

수중Ceromer의 변연적합도와 파절강도에 관한 비교연구

국립경찰병원 치과 보철과, *단국대학교 치과대학 치과보철학교실

장희원 · 이종혁* · 임현송* · 조인호*

I. 서 론

산업의 발달과 경제 수준이 높아지면서 보다 심미적, 기능적, 자연스러운 수복물에 대한 요구가 증대하였고 이를 만족시키기 위해 많은 노력을 기울인 결과 다양한 재료와 제작법이 개발되었다. 그 중에서도 도재와 레진이 심미성에 있어서 많은 부분을 차지하고 있다. 우선 도재에 대해 간단히 살펴보면 1886년 Land¹⁾에 의해 최초로 치과용 도재가 개발되었으나, 강도가 약한 단점이 있었다. 그 후에 1965년 McLean과 Hughes²⁾는 알루미늄 강화형 장식계 도재를 개발하였고, 전치부 수복물로 사용하였다. 그러나, 제작 과정이 복잡하고 강도가 충분하지 못해 사용이 극히 제한되었다.

이에 금속하부 구조물로 강화된 수복물을 사용하게 되었는데, 빛의 불투과성으로 인해 자연치와 유사한 색조나 투명도를 얻기 힘들었고³⁾ 치은 변연부위에서 검게 보이는 등의 단점이 있었다. 이런 단점을 극복하기 위해 여러 종류의 전부도재판과 레진판이 개발되었다. 그 중에서도 1985년 Sadoun⁴⁾에 의해 개발된 In-Ceram은 유리칩투 도재계로서 알루미늄으로 형성된 다공성의 코어위에 유리를 칩투시켜 결정화하여 강도를 증가시키는 방법을 사용하였으며, 전치부 계속가공의치용으로도 사용할 수 있게 되었다. 그 후에도 IPS-Empress, Procera 등 여러 종류의 전부도재판이 개발되어 심미성은 개선되었으나 높은 가격과 복잡한 제작 과정, 구치부에서 내구성 부족으로 인해 사용이 제한되고 있다⁵⁾. 도재는 레진에 비

해 우수한 강도와 마모 저항성, 높은 색조 안정성 그리고 적은 치태 침착 등의 장점이 있지만 취성이 크고 빛의 산란 및 굴절, 투명도 등이 자연치와 다르며 대합 자연치에 마모를 발생시키고 시간이 지나면서 변연부위에서 파절이 발생하는 단점이 있다.⁶⁾

자가중합형 아크릴릭 레진은 1930년대 개발되었으나 높은 중합 수축과 낮은 마모저항으로 인해 높은 변연 누출, 치수 손상, 재발성 우식증, 색조 변화 등을 보여 임시 수복물로 사용이 제한되었다.⁷⁾

복합레진은 주로 전치부의 수복에 사용되었으며, 대합 자연치의 마모도를 감소시키고 구강내에서 직접 수리가 가능하며 축성시 특별한 금속을 필요로 하지 않고 도재에 비해 가공과정이 간단한 장점이 있으나, 매끄러운 표면을 얻기가 어렵고 중합 수축으로 인한 치아 지각과민, 부족한 강도 등이 문제였다.^{2,7,8)} 그로 인해 구치부에서는 제한적으로 사용되었다.

이를 극복하기 위해 많은 연구를 하여 1990년대에 도재와 레진의 장점을 가진 개선된 변연적합도와 파절강도를 갖는 섬유강화형 복합레진판인 Targis[®], Tescera[®], BelleGlass[®], Sculpture[®] 등이 개발되어 사용이 증가하고 있다.

본 연구는 Ceromer가 교합력에 견딜 수 있는 가능성과 상악 전치부 적용 여부를 알아보기 위해 임상에서 사용되는 수중 Ceromer (Targis[®], Tescera[®], Belle-Glass[®])에 대한 금속 치아에서의 변연적합도와 절단면에서의 파절강도를 측정하여 다소의 지견을 얻었기에 보고하는 바이다.

II. 연구재료 및 방법

1. 연구재료

본 실험에 사용된 재료와 기구는 다음과 같다.

- 1) 치아모형 : 상악 우측 중절치
- Dentiform® (Nissin Dental Prod. Inc., Japan)
- 2) 인상재 : 부가중합형 실리콘 인상재 (Additional type polyvinylsiloxane) - EXAMIXFINE® (GC Co., Japan)
- 3) 복제용 레진 : PATTERN RESIN® (GC Co., Japan)
- 4) 주조용 금속 : NEW CROWN® (Ni-Cr alloy)
- (Ruby Dental Mfg. Co. Ltd., Japan)
- 5) 치과용 초경석고 : GC FUJIROCK® EP (GC Europe, Belgium)
- 6) 레진관
: Targis® (Ivoclar-Vivadent AG., Liechtenstein)
Tescera® (Bisco Co., U.S.A.)
BelleGlass® (Kerr Co., U.S.A.)
- 7) 치과용 시멘트 : Dual-cure resin cement (Bis-GMA + UDM계)
- Variolink II® (Ivoclar-Vivadent AG., Liechtenstein)
- 8) 입체광학현미경 : SZ-ST 40® (Olympus, Japan)
- 9) 만능시험기 : Universal testing machine
- Instron 8871® (Instron Co., U.S.A.)
- 10) 다용도 정하중 압축시험기 (MECC Co., Japan)

2. 연구 방법

- 1) 실험군 분류
Ceromer의 종류와 fiber 유무에 따라 6개의 군으로 구분하였으며, 각 군당 10개씩 총 60개의 시편을 제작하였다 (Table I).
- 2) 금속 주모형 및 작업 모형의 제작
Dentiform® 상에서 상악 우측 중절치의 협측을 1.2mm, 절단면을 2.0mm, 설측을 1.0mm를 삭제하였으며 deep chamfer 변연을 형성하였다.

Table I. Classification of experimental groups

Material	Fiber	Number of specimen
Targis®	No fiber	N=10
	Fiber reinforce	N=10
Tescera®	No fiber	N=10
	Fiber reinforce	N=10
BelleGlass®	No fiber	N=10
	Fiber reinforce	N=10

형성된 레진 치아를 부가중합형 실리콘 인상재인 EXAMIXFINE® lihgt body와 putty를 이용하여 인상을 채득한 후 PATTERN RESIN®을 이용하여 복제하였다. 복제한 PATTERN RESIN® 치아를 매몰하고 소환한 후 Ni-Cr alloy (NEW CROWN®)로 주조하였고, stone point와 rubber point를 사용해 연마를 시행하여 금속주모형 60개를 제작하였다. 금속주모형을 EXAMIXFINE® lihgt body와 putty를 이용하여 인상을 채득한 후 초경석고인 GC FUJIROCK® EP를 주입하여 개별 석고 모형 60개를 제작하였다.

