

## 섬유성 강화 컴포지트를 사용한 임플란트 고정성 보철물의 굴곡강도

경희대학교 치과대학 치과보철학교실

강경희 · 권금록 · 이성복 · 최대균

### I. 서 론

금속이 없는 임플란트 보철물의 개발과 더불어 섬유성 복합 레진 기술의 사용으로 치과용 합금 구조와 관련된 여러 가지 문제점, 예를 들면 부식, 독성, 주조의 복잡성, 고가의 비용, 심미적인 한계성 등을 해결할 수 있게 되었다. 섬유 강화형 복합 레진 보철물을 임상적으로나 기공과정에 있어 평가한 결과 이 재료는 우수한 기계적 성질을 가지고 있으며, 섬유 강화형 복합 레진으로 금속이 없는 임플란트 보철을 성공적으로 만들 수 있는 잠재력을 가지고 있다고 증명하였다.<sup>1)</sup> 섬유 강화형 복합 레진으로 만든 임플란트 보철은 기존의 물질과 기술로 만든 것 보다 잠재적인 장점이 많다. 먼저, 섬유 강화재로 기공하는 과정은 주조 금속으로 만들 때 보다 시간이 적게 든다. 재료비와 만드는 시간이 줄어들어 결국 최종 보철물의 가격이 기존의 경우보다 더 싸다. 보철물 길이가 길 경우 금속 구조물에서 처럼 절단과 납착이 불필요하다. 특히 부분악 보철물에서는 복합 레진도체에 비해 명확한 장점을 가지고 있는 데, 그것은 전자가 취성이 적고 반대악궁이 무치악인 경우 의치를 마모시키지 않고, 수리가 가능하며 화학적으로 섬유 강화재와 결합한다는 것이다.<sup>2)</sup> 섬유 강화재가 치과용 합금과 비교했을 때, 2가지 명확한 차이점이 있다. 이는 구강환경 내에서 금속과 금속 이온의 독성과 부식의 염려가 없다는 것이고<sup>3)</sup> 섬유 강화재가

기존의 금속 구조물보다 덜 단단하다는 사실이다.<sup>4)</sup> 감소된 강도는 대합되는 총의치의 파절을 줄일 수 있고, 골-임플란트 계면에 가해지는 응력을 줄일 수 있다. Cox와 Zarb<sup>5)</sup>는 임플란트 보철의 요구 사항들을 충족시키기 위해 보철을 지지하는 구조물의 재료 범위를 다음과 같이 제시하였다. (1) 구강환경에 생체적합성이 좋아야 한다. (2) 임플란트 시스템에 고도로 정밀해야 한다. (3) 충분한 기계적 성질을 가져야 한다. (4) 재료 비용을 최대한 줄여야 한다. (5) 심미적으로 좋은 결과를 나타내야 한다. 섬유 강화형 복합 레진은 이 같은 다섯 가지를 모두 만족한다고 볼 수 있다.

그러나 임플란트 보철을 위한 섬유 강화형 복합 레진의 사용은 제한되어 왔다. 초기의 노력은 큰 장점을 얻을 수 없었고, 심미적인 개발과 쉽게 조작할 수 있는 재료들이 나오면서 최근에 와서야 유용하게 된 것이다. 현재 임플란트에 사용되는 보철 재료에는 금 합금, 금속 도재관을 들 수 있다. 그러나 이들 재료의 문제점들을 개선하고, 앞선 언급한 여러 장점이 있는 섬유 강화형 복합레진의 수복이 시도되고 있다. 섬유 강화형 복합 레진을 상품화 한 것으로는 FibreKor(Pentron, Inc, Wallingford, USA), Vectris(Ivoclar North America, Amherst, N.Y., USA), Stick(Stick Tech Ltd, Turku, Finland) 등이 있으며, 특히 이번 실험에 사용된 TESCERA ATL(Bisco, Schaumburg, USA)은 복합 레진 수복

※ 본 연구는 비스코 아시아사의 연구비 지원에 의하여 수행되었음.

물 분야에서 획기적인 발전을 이루었고, 제작 시 열, 압력, 빛을 수중에서 동시에 중합에 이용하여 기포 생성을 방지하고 산소 방해 층이 생기지 않는 혁신적인 시스템으로 알려져 있다.<sup>6)</sup> 따라서 이번 논문에서는 임플란트 브릿지 보철 수복 시, Tescera의 이용 가능성에 대해 강도적인 측면에서 평가해보고자 하였다.

## II. 실험 재료 및 방법

### 1. 실험 재료

시편 재료는 4가지가 사용되었다(Table I).

