

섬유강화형 복합레진전장관의 변연적합도 및 변연누출에 관한 연구

고려대학교 의과대학 치과학교실 보철과, 이화대학교 의과대학 치과학교실 보철과*

김선종 · 신상완 · 한중석* · 서규원

I. 서 론

심미적 요구도의 증가에 따라 다양한 심미 수복재의 개발이 가속화되어 환자와 술자에게 심미재료의 선택의 폭이 넓어지고 있다. 수복재와 접착제의 발달로 인해 구치부에서도 치아색 재료에 의한 심미적 수복이 많이 이용되고 있고 대표적인 예로 복합 레진과 도재 전장관 등이 사용되어 왔다. 복합 레진은 심미적, 물리적 특성은 우수하지만 구치부에 사용하기에는 강도, 경도, 내마모성 등의 문제점이 있고 도재관은 깨지기 쉬운 성질과 대합치의 마모에 대한 문제점이 있다¹⁻³⁾. 이런 두 가지의 수복재의 결점을 보완한 새로운 재료인 Ceramic Optimized Polymer(이하 Ceromer로 칭함)가 1990년대 중반 개발되어 처음 보고되었다. 물리적성질의 개선을 통해 구치부에도 사용이 가능하며 간접법으로 제작이 가능하며 세라믹 충전재를 고밀도로 함유하고 있다. 섬유강화형 복합 레진(Fiber-Reinforced Composite, 이하 FRC로 칭함)은 주로 레진 기질에 강화형 섬유를 포매시켜 강도를 강화시켜 금속을 대치할 만한 심미적 수복물로 사용이 가능하며 Glass fiber composite, Fiber-reinforced polyceramic composite 등 다양한 용어로 불리어지고 있다⁴⁻⁸⁾.

제2세대 복합 레진으로서 치과보철학의 중요한 개발로 대표되는 Ceromer와 FRC는 심미적 장점 외에도 자연치아와 마모도가 가장유사하고 충분한 강도와 충격흡수의 장점^{6,9)}을 가지고 있어서 Bruxism 환자와 Implant 상부 보철 재료로서 관심이 증가하고

있다. 교정용 Bracket과의 접착의 용이성과 repair의 편리함 등 다른 수복재에서는 볼 수 없는 장점도 가지고 있다⁹⁾.

Ceromer와 FRC에 관한 문헌에 의하면 Loose 등¹⁰⁾은 In-Ceram과 Targis/Vectris와의 파절 강도를 비교하여 thermocycling과 mechanical loading을 가한 후의 연구결과 Targis/Vectris가 더 높았다고 했고 Tysowsky¹¹⁾는 Targis 수복물을 Zinc Phosphate 나 conventional Glass-Ionomer cement로 성공적으로 접착하였음을 보고하였다. Rosentritt 등¹²⁾은 섬유강화형 레진 수복물의 구강내 수리에 관한 실험에서 aluminum-oxide로 샌드블라스팅하고 silane 처리하여 재제작없이 수리가 가능하였음을 보고한 바 있다. 이러한 물리적 장점과 조작의 용이성을 보고하고 있지만 새로운 재료이기에 변연적합과 변연누출에 관한 실험연구나 임상보고는 없는 상태이다.

변연 적합도와 변연 누출은 치과수복물의 성공을 좌우하는 중요한 표식자이다. 변연 누출은 치아와 수복물 사이에서의 bacteria, chemical substances, molecule, ion 등의 통로로 정의¹³⁾되며 폐쇄의 실패는 치아 변색, 치수 반응, 술후 과민증, 재발성 치아우식증에 이환될 수 있다. 따라서 심미적, 물리적 성질이 우수하더라도 접착후의 변연 봉쇄에 실패한다면 좋은 수복물이라 할 수 없다. Dye 침투 방법을 이용하여 변연 적합도를 확인한 실험이 많은 선각자에 의해 행해져 왔다¹⁴⁻¹⁶⁾.

수복물에 이용되는 접착제의 물리적 성상은 구강이라는 특수한 환경여건에 따라 변화를 일으키게 된

다. 즉 치질, 접착제, 수복물 등의 열팽창계수의 차이, 접착제내의 응력분포, 피막도의 차이, 흡습성 등으로 변연누출의 차이가 일어나게 된다. 대부분의 접착제들에서 '치아-접착제계면'에 미세누출이 일어난다. 스트레스를 받는 환경에서는 가장 약한 접착부가 먼저 파절된다. White 등¹⁷⁾은 치아-접착제계면이 가장 약한 접합부라고 하였고 또한 Glass-Ionomer나 Resin cement보다는 Zinc Phosphate에서 더 많은 미세누출이 발견된다고 하였다. Tjan 등¹⁸⁾은 상아질 위에 변연을 한 경우와 법랑질 위에 한 경우가 큰 차이가 없다고 하였다.

Resin cement로 접착한 수복물의 변연누출에 대해 Gutzmann 등¹⁹⁾은 온도변화와 충전후 시간경과가 복합레진 수복물의 변연누출에 미치는 영향을 보고 하였으며 Bahaloo 등²⁰⁾, Retief²¹⁾는 법랑질 산 부식 법과 치과용 접착제를 사용함으로써 수복물 유지력의 증가와 변연누출의 감소를 보고하였다.

섬유강화형 복합레진 수복물의 변연적합도에 관해 보고된 바는 없으나 금속도재관이나 도재관의 변연적합도에 관해서는 여러 연구들이 있었다. Faucher 등²²⁾은 금속도재관의 치경부 변연형태에 따른 변연부 적합도에 관하여 Schneider 등²³⁾은 collarless금속도재관의 제작방법에 따른 변연적합도에 관하여 보고하였다. Shoher 등²⁴⁾은 도재관과 금속관의 변연적합도를 비교했고 Morris와 Sorensen 등²⁵⁾은 도재관, collarless 금속도재관, 금속관의 변연적합도를 비교 연구하였다.

FRC의 변연형태에 관하여 Freilich 등²⁶⁾은 완전도재관에서와 같이 둥근 shoulder나 깊은 chamfer에 설측이나 인접면에 계단형태의 삭제를 추천하였으나 최근에는 0.5mm정도의 짧은 chamfer 변연을 추천하고 있다.

섬유강화형 복합레진 수복물을 Zinc Phosphate나 Glass-Ionomer cement로 접착을 추천하는 보고는 없으나 임상적인 다양성을 고려할 때 이러한 전

통적인 방법이 요구되는 경우가 있을 수 있다. 또한 제조회사에서 추천하는 Dual cured resin luting cement(VariolinkII, Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein)를 이용하는 경우 시간적, 경제적인 부담이 추가될 수 있다.