3) 레진관의 제작

(1) Targis®

① 석고모형에 전용분리제 (Targis® separator) 도포 후 base층을 전반적으로 축성하고 Targis® Quick으로 10초간 광중합하였다. Dentin 층을 1mm 정도로 하여 10초간 광중합한 후 incisal 층을 축성하여 치아 형태를 완성하고 10초간 광중합 시행하였다.

② 축성 완료 후 Targis® Gel을 도포하여 Targis® power unit에서 25분간 중합하였다. 세척 및 건조 후 내면을 50µm Al₂O₃로 sandblasting하였다.

③ 보강재인 Vectris®를 첨가할 경우 석고모형 위에 Vectris®를 위치시키고 Vectris® power unit에 넣은 후 vacuum pressure (1.5psi) 하에서 light를 가해 중합시켰다. 변연상방 1mm까지 carbide bur로 다듬고 통상적인 방법대로 제작하였다.

(2) Tescera®

- ① 석고모형에 전용 분리제(Tescera® separator) 도포 후 3개의 층(dentin, body, incisal)을 차례로 축성하는데, 각 층마다 light cup에서 중합하였다. 이때 수복물을 흰색 반사구슬 위에 놓고 먼저 수복물에 압력(60psi)을 가하여 composite 내부에 있는 기포를 제거해 주면서 광중합을 시켜 경화시킴.
- ② 3층 모두 축성 완료 후 heat cup에서 중합을 완료하였다. Heat cup을 이용할 때는 용기에 물을 부어 수복물을 담근다. 이때 중합이 되지 않은 상태의 수복물은 물에 담겨 있더라도 물성의 변화는 일어나지 않는다. 물속의 산소에 의한 oxygen inhibited layer를 없애주기 위해 oxygen scavenger capsule(흰색)을 첨가한 후 압력(80psi), light, 열(132°)을 가하면서 수복물을 경화시켰다.
- ③ 보강재인 fiber(Tescera® glass fiber)를 첨가할 경우 dentin layer를 축성하고 light cup에서 중합시킨 후 그 위에 Tescera® flowable resin을 이용하여 fiber를 첨가하였다. 그 후에는 통상적인 방법에 따라 레진판을 제작하였다.

(3) BelleGlass®

- ① 석고 모형에 전용 분리제(Rubber Sep®) 도포 후 3개의 층(opaceous dentin, translucent dentin, enamel)을 차례로 축성하면서 각면을 Optilux-500®으로 20초간 광중합 하였다.
- ② 3층 모두 축성한 후 수복물을 질소통에 넣고 질소압력(80psi)을 가하면서 light와 열(140℃)을

가해 중합시켰다.

- ③ 보강재인 fiber(Connect®)를 첨가할 경우 opaceous dentin layer를 축성하면서 같이 혼합하였다. 그 후에는 통상적인 방법에 따라 레진판을 제작하였다.

4) 변연적합도 측정 및 합착

제작된 레진판을 금속 주모형에 Variolink II®를 이용해 합착하였다. 이 때 다용도 정하중 압축시험기(MECC Co., Japan)로 3kg의 하중을 10분간 가하였다. 그 후 각 시편의 각 면당 60초씩 광중합시켰다. 합착후 시편을 37℃ 증류수에서 24시간 동안 보관하였다. 합착된 시편을 입체 광학현미경(SZ-ST 40®)을 사용해 80배 배율로 순측, 설측, 인접면에서 금속주모형과 레진판 사이의 변연적합도를 측정하였다(Fig. 1).

5) 파절강도 측정

Universal loading machine의 가동부분에는 금속으로 제작된 직경 8mm의 타구를 장착하고 레진판이 장착된 금속주모형의 장축에 대해 130°가 되도록 jig를 제작하였다. 1mm/min cross head speed로 하중을 절단면에 가해 파절강도를 측정하였다. 힘의 균등한 분포와 국소적 힘의 집중을 막기 위해 타구와 레진판 사이에 tin foil(두께 0.5mm)을 위치시켰다.

6) 파절면 관찰

육안과 주사전자현미경(SEM)으로 200 배율로 관찰하였다.

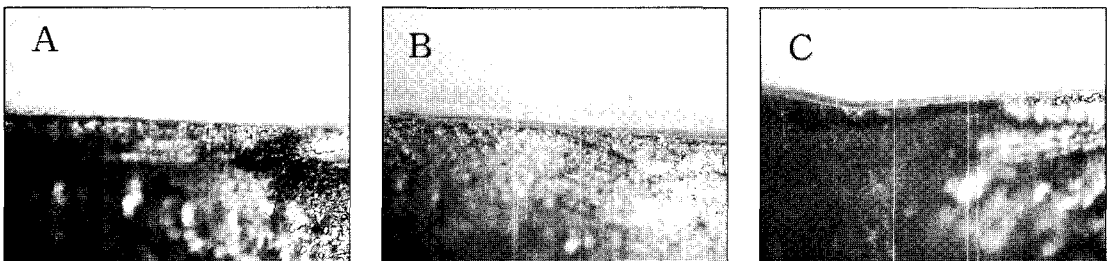


Fig. 1. Stereo-microscopic view of marginal gap.(Magnification ×80)

: A, Targis® ; B, Tescera® ; C, BelleGlass®

7) 통계처리

Window SPSS® Version 10.0 컴퓨터 프로그램을 사용하였다.

각 군간의 유의차를 비교하기 위해 two-way ANOVA test와 다중비교분석(multiple range test)을 시행하였으며 5% 유의수준으로 검증하였다. 파절강도의 신뢰성 분석을 위해 Weibull analysis를 시행하였다.

Ⅲ. 실험 결과

1. 각 군의 변연적합도 측정 결과

본 실험에서 변연적합도 평균값은 다음과 같다 (Table II).

합착제의 영향에 대한 다변량 분석(MANOVA test)의 결과 합착제는 재료의 종류, fiber 유무, 재료와 fiber 교호작용에 영향을 주지 못했다.

변연적합도에 대한 이원배치분산분석(two-way ANOVA) 결과는 Table III과 같으며, 재료의 종류에 따른 유의한 차이가 있었고($p < 0.05$) fiber 유무에는 유의한 차이가 없었다. 재료와 fiber 유무간에 교호작용은 없었다.

재료에 따른 유의성을 검증하기 위해 Duncan's multiple range test를 시행하였으며 (Table IV), Targis®와 BelleGlass®, Tescera®와 BelleGlass® 간에 유의한 차이가 있었다($p < 0.05$).