### 2. 실험 방법

#### 1) 모델 제작

편측 부분 무치악 모델(ILSHIN, KOREA)위에

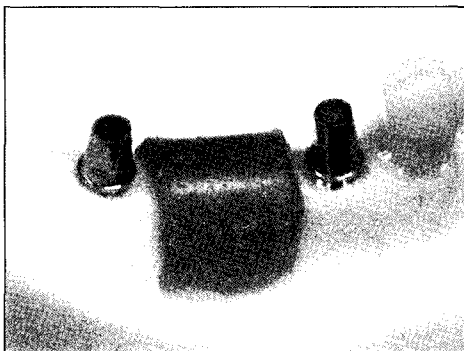
제2소구치, 제1대구치, 제2대구치 왁스업을 시행 한 후 이를 복제하여, 복제 모델 상에서 스텐트를 제작 하였다. 임플란트 고정체의 식립 위치는 제2소구치, 제2대구치 부위로 하였고, 식립 예상 위치의 중심간의 거리는 18 mm 였다. 제작한 수술용 스텐트를 이용하여 직경 4.3 mm와 길이 10 mm인 임플란트 고정체(IMPLANTIUM, Dentium, KOREA)를 제2소구치와 제2대구치 부위에 식립 하였다. 그 위에 직경 4.8 mm와 GH 2 mm인 지대주(IMPLANTIUM, Dentium, KOREA)를 연결하였다. 가공치 부위는 왁스로 2 mm 두께가 되도록 첨가하였다. Fig. 1-1은 모델에 위의 과정을 완성한 사진이고, Fig. 1-2는 이 모델을 복제(supratone, kerr, USA)한 사진이다.

#### 2) 시편 디자인

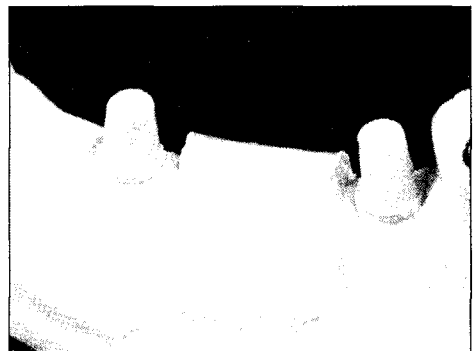
각각 시편의 연결부위 buccolingual width와 occlusogingival width는 Table II에 명시 하였고, 가공치의 하방은 모델과 2 mm 공간이 생기도록 제작 하였

**Table I.** Composition of the 3-unit bridge used in this study

code	product name	manufacturer
Ts	Tescera ATL	Bisco, Shaumburg, USA
Tg	Targis Vectris	Ivoclar North America, Amherst, N.Y., USA
P	PFG (Gold) (Porcelain)	86% gold alloy, Sang-Hwa Alloy, KOREA Excelco, Excelco, USA
G	GOLD (pontic resin facing)	56% gold alloy, Sang-Hwa Alloy, KOREA Tescera



**Fig. 1-1.** Model for fabricating specimens.



**Fig. 1-2.** Duplication of model.

**Table II.** Composition of all specimens and Joint Width

code	reinforced components		joint width (mm)	
	FIBER	I BAR	B-L	O-G
Ts I	5	3	4	4
Ts II	5	2	4	4
Ts III	5	1	4	4
Ts IV	5	0	4	4
Ts V	0	3	4	4
Tg	1	1	4	4
P	0	0	4	3
G	0	0	4	3

B-L: bucco-lingual width

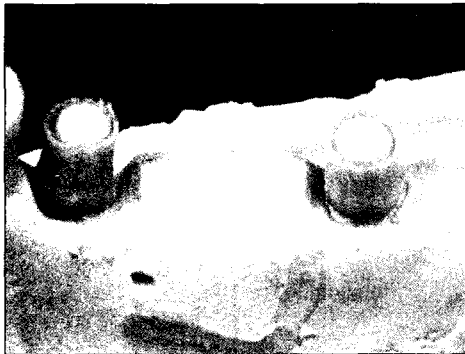
Ts :Tescera

P: Porcelain

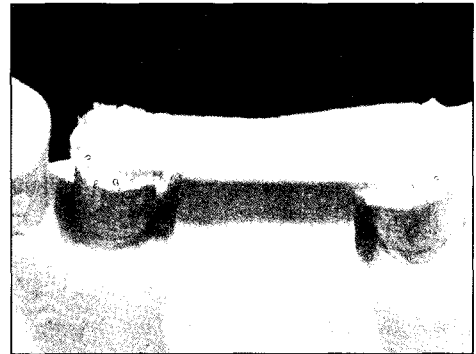
O-G:oculoso-gingival width

Tg :Tagis vectris

G: Gold



**Fig. 2.** Two abutments designed using cylindrical meshes.



**Fig. 3.** Three I-Bars attached to occlusal table.

다(Table II).