본 연구는 종래에 많이 사용되었던 Glass-Ionomer cement, Zinc Phosphate cement를 이용하여 섬유강화형 복합레진 전장관을 접착하고 변연 적합도와 변연 누출을 3종의 레진계 접착제와 비교 분석하여 다소의 지견을 얻었기에 보고하는 바이다.

II. 실험재료 및 방법

1. 실험재료

본 실험에서는 치아우식이 없는 교정치료를 목적으로 최근에 발견된 후 생리적 식염수에 보관중인 소구치 50개를 이용하였다. 치근부는 교정용 투명레진(Ortho-jet resin, Lang, U.S.A.)으로 포매하였다. 변연누출 시험용 전장관으로 섬유강화형 복합 레진인 Targis-Vectris®(Ivoclar Co., Schaan, Liechtenstein)를 이용하였고 5종의 접착용 접착제로는 Zinc Phosphate cement(Mizzy, Inc. NJ), Glass-Ionomer(Fujil, G-C International, Tokyo, Japan)와 3종의 레진계접착제인 Bistite II®(Tokuyama, Co, Ltd, Tokyo, Japan), Super-Bond®(Sun Medical Corp, Shiga, Japan), Variolink II®(Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein) 등을 사용하였으며 Table 1과 같다.

2. 실험방법

1) 치아형성 및 모형제작

준비된 치아는 hand scaler를 이용하여 surface debridement를 시행한 후 교합면에 Depth orien-

Table 1. 본 연구에서 사용된 접착재료

Luting cement	Manufacturer
Zinc phosphate	Mizzy Inc. Clifton Forge. Va. U.S.A.
Glass-Ionomer	Fujil® G-C International. Japan
Bistite II®	Tokuyama Co. Ltd. Japan
Super-Bond®	Sun Medical Co. Ltd. Japan
Variolink II®	Ivoclar-Vivadent, Liechtenstein

tation groove를 형성하고 사면에 따라 1.5mm의 두께로 균일하게 삭제하였고 측면 경사각은 거의 평행하게 하였고 변연은 deep chamfer를 형성하였다.

Polyvinylsiloxane 인상재(Examix G.C. Co. Japan)로 인상을 채득하고 경석고(Silky-Rock, Whip Mix)를 분말/액 비율을 50mg/12cc로 진공혼합하고 인상체내에 주입하여 각 군 당 10개씩 총 50개의 경석고 모형을 제작하였다.

2) Targis-Vectris crown의 제작

완성된 석고모형에 die spacer와 Targis die 분리재를 1차 도포하여 3분간 잘 말린 후 2차 도포하고 Targis base를 도포하였다. 건조된 후 Glue를 교합면에 도포하고 single crown용 Vectris를 교합면에 올려서 조각도로 눌러준 후 Vectris VS1에서 curing하였다. Die에서 제거한 Vectris를 모형에 시적 후 margin 1mm 상방까지 카바이드 바로 다듬고, Aluminum-Oxide Blasting 후 Steam cleaning하였다. Vectris면에 전용wetting agent를 도포하고 Base를 변연부에 맞게 도포한다. 도포한 각 부분을 20초 동안 Targis quick으로 예비 curing하고 난후 즉시 sponge를 이용하여 curing이 불완전한 부위는 닦아 얇게 완전히 base가 도포되도록 하였다. Modeling Instrument를 이용해 측정 후에 Targis quick으로 각 부분을 10초씩 예비 curing 하였다. Targis gel을 전체표면에 균일하게 도포하여 Targis power기에서 25분간 최종적으로 curing 하였다. 합착될 치아와의 적합도를 확인하고 필요에 따라 수정하여 완성하였다.

3) Cement접착전 변연적합도 측정

50개의 완성된 수복물을 접착제없이 치아에 시정한 후 입체현미경(Measuring Microscope, Nikon MM-II, Tokyo, Japan)을 이용해 50배 배율로 측정하였다. 4개의 수직선(midmesial, midbuccal, midpalatal, middistal)을 변연 하방 0.5mm에 0.25mm의 원형카바이드 바로 표시하고 변연부의 차이를 측정하였다(Fig. 1).

4) Targis-Vectris의 접착

제작된 crown은 생리적 식염수에 보관된 치아에 각 군당 10개씩 각 군에 맞는 조건에 따라 접착하였다. 압접 후 일정한 힘을 가하기 위해 손으로 압접한 후 3kg의 다용도형 정하중 압축시험기(Constant Load compression Test Appliance, Saiki A-100, Tokyo, Japan) 하에 10분간 위치하였다.

① 제1군: Zinc Phosphate군

수복물 내면을 sandblast처리 후 치아에 대한 특이한 전 처치 없이 Zinc Phosphate cement로 접착하였다.

② 제2군: Glass-Ionomer군

수복물 내면을 sandblast처리 후 치아에 대한 특이한 전 처치 없이 Conventional method에 의한 Glass-Ionomer cement로 접착하였다.

③ 제3군: Bistite군

수복물 내면을 sandblast처리 후 인산모노머(치질의 탈회와 치질에의 접착성향상효과)를 주성분으로 하는 Primer 1(A/B)을 동량 혼합 후 도포하고 30

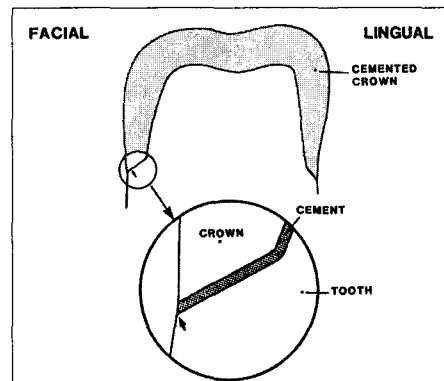
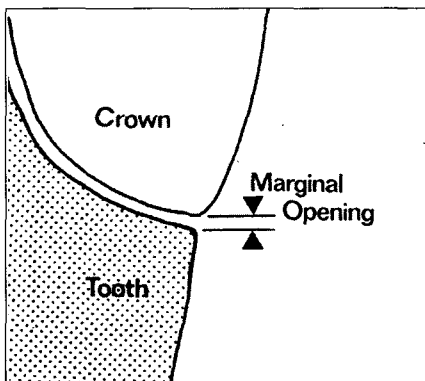


Fig. 1. 변연 적합도의 측정부위.

초 후 건조시키고 Hema를 주성분으로 하는 Primer 2를 도포 후 20초 후에 건조시킨 후 Bisteite®로 접착하고 60초간 광중합하였다.

④ 제4군: Super-Bond군

수복물 내면을 sandblast처리 후 Green activator(10% 구연산, 3% 염화 제2철수용액)로 10초간 상아질의 표면처리를 시행하고 수세건조 후 Super-Bond®로 접착하였다.

