 깨짐을 보였다. 반면 In-Ceram 브릿지는 가공된 균열부의 완전한 파절양상을 나타낸다. 규격화된 시편의 굽힘강도 실험에서는 파절강도가 상당히 높은 수치를 보였으나 본 실험의 브릿지 형태 시편에서는 낮은 결과를 보인 것

에 대하여, 전부레진관 브릿지의 파절강도와 파절양상을 연관지어 생각해 볼 때, 향후 FRC와 지대치의 연결부위의 강도를 보강하고 Targis나 Sculpture의 강화형 간접 복합레진의 강도가 높으면 좀더 좋은 결과를 보일 수 있으리라 생각되어진다.

변연접합도가 낮은 경우 치주질환, 치아우식증 그리고 치수염이 생기는 경우가 많다. 그러므로 변연적합도도 상당히 중요하게 평가되어야 한다.

Campbell<sup>54)</sup>은 In-Ceram 전부도재관의 변연적합도는 알루미나 분말을 소성한 후 최소한의 선상수축(0.21%)을 보였다고 했으며 이러한 수축은 석고의 팽창으로 보상되며 In-Ceram 수복물의 높은 적합도를 허용한다고 발표하였다.

Scherrer<sup>56)</sup>와 White 등<sup>55)</sup>은 레진시멘트에서 피막후경이 다른 시멘트보다 더 큰 변연간격을 보인다 했다. Gardner<sup>56)</sup>는 치관내 압력을 줄이지 않으면 피막후경이 100 $\mu\text{m}$ 까지 증가한다 하였다. Gavelis 등<sup>57)</sup>은 변연의 밀봉효과와 교합의 안착 정도로 shoulder가 가장 우수하며 변연의 피막후경은 67 $\mu\text{m}$ 이라고 하였고, 치관의 외형을 조절하기가 쉽고 심미적이며 구조적으로 견고하다고 하였다.

Campbell<sup>58)</sup>은 die-spacer의 피막두께에 따른 변연적합도에 관한 연구를 하였고, Grajower<sup>59)</sup>는 적합도를 증진시키기 위해 die-spacer는 반드시 50 $\mu\text{m}$  정도의 두께가 필요하며 이 중 30 $\mu\text{m}$ 은 피막후경을 보상하는 것이고 20 $\mu\text{m}$ 은 납형의 변형을 보상하기 위한 이라 언급했으며, 시멘트의 량에 대한 연구에서는 접착시 시멘트를 치아변연에만 붓으로 바른 군에서 변연적합도가 좋다고 언급하였다.

Wilson<sup>60)</sup>은 장착 시 치관의 변형이 일어난다고 했으며 특히 전부도재관에서 변형이 일어나면 매우 치명적이라고 했으며 접착시 미약한 힘을 사용할 것을 권했다. 치관의 두께가 최소 1mm는 되어야 한다고 했으며, 적당한 시멘트의 공간이 확보된다면 25N 정도의 힘으로 손으로 누르는 것이 좋다고 하였다.

수복물 변연에 간격이 없는 상태가 이상적이지만 완전히 간격이 없는 상태는 불가능하며 Mclean과 Von Fraunhofer<sup>61)</sup>는 80 $\mu\text{m}$  이하에서는 감직 어려우며 100 $\mu\text{m}$ 정도는 임상적으로 거의 문제를 일으키지 않으며 최대 허용치는 120 $\mu\text{m}$ 이라고 하였고 치과의사가 변연의 적당함으로 119 $\mu\text{m}$ 까지 허용한다고 하였다. Palomo<sup>21)</sup>는 인접면에서 변연적합도가 평균

75 $\mu\text{m}$ 정도가 현실적인 기준이라 하였다.

본 실험에서의 변연적합도 측정결과는 Targis/Vectris 브릿지에서 60.71 $\mu\text{m}$ , Sculpture-Fibrekor 브릿지가 73.10 $\mu\text{m}$ 으로 상당히 우수한 적합도를 보였으며 In-Ceram 브릿지에서 역시 83.82 $\mu\text{m}$ 로 우수한 변연적합도를 나타내었다. 위에서 언급한 간격은 단일 가공치관에서 측정되어진 것에 비하면 큰 브릿지 상태에서 재료의 수축을 감안할 때 좋은 변연적합도를 보였다고 생각된다. 변연적합도가 소구치 부위에서 대구치 부위보다 높게 나타났으며, 가공치에 가까운 쪽이 먼 쪽보다 큰 간격을 보였는데 이는 재료의 선상수축에 기인하는 것이라 생각되어진다.