Tescera는 보강 디자인에 따라 4그룹으로 나누었다. 먼저 코드명 Ts I은 mesh 5장과 bar 3개로 제작하였고, Ts II는 mesh 5장과 bar 2개로 제작하였으며, Ts III은 mesh 5장과 Bar 1개로, Ts IV는 bar를 넣지 않고 mesh 5장만으로 제작하고, Ts V는 mesh를 넣지 않고 bar만 3개만으로 제작하였다. Targis vectris 는 제조사가 지시하는 대로,보강 구조물로 vectris가 1개, 이를 감싸는 섬유 강화재 한 장이 사용되었다. 금속 도재관과 Gold 브릿지는 보강 구조물 없이 통법에 의해 제작 하였고 Gold 브릿지의 가공 부위는 Tescera로 facing 하였다(Table II).

각각 시편의 두께를 균일 하게 하고자, 제2대구치

에서는 7개의 계측부위를 제2소구치에서는 5개의 계측부위를 그리고, 제2소구치의 인접면 근심 두께와 제2대구치의 원심 인접면의 두께를 측정하였다. Tescera와 Targis-Vectris 크기는 거의 같게 제작 되었으며, 금속 도재관과 Gold 브릿지는 실제 임상에서 제작된 10개의 보철물을 측정한 평균치에 맞게 통법에 의해 제작하였다(Table III).

### 3) 시편 제작 과정

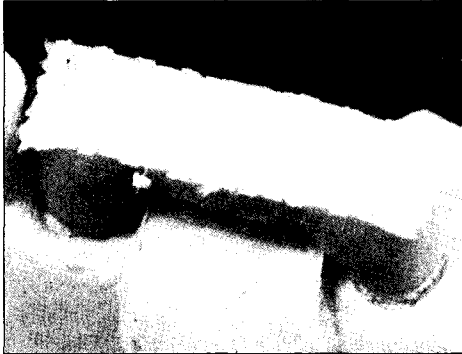
복제된 모델이 지대치에 분리재(Rubber sep, Georgetaub, USA)를 도포하고 실린더 타입의 mesh로 지대치 부위를 먼저 제작하였다(Fig. 2). I bar를 교합면에 부착하고(Fig. 3), Spread type의 mesh를

5장 겹쳐 교합면 위에 보강하였다(Fig. 4). 이후 치아의 외형에 맞게 다듬었다(Fig. 5).

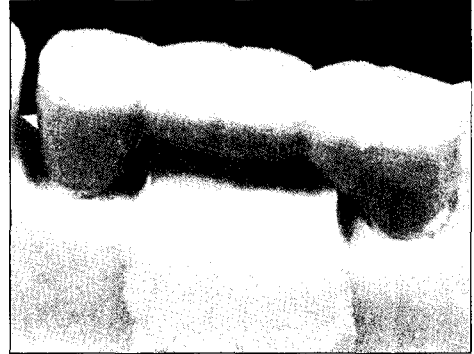
다음 Tescera의 dentin, body, incisal을 차례로 축성 한 후 Tescera atl 로 중합하였다. 먼저 중합반응을 하기 전 기포를 제거하기 위해 60psi 압력을 가하고, 300w의 광중합을 먼저 light cup에 넣어 시행하

고, 마지막으로 산소 제거제를 물속에 넣은 heat cup에서 132도로 열중합을 시행하였다. 중합 후 글레이징 하여 완성하였다.

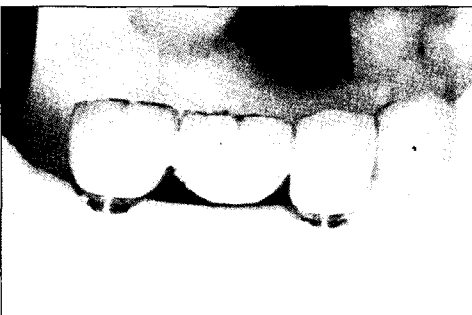
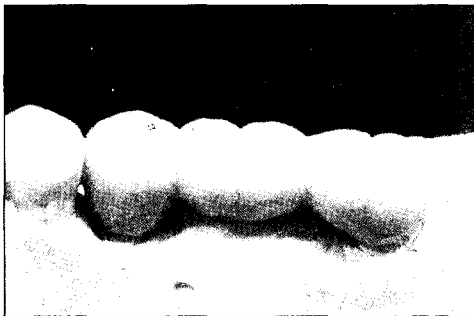
4가지 다른 재료로 만든 시편을 Temp-bond (Kerr, Karlsruhe, Germany)를 이용하여 지대주에 합착한 후, 다음과 같이 완성하였다(Fig. 6).