No fiber 군의 변연적합도 차이를 검증하기 위해 one-way ANOVA test를 시행하였으며 (Table V), 각 재료간에 서로 유의한 차이가 있었다($p < 0.05$).

No fiber group에서 유의성을 검증하기 위해 Duncan's multiple range test를 시행하였으며 (Table VI), Targis®와 BelleGlass®, Tescera®와 BelleGlass®에서 유의한 차이를 보였다($p < 0.05$).

Fiber 군간에 차이를 검증하기 위해 one-way ANOVA test를 시행하였으며 (Table VII), 각 재료간에 유의한 차이가 있었다($p < 0.05$).

Fiber group에서 유의성을 검증하기 위해 Duncan's multiple range test를 시행하였으며 (Table VIII), Targis®와 BelleGlass®, Tescera®와 BelleGlass®에서 유의한 차이를 보였다($p < 0.05$).

2. 파절강도 측정 결과

각 군에서 파절강도 측정 결과는 Table IX에 나타났으며 Fig. 2에 그래프로 표시하였다.

Targis®와 BelleGlass®는 fiber 첨가시 파절강도가 증가 되었으나 Tescera®는 오히려 약간 감소되는 소견을 보였다. 이는 Tescera® no fiber 군에서 표준편차가 큰 것에 기인하였다.

파절강도에 대해서는 재료의 종류, fiber 유무, 재료와 fiber 유무 상호간 교호 작용에 대해 검증하기 위해 이원배치분산분석을 시행하였다 (Table X).

Table II. Results of the marginal fidelity of Ceromers (Unit:µm)

Material	No fiber	No fiber	Fiber	Fiber
	before cement	after cement	before cement	after cement
Targis®	22.6±6.8	19.2±3.5	22.9±3.2	20.8±6.5
Tescera®	22.8±4.8	21.6±4.2	20.8±5.4	24.4±8.8
BelleGlass®	37.1±22.7	43.2±17.3	40.4±20.5	44.3±14.9

Table III. Results of two-way ANOVA test for gap discrepancies

Source	TypeIII Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Intercept	96418.352	1	96418.352	657.405	.000
Material	10027.045	2	5013.523	34.183	.000
Fiber	44.287	1	44.287	.302	.585
Material* Fiber	15.730	2	7.865	.054	.948
Error	7919.912	54	146.665		

Table IV. Results of multiple range test for gap discrepancies according to materials

Material	Targis®	Tescera®	BelleGlass®
Targis®	/		
Tescera®			
BelleGlass®			

* : denotes pair of groups significantly different at the 0.05 level

Table V. Results of one-way ANOVA test for gap discrepancies in no fiber group

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	4644.684	2	2322.342	15.589	.000
Within Groups	8491.438	57	148.973		
Total	13136.122	59			

Table VI. Results of multiple range test for gap discrepancies in no fiber group

Material	Targis®	Tescera®	BelleGlass®
Targis®	/		
Tescera®			
BelleGlass®			

* : denotes pair of groups significantly different at the 0.05 level

Table VII. Results of one-way ANOVA test for gap discrepancies in fiber group

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	5398.090	2	2699.045	20.896	.000
Within Groups	7362.319	57	129.163		
Total	12760.409	59			

Table VIII. Results of multiple range test for gap discrepancies in fiber group

Material	Targis®	Tescera®	BelleGlass®
Targis®	/		
Tescera®			
BelleGlass®			

* : denotes pair of groups significantly different at the 0.05 level

Table IX. Results of the fracture strength

(unit : N)

	Targis		Tescera		BelleGlass	
	No fiber	Fiber	No fiber	Fiber	No fiber	Fiber
1	850.9	990.1	526.1	909.8	596.4	965.7
2	542.4	1176	1082	979.1	639.1	873.9
3	709.3	717.2	624.4	926.6	807.3	842.7
4	680.0	1217	665.4	992.0	809.1	750.0
5	722.7	850.0	1030	849.3	736.8	897.8
6	640.6	883.0	980.0	926.9	641.7	710.0
7	834.6	737.6	1211	662.1	370.6	742.7
8	612.5	750.2	919.6	772.2	635.5	810.4
9	783.5	746.6	987.6	838.4	650.7	1184
10	580.7	711.3	850.2	776.8	651.6	689.0
Mean	695.7	877.9	887.6	866.9	653.9	846.6
SD	104.8	189.7	219.3	107.0	124.2	147.7

재료간에 유의한 차이가 있었으며 ($p < 0.05$), fiber 유무에 대해서도 유의한 차이가 있었다 ($p < 0.05$). 그러나, 재료의 종류와 fiber 유무간의 교호작용은 없었다.

Table XI은 재료의 종류에 따른 유의성 검증을 위해 Duncan's multiple range test 결과를 보여주며, Tescera®와 BelleGlass®에서 유의한 차이를 보였다 ($p < 0.05$).

Table XII는 no fiber군에서 파절강도에 대한 일원배치분산분석 결과이며, 집단간에 유의한 차이가 있었다 ($p < 0.05$).

Table XIII은 no fiber군에서 재료의 종류에 따른 유의성 검증을 위한 Duncan's multiple range test 결과이며, Targis®와 Tescera®, Tescera®와 BelleGlass®에서 유의한 차이를 보였다 ($p < 0.05$).

Fiber군에서 파절강도에 대한 일원배치분산분석 결과, 집단간에 유의한 차이가 없었다 (Table XIV).

Table XV는 각 군에 대한 일원배치분산분석 결과이며, 각 집단간에 유의한 차이가 있었다 ($p < 0.05$).

Table XVI은 각 집단의 유의성 검증을 위해 6개 군에 대해 Duncan's multiple range test를 시행한 결과이며, Targis® no fiber군과 Belleglass® no fiber군은 나머지 4군과 유의한 차이를 보였다 ($p < 0.05$).

각 군별로 파절 곡선을 나타내며, fiber 유무에 따라 다른 곡선의 모습을 보였다. Fiber를 첨가한 경우 시편이 파절된 후 몇번의 정지하는 지점이 나타났다 (Fig. 3).

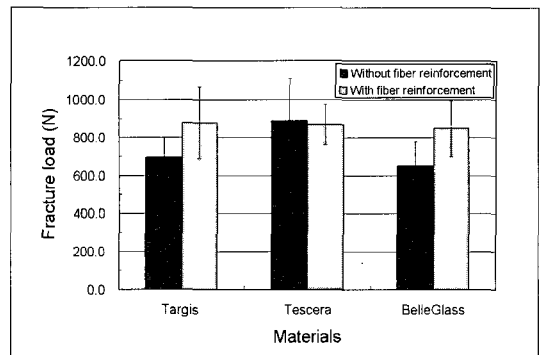


Fig. 2. Comparison of the fracture strength.