⑤ 제5군: VariolinkII군

수복물 내면을 sandblast처리 후 치아를 37% 인산으로 부식하고 상아질 표면처리를 하고 수복물의 내면은 Monobond로 Silane처리를 한 다음 상아질접착제를 도포하고 Variolink II® 로 접착하고 60초간 광중합하였다.

5) 열변환 처리 (Thermocycling)

접착이 완료된 모형은 변연 하방 부위에 투명한 메니큐어를 2회 도포하여 치경부 변연에서만 염색이 침투할 수 있도록 하였다. 열변환 처리 전에 접착이 완료된 모형들은 24시간동안 생리적 식염수에 보관 후 열변환 처리장치를 이용하여 5℃와 55℃의 수조 속에서 1분 간격으로 교대 침수시켜 300회 열변환 처리를 시행하였다. 열변환 처리를 시행한 모형들을 0.5% basic fuchsin 용액에 담그어 37℃ 수조 속에서 24시간 보관한 후 투명 레진으로 포매하였다.

6) 접착후의 변연적합도 측정

각 수복물의 변연 적합도는 입체현미경(Measuring Microscope, Nikon MM-II, Tokyo, Japan)을 이용해 50배 배율로 측정하였다. 4개의 수직선(midmesial, midbuccal, midpalatal, middistal)을 변연 하방 0.5mm에 0.25mm의 원형카바이드 바로 표시하고 변연부의 차이를 측정하였다(Fig. 1).

각각의 평균치를 구하고 각 군간의 유의성 검증을 위해 Kruskal-Wallis test와 Duncan test를 시행하였다. 결과의 임상적 허용치는 McLean과 von Fraunhofer⁵⁷⁾에 의한 120µm의 변연 적합을 인정할 만한 수치로서 비교하여 해석하였다.

7) 변연 누출 관찰

포매된 시편을 저속 다이아몬드 톱(Isomet low-speed diamond saw, Buehler Ltd.)을 이용하여 치

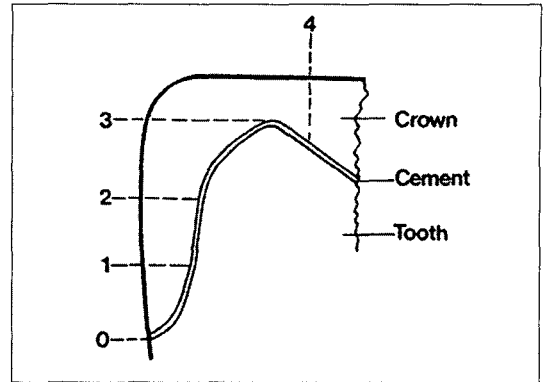


Fig. 2. 변연누출의 점수 산출 모식도
 0 - 변연 누출 없음
 1 - 변연 누출(측벽 1/3까지)
 2 - 변연 누출(측벽 2/3까지)
 3 - 변연 누출(측벽 전체까지)
 4 - 변연누출(교합면상부까지)

아장축을 따라 협설 및 근원심 중앙부위를 절단하고 절단면은 #400, #1000 grit silicone carbide sandpaper를 이용하여 연마하였다. 입체현미경(Measuring Microscope, Nikon MM-II, Tokyo, Japan)을 이용하여 치면-접착제, 수복물-접착제계면에서 100배의 배율로 확대하여 협측, 설측, 근심, 원심 등의 변연에서 염색의 침투를 평가하였으며 다음의 범주에 따라 점수를 매겼다(Fig. 2).

각 계면에서의 변연 누출은 협측, 설측, 근심, 원심에서의 염색침투점수의 평균값으로 하였다. 측정치는 Kruskal-Wallis program을 이용하여 통계 처리하였고 각 군과의 유의성 검증을 위해 Duncan test가 시행되었다.

Ⅲ. 실험성적

1. 변연 적합도

1)접착전

접착시키기 전 Targis-Vectris 수복물의 변연 적합도의 평균과 표준편차는 25.7±7.3µm 이었고 각 군간의 차이는 없었다.

2)접착 후

Table 2는 각 측정부위에서의 접착제 종류에 따른 Targis-Vectris 수복물의 변연 적합도의 평균과 표준편차이다. 부위를 무시한 접착제별 전체 평균은

Table 2. 접착제의 종류에 따른 변연적합도의 평균 및 표준편차(단위: μm)

Luting cement	Surface	Mean	SD
ZPC	Facial	122.6	36.37
	Mesial	106.2	40.6
	Lingual	105.1	38.79
	Distal	104	32.31
Glass-Ionomer	Facial	87.05	20.55
	Mesial	108.1	37.62
	Lingual	109.7	35.39
	Distal	91.95	34.05
Bisteite II	Facial	39.4	8.14
	Mesial	45.3	15.47
	Lingual	51.35	11.76
	Distal	51.05	13.36
Super-Bond	Facial	49.45	18.64
	Mesial	60.85	18.57
	Lingual	60.05	23.68
	Distal	56.75	17.43
Variolink II	Facial	51.71	12.96
	Mesial	58.69	10.37
	Lingual	58.2	14.41
	Distal	56.4	18.92

Bisteite($46.78\mu\text{m}$), Variolink II($56.25\mu\text{m}$), Super-Bond($56.78\mu\text{m}$), Glass-Ionomer($99.21\mu\text{m}$), Zinc Phosphate($109.49\mu\text{m}$)의 순으로 나타났으며 Fig 3과 같다. 접착제 종류에 따라 변연 적합도의 차이를 검정하기 위해 Kruskal-Wallis test를 시행한 결과 유의한 차이가 있었다($p<0.001$).

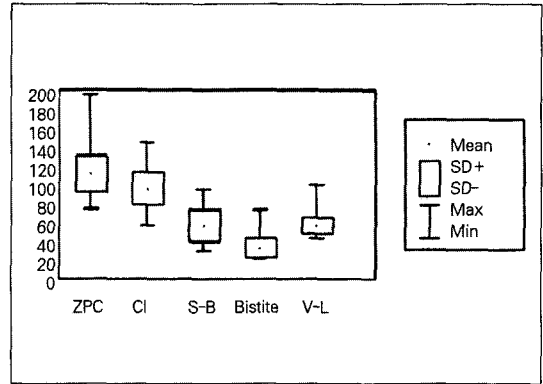


Fig. 3. Marginal fitness(μm)
 ZPC : Zinc phosphate cement
 GI : Glass-Ionomer cement
 S-B : Super-Bond
 Bisteite : Bisteite II
 V-L : Variolink II