**Fig. 4.** Occlusal table reinforced using 5-mesh of spread type.



**Fig. 5.** Trimming.



**Fig. 6.** Four specimens for test (Tescera, Targis vectris, PFG, Gold, from left).

**Table III.** Dimension of all specimens

(unit : mm)

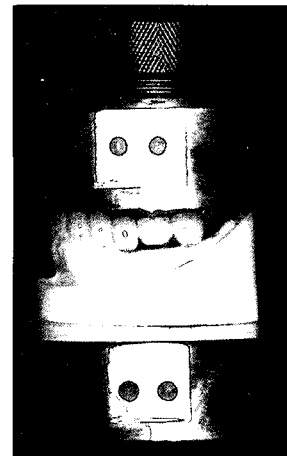
code	#7BC		#7LC		#7CF	#7BHC	#7LHC	#5BC	#5LC	#5CF	#5BH	#5LHC	PW	
	M	D	M	D									M	D
Ts I	4.0	4.0	4.3	4.5	3.0	2.4	2.5	5.0	4.6	3.0	2.7	2.5	2.5	3.4
Ts II	4.0	4.0	4.3	4.5	3.0	2.4	2.5	5.0	4.6	3.0	2.7	2.5	2.5	3.4
Ts III	4.0	4.0	4.3	4.5	3.0	2.4	2.5	5.0	4.6	3.0	2.7	2.5	2.5	3.4
Ts IV	4.0	4.0	4.3	4.5	3.0	2.4	2.5	5.0	4.6	3.0	2.7	2.5	2.5	3.4
Ts V	4.0	4.0	4.3	4.5	3.0	2.4	2.5	5.0	4.6	3.0	2.7	2.5	2.5	3.4
Tg	4.0	4.0	4.3	4.5	3.0	2.4	2.5	5.0	4.6	3.0	2.7	2.5	2.5	3.4
P	3.8	3.8	4.2	4.1	2.3	2.3	2.3	4.5	3.5	2.5	2.5	2.3	2.5	2.5
G	3.5	3.5	4.2	4.3	2.2	2.0	2.2	4.5	3.2	2.3	2.5	2.1	2.2	2.3

BC: buccal cusp tip thickness  
 CF: central fossa thickness  
 LHC: lingual height of contour thickness  
 M: mesial  
 Ts :Tescera  
 Tg :Targis vectris

LC: lingual cusp tip thickness  
 BHC: buccal height of contour thickness  
 PW: proximal thickness  
 D: distal  
 P: Porcelain  
 G: Gold



**Fig. 7.** 5 mm metal ball on the pontic central fossa.



**Fig. 8.** Loaded by INSTRON.

4) 강도 측정

가공치 중심와 부위에 5 mm의 금속구를 그림과 같이 올려놓은 후(Fig. 7), INSTRON 4467 (INSTRON, USA)을 이용하여 1mm/min 속도로 하중을 가하였다(Fig. 8). 이 하중은 기록지에 그래프로 기록 되었다. 최초 crack 강도 측정은 최초로 파

절음이 들리는 시점으로 하였고, 최대 강도는 강도의 최고치로 기록하였다.

5) 통계분석

실험결과를 Two-Sample Kolmogorov-Smirnov Test를 시행하여 분석하였다.

### Ⅲ. 실험 결과

4가지 각기 다른 재료로 실험한 결과는 다음과 같았다(Table IV). 최초 crack 강도는 P가 가장 높았으며, 다음 G, Ts I, Ts II, Tg, Ts IV, Ts III, Ts V 순으로 나타났고, 최대 강도는 G가 가장 높았으며, P, Ts I, Ts IV, Ts II, Tg, Ts III, Ts V 순서이다(Fig. 9).

실험 결과를 분석한 통계는 Table V와 Table VI에 나타내었다. 통계 분석 결과 초기 crack 예서는 Ts I 과 Ts V, Ts I 과 P가 95% 수준에서 유의성 있는 차이를 보였다(Table V).