3. 파괴강도 데이터의 분산과 신뢰성 분석

Two-parameter Weibull analysis (Weibull++ 6.0, ReliaSoft, U.S.A.)

Weibull equation $F(S) = 1 - e^{-(S/S_0)^m}$

F(S) : probability of failure 누적 실패 확률

S : fracture stress 파절강도

S₀ : characteristic stress 특성강도

(63% stress level : 시편들의 63%가 실패되는 강도 값)

m : Weibull modulus (slope of distribution function)

와이블식에 의한 분산의 분석은 도재나 레진 같은 취성이 있는 재료의 신뢰성 평가에 많이 이용되었

Table X. Results of two-way ANOVA test for the fracture strength

Source	Type III Sum of Squares	df	Sum of Square	F	Sig.
Corrected Model	24889.782	5	104977.956	4.381	.002
Intercept	38860251	1	38860251	1621.657	.000
Material	171035.743	2	85517.872	3.569	.035
Fiber	209119.681	1	209119.681	8.727	.005
Material * Fiber	144734.358	2	72367.179	3.020	.057
Error	1294017.8	54	23963.292		
Total	40679158	60			
Corrected Total	1818907.6				

Table XI. Results of multiple range test for the fracture strength

Material	Targis®	Tescera®	BelleGlass®
Targis®			
Tescera®			
BelleGlass®		*	

* : denotes pair of groups significantly different at the 0.05 level

Table XII. Results of one-way ANOVA test for the fracture strength in no fiber group

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	310730.3	2	155365.2	6.255	.006
Within Groups	670658.3	27	24839.197		
Total	981388.6	29			

Table XIII. Results of multiple range test for the fracture strength in no fiber group

Material	Targis®	Tescera®	BelleGlass®
Targis			
Tescera		*	
BelleGlass			*

* : denotes pair of groups significantly different at the 0.05 level

Table XIV. Results of one-way ANOVA test for the fracture strength in fiber group

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	5039.781	2	2519.890	.109	.897
Within Groups	623359.481	27	23087.388		
Total	628399.262	29			

Table XV. Results of one-way ANOVA test for fracture strength in each group

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	24889.782	5	104977.956	4.381	.002
Within Groups	1294017.8	54	23963.292		
Total	1818907.6	59			

Table XVI. Results of multiple range test for fracture strength in each group

Method	Classification of Group	N	Subset for alpha = .05	
			1	2
Duncan	BelleGlass® no fiber	10	653.880	
	Targis® no fiber	10	695.720	
	BelleGlass® fiber	10		846.620
	Tescera® fiber	10		866.620
	Targis® fiber	10		877.910
	Tescera® no fiber	10		887.630

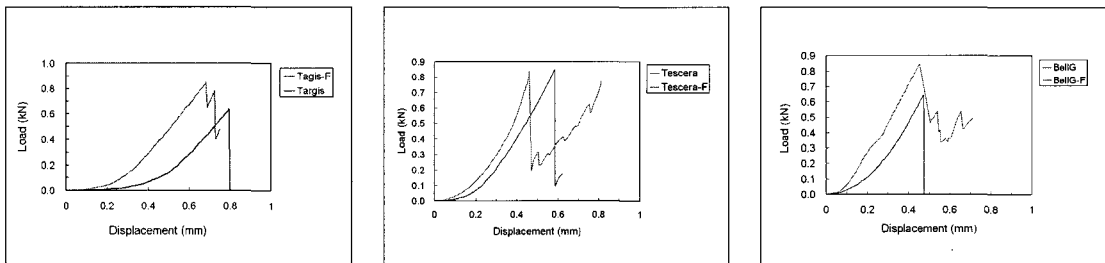


Fig. 3. Comparison of load-displacement curve of crown specimens.

다. Table XVII은 와이블 계수 결과이다. 더 높은 와이블 계수는 데이터 분산의 기울기가 가파르게 나타나 분산이 작고(Fig. 4) 더 작은 실패 확률을 예측할 수 있게 한다.

4. 파절면 관찰

- 1) 육안으로 관찰 결과 No fiber군에서는 접착계면으로부터 파절되면서 분리되어 금속 주모형이 노출되는 양상을 보였다(Fig. 5, upper).
- 2) Fiber군에서는 레진내에서 파절되어 금속 주모형이 노출되지 않는 모습을 보였다(Fig. 5, lower).
- 3) 주사전자현미경(SEM)으로 관찰하였다.(Fig. 6-11)

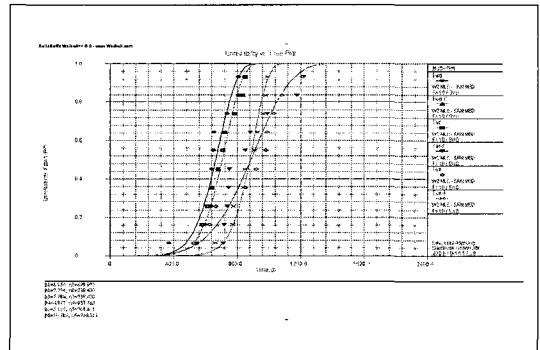


Fig. 4. Weibull plots of experimental group.

Table XVII. Results of Weibull modulus

Fiber	Targis®		Tescera®		BelleGlass®	
	No fiber	Fiber	No fiber	Fiber	No fiber	Fiber
Weibull modulus	7.8	5.0	5.1	10.8	7.0	7.5
Characteristic stress (S ₀)	739.4	953.8	968.7	910.5	700.0	739.4

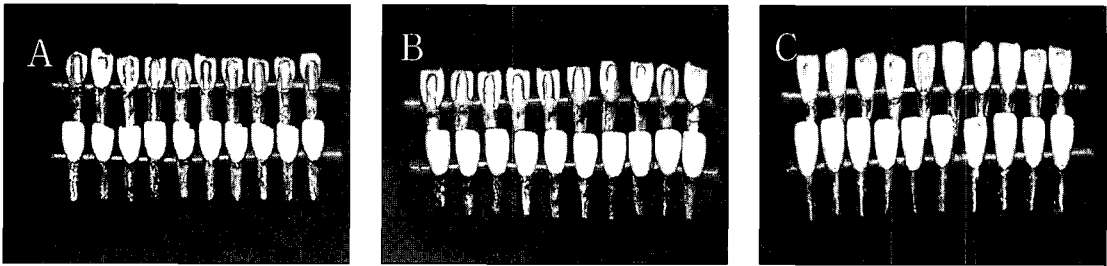


Fig. 5. Fractured specimen : A, Targis®; B, Tescera®; C, BelleGlass®.