Table 3. 5가지 접착재료에 따른 변연 누출의 점수와 평균

Specimen Number	ZPC		GI		BisteiteII		Super-Bond		VariolinkII	
	T-C	R-C	T-C	R-C	T-C	R-C	T-C	R-C	T-C	R-C
1	1.5	0.25	1	0	0.25	0	0.25	0	0.25	0
2	0.5	0	0.25	0	0.25	0	0.25	0	0.25	0
3	1.5	0.5	0.25	0	0.75	0	0.5	0	0.25	0
4	1.75	0.25	1.5	0.25	0.75	0	0.25	0	0.25	0
5	1.25	0.15	0	0	0	0	0	0.25	0	0
6	0.25	0	0.25	0	0.25	0	0.75	0	0	0
7	0.75	0	0.25	0	0.5	0	0.25	0	0.5	0
8	1.5	0.25	0.75	0	0.5	0	0.25	0.25	0.25	0
9	1.5	0.25	0.75	0	0	0	0.25	0	0.25	0
10	1.5	0.25	0.25	0	0.5	0	0.25	0	0	0
Mean	1.12	0.15	0.675	0.025	0.325	0	0.325	0.025	0.225	0
Range	1.75	0.25	1.5	0.25	0.75	0	0.75	0.25	0.75	0

T-C: Tooth-cement interface, R-C: Restoration-cement interface

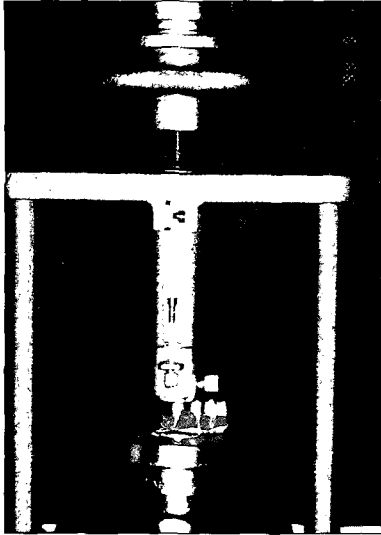


Fig. 4. Constant load compression test appliance.

2. 변연 누출 비교결과

5가지 접착제에 따른 변연 누출의 점수 평균, 표준편차를 Table 3에 나타내었다. 평균은 치아-접착제 계면, 레진 전장판-접착제 계면 등이 각각 Variolink II (0.225, 0), Bistite(0.325, 0) Super-Bond (0.325, 0.025), Glass-Ionomer(0.675, 0.025), Zinc Phosphate(1.125, 0.15)의 순으로 나타났으며 각 접착제의 종류가 변연 미세누출에 미치는 효과와 상호작용이 있는지를 검사하기 위해 Kruskal-Wallis test를 실시한 결과 변연 누출은 접착 재료에 따른 통계적 유의성이 크게 나타났다($p < 0.001$).

IV. 총괄 및 고찰

섬유강화형 레진은 길고 연속적인 섬유를 이용해 강화시킴으로서 그 산물은 섬유다발 자체에 레진이 결합되거나 레진 속에 포함시켜서 이용이 가능하다. 치의학에서 강화섬유 레진의 개념은 수년동안 여러 연구논문에서 다루어지며 관심이 증가하고 있지만 이러한 섬유강화형 레진의 일반적인 이용은 최근의 결과만이 나와 있고 새로운 섬유강화형 레진의 일종인 Targis/Vectris는 단일수복 전장판과 구치부의 다수치아 수복에서도 이용이 가능하다고 소개되었다. Touati³⁹⁾는 1996년 Targis가 제2세대 laborato-

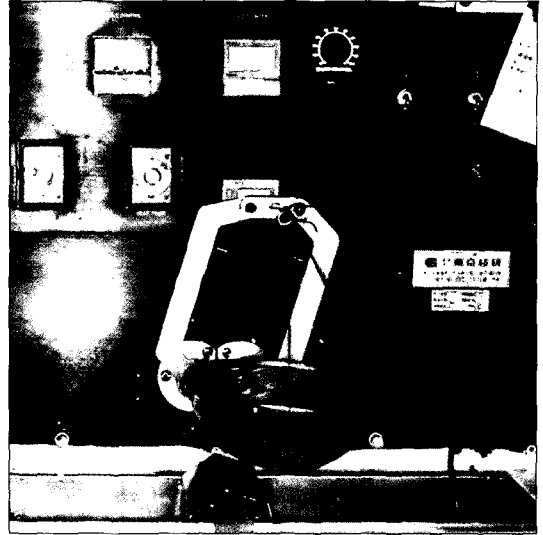


Fig. 5. Thermocycling machine.

ry composite, Ceramic polymer, polyglass, ceromer에 속한다고 분류한 바 있다. Targis는 제작이 쉽고 파절 강도가 크고 elasticity가 증가, 치아삭제가 더 자유로워졌고 시적 중의 파절의 위험성을 감소시켰고 Filler의 양은 80%를 함유하고 있다.

보철물 변연의 치질에 대한 적합은 보철물의 성공 여부를 평가하는 중요한 요소³⁰⁻³³⁾이다. 변연 적합도는 수복물 변연과 삭제된 지대치의 변연 간의 거리를 의미하며 변연 적합도가 불량하면 수복물의 변연 누출이 생겨 치아과민증을 일으키거나 치태가 축적되어 치은염과 치아우식증 등의 부작용을 야기한다. 그러나 심미적으로 만족스럽고 우수한 적합도를 가지면서 변연부에 치태 침착을 방지할 수 있는 변연 형태를 가지는 보철물을 제작하기는 매우 어렵다³⁴⁾.

변연부 적합성을 감소시키는 요소로는 인상채득의 부정확성에 의한 모형의 변형, 수복물 제작 과정시의 변형, 중합시의 수축 등이 있을 수 있으며³⁵⁻³⁷⁾ 수복물의 변연적합도는 접착시의 압력, 접착제의 점도, 온도, 습도, 상아질접착제의 종류에 따라 달라진다³⁸⁾. 섬유강화형 레진전장판은 도재전장판과 마찬가지로 접착시 파절방지를 위해 단지 일정한 손가락만의 힘으로 눌러주어야 하므로 피막도에 따라 적합도의 변화가 생길 수도 있다.