이상의 연구결과로 보아 전부레진관 브릿지의 변연적합도는 상당히 우수하여 임상적용에 문제가 되지는 않는다. 파절저항성 또한 어느 정도 우수한 결과를 보였으나 좀더 높은 강도를 지녀야 임상적용에 제한이 없을 것이라고 생각된다. 개성방법으로는 섬유와 레진판과의 결합력을 증가시키기 위해 섬유의접착, 결합능력에 대한 연구가 필요하며, 섬유의 굵기는 가는 것이 좋다고 생각되며, 섬유의 배열형태는 교차형태로 좀더 개선하면 보다 나은 강도를 보이리라 생각된다. 레진판 재료인 간접복합레진 또한 더 높은 강도와 함께 마모저항도를 강화시켜야만 임상적용에 좋은 결과를 보이리라 생각된다.

## V. 결 론

본 연구는 전부레진관 브릿지로 Targis/Vectris, Sculpture-Fibrekor를 이용하고 대조군으로 In-Ceram을 이용하여 제1대구치를 상실하여 제2대구치와 제2소구치를 연결한 브릿지를 제작하고 이 브릿지를 레진시멘트로 접착 후, 가공치의 중앙에 수직으로 하중을 가하여 파절강도를 측정하고 또한 브릿지를 근원심으로 절단하여 4개의 변연부와 2곳의 교합면의 적합도를 측정하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

- 1) FRC 브릿지의 파절강도가 In-Ceram 브릿지(238.81 $\pm$ 82kg/cm<sup>2</sup>)의 파절강도보다 매우 유의한 수준으로 낮은 파절강도를 보였다.

전부레진관 브릿지간에서는 Targis/Vectris ( $176.25 \pm 18.93 \text{kg/cm}^2$ )의 파절강도가 Sculpture-Fibrekor ( $120.35 \pm 20.08 \text{kg/cm}^2$ )의 파절강도보다 높았다.

2) 파절양상은 Targis/Vectris와 Sculpture-Fibrekor 브릿지에서는 가공치 연결부위에서는 완전한 파절은 보이지 않고 레진판과 FRC 구조물과 분리되고 파절 되는 상을 보이며 내부에 균열상과 일부 섬유가 끊어진 형태를 보였다. In-Ceram 브릿지에서는 하중이 가해진 곳에서 균열이 시작되어 가공치 연결부위가 완전히 파절되는 양상을 보였다.

3) 재료별 전체 변연적합도의 평균은 Targis/Vectris ( $60.71 \mu\text{m}$ )가 가장 우수한 변연적합도를 보였으며, 다음은 Sculpture-Fibrekor( $73.10 \mu\text{m}$ ), In-Ceram( $83.82 \mu\text{m}$ )순으로 변연적합도는 재료간 차이가 통계적으로 유의한 차이를 나타냈다.

4) 재료를 무시한 부위별 평균은 교합면 부위가  $85.51 \mu\text{m}$ 로 변연부의 적합도에 비해 크게 나타났다.

변연부의 적합도는 소구치, 대구치 모두 가공치에서 먼 쪽이 가공치에서 가까운 쪽 보다  $2 \sim 4 \mu\text{m}$  우수한 적합도를 보였다.

섬유강화법을 이용한 구치부에서의 브릿지 제작은 현재의 결과로는 제한이 있으리라 생각되며 현재 사용되어지고 있는 단일치아의 수복이나 전치부의 브릿지, 짧은 간격의 브릿지, splint, retainer 등의 사용은 가능하리라고 생각된다.