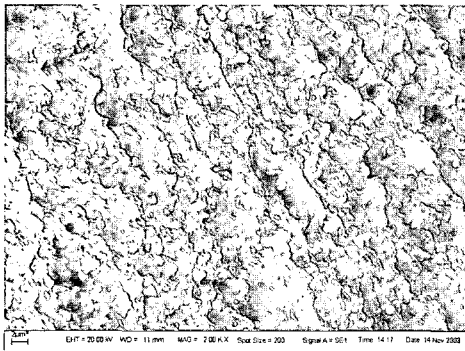


Fig. 6. SEM of Targis (×200) no fiber.

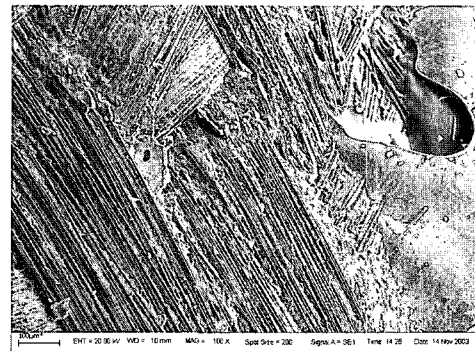


Fig. 7. SEM of Targis (×200) fiber.

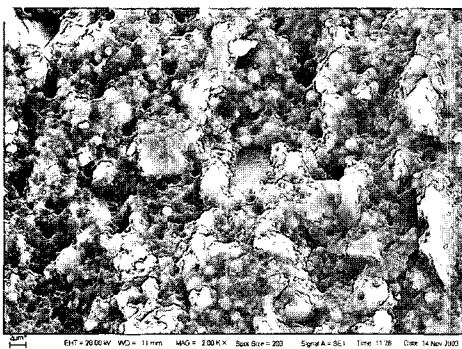


Fig. 8. SEM of Tescera (×200) no fiber.

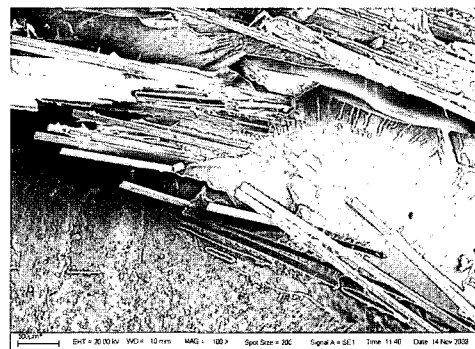


Fig. 9. SEM of Tescera (×200) fiber.

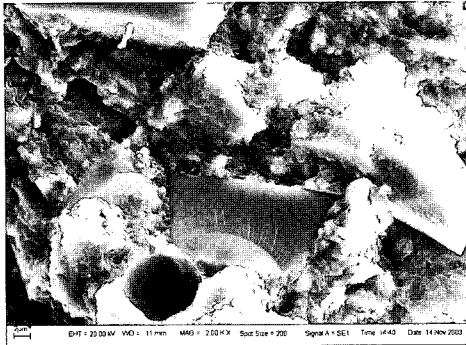


Fig. 10. SEM of BelleGlass(×200) no fiber.



Fig. 11. SEM of BelleGlass (×200) fiber.

IV. 고 찰

치과 재료에 대한 다양한 기술의 발전과 새로운 물질에 대한 연구로 인해 다양한 재료들이 개발되었다. 그중 도재는 주로 심미성을 위해 개발되었으며, 다양한 색조 재현, 우수한 생체적합성, 적은 치태 침착 등의 장점이 있으나 복잡한 기공과정, 높은 기술적 숙련도, 대합치 마모, 치은 변연 부위에서 검게 보이는 등 단점이 있었다.⁷⁾

그래서 색조에 대한 단점을 보완하고 충분한 강도를 갖는 metal-free 수복물을 만들기 위해 완전도재관이 개발되었다. In-Ceram 같은 유리침투 도재계, IPS-Empress 같은 열가압 도재계, Procera 같은 CAD/CAM 제작 도재계 등 다양한 제조 과정이 개발되어 임상에 응용되었다. 그 결과 심미성은 강화되었으나, 복잡한 제작 과정, 높은 가격 등으로 인해 환자에게 부담스러웠고 구치부에서 사용시 파절 가능성으로 인한 사용의 제한 등 문제점이 있었다.

그 대안으로 Ceromer가 개발되었는데 레진과 도재의 장점을 복합적으로 지닌 재료이다. 매몰, 주조, 소성과정 등이 필요 없으며, 대합치열에 대한 마모가 적고 구강내에서 직접 수리가 가능한 장점이 있지만⁶⁻¹⁰⁾ 구강내에서 장기간의 색조 안정성 결여, 중합수축으로 인한 변연에서 적합성 결여 등이 단점으로 부각되었고 신제품 개발을 통해서 점차 극복되었다. 현재 많이 사용되는 Ceromer로는 Targis®, Tescera®, BelleGlass®, Sculpture® 등이 있으며 1990년대에 개발되어 사용되었다. Targis®는 1996년에 구치부 고정성 보철물에 사용할 목적으로 개발되

었다.⁵⁾ Bis-GMA, decandiol dimethacrylate, urethane dimethacrylate matrix에 0.03-1.00 μ m barium glass, silicon dioxide filler가 무게비 76%로 채워졌고 light(450-500nm)와 열(95 $^{\circ}$ C)을 가해 중합시킨다. 보강재인 fiber (Vectris®)는 높은 굴곡강도를 보이고 woven fiber bundle(glass fiber)에 monomer로 silane coating 처리되었으며 수복물의 framework 역할을 하도록 제작되었다.

Tescera®는 2002년에 주로 indirect resin inlay와 전치부 수복, 임플란트 보철물의 교합면 제작 등을 위해 Bisco사에서 개발되었다.¹¹⁾ Bis-GMA matrix에 silica filler가 무게비 72-85% 함유되었다. Light, 진공압력(80psi), 열(132 $^{\circ}$ C)을 가해 중합시켰다. 이때 light cup, heat cup을 단계적으로 사용하였다. 보강재인 Tescera fiber®(glass fiber)는 polymer로 silane coating 처리되었다.

BelleGlass®는 1990년대 중반 indirect resin inlay, 전치부 수복, 계속가공의치, 스플린트, 임플란트 보철물의 교합면 제작 등을 위해 Kerr사에서 제작되었다. Urethane dimethacrylate matrix에 0.6 μ m barium silicate filler가 무게비 78% 함유되었다. Light, 질소압(80psi), 열(140 $^{\circ}$ C)을 질소통에서 동시에 가해 중합을 시키는 방식을 채택하였다. 보강재인 Connect®는 polyethylene fiber로 silane coating을 하지 않고, plasma etching 처리를 하였다.