접착제를 혼합한 후의 점도에 따라 피막두께가 변화하며 연구에 의하면 Bistite II가 10 μ m, Variolink

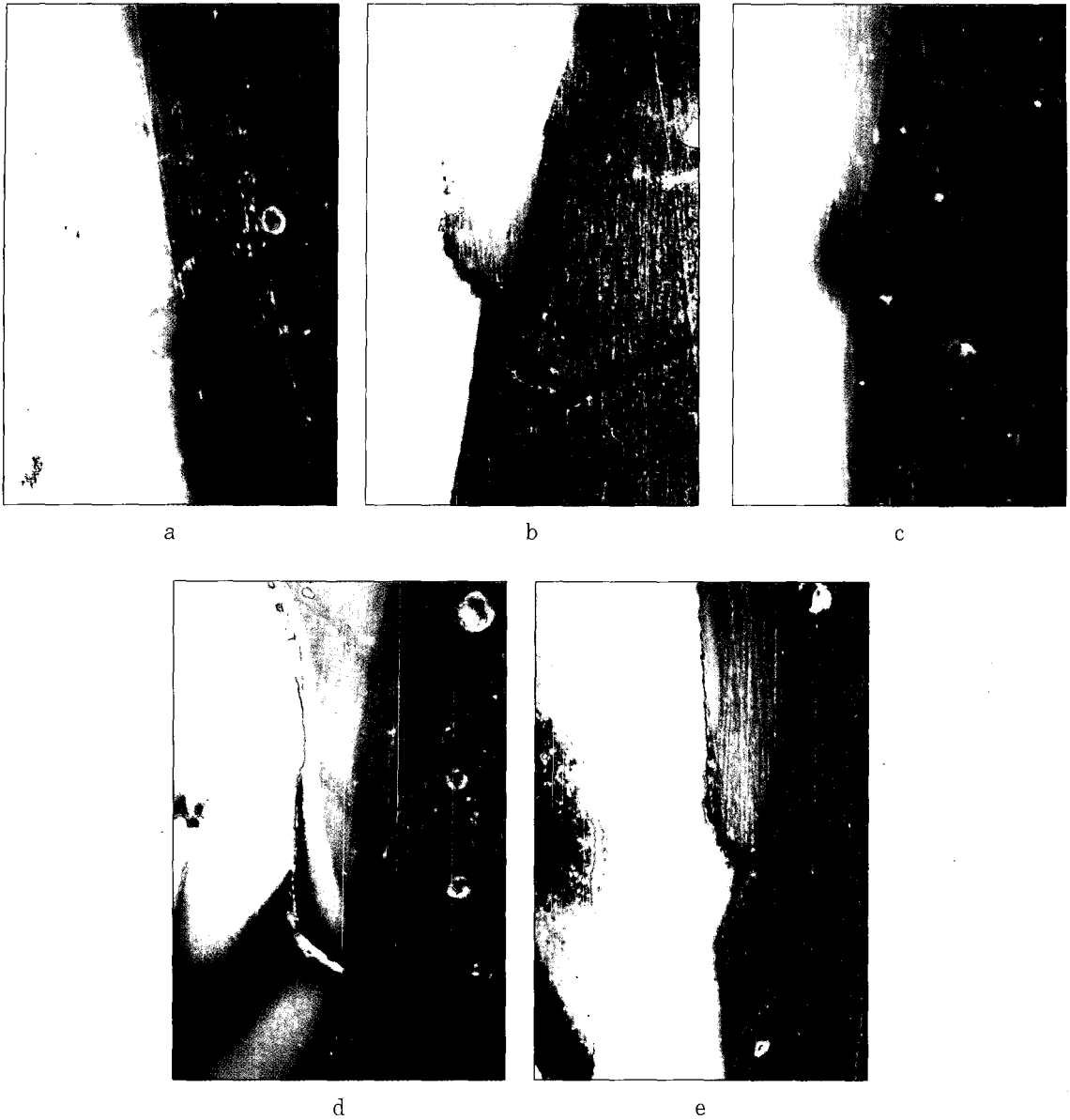


Fig. 6. Micrographs of sectioned crown margin at $\times 50$ magnification
 a. No microleakage of crown luted with Bistite II cement
 b. Despite significant cement margin, no microleakage of crown luted with Super-Bond cement
 c. Despite significant cement margin, no microleakage of crown luted with Variolink II
 d. Severe microleakage in crown luted with zinc phosphate cement
 e. Moderate microleakage in crown luted with zinc phosphate cement

II가 $32\mu\text{m}$, Super-Bond는 $30\sim 60\mu\text{m}$, Glass-Ionomer는 $15\sim 30\mu\text{m}$ 이지만 접착제를 혼합하는 방법에 따라 그 차이가 생길 수 있다. 이상적으로 낮은

피막도를 갖는 접착제가 보철물의 안착을 가능하게 하므로 가능한 낮은 피막도를 갖는 접착제를 사용하여 접착시키는 것이 좋다. 그러나 낮은 피막도를 갖

는 접착제를 사용한다고 하더라도 형성된 지대치의 모양, 접착 방법, 접착제의 점도, 접착제의 종류 등에 따라 높은 피막도를 형성할 수 있으며 이로 인해 보철물의 변연 부적합을 야기하고, 변연 부위의 접착제가 용해되어 변연누출이 발생하게 된다.

Windeler와 Palermo 등은 Zinc phosphate를 통상의 방법으로 혼합했을 때에 피막도가 높게 나타남을 보고하였고, Wilson 등은 Glass-Ionomer의 피막도가 41 μ m 이상이 됨을 관찰하였다. Fusayama와 Iwamoto, Jorgensen 등은 접착제 접착시 가하는 압축하중과 피막도와와의 관계는 쌍곡선의 형태를 이루며, 쌍곡선의 임계점은 약 30 μ m로 접착제가 정적하중에 의해 25~30 μ m까지 압축되면 압축하중의 증가로는 피막도 감소를 얻기 어려우며, 동적하중에 의해 더 얇은 피막도를 얻을 수 있음을 보고하였다.

섬유강화형 레진 수복물의 접착에 대하여 Targis/Vectris 수복물에 결합이 가능한 레진 접착제의 이용이 추천^{40,41}되나 임상적 다양성을 고려할 때 기존의 접착방법인 Zinc Phosphate나 Glass-Ionomer가 필요할 수도 있다.

Zinc Phosphate cement는 90년 이상 임상치과에서 사용되어온 재료⁴²로서 화학적인 결합이 안되기에 치아삭제시의 측면 경사도(taper), 지대치의 높이, 지대치의 표면면적이 수복물의 성공의 주요인자가 된다⁴³ 여러 연구를 통해 수복물 합착 후 수복물-치아계면을 따라 바깥쪽마진으로부터 silver nitrate의 선상침투가 나타남이 보고되었다^{44,45}. 장기간의 연구와 임상을 통해 잘 맞는 구조포스트, 인레이, 온레이, 금관, 계속가공의치의 접착과 치면, 아말감, 콤포지트에 대한 전부 도재관의 접착이 가능하다고 하겠다.