### 참고문헌

1. La Hoste L.H., Bruggers K.J. : Dental ceramics : A comparison of current systems. Quintessence Tech. 14 : 91, 1990.
2. Gemalmaz D., Berksun S., Kasapoglu C., Alkumru H.N. : Distortion of metal-ceramic fixed partial dentures resulting from metal-conditioning firing. Quintessence Int. 27 : 193. 1996.
3. Ironside J.G. : Light transmission of a ceramic core material used in fixed prosthodontics. QDT 103. 1993.
4. Trinkner T.F., Roverts M. : Aesthetic restoration with full-coverage porcelain veneers and a ceromer/ fiber-reinforced composite framework : A case report, Pract. periodont. Aesthet. Dent .10 : 547, 1998.
5. Wollwage, P. : Veneering materials for crowns and bridges. Ivoclar Vivadent report. No 3, may. 1996.
6. Berge M. : Properties of prosthetic resin-veneer materials processed in commercial laboratories. Dent. Mat. 5 : 77, 1989.
7. Rosenstiel S.F., Porter S.S. : Apparent fracture toughness of all-ceramic crown systems. J. Prosthet. Dent, 62 : 529, 1989.
8. Sadoun M. : All ceramic bridge with the slip casting technique. Presented at the 7th International Symposium on the Ceramics, Paris, September, 1988.
9. Probst L. : Survival rate of In-Ceram restorations. Int. J. Prosthodont 6 : 259, 1993.
10. Scotti R., Catapano S., Elia A. : A clinical evaluation of In-Ceram crowns. Int. J. Prosthodont. 8 : 320, 1995.
11. Bertolotti R.L. : A new polymer glass utilized for modification and repair of fixed partial dentures. Quintessence Int., 28 : 473, 1997.
12. Touati B., Aidan, N. : Second generation laboratory composite resins for indirect restorations. J. Esthet. Dent. 9 : 108, 1997.
13. Newton F. Jr., Renzo C.C. : Ceromer/FRC technology : The future of biofunctional adhesive dentistry. Signature 3 : 2 : 5, 1998.
14. William H.L. : Direct ceromer : Assuring restorative integrity with selective application of two viscosities. Signature 3 : 2 : 12, 1998.
15. Trinkner T. : Achieving functional restorations utilizing a new ceromer system. Signature 2 : 2 : 5, 1997.
16. Didier D. : Anatomical applications of a new

- direct ceromer. Signature 2 : 2 : 8, 1997.
17. Gerhard Z. : Fiber reinforced framework and restorations : A technical review. Signature 2 : 2 : 1, 1998.
  18. David S.H. : Search for metal-free restorations : A combination of ceramic optimized polymer and a fiber-reinforced composite. Dental news in science. 9 : 3 : 281, 1998.
  19. Mclean J.W. : The science and art of dental ceramics, 1 & 2 : Chicago, Quintessence publishing Co. 1980.
  20. Freilich M.A., Niekrash, C.E., Katz, R.V., Simonsen, R.J. : Periodontal effects of fixed partial denture retainer margins. : Configuration and location. J. Prosthet. Dent. 67 : 184, 1992.
  21. Palomo F., Peded J. : Periodontal consideration of restorative procedure. J. Prosthet. Dent. 36 : 387, 1976.
  22. 조용훈, 임주환, 조인호 : Die spacer 도포횟수에 따른 In-Ceram 도재관의 변연적합도와 파절강도에 관한 연구. 대한악기능교합학회지. 12 : 305, 1996.
  23. 문병화, 양재호, 이선형, 정현영 : CCD 카메라를 이용한 수중 전부도재관의 변연적합도에 관한 연구. : 대한치과보철학회지 36 : 273, 1998.
  24. 조신석, 양홍서 : 금속종류가 전장레진 및 도재의 색채에 미치는 영향. 대한치과 보철 학회지, 32 : 9, 1994.
  25. Phillips R.W. : Skinner's science of dental materials, 9th ed., W.B. Saunders Co., Philadelphia, 1991.
  26. Karmaker A.C., Zammarieh E., Prasad A. : Fibrekor : A novel fiber-reinforced composite material for dental bridges. Jeneric/Pentron Inc. 1996.
  27. Uwe Ziesche : Artglass : Is it the future of veneer technology? QDT 21. 1997.
  28. Suzuki S. : Comparative wear study of sculpture and artglass. Jeneric/Pentron Inc. 1997.
  29. Suzuki S. : Antagonistic enamel wear of sculpture indirect composite restorative material. Jeneric/Pentron Inc. 1997.
  30. Goldberg A.J., Burstone, C.J. : The use of continuous fiber reinforcement in dentistry. Dent. Materials 8 : 192, 1992.
  31. Martin A.F., Goldberg, A.J. : The use of a pre-impregnated, fiber-reinforced composite in the fabrication of periodontal splint. 9 : 8, 1998.
  32. Martin A.F., Goldberg, A.J. : Development and clinical applications of a light-polymerized fiber-reinforced composite. J. prosthet. Dent., 80 : 311, 1998.
  33. James V.A., Goldberg, A.J. : Longitudinal clinical evaluation of fiber-reinforced composite fixed partial dentures : A pilot study. J. Prosthet. Dent. 71 : 16, 1994.
  34. Martin A.F., Jonathan, C.M., Goldberg, A.J. : Preimpregnated, fiber-reinforced prostheses. Part 1. Basic rational and complete-coverage and intracoronal fixed partial denture designs. Quintessence Int., 29 : 689, 1998.
  35. Jonathan C.M., Goldberg A.J. Preimpregnated, fiber-reinforced prostheses. Part 2. Direct applications : Splints and fixed partial denture. Quintessence Int. 29 : 761, 1998.
  36. Vallitu P.K. : A review of fiber-reinforced denture base resin. J. Prosthodont 5 : 270, 1996.
  37. Freilich M.A., Karmker A.C., Burstone C.J., goldberg A.J. : Flexural Strength of fiber-reinforced composites designed for prosthodontic appliance (abstracts) J. Dent. Res. 71 : 1984.
  38. Freilich M.A., Karkmaker, A.C. : Flexural strength and handling characteristics of fiber-reinforced composite used in prosthodontics. J. dent. Res. 1997.