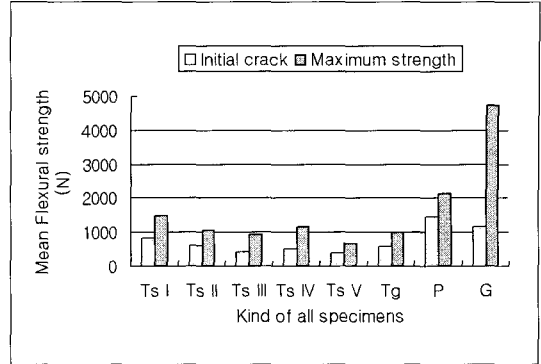


Fig. 9. Comparison of flexural strength between eight groups.

Table IV. Mean flexural strength & standard deviation of all specimens

code	Initial crack		Maximun	
	Mean	SD	Mean	SD
Ts I	834.8	23.2	1495.0	17.4
Ts II	606.3	5.1	1055.6	14.9
Ts III	437.5	8.2	953.5	11.3
Ts IV	511.1	1.6	1156.6	13.2
Ts V	378.7	2.9	677.9	7.1
Tg	589.6	11.9	1003.6	16.2
P	1445.0	24.9	2137.6	26.4
G	1169.4	57.5	4736.3	34.9

Ts:Tesera

P:Porcelain

Unit : Newton

Tg:Targis vectris

G:Gold

SD: Standard deviation

Table V. Pvalue of all specimens by Two-Sample Kolmogorov-Smirnov Test (Initial crack)

	Ts II	Ts III	Ts IV	Ts V	Tg	P	G
Ts I	0.124	0.124	0.124	0.037	0.177	0.016	0.847

Ts:Tesera Tg:Targis vectris P:Porcelain G:Gold

Table VI. Pvalue of all specimens by Two-Sample Kolmogorov-Smirnov Test(Maximum strength)

	Ts II	Ts III	Ts IV	Ts V	Tg	P	G
Ts I	0.037	0.037	0.336	0.037	0.009	0.016	0.1

Ts:Tesera Tg:Targis vectris P:Porcelain G:Gold

최대 강도에서는 Ts I과 Ts VI, Ts I과 G를 제외하고는 95% 신뢰 수준에서 유의성 있는 차이를 보였다. 실험 결과에서 최대 강도에서 보강 구조물인 bar가 한 개도 들어가지 않은 Ts IV가 bar가 들어간 Ts 군 보다 더 높은 강도가 측정되었으나, 통계 분석 결과 이는 유의성이 없음을 알 수 있었다.

#### IV. 총괄 및 고찰

섬유 강화재는 1960년대 초기부터 치과 관련 문헌에 논의 되어왔으며, 비록 최근에 더욱더 많은 상품들이 상용화 되었지만, 임상적으로 인식되고 일반적으로 사용된 것은 얼마 되지 않았다. Martin A. Freilich 등은 비록 추가적인 임상실험이 필요한 하지만 섬유 강화 재료가 우수한 심미성을 가지고 금속이 없는 보철물을 만드는 데 사용될 수 있다고 하였다.<sup>7)</sup> 현재에 임플란트 보철에 많이 사용되고 있는 금속 도재관은 수년 동안 좋은 임상적인 결과를 갖고 있기는 하지만 몇 가지 단점을 가지고 있다. 금속 구조물이 강하고 내구성이 좋다 할지라도 비심미적이며 이를 극복하기 위해 치과 의사와 기공사 모두 도재 베니어 성분으로 금속을 덮기 위해 많은 노력이 필요한 것이 사실이다. 또한 임상에서 흔히 사용되고 있는 비귀금속 합금은 부식 현상을 보이며, 일부 환자들에서는 알러지 반응도 일으키고 있다.<sup>8-11)</sup> 그리고 비귀금속 합금의 어떤 성분들은 기공작업을 하는 사람들에게 급성 혹은 만성적인 건강상의 문제를 일으키기도 한다.<sup>12,13)</sup> 비투과성 도재를 이용하여도 비심미적이며 이를 덮기 위해 적절한 두께의 body 도재를 올려야 한다. 도재는 취성이 있는 재료이므로 파절과 금속으로부터 분리되는 잠재성을 가지고 있다. 이와 같은 현상이 일어났을 때 수리를 한다 하더라도 원래의 구조와 외관은 다시 얻기 어렵다.<sup>14)</sup> 게다가 도재는 범람질 보다 더욱 단단하기 때문에 수복되지 않은 대합치에 손상을 줄 수도 있다.<sup>15-17)</sup> 이런 문제점들 때문에 금속 도재관을 대체한 재료들로 전부도재 와 레진이 언급되었으나,<sup>18)</sup> 이 재료들은 쉽게 파절되는 것이 문제였다. 전부 도재 또한 대합치에 손상을 줄 수 있는 잠재성이 있다.