Glass-Ionomer는 1970년대 초반에 처음 등장하여 세계적으로 가장 많은 연구가 진행되고 있으며 다양한 용도로 개발되어 그 응용범위도 매우 넓고 타 재료와 복합하여 사용되기도 한다. 치아의 법랑질과 상아질에 결합⁴⁶되며 안정적인 기질구조⁴⁷, 불소방출⁴⁸, 변연 누출의 감소라는 장점⁴⁹을 가지고 임상치과에서 오래 동안 사용되어지고 있다. 이러한 장점에 반하여 기계적 성질이 낮고 작업시간, 경화시간의 조절이 어렵고 초기경화과정에서의 dehydration과 같은 제한을 가지고 있다^{50,51}.

Zinc Phosphate는 전통적으로 고정성 보철학에

서 가장 널리 쓰여왔다. 그러나 Glass-Ionomer와 레진 접착제의 사용이 점점 늘어나고 있다. 이는 주로 레진 접착제와 Glass-Ionomer가 치아구조와 결합하는 것과 때로는 수복까지 할 수 있는 성질을 가지고 있기 때문이다.

Villarroel 등⁵²은 resin modified Glass-Ionomer cement로 강화형 레진관을 접착한 후 cyclic loading(100N, 1.6Hz, 2 million cycle) 하에서의 adhesive resin cement와의 microleakage를 비교하여 효과적으로 변연 누출을 방지할 수 있었음을 보고한 바 있다.

Knox 등⁵³은 Targis/Vectris 수복물을 dual cure resin cement로 합착한 후 Cyclic loading 후의 microleakage를 비교하였는데 loading을 주지 않은 경우와 차이가 없다고 하였다. 상아질 접착제로 처리한 치아표면에서의 미세 기계적인 결합이 수복물의 변연 봉쇄 효과를 향상시킨다는 연구⁵⁴등과 여러 가지 cement를 이용한 Targis/Vectris 수복물의 shear bond strength의 차이를 비교하여 dual cement는 20~30MPa이고 light-curing Glass-Ionomer cement가 15MPa, Phosphate cement, Glass-Ionomer cement는 adhesion이 되지 않는다는 연구결과를 토대로 제조업체인 Ivoclar에서는 adhesive luting cement를 추천한다고 하였다.

섬유강화형 복합 레진의 접착에는 일반적으로 기계적, 화학적으로 접착력이 우수한 복합레진 접착제를 주로 이용한다. 본 실험에서는 제조회사에서 추천한 Variolink II[®](Vivadent, Liechtenstein)와 Bistitel I[®] 레진 접착제(Tokuyama, Japan), Super-Bond[®](Sun-Medical Co. Japan)를 사용하였다. Variolink II 접착제는 Bis-GMA+UDM 계로 점도가 다른 3종류와 반투명성을 지닌 5종류의 shade로 구성되어 있으며 심미적이고 지속적인 불소 방출로 수복물 변연 부위의 이차우식을 방지하고 투명성이 뛰어나 주변치와의 조화에 유리하다. 그러나 접착과정이 복잡하여 시술상의 오차가 생길 수 있는 재료이다. Bistitel II 접착제는 높은 접착력과 조작의 용이함을 갖춘 접착성 레진 접착제이다. 접착성 Monomer MAC-10의 배합과 새로운 조성에 의해 치질, 금속, 복합레진, 도재와 견고하게 접착한다. 2-paste, dual cure type으로 super syringe를 사용하여 조작성이 편리하다. Super-Bond 접착제는 4-

Meta/MMA-TBB 레진계로 생성된 hybrid layer 및 접착봉쇄에 의해 변연 누출이나 dentinal tubule을 통한 세균의 침입을 방지하므로 치수보존에 유리하나 조작성이 어렵고 조작 미숙으로 피막이 두꺼워져 보철물이 뜰 수 있다는 단점이 있다. 레진 접착제의 물리적 성상은 구강이라는 특수한 환경 여건에 따라 변화를 일으키게 된다. 즉 치질, 레진 접착제, 복합레진 전장관 등의 열팽창계수의 차이, 레진 접착제의 중합수축, 접착제내의 응력분포, 용해성, 흡습성 등으로 변연 누출이 일어나게 되며 수복물의 유지력에 영향을 주게 된다.

변연누출 및 변연적합도에 관한 실험은 대개 금속이나 resin die를 이용하여 시행되었으나 본 연구에서는 5가지 접착제마다 치아처리방법이 상이하므로 이에 대한 관련여부가 결과에 중요한 역할을 할 것 같아 자연치아를 이용하여 시행하였다. 그러나 실험의 조건을 구강과 같게 정확히 재현하기에는 한계가 있으므로 본 연구의 결과를 임상에 그대로 적용하는 데에는 한계가 있다고 사료된다.

본 실험에서는 모든 실험군에서 변연누출이 일어났으며 이것의 원인으로서는 접착제, 치질, 복합레진 전장관의 열팽창계수등의 차이로 인하여 thermocycling을 하면 접착제 내에서 온도자극으로 인한 응력이 생겨 변연누출을 일으키는 것으로 생각된다.

치경부변연의 임상적 허용한계는 연구자에 따라 차이가 있다. Christensen⁵⁵⁾은 인레이의 경우 치경부에서 34~119 μm 이었고 McLean 등²⁹⁾은 5년간 1000개의 수복물을 조사하여 120 μm , Assif⁶¹⁾은 약 140 μm 이라고 보고하였다. 본 연구의 결과 Bistite(46.78 μm), Variolink II(56.25 μm), Super-Bond(56.78 μm), Glass-Ionomer(99.21 μm), Zinc Phosphate(109.49 μm)의 순이었는데 5가지 접착제 모두 위에 제시된 어떤 보고보다도 낮은 수치를 보여주고 있다.

Tjan 등⁵⁷⁾은 자연치아를 이용하여 주조금관을 Zinc Phosphate와 레진 접착제인 Panavia EX로 각각 접착하고 치아-접착제계면, 금관-접착제계면의 변연누출을 연구하여 Panavia EX가 변연누출이 적으며 금관-접착제계면에서 염색용액의 침투가 전혀 없음을 보고하였다. 본 연구에서도 3종의 레진계접착제 중 Bistite II와 Variolink II에서 수복물과 접착제계면에서의 염색용액의 침투가 발견되지 않았다. 레진

계접착제에서 미세누출이 일어나지 않은 것은 상아 세관이 resin tag에 의해 폐쇄될 수 있기 때문으로 사료된다.

따라서 본 연구의 결과 접착제는 수복물의 적합도와 중요한 관계가 있으며 이상적으로 낮은 피막도를 갖는 접착제가 완전한 안착을 가능하게 하므로 가능한 적절한 강도와 접착성, 낮은 피막도를 갖는 접착제를 사용하여 보철물을 접착시키는 것이 바람직하다고 사료된다.