39. Patel A., Burstone C.J., Goldberg A.J. : Clinical study of fiber-reinforced thermoplastic as orthodontic retainer. (abstracts) *J. Dent. Res.* : 71, 1992.
40. Kelly J.R., Giordano R.A., Pober R., Cima M.J. : Fracture surface analysis of dental ceramics : Clinical failed restorations. *Int. J. Prosthodont* 3 : 430, 1990.
41. Kappert H.F., Knode H. : In-Ceram : Testing a new ceramic material. *QDT* 87. 1997.
42. Seghi R.R., Sorensen, J.A. : Relative Flexural strength of six new ceramic materials. *Int. J. Prosthodont* 8 : 239, 1995.
43. Giordano R.A., Pelletier L., Campbells., Pober R. : Flexural Strength of anin-fused ceramic, glass ceramic, and feldspathic porcelain. *J. Prosthet. Dent.* 73 : 411, 1995.
44. Nuttal E.B. : Factors influencing success of porcelain jacket restoration. *J. Prosthet Dent.* 11 : 743, 1961.
45. Anthony J.G., Dickinson B.D., Moore B.K, Ronald K.H., Roland W.D. : A comparative study of the strength of aluminos porcelain and all-ceramic crowns., *J. Prosthet. Dent.* 61 : 297. 1989.
46. Scherrer S.S., Rijk W.G., Belser U.C. : Fracture resistance of human enamel and three all-ceramic crown systems on extracted teeth. *Int. j. Prosthodont* 9 : 580, 1996.
47. Burke F.J.T., Watts D.C. : Fracture resistance of teeth restored with dentin-bonded crowns. *Quintessence Int.* 25 : 335, 1994.
48. Probst L., Diehl J. : Slip-casting alumina ceramics for crowns and bridge restorations. *Quintessence Int.*, 23 : 25, 1992.
49. Hsu C.S., Dtangel, I., Nathanson, D., : Shear bonding strength of resin to etched porcelain(abstract).*J. Dent. Res.*, 64 : 296, 1985.
50. Scherrer S.S., Rijk W.G., Belser U.C., Meyer J.M. : Effect of cement film thickness on the fracture resistance of a machinable glass-ceramic. *Dent. Mater.* 10 : 172; 1994.
51. Deboever J.A., McCall W.D., Holden S., Ash M.M. : Functional occlusal forces : An investigation by telemetry. *J. Prosthet. Dent.* 40 : 61, 1978.
52. Kelly J.R., Tesk T.A., Sorenson J.A. : Failure of all-ceramic fixed partial denture in vitro and in vivo : analysis and modeling. *J. Dent. Res.* 74 : 1253. 1995.
53. Stephan D., Campbell S.D., Ralph B., Sizio R.B. : Evaluation of the fit and strength of an all-ceramic fixed partial denture. *J. Prosth. dent.* 59 : 301 : 1998.
54. Campbell S.D., Pober R.L., Giodanno R.A., Pelletier L.B. : Dimensional and formation analysis of a restorative ceramic and how it works. *J. Prosthet. Dent.* 74 : 332, 1995.
55. White S.N., Sorensen J.A., Kang S.K., Caputo A.A. : Microleakage of new crown and fixed partial denture luting agents. *J. Prosthet. Dent.* 67 : 156, 1992.
56. Gardner, F.M. : Margins of complete crowns-Literature review. *J. Prosthet. Dent.* 48 : 396, 1982.
57. Gavelis J.R., Morency J.D., Riley E.D., Sozio R.B. : The effect of various finish line preparations on the marginal seal and occlusal seat of full crown preparations. *J. Prosthet. dent.* 45 : 138,1981.
58. Campbell S.D. : Comparison of conventional paint-on die spacers and those used with all-ceramic restorations. *J. Prosthet Dent.* 63 : 151 1990.
59. Grajower R., Zuberi Y., Lewinstein I. : Improving the fit of crowns with die spacers. *J. Prosthet. dent.* 61 : 555, 1989.
60. Wilson P.R., Goodkind R.J., Delong R., Sakagushi R. : Deformation of crowns

during cementation. J. Prosthet. Dent. 64  
: 601, 1990.  
61. McLean, J.W., Von Fraunhofer J.A. :

The estimation of cement film thickness by  
in vivo technique. Brit. Dent. J. 13 : 1 :  
107, 1971.