그러나 복합 레진 재료는 대합치 마모저항이 상대적으로 낮은 반면 색조 안정성이 떨어지는 것이 사

실이었다. 그러나 새로워진 복합 레진은 이런 문제점을 계속해서 개선 시켜왔다.<sup>7)</sup> 빛, 열, 혹은 진공으로 중합 하는 복합 레진 재료를 현재 상업적으로 사용가능하게 했고, 개선된 필러 입자의 분포는 새로운 중합체 공식을 사용하게 되었다.<sup>19)</sup> 섬유 강화형 복합 레진은 굴곡 강도를 개선시키고, 고정성 보철물의 구성 재료로서 바람직한 물리적 성질을 갖고 있다.<sup>20-22)</sup> 게다가 섬유 강화형 복합 레진의 사용으로 불투명 처리를 생략할 수 있게 되어 심미적으로 더욱 훌륭하며, 섬유 강화형 복합 레진 표면을 실란 처리 하여 복합 레진과 화학적인 결합을 하여 강도 증진을 기대할 수 있다.

Bjork 등<sup>7)</sup> 은 재료의 기계적인 성질을 최적화하여 보철 구조물들의 파절을 줄이고, 막는 것이 중요하다고 하였다. 따라서 임상적으로 사용가능한지를 평가하기 위해 교합력을 견딜 수 있는지를 알아보는 것이 중요하다.

이번 실험에서 시편의 모양은 실제 보철물과 같이 디자인하였고, 이는 임상적으로 강도면에서 사용 가능한지를 평가하는데 더욱 유리할 것으로 생각한다.

강도를 평가하는 기계는 INSTRON을 사용하였으며 이는 수직적인 부하만을 가하는 것이므로 실제 구강 내에서 가해지는 수평적인 부하는 고려하지 않았다. 또한 시편을 임플란트 지대주에 합착할 때 임시 합착재를 사용하였으므로 영구 합착재를 사용한 것 보다 강도가 낮게 나왔을 것이다. 그러나 실제 임상에서는 임플란트 보철물을 임시로 합착하는 것이 더욱 흔하므로 이번 실험에서는 임시 합착재를 사용하였다.

파절 강도는 그래프로 표시 되었는데, 최초로 파절음이 들리는 시점에서 그래프의 증가가 멈추었고, 이를 초기 파절 강도라 하였으며, 그래프의 최고치를 최대 파절 강도라 하였다. Gibbs 등<sup>23)</sup>은 저작 시에 평균 교합력은 263N 연하 시에는 297N이라고 하였다. 또한 다른 연구에서는 구치부 사분악의 평균 교합력은 400N이라고 보고하였다.<sup>24,25)</sup> 이번 실험 결과 섬유 강화형 복합레진의 강도는 평균 교합력 보다 높았으며, 이는 임상적으로 강도적인 면에서 사용 가능한 것이다. 또한 Tescera로 보철 수복 시 보강구조의 종류와 수에 따라 최대 강도의 유의성 있는 차이를 보였으며, 가장 강한 강도는 보강구조가

가장 많이 들어간 Tescera I임을 알 수 있었다. 먼저 초기 crack을 일으키는 강도에서는 가장 보강구조물이 많이 들어간 Tescera I이 mesh가 들어가지 않은 Tescera V보다 강하고, 금속 도재관 보다는 약하다고 할 수 있다. 또한 최대 강도면에서는 금속 도재관이 가장 강하며, 다음은 보강 구조물이 많이 들어간 Tescera 순이다. 여기서 Targis vectris는 Tescera II와 Tescera III 사이의 강도를 보였다. Tescera I은 Targis vectris 보다 더욱 높은 파절 강도를 갖고 있으며, 금속 도재관 보다는 약하였다. 그러나, 이는 교합력을 견디기에 충분하며, 아울러 위에서 언급된 많은 금속 도재관의 단점을 보완할 수 있어 임상적 사용이 바람직하다고 볼 수 있다.

시편의 파절 양상을 살펴보면 금속 도재관과 Gold 브릿지는 물론이고 섬유 강화형 복합 레진 즉, Tescera와 Targis vectris의 연결부위는 파절 되지 않고 그대로 유지됨을 알 수 있었다. 단지 가공치 부위에 협설면의 절편이 떨어지거나, 근원심 연결 부위에 금이 가는 정도였다. 그렇지만 Tescera의 경우에는 보강구조물에 따라 떨어져나간 절편의 수와 양뿐만 아니라, 연결부위에 생기는 금의 길이가 줄어들었다. 임상적으로 작은 크기의 절편이 떨어져나간 것은 구강 내에서 쉽게 수리가능 하리라 생각된다.