본 실험에서는 이들이 변연적합도면에서 임상적 허용한계인 50-100 μ m,¹²⁾ 파절강도면에서 성인 평균 저작력(전치부 200N)¹³⁾에 부합되는지 조사해보고자 했다. 변연적합도는 입체광학현미경으로 측정하

는 방식¹⁴⁾으로 행하였는데 김,⁶⁾ 정,⁷⁾ 이,¹⁵⁾ 주¹⁶⁾ 등도 같은 방식을 채택하였다. 정(Targis[®], 41.2 μ m)⁷⁾과 Cho(Targis[®], 61.5 μ m)등⁹⁾의 실험 결과와 본 실험결과인 Targis[®](21.4 μ m), Tescera[®](22.4 μ m), Belle Glass[®](41.3 μ m)가 차이를 보였다. 그 원인으로는 제작 장소의 조형 차이, 제작자의 개인적 숙련도 차이, 합착시 정하중 압축기 사용 여부 등이 될 수 있을 것이다.

파절강도 측정을 위해 만능역학시험기에 장착되는 타구와 수복물을 고정해주는 jig를 고안했는데 이는 Yang 등⁹⁾의 실험에 근거하였다. 본 실험에서는 fiber를 넣은 Targis[®](877.9N), Tescera[®](866.9N), BelleGlass[®](846.6N)와 넣지 않은 Tescera[®](887.6N)군에서 높은 강도를 나타냈다. 이때 Tescera[®](887.6N)는 실제 측정된 값 중에서 더 높게 측정된 수치가 존재함으로 인해 평균값이 높아지면서 표준편차 범위가 커졌기 때문에 사료된다. 그 외에 중합 방식의 차이, 보강 fiber 종류와 표면처리 방식의 차이, 이를 첨가하는 위치의 차이 등이 파절강도에 영향을 주게 되었다.

보철물의 변연적합도는 치아 삭제, 디자인, 재료 특성, 제작 방식, 인상체의 변형, 석고 주입시 변형, die 제작시 변형, 시멘트의 피막 후경, 합착중 발생하는 수압, 시멘트 종류,¹⁷⁾ 변연의 형태와 위치, 축벽의 경사, 합착중 압력의 크기,¹⁸⁾ 합착중 진동 정도, 변연의 만곡 정도, gap 측정방법^{14,19)} 등 많은 요인에 의해 영향을 받게 된다. 변연적합도는 보철물의 심미성, 치주 조직의 건강, 보철물과 치아의 수명에 중요한 영향을 미치게 된다.^{6,8,9,16,20,21)}

1990년 Sorensen¹⁹⁾은 금관의 변연적합도 측정을 할 때 사용하는 표준화된 방법으로 직접 보는 방법,¹²⁾ 절단하여 주사전자현미경으로 보는 방법,^{12,14)} 인상을 채득하여 평가하는 방법, 탐침을 이용해 시각적으로 관찰하는 방법 등이 있다고 주장하였다. 주로 임상에서는 석고 모형상에서 인공 치관의 적합도 관찰이나 탐침에 의한 시각적 관찰을 하게 된다. 그러나, 이는 정확하지 않은 방법이라 할 수 있다.

Jorgensen²²⁾은 시멘트 두께가 ADA Specification No 8.(25 μ m)²³⁾을 넘는 현상을 시멘트가 인공관내에서 교합면에 축적되고 시멘트 유출을 방해하기 때문에 hydrodynamic pressure가 축적되어 생긴다고 주

장하였다.

임상적으로 허용 가능한 변연간격에 대해 많은 논란이 있었다. 예를 들면 Christensen²⁴⁾은 40 μ m이하, 전통적 주조법에 의한 금관은 50 μ m이하, Holmes 등¹²⁾은 50-100 μ m, May 등²⁵⁾은 100 μ m 이하, McLean과 Hughes²⁾는 120 μ m이하 등 여러 주장이 있었다.

Marc Loose²⁶⁾와 Michael Behr 등²⁷⁾은 artificial aging을 시행할 경우 변연적합도가 저하된다고 보고하였다. 본 실험에서는 artificial aging을 하지 않아 다른 실험에 비해 더 좋은 변연적합도를 보였다. BelleGlass[®]는 Targis[®]와 Tescera[®]에 비해 적합도가 큰 값을 보였는데 이는 BelleGlass[®]의 첫 번째 층인 opaceous dentin의 filler 입자 크기가 10 μ m이고 수축량이 약 2%인 것에 기인한 것으로 사료된다.²⁸⁾ Targis[®] base의 입자 크기는 1.0 μ m이고 수축량은 1% 이내이다.²⁹⁾ Tescera[®]의 첫 번째 층인 dentin layer 입자 크기는 2 μ m이고 수축량은 1.45%였다.^{11,29)}

파절강도는 삭제된 치아의 외형, 삭제량, 축벽의 경사, 인공관의 재료, 수복물 두께, 지지하는 구조물의 탄성 계수, 시멘트 종류, 표면 거칠기, 잔존 응력, 인공관에 전달되는 힘의 상태 등에 영향을 받게 된다.^{8,9)}

인공관이 실제 임상에서 사용하기 위해서는 교합력에 견딜 수 있을 정도의 충분한 강도를 필요로 하며, Craig¹³⁾는 성인의 평균 교합력은 전치 200N, 소구치 300N, 구치부 400-800N로 주장하였다.

지금까지 임상에서 전치부 수복시 도재를 많이 사용하였는데 도재는 취성이 있는 재료로 깨지기 쉬운 성질을 갖고 있다. 주로 도재 표면이나 내면에 있는 흠집, 내부의 pore에서 파절이 기시해서 전체적인 파절로 이행하기 때문에 도재는 압축력보다는 인장력에 더욱 약하다. 때문에 도재는 압축력보다 인장력이나 굴곡강도가 더 중요하다. Derand³⁰⁾는 도재판의 경우 레진 시멘트 사용시 파절강도가 증가되었고 보고하였으며, Cho 등⁹⁾은 Ceromer에서도 동일한 결과가 나타남을 보고하였다.