---

**Reprint request to:**

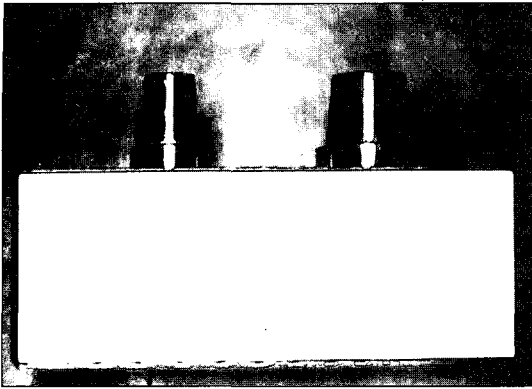
**Sang-Wan Shin, D.D.S. Ph.D.**  
Department of prosthodontics, Guro-Hospital, Korea, University  
80, Guro-Dong, Guro-Gu, Seoul, 152-703, Korea  
Tel: 82-2-818-6241 Fax: 82-2-866-1499

## 사진부도 설명

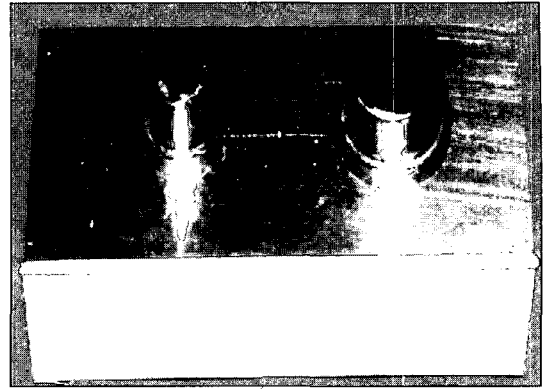
- Fig. 6. a,b Metal die
- Fig. 7. a,b Bridge specimen
- Fig. 8. a,b Bridge specimen on metal die
- Fig. 9. Instron testing machine
- Fig. 10. Stereoscope
- Fig. 11. Mesio-distally sectioned bridge specimen
- Fig. 12. Incompletely fractured bridge of Sculpture-Fibrekor
- Fig. 13. Incompletely fractured bridge of Targis/Vectris
- Fig. 14. Completely fractured bridge of In-Ceram
- Fig. 15. Fracture surface of Sculpture-Fibrekor bridge( $\times 5$ )
- Fig. 16. Fracture surface of Targis/Vectris bridge( $\times 5$ )
- Fig. 17. Feature of fitness (margin  $\times 50$ , S : stone, R : resin bridge)
- Fig. 18. Feature of fitness (occlusal  $\times 50$ , S : stone, R : resin bridge)
- Fig. 19. a,b Feature surface of In-Ceram bridge.(SEM: left $\times 1000$ , right $\times 600$ )
- Fig. 20. a,b Fracture surface of Sculpture-Fibrekor bridge(SEM)  
Resin veneer was separated with FRC framework and a gap was found at the FRC(left  $\times 80$ ). Broken fibers were found at fracture site of FRC.(right $\times 150$ )
- Fig. 21. a,b Fracture surface of Targis/Vectris bridge(SEM)  
Resin veneer was separated with FRC framework. (left $\times 300$ )  
Broken fiber was found at fracture site of FRC. (right $\times 300$ )



사진부도 ①

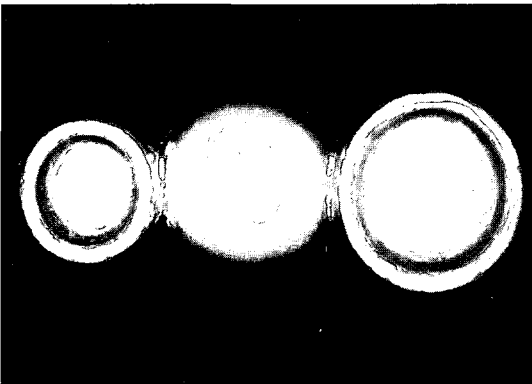


(A)