## V. 결 론

부분 무치악 모델에 제2소구치, 제2 대구치 부위에 임플란트 고정체를 식립하고 지대주를 연결한 다음 각각 4가지 재료 즉, Tescera, Targis vectris, PFG, Gold 로 브릿지 보철물을 만들어 시멘트로 합착한 후 INSTRON에서 파절강도를 측정하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 섬유 강화제를 사용한 고정성 복합 레진 보철물의 파절 강도는 구치부 평균 교합력보다 높았다.
2. 초기 강도에서 Tescera I은 Tescera V보다는 강하고 금속 도재관 보다는 약하였다.
3. 최대 강도는 보강 구조물의 종류와 수에 영향을 받으며, 보강 구조물의 수가 많을 수록 최대 강도가 증가하였다.
4. Tescera I의 최대 강도는 Targis vectris 보다 컸으며, 금속 도재관보다는 약하였다.

이상의 결과로부터 섬유 강화제를 사용한 임플란트 고정성 복합 레진 보철물은 보강 구조의 디자인을 최적화한다면 강도면에 있어서는 금속없이도 구치부 브릿지로서 수복이 가능하며, 아울러 마모저항에 대한 임상적인 연구와 오랜 기간동안 임상적으로 사용 시 피로도, 치태 침착, 변색 등에 대한 연구가 추가적으로 필요할 것이라 사료되었다.

## 참고문헌

1. Martin A Fleilich, Jacqueline P. Duncan, E, Karina, Alarcon, Kimberly A. Eckrote A. Jon Goldberg, The design and fabrication of fiber-reinforced implant prostheses. JPD 2002;88:449-54.
2. Freilich MA, Karmaker AC, Burstone CJ, Goldberg AJ. Development and clinical applications of a light-polymerized fiber-reinforced composite. J Prosthet Dent 1998;80:311-8.
3. Anonymous. Report on base metal alloys for crown and bridge applications: benefits and risks. Council on Dental Materials, Instruments, and Equipment. J Am Dent Assoc 1985;111:479-83.
4. Freilich MA, Meiers JC, Duncan JP, Goldberg AJ. Fiber-reinforced composites in clinical dentistry. Tokyo: Quintessence; 1999. p.19, 873-4.
5. Cox J, Zarb G. Alternative prosthodontic superstructure designs. Swed Dent J Suppl 1985;28:71-5.
6. Ray Foster, Bisco Newsletter, 2003 Mar.
7. Bjork N, Ekstrand K, Ruyter IE. Implant-fixed, dental bridges from carbon/graphite fibre reinforced poly (methylmethacrylate). Biomaterials 1986;7:73-5.
8. Moffa JP. American Dental Association. Biological effects nickel-containing dental alloys. Council on Dental Materials, Instruments and Equipment. J Am Dent



- Assoc 1982;104:501-5.
9. Classification system for cast alloys. Council on Dental Materials, Instruments and Equipment. *J Am Dent Assoc* 1984; 109:766.
  10. Report on base metal alloys for crown and bridge applications: benefits and risks. Council on Dental Materials, Instruments and Equipment. *J Am Dent Assoc* 1985;111:479-83.
  11. Covington JS, McBride MA, Slagle WF, Disney AL. Quantization of nickel and beryllium leakage from base metal casting alloys. *J Prosthet Dent* 1985;54:127-36.
  12. Moffa JP, Beck WD, Hoke AW. Allergic response to nickel containing dental alloys. *J Dent Res* 1977; 56:1378 (abstract no. 107).
  13. Morris HF. Veterans Administration Cooperative Studies Project No. 147. Part IV. Biocompatibility of base metal alloys. *J Dent* 1987;58:1-5.
  14. Nowlin TP, Barghi N, Norling BK. Evaluation of the bonding of three porcelain repair systems. *J Prosthet Dent* 1981; 46:516-8.
  15. Monasky GE, Taylor DF. Studies on the wear of porcelain, enamel and gold. *J Prosthet Dent* 1971;25:299-306.
  16. Mahalick JA, Knapp FJ, Weiter EJ. Occlusal wear in prosthodontics. *J Am Dent Assoc* 1971;82:154-9.
  17. Ekfeldt A, Oilo G. Occlusal contact wear of prosthodontic materials. An in vivo study. *Acta Odontol Scand* 1988;46: 159-69.
  18. Kern M, Knode H, Strubb JR. The all-porcelain resin bonded bridge. *Quintessence Int* 1991 22:257-62.
  19. Yang Z, Jia W, Prasad A. Non-diluent dental composite. Las Vegas: ACS National Meeting, Sept. 4-11, 1997.
  20. Karmaker AC, DiBenedetto AT, Goldberg AJ. Fiber reinforced composite materials for dental appliances. Indianapolis: Society of Plastic Engineers ANTEC, May 5-9, 1996.
  21. Freilich MA, Karmaker AC, Burstone CJ, Goldberg AJ. Flexure strength of fiber-reinforced composites designed for prosthodontic application. *J Dent Res* 1997;76:138.
  22. Freilich MA, Karmaker AC, Burstone CJ, Goldberg AJ. Flexure strength and handling characteristics of fiber-reinforced composites used in prosthodontics. *J Dent Res* 1997;76:184 [abstract 1361].
  23. Gibbs CH, Mahan PE, Lundeen HC, Brehnan K, Walsh EK, Holbrook WB. Occlusal forces during chewing and swallowing as measured by sound transmission. *J Prosthet Dent* 1981;46:443-9.
  24. Schwickerath H, Coca J. Single crowns of glass ceramic. [in German] *Phillip J Restaur Zahnmed* 1987;4:336-40.
  25. Waltimo A, Kononen M. A novel bite force recorder and maximal isometric bite force values for healthy young adults. *Scand J Dent Res* 1993;101:171-5 *Res* 1997;76:138.