전통적인 복합레진은 matrix에 filler가 첨가되었지만 서로 견고하게 연결되지 못해 강도에 문제가 되었다. 이를 해소하기 위해 Ceromer는 filler 함량을 높이고(70% 이상), resin matrix와 filler 상호간 결합력의 한계를 극복하기 위해 fiber를 첨가하여 여러 방

향에서 가해지는 스트레스에 저항하면서도 약간의 탄력성을 갖게 하는 등 기계적 물성을 개선하였다.⁵⁾

Derand³⁰⁾와 Yoshinari 등은 전부도재관의 파절강도를 Vita-dur(770±237N), In-Ceram(1069±341N), Dicor(840±226N), IPS-Empress(891±185N)으로 보고 하였고, 정⁷⁾은 Targis[®]와 Artglass[®](no fiber) 변연적합도를 41.2±5.9μm, 35.6±7.2μm로 파절강도를 256.0±28.3N, 351.8±39.8N로 보고하였다. Cho 등⁹⁾은 Targis[®](fiber 보강) 변연적합도를 61.5μm로 파절강도를 1542±192.8N으로 보고하였다. Kolbeck 등³¹⁾은 BelleGlass[®](fiber 보강)의 파절강도를 898N으로 보고하였고 Yang 등⁸⁾은 Targis[®], Sculpture[®], Artglass[®](no fiber), metal-ceramic의 파절강도를 602±101N, 621±122N, 575±95 N, 1317±220N으로 보고하였다.

파절강도 측정시 Instron에 부착된 타구의 장축과 수복물의 장축이 130°보다 클 경우 강도 값은 증가하지만³²⁾ 본 실험은 130°를 이루도록 설계하였으며,⁸⁾ 이는 상악 중절치와 하악 중절치가 이루는 평균 각도를 재현한 것이었다. 이때 힘의 균등한 분포와 국소적인 힘의 집중을 최소화 하기 위해 타구와 수복물 사이에 tin foil(두께, 0.5mm)을 위치시켰다.²⁷⁾ 금속 치아에 의해 영향을 받지 않고 Ceromer의 순수한 파절강도를 측정하기 위해 절단면 0mm 지점에 압축력을 가하였다. Cho 등⁹⁾은 금속 치아를 사용하지 않고 자연치아를 사용할 경우 치경부에서 파절이 일어나고 강도도 낮게 측정되었다고 보고하였다. 또한 치아마다 다양한 변이를 나타내어 표준화된 지대 치료 사용하기에는 어렵다.

이상의 결과를 종합해 볼 때 본 실험에 사용된 3가지 재료를 전치부에 적용시 주의 깊은 고려를 해야 하며 향후 더 많은 연구가 필요하리라 사료된다.

V. 결 론

입체광학현미경에서 금속치아에 합착된 레진관의 변연적합도를 관찰하였고 만능시험기를 이용하여 시편을 파절시켜 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 각 재료에 따른 변연적합도 비교시 Targis[®](21.3 μm)와 Tescera[®](22.4μm)는 유의한 차이가 없었으며, 두 군을 BelleGlass[®](41.3μm)와 비교시

유의한 차이가 있었다(p<0.05).

2. Fiber 포함유무에 따른 변연적합도 비교시 no fiber(27.8μm)군과 fiber(28.9μm)군간에 유의한 차이가 없었다. No fiber군간 비교시 Targis[®](20.9μm)와 Tescera[®](22.2μm)는 유의한 차이가 없었으며, 두 군을 BelleGlass[®](40.2μm)와 비교시 유의한 차이가 있었다(p<0.05). Fiber군간 비교시 Targis[®](21.9μm)와 Tescera[®](22.6μm)는 유의한 차이가 없었으며, 두 군을 BelleGlass[®](42.4μm)와 비교시 유의한 차이가 있었다(p<0.05). 각 재료의 종류와 fiber 포함 유무간에는 서로 영향을 미치지 않았다.
3. 각 재료에 따른 파절강도 비교시 Tescera[®](877.3N)와 BelleGlass[®](750.3N) 간에 유의한 차이가 있었으며(p<0.05), Targis[®](786.9N)와 Tescera[®](877.3N), Targis[®](786.9N)와 BelleGlass[®](750.3N)간에는 유의한 차이가 없었다.
4. Fiber 포함유무에 따른 파절강도 비교시 no fiber(745.7N)군과 fiber(863.8N) 군은 유의한 차이가 있었다(p<0.05). No fiber군간 비교시 Targis[®](695.7N)와 Tescera[®](887.6N), Tescera[®](887.6N)와 BelleGlass[®](653.9N)간에 유의한 차이가 있었으며(p<0.05), Targis[®](695.7N)와 BelleGlass[®](653.9N)간에는 유의한 차이가 없었다. Fiber군간 비교시 Targis[®](877.9N), Tescera[®](866.9N), BelleGlass[®](846.6N) 순으로 작았으며, 세 군간에는 유의한 차이가 없었다. 각 재료의 종류와 fiber 포함유무 간에는 서로 영향을 미치지 않았다.
5. 파절면 비교시 no fiber군은 파절이 순면에서 발생하여 금속 치아가 노출되었으나 fiber군은 파절이 레진에 국한되었다.

이상의 결과로 볼 때 전치부 레진관 제작시 변연적합도 면에서는 Targis[®]와 Tescera[®]가 BelleGlass[®]에 비해 더 우수하며, 파절강도 면에서는 fiber를 넣지 않고 충분한 강도를 갖는 Tescera[®]가 Targis[®]와 BelleGlass[®]에 비해 우수하지만 임상에 적용시 주의 깊은 고려를 해야 하며 향후 더 많은 연구가 필요하리라 사료된다.