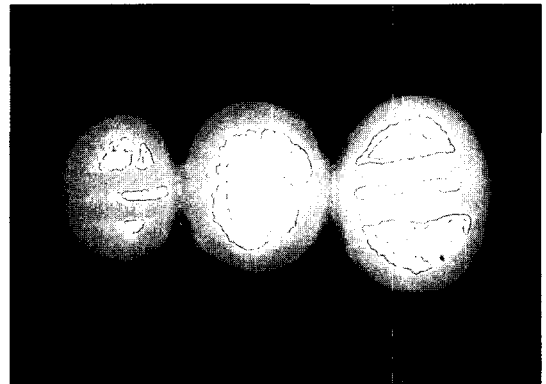


(B)

Fig. 6

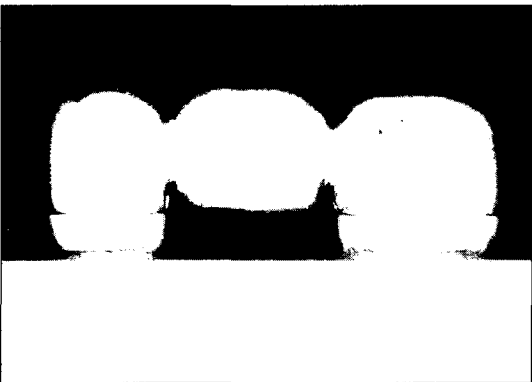


(A)

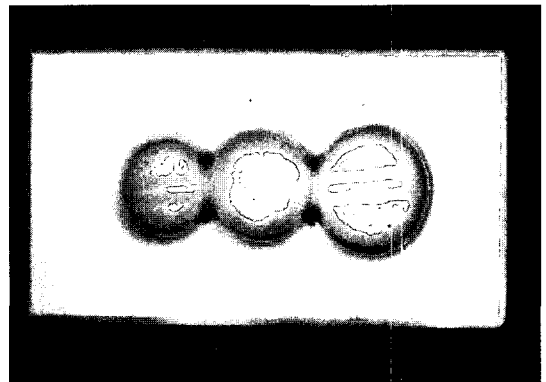


(B)

Fig. 7



(A)



(B)