변연누출은 레진 접착제에서 적게 나타났으므로 가능한 한 Variolink II, Bistite II, Super-Bond를 사용하는 것이 임상적으로 유리할 것으로 사료된다. 그러나 thermocycling 후 레진 접착제군에서도 변연누출이 발생하므로 이상적인 변연봉쇄를 위해서 정밀한 가공술식 및 열팽창계수가 치아와 유사하여 온도변화에 의한 응력변화에서도 변연봉쇄를 유지할 수 있는 좀더 적용방법이 간단한 레진 접착제의 개발을 위한 연구가 요하리라 사료된다.

V. 결 론

본 연구는 여러 가지 치과용 접착제에 따른 섬유강화형 복합레진전장관의 변연적합도와 변연누출을 알아보고자 최근에 발거된 소구치를 이용하여 Super-Bond, Bistite II, Variolink II, Zinc Phosphate, Glass-Ionomer로 각각 10개씩 합착하고 300회 thermocycling을 시행한 뒤 입체현미경을 이용하여 각 군의 변연적합도와 변연누출을 비교하고 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 접착제 종류에 따른 Targis-Vectris 수복물의 변연 적합도의 접착제별 전체 평균은 Bistite(46.78 μm), Variolink II(56.25 μm), Super-Bond(56.78 μm), Glass-Ionomer(99.21 μm), Zinc Phosphate(109.49 μm)의 순으로 나타났으며 접착제종류에 따라 변연 적합도의 차이를 검정한 결과 유의한 차이가 있었다($p < 0.001$).
2. 변연누출은 Variolink II, Bistite, Super-Bond, Glass-Ionomer, Zinc Phosphate의 순으로 증가하였고 변연누출은 접착제료에 따른 통계적 유의성이 크게 나타났다 ($p < 0.001$).
3. 레진 접착제(Bistite II, Super-Bond, Variolink II, etc)로 접착한 전장관이 전통적인 Glass-

Ionomer와 Zinc Phosphate Cement보다 적은 변연 공극과 현저히 적은 변연 누출을 보였다.

4. 이 결과는 실험에 사용된 모든 5종류의 접착 시스템중 레진계 접착제가 변연적합과 변연누출의 관점에서 우수하지만 Glass-Ionomer와 Zinc Phosphate Cement도 응용할만한 변연 봉쇄가 이루어짐을 나타내며 Case에 따라서 적응증에 맞는 접착제를 선택하여 사용할 수 있다고 사료된다.

참 고 문 헌

1. Trnkner TF, Roverts M. Aesthetic restoration with full-coverage porcelain veneers and a ceromer/fiber-reinforced composite framework : A case report, Pract. periodont. Aesthe. Dent. 1998;10:547.
2. Wollwage P. Veneering materials for crowns and bridges. Ivoclar Vivadent report. 1996;No3, May.
3. Berge M. Properties of prosthetic resin-veneer materials processed in commercial laboratories. Dent. Mat. 1989;5:77.
4. Newton F Jr, Renzo CC. Ceromer/FRC technology : The future of biofunctional adhesive dentistry. Signature 1998;3:2:5.
5. William HL. Direct ceromer : Assuring restorative integrity with selective application of two viscosities. Signature 1998;3:2:12.
6. Trinkner T. Achieving functional restorations utilizing a new ceromer system. Signature 1997;2 :2:5.
7. Didier D. Anatomical applications of a new direct ceromer. Signature 1997;2:2:8.
8. Gerhard Z. Fiber reinforced framework and restorations : A technical review. Signature 1998;2:2:1.
9. A. Jon Goldberg, Martin A Freilich. Fiber-reinforced composites. The Dental advisor 1998;15.
10. Loose M, Rosentritt M, Leibrook A, Behr M, Handel G. In vitro study of fracture strength and marginal adaptation of fiber-reinforced composite versus all fixed partial dentures. European J of Prosthodontics & Restorative dentistry 1998;6:55.
11. Tysowsky GW. Conventional cementation technique for Targis restorations. Signature 1998;5:1:1.
12. Rosentritt M. Intraoral repair of fiber reinforced composite fixed partial dentures. J. Prosthe Dent. 1998;79:393.
13. Bauer JF, Henson JL. : Microleakage around dental restorations- a summarizing review. J. AM Dent Assoc 1972;87:1349.
14. Crim GA. Marginal leakage of visible light-cured glass-ionomer restorative materials. J Prosthe Dent 1993;69:561.
15. Fuks AB, Holan G, Simon H, Lewinstein I. Microleakage of Class 2 glass-ionomer-silver restorations in primary molars. Oper Dent 1992;17:62.
16. Jensen OE, Handelman SL. In vitro assessment of marginal leakage of six enamel sealants. J. Prosthet Dent 1978;39:304.
17. White SN, Sorensen JA, Kang SK. Microleakage of new crown and fixed partial denture luting agents. J Prothet Dent 1992; 67:156.
18. Tjan AHL, Miller GD, Wang SB. The effect of thermal stress on the marginal seal of cast gold full crowns. J Am Dent Assoc 1980;100:48.
19. Gutzman HZ, Swartz ML and Philips RW. Marginal leakage of dental restorations subjected to thermal stress. J. Prosthet Dent 1969;21:166.
20. Baharloo D, Moore DL. Effect of etching on marginal leakage penetration of composite restorations. J Prosthet. Dent 1974;32:152.
21. Retief DH. Effect of conditioning the enamel surface with phosphoric acid. J Dent Res, 1973;52:333.
22. Faucher RR, Nicholls JI. Distortion related