참고문헌

1. Land CH. A new system of restoring badly decayed teeth by means of an enamelled metallic coating. *Independent Practitioner* 1886;7:407.
2. McLean JW, Hughes TH. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *Br Dent J* 1965;119:251-267.
3. Rosentiel SF, Porter SS. Apparent fracture toughness of dental porcelain with a metal substructure. *Dent Mater* 1988;4:1897-1990.
4. Sadoun, M. All ceramic bridges with the slip casting technique. present ed at the 7th International Symposium on Ceramics, Paris, 1988, September.
5. Russel Giordano II. Fiber reinforced composite resin systems. *General Dentistry* 2000;May/June:244-249.
6. Kim SJ, Shin SW, Han JS, Suh KW. Marginal Fitness and marginal leakage of fiber-reinforced composite crowns depending upon luting cements. *J Korean Acad Prosthodont* 2000;38:618-630.
7. Jeong CS, Kim KS. A study on the marginal fidelity and fracture strength of Artglass and Targis. *Collected papers of Dankook University* 1998.
8. Ku CW, Park SW, Yang HS. Comparison of the fracture strengths of metal-ceramic crowns and three ceromer crowns. *J Prosthet Dent* 2002;88:170-175.
9. Cho LR, Song HY, Koak JY, Heo SJ. Marginal accuracy and fracture strength of ceromer/fiber-reinforced composite crowns: Effect of variations in preparation design. *J Prosthet Dent* 2002;88:388-395.
10. Lisa A. Knobloch, Ronald E. Kerby, Robert Seghi, Meade van Putten. Two-body wear resistance and degree of conversion laboratory-processed composite materials. *Int J Prosthodont* 1999;12:432-438.
11. Suh BI. New concepts and technology for processing of indirect composites. *Compendium sup* 2003;24:40-42.
12. J. Robert Holmes, William D. Sulik, Gene A. Holland, Stephen C. Bayne. Marginal fit of casable ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 1992;67:594-599.
13. Craig RG. *Restorative dental materials*. 10th ed. St Louis: Mosby ; 1996. p56.
14. Kern M, Schaller HG, Strub JR. Marginal fit of restorations before and after cementation *in vivo*. *Int J Prosthodont* 1993;6:585-591.
15. Lee HK, Cho IH. Study on the marginal fidelity and the fracture strength of All-Ceramic crowns. *Collected papers of Dankook University* 2002.
16. Joo YJ, Cho IH. On the marginal fidelity of All-Ceramic crowns fabricated with CAD/CAM method. *Collected papers of Dankook University* 2003.
17. Shinohara N, Minesaki Y, Mukoyoshi N, Moriyama, Jimi T. The effect of the cementing material on the strength of the all ceramic crown. *J Jpn Prosthodont* 1989;33:416.
18. Shane N. White, Zhaokun Yu, Victor Kipnis. Effect of seating force on film thickness of new adhesive luting agents. *J Prosthet Dent* 1992;68:476-481.
19. John A. Sorensen. A standardized method for determination of crown margin fidelity. *J Prosthet Dent* 1990;64:18-24.
20. Ryu JH, Kim YC, Kang DW. Study on the marginal fidelity and the fracture strength of IPS-Empress. *J Korean Acad Prosthodont* 2000;38:606-617.
21. Lim JH. Study on the marginal fidelity and the fracture strength of In-Ceram crown ac-

- cording to luting cements. J Korean Acad Prosthodont 1998;36:888-898.
22. Jorgensen KD. Factors affecting the film thickness of zinc phosphate cements. Acta Odontol Scan 1960;18:479-490.
 23. ADA specification No 8, Council on dental material and devices. J Am Dent Assoc 1978. p96.
 24. Christensen GJ. Marginal fit of gold inlay casting. J Prosthet Dent 1966;16:297-305.
 25. May KB, Russel MM, Razzoog ME, Lang BR. Precision fit : the Procera All-Ceramic Crown. J Prosthet Dent 1998;80:394-404.
 26. Marc Loose, Martin Rosentritt, Alexander Leibrock. *In vitro* study of fracture strength and marginal adaptation of fibre-reinforced composite versus all ceramic fixed partial dentures. Eur J Prosthodont Res Dent 1998;6:55-62.
 27. Michael Behr, M. Rosentritt, D. Latzel, T. Kreisler. Comparison of three of fiber-reinforced composite molar crowns on their resistance and marginal adaptation. J Dent 2001;29:187-196.
 28. T. Nakamura, T. Ohyama, A. Imanishi, S. Ishigaki. Fracture resistance of pressable glass-ceramic fixed partial dentures. J Oral Rehabilitation 2002;29:951-955.
 29. Lee SH, Lee YG, Lim BS, Kim CW. Change in the optical properties of laboratory resin composites after thermocycling. Dental Materials Journal SNU. 2002;12:5-17.
 30. Derand T. Stress analysis of cemented or resin-bonded loaded porcelain inlays. Dent Mater 1999;7:21-24.
 31. Carola Kolbeck, Martin Rosentritt, Michael Behr, Reinhold Lang, Gerhard Handel. *In vitro* examination of the fracture strength of 3 different fiber-reinforced composite and 1 all-ceramic posterior inlay fixed partial denture systems. J Prosthodont 2002;11:248-253.
 32. Robert W. Loney, M. Brent Moulding, Ron G. Ritsco. The effect of load angulation on fracture resistance of teeth restored with cast post and cores and crowns. Int J Prostho 1995;8:247-251.

Reprint request to:

In-Ho Cho, D.D.S.,M.S.D.,Ph.D.
 Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Dankook University
 7-1, Shinbu-dong, Chunan, Chungnam, 330-716, Korea
 cho8511@dku.edu

ABSTRACT

A STUDY ON THE MARGINAL FIDELITY AND THE FRACTURE STRENGTH OF CEROMERS

Hee-Won Chang, D.D.S., Jong-Hyuk Lee, D.D.S., M.S.D.*
Heon-Song Lim, D.D.S., M.S.D.*, In-Ho Cho, D.D.S., M.S.D., Ph.D.*

Department of Prosthodontics, National Police Hospital

**Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Dankook University*

Statement of problem: The use of Ceromer is increasing in dentistry. But, the research of Ceromer has not been conducted much.

Purpose: This study was to evaluate the marginal fidelity and internal adaptation according to marginal position.

Materials and Methods: In this study 60 resin crowns were fabricated. The measurements of the marginal fidelity were carried out using stereomicroscope SZ-40®(Olympus, Japan) and the measurements of fracture strength were done using Instron 8871® (Instron Co., U.S.A.) at a cross head speed of 1mm/min. All of the measurements were statistically analyzed by ANOVA test, multiple range test and Weibull analysis. Statistical significance was set in advance at the probability level of less than 0.05. All of the measurements were analyzed with Window SPSS® Version 10.0 soft ware for the personal computer.

Results:

1. There were no statistical differences of the marginal fidelity between Targis® and Tescera®, but difference between these two and BelleGlass® according to materials.
2. There were no statistical differences of the marginal fidelity between no fiber group and fiber group. There were no interactions between each material and with/without fiber group in the marginal fidelity.
3. There were statistical differences of the fracture strength between Tescera® and BelleGlass®, but no statistical differences of the fracture strength between Targis® and Tescera®, Targis® and BelleGlass® according to materials.
4. There were statistical differences of the fracture strength between no fiber group and fiber group. There were no interactions between each material and with/without fiber group in the fracture strength.
5. When comparing the fracture surface, no fiber group showed the resin which were fractured at the labial surface and separated from the adhesion surface. In fiber group, the fractures took a place in resin compartments.

Conclusion: The marginal fidelity and the fracture strength were clinically acceptable. From these results, Targis® and Tescera® were superior than BelleGlass® in the marginal fidelity. But, when applying these resin crowns in clinic, more careful consideration is needed and further study is recommended.

Key words : Targis®, Tescera®, BelleGlass®, Marginal fidelity, Fracture strength