Fig. 8

사진부도 ②

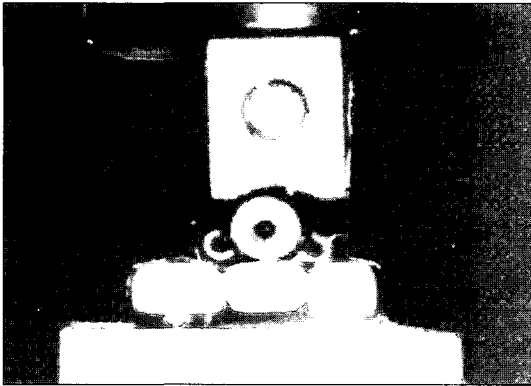


Fig. 9

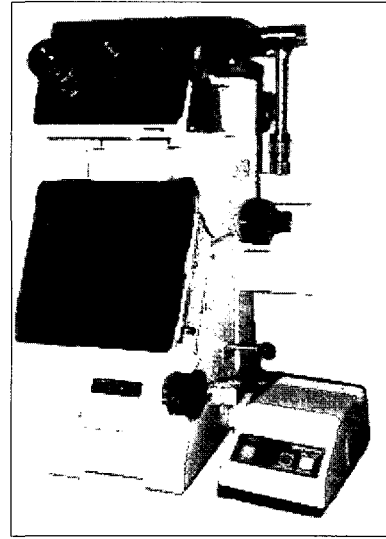


Fig. 10

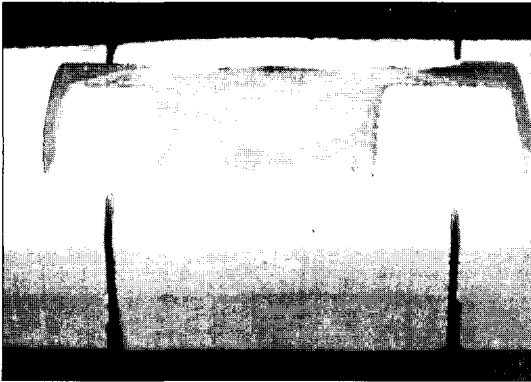


Fig. 11

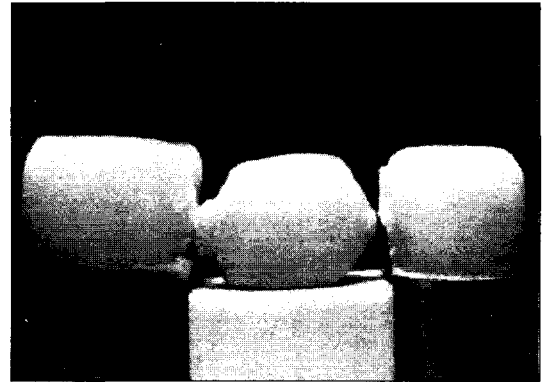


Fig. 12

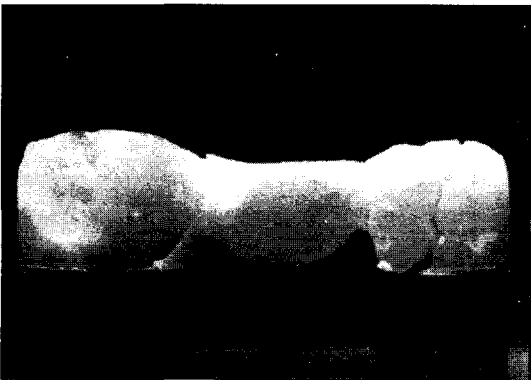


Fig. 13



Fig. 14

사진부도 ③



Fig. 15



Fig. 16

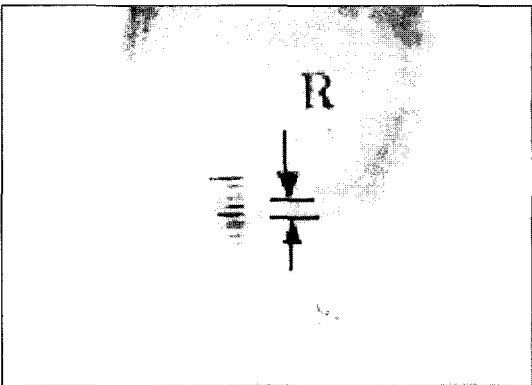


Fig. 17

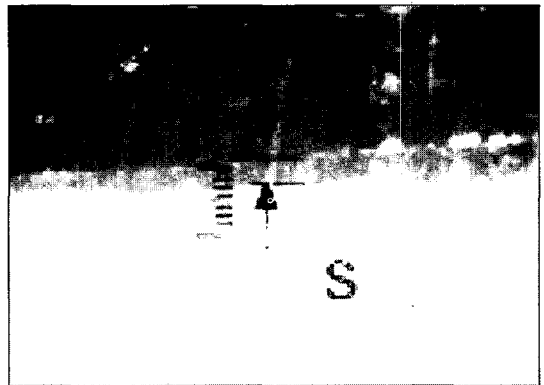
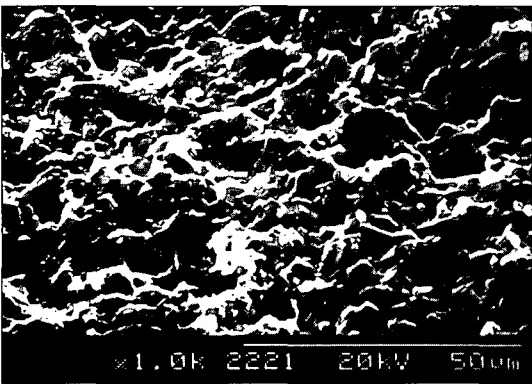
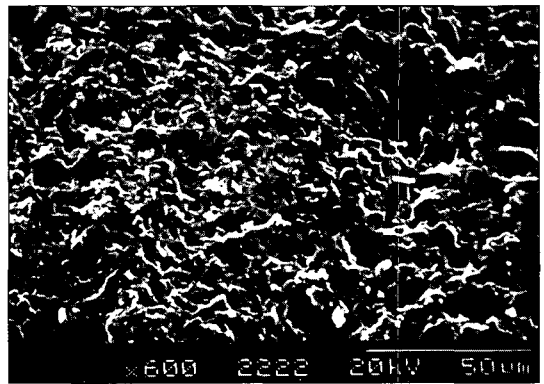


Fig. 18



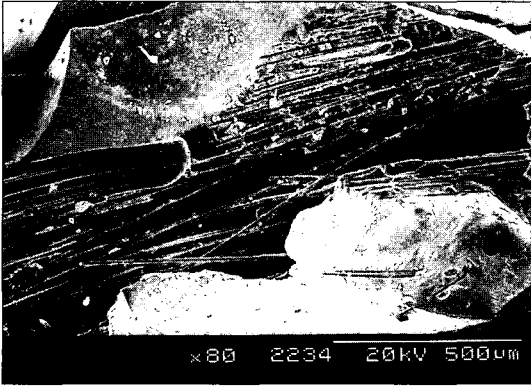
(A)