- to margin design in porcelain-fused-to-metal restoration. *J Prosthet Dent* 1980;43:149.
23. Schneider DM, Levi MS, Mori DF. Porcelain shoulder adaptation using direct refractory dies. *J Prosthet Dent* 1976;36:583.
 24. Shoher I, Whiteman A. Evaluation of marginal adaptation of all ceramic crowns, metal ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 1992;68(5):869.
 25. Sorensen JA, Okamoto SK, Seghi RR. Marginal fidelity of four methods of swaged metal matrix crown fabrication *J Prosthet Dent* 1992;67(2):162.
 26. Shillingburg HT, Hobo S, Fisher DW. Preparation design & margin distortion in porcelain-fused-to-metal restorations *J Prosthet Dent* 1973;29:276.
 27. Miller IF, Belsky MW. The full shoulder preparation for periodontal health. *Dent Clin North Am* 1965;9:83.
 28. Frelich MA, Karmaker AC, Burstone CJ. Development and clinical applications of a light polymerized fiber-reinforced composite : *J Prosthet Dent* 1998;80:311.
 29. McLean JW, von Fruanhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique : *Br. Dent J* 1971;131:107.
 30. Larsen TD, Jensen JR. Microleakage of composite resin and amalgam core material under complete cast crowns : *J Prosthet Dent* 1980;44:40.
 31. Walton JN, Gardiner FM and Agar JR. A survey of crown and fixed partial denture failure : Length of service and reasons for replacement. *J Prosthet Dent*, 1986;56:416.
 32. Gardner FM : Margins of complete crowns Literature review. *J Prosthet Dent*, 1982;48:396.
 33. Hunter AJ and Hunter AR. Gingival margins for crowns : A review and discussion. Part II Discrepancies and configurations. 1990;64:636.
 34. Morris HF. Veterans Administration Cooperative Studies Project No. 147. Part II : A new assessment system for rating metal-ceramic crowns. *J Prosthet Dent*, 1986;56:546.
 35. Donovan T and Prince J. An analysis of margin configurations for metal-ceramic crown. *J Prosthet Dent*, 1985;53:153.
 36. Shillingburg HT, Hobo S and Fisher DW. Porcelain-fused-to-metal restoration. *J Prosthet Dent*, 1973;29:276.
 37. Faucher RR and Nicholls JI. Distortion related to margin design in porcelain-fused-to-metal restoration. *J Prosthet Dent*, 1980;43:149.
 38. Belser VC, MacEntee MI and Richter WA. Fit of three porcelain-fused-to-metal marginal design in vivo : A SEM study. *J Prosthet Dent*, 1985;53:24.
 39. White SN, Yu Z. Effect of seating force on film thickness of new adhesive luting agents. *J Prosthet Dent*, 1992;68:476-481.
 40. Touati B, Aidan N. Second generation laboratory composite resins for indirect restorations. *J. Esthet. Dent*. 1997;9:108.
 41. David SH. Search for metal-free restorations : A combination of ceramic optimized polymer and a fiber-reinforced composite. *Dental news in science*. 1998;9:3:281.
 42. Ames WB. A new oxyphosphate for crown setting. *Dent Cosmos* 1892;34:392.
 43. Øilo G, Jorgensen KD. The influence of surface roughness on the retentive ability of two dental luting cements. *J Oral Rehabil*. 1978;5:377.
 44. White SN, Yu Z, Tom JF, Sangsurasak S. In vivo microleakage of luting cements for cast crowns. *J Prosthet Dent* 1994;71:333.
 45. White SN, Furuichi R, Kyomen SM. Microleakage through dentin after crown cementation. *J Endod* 1995;21:9.

46. Powis DR, Folleras T, Merson SA, Wilson AD. Improved adhesion of a glass-ionomer cement to dentin and enamel. *J Dent Res* 1982;61:1416.
47. Crisps S, Lewis B, Wilson AD. Glass-ionomer cement-chemistry of erosion. *J Dent Res* 1976;55:1032.
48. Meryon SD, Smith AJ. A comparison of fluoride release from three glass-ionomer cements and a polycarboxylate cement. *Int endodont J* 1984;17, 16 .
49. Hotz PR. Experimental secondary caries around amalgam, composite and glass-ionomer cement fillings in human teeth. *Helv Odont Acta* 1979;23:9.
50. McLean LW, Wilson AD. The clinical development of the glass-ionomer cements. I. Formulation and properties. *Aust Dent J* 1977;22:31.
51. Jordan RE, Suuki M, McLean DF. Light-cured glass ionomers. *Esthetic Dent* 1989;3:295.
52. S Villarroel. The effect of dynamic loading on the microleakage of fiber-reinforced composite crowns. : *J Dent Res* 1999;78 302.
53. E Knox. In Vitro microleakage of Targis-Vectris crowns after cyclic loading. *Signature* 1998; 2:301.
54. White SN. Microleakage of new crown and fixed partial luting agent. *J Prosthe Dent* 1992;67: 156.
55. Christensen GJ. Marginal fit of gold inlay casting. *J Prosthe Dent* 1966;16:297.
56. Assif D, Rimer Y, Aviv I. The flow of zinc phosphate cement under a full-coverage restoration, its effect on marginal adaptation according to the location of cement application. *Quintessence International* 1987;18:765.
57. Tjan AHL, Dunn JR. Marginal leakage of cast gold crowns luted with an adhesive resin cement. *J Prothet Dent* 1992;67:11.

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

ABSTRACT

MARGINAL FITNESS AND MARGINAL LEAKAGE OF
FIBER-REINFORCED COMPOSITE CROWNS DEPENDING UPON
LUTING CEMENTS

Sun-Jong Kim, Sang-Wan Shin, Jung-Suk Han*, Kyu-Won Suh

Department of Prosthodontics, Korea University

*Department of Prosthodontics, College of Medicine Ewha Womans University**

As Fiber-reinforced composite restorations cannot be made without leaving a marginal gap, luting cements play a pivotal role in sealing the margins as a prevention against marginal leakage. A recently introduced adhesive resin cement system is claimed to adhere chemically, as well as mechanically, to tooth substances, dental alloys and porcelain. But when considering the clinical variation, conventional cementation using Zinc Phosphate and Glass-Ionomer can be requested. A vitro study was undertaken to compare microleakage and marginal fitness of Fiber-reinforced composite crowns(Targis/Vectris) depending upon luting cements. Fifty non-carious human premolar teeth were randomly divided into five experimental groups of 10 teeth each and luted with five luting cements.(Bistite II®, Super-bond®, Variolink II®), Zinc phosphate and Glass-Ionomer cement)

After 24 hours of being luted, all specimens were thermocycled 300 times through water bath of 5°C and 55°C in each bath, then the quality of the marginal fitness was measured by the Digital Microscope and marginal leakage was characterized using Dye Penetration technique and the Digital Microscope

The results were as follows :

1. The mean values of marginal fit were Bistite II(46.78 μ m), Variolink II(56.25 μ m), Super-Bond(56.78 μ m), Glass-Ionomer(99.21 μ m), Zinc Phosphate(109.49 μ m) indicated a statistically significant difference at $p < 0.001$.
2. The mean microleakage values of tooth-cement interface, restoration-cement interface were increased in the order of Variolink II, Bistite II, Super-Bond, Glass-Ionomer, Zinc Phosphate.
3. Crowns luted with resin cement (Bistite II, Super-Bond, Variolink II, etc) exhibited less marginal gap and marginal leakage than those luted with conventional Glass-Ionomer and Zinc Phosphate cement.
4. The results indicated that all five luting systems yielded comparable and acceptable marginal fit.

Key words : Marginal fitness, Marginal leakage, Fiber reinforced composite(FRC), Ceromer, Thermocycling