---

**Reprint request to:**

**Dae-Gyun Choi**, D.D.S., D.D.Sc.

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Kyung Hee University  
#1, Hoigi-Dong, Dongdaemun-Gu, Seoul, 130-701, Korea  
choi@khu.ac.kr

## ABSTRACT

# FLEXURAL STRENGTH OF IMPLANT FIXED PROSTHESIS USING FIBER REINFORCED COMPOSITE

Kyung-Hee Kang, D.D.S., Kung-Rock Kwon, D.D.S., M.S.D., Ph.D.,  
Sung-Bok Lee, D.D.S., M.S.D., Ph.D., Dae-Gyun Choi, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

*Department of Prosthodontics, Division of Dentistry, Graduate school, Kyung Hee University*

**Statement of problem:** Use of fiber composite technology as well as development of non-metal implant prosthesis solved many problems due to metal alloy substructure such as corrosion, toxicity, difficult casting, expensiveness and esthetic limit. After clinical and laboratory test, we could find out that fiber-reinforced composite prostheses have good mechanical properties and FRC can make metal-free implant prostheses successful.

**Purpose:** The purpose of this study is to evaluate the flexural strength of implant fixed prosthesis using fiber reinforced composite.

**Material and methods:** 2-implant fixture were placed in second premolar and second molar area in edentulous mandibular model, and their abutments were placed, and bridge prostheses using gold, PFG, Tescera, and Targis Vectris were fabricated. Tescera was made in 5 different designs with different supplements. Group I was composed by 3 bars with diameter 1.0mm and 5 meshes, 2 bars and 5 meshes for Group II, 1 bar and 5 meshes for Group III, and only 5 meshes were used for Group IV. And Group V is composed by only 3 bars. Resin (Tescera) facing was made to buccal part of pontic of gold bridge. All of gold and PFG bridges were made on one model, 5 Targis Vectris bridges were also made on one model, and 25 Tescera bridges were made on 3 models. Each bridge was attached to the test model by temporary cement and shallow depression was formed near central fossa of the bridge pontic to let 5 mm metal ball not move. Flexural strength was marked in graph by INSTRON.

**Results:** The results of the study are as follows.

The initial crack strength was the highest on PFG, and in order of gold bridge, Tescera I, Tescera II, Targis vectris, Tescera IV, Tescera III, and Tescera V. The maximum strength was the highest on gold bridge, and in order of PFG, Tescera I, Tescera IV, Tescera II, Targis vectris, Tescera III, and Tescera V.

**Conclusions:** The following conclusions were drawn from the results of this study.

1. Flextural strength of implant prosthesis using fiber reinforced composite was higher than average posterior occlusal force.
2. In initial crack strength, Tescera I was stronger than Tescera V, and weaker than PFG.
3. Kinds and number of auxillary components had an effect on maximum strength, and maximum strength was increased as number of auxillary components increased.
4. Maximum strength of Tescera I was higher than Targis vectris, and lower than PFG.

---

**Key words :** Fiber reinforced composite, Tescera, Non-metal implant prosthesis, Flextural strength