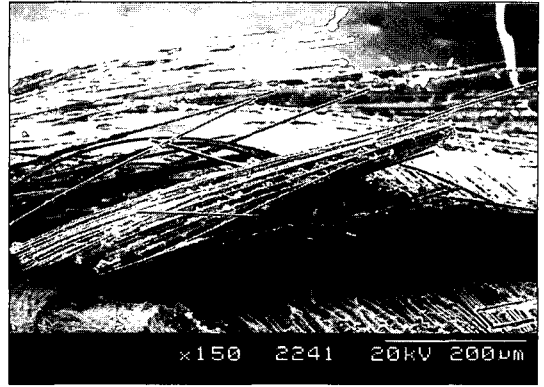
(B)

Fig. 19

사진부도 ④

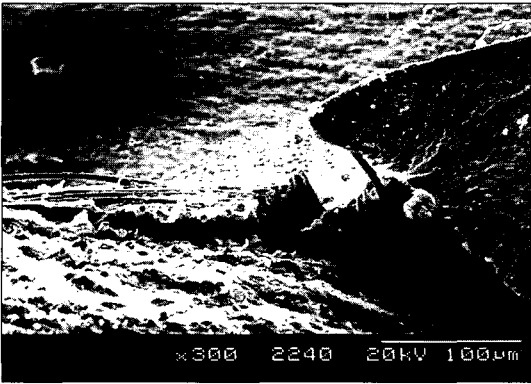


(A)

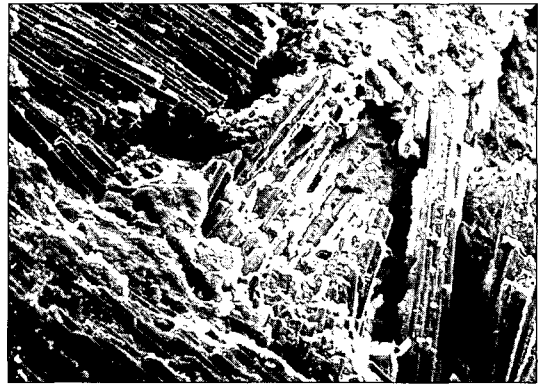


(B)

Fig. 20



(A)



(B)

Fig. 21

## ABSTRACT

# A COMPARATIVE STUDY ON THE FRACTURE STRENGTH AND MARGINAL FITNESS OF FIBER-REINFORCED COMPOSITE BRIDGE

Ho-Kuen Choi, Sang-wan Shin, Ho-Nam Lim, Kuyu-Won Suh

*Major in Dentistry, Department of Medical Science, Graduate school, Korea University.*

Fiber-reinforced composite(FRC) was developed as a structural component for dental appliances such as prosthodontic framework. FRC provides the potential for fabrication of a metal-free, excellent esthetic prostheses. It has demonstrated success as a result of its simple fabrication, natural colour, and marginal integrity, and fracture resistance of veneering composite resin and the FRC material. Although it has lots of merits, clinical and objective data are insufficient.

The purpose of this study was to evaluate the fracture strength and the marginal fitness of fiber-reinforced composite bridge in the posterior region for clinical application.

Sixteen bridges of each group, Targis/Vectris<sup>®</sup>, Sculpture-Fibrekor<sup>®</sup>, and In-Ceram, were fabricated. All specimens were cemented with Panavia 21 to the master dies. Strength evaluation was accomplished by a universal testing machine (Instron). The marginal fitness was measured by using the stereoscope ( $\times 50$ ).

The results were as follows. :

1. The fracture strength according to the materials was significantly decreased in order In-Ceram( $238.81 \pm 82$ ), Targis Vectris( $176.25 \pm 18.93$ ), Sculpture-Fibrekor( $120.35 \pm 20.08$ ) bridges.
2. FRC resin bridges were not completely fractured, while In-Ceram bridges were completely fractured in the pontic joint.
3. The marginal accuracy was significantly decreased in order Targis/Vectris( $60.71 \mu\text{m}$ ), Sculpture-Fibrekor( $73.10 \mu\text{m}$ ), In-ceram Bridge( $83.81 \mu\text{m}$ ).
4. The fitness of occlusal sites had a lower value than the marginal sites( $P < 0.001$ ), and the marginal gaps of inner site of the pontic were greater than that of outer sites of the pontic.

Fiber reinforced composite bridges are new, esthetic prosthesis and can be clinically used in anterior regions and short span bridges. However, caution must be exercised when extrapolating laboratory data to the clinical situation because there are no long term clinical data regarding the overall success of the FRC.

---

**Key words** : Fiber-Reinforced Composite(FRC) resin, Fracture strength, Marginal fitness