Bio-pin®을 이용한 고정성 보철물의 탈락저항강도의 비교연구

단국대학교 치과대학 치과보철학교실

이종원 · 조인호 · 이종혁 · 김승기

Ⅰ. 서 론

소수 치아의 상실로 발생한 치아 결손 부위의 보철치료에 있어, 최근 관심분야의 하나는 최소한의 삭제로 심미성과 저작기능을 회복할 수 있는 보존적 치아 수복이다. 가급적 치질 삭제를 최소로 하면서 기능과 심미성이 개선된다면 그보다 좋은 치료법은 없을 것이다. 접착성 고정성 보철물은 이런 요구를 충족시키는 술식의 하나로, 1955년 Buonocore[1]가 인산을 이용한 부식법을 시도한 이래, 치질에 대한 레진의 접착력을 증가시키기 위한 많은 연구[2-5]가 있었다.

접착성 고정성 수복물은 최소의 치질 삭제와 치은 연상 변연, 그리고, 마취가 필요 없는 짧은 치료 시간 등의 장점을 가지고 있으나, 유지력이 약하기 때문에 교합력이 강한 부위에서는 사용이 제한되었다.

이에 유지력을 증가시키기 위해, Livaditis와 Thompson[6], Thompson 등[7]은 접착성 고정성 보철물에 전기 화학적 부식에 의한 결합 증진법에 대해 보고하였고, 그 외에 레진과 금속의 접착력 향상을 위한 framework 천공법,[8,9] sandblasting,[10-12] silicoating법,[13-19] 열가열법[20,21] 등 많은 다른 방법들이 보고되었다. 그리고, 1967년 Lorey 등[22]은 pin을 이용하여 보철물의 유지력을 증가시키는 방법에 대해 보고하였다.

1982년 Yamashita와 Yamami[23]는 치면과 보철물 내면을 기계 화학적으로 처리한 adhesion bridge법을, Thompson 등[7]은 전기 화학적 식각법으로 레진과 식각된 금속 사이의 결합력을 증진시키는 방법을 이용해 상실치를 수복하는 Maryland bridge법을 개발하였다.

그러나, 실제 구강에서는 금속의 적절한 식각여부, 온도 변화 등과 같은 구강내 환경요인에 영향을 받아 보철물이 탈락되는 경우가 많이 보고되었다.[12,24,25]

최근 개발된 Bio-pin® bridge는 상실치 바로 옆의 인접치에 통상의 인레이 와동을 형성한 후, 지대치 축벽에 pin-hole을 형성한다. 그리고, 한 쪽이 1.0mm, 다른 한쪽은 1.2mm인 길이 10mm의 14K Gold로 제작된 Bio-pin®을 삽입하는 형태로 보철물을 제작한다.

본 연구에서는 접착성 고정성 보철물의 단점인 약한 유지력을 증가시킬 수 있는 방법으로 사료되는 Bio-pin® bridge를, 통상의 금속관과 접착성 고정성 보철물의 탈락저항강도와 비교해 보고, 고정성 보철물의 설계에 따른 보철물 탈락저항강도를 측정하고자 하였다.

Ⅱ. 실험 재료 및 방법

1. 실험 재료

본 실험에 사용된 기구와 재료는 다음과 같다.

실온수에 보관한 발치된 치아 (상 · 하악의 소구치 60개 및 대구치 60개)

2. 실험군의 분류

실험군은 다음과 같이 6개의 군으로 분류하였다. Ⅰ군은 일반적인 금속관(3-unit bridge), Ⅱ군은 adhesion bridge 형태로, Ⅲ, Ⅳ-1, Ⅳ-2 그리고 Ⅴ군은 Bio-pin® bridge를 위한 치아삭제를 시행하여, Ⅲ군은 pinhole을 형성하지 않고, Ⅳ-1, Ⅳ-2군은 1개의 pinhole을, Ⅴ군은 2개의 pinhole을 형성하였다. Super-Bond® C&B를 이용하여 합착하였고, Ⅳ-2군만 Panavia® F를 사용하였다. 그리고, 각 군의 시편은 각각 10개로 하였다(Table I).

3. 실험방법

(1) 시편 제작

1) 치아 포매

최근 발거된 치아 중 치아우식이 없고, 파절이 없는 상 · 하악의 소구치 60개 및 대구치 60개를 선정하여, 치아에 부착된 이물질을 스케일러 혹은 퍼미스를 이용하여 세척하였다.

치아를 크기(대 · 중 · 소)와 형태(상악 · 하악)가 일치하도록, 소구치, 대구치가 각각 10개씩 포함된, 6개의 군으로 분류하였다. 그리고, 각 치아마다 치근에 수직이 되도록 2~3개의 pin을 다른 방향으로 삽입하여, 보철물 탈락저항강도 측정시, 치아가 고정될 수 있도록 하였다.

소구치와 대구치를 레진 치아 제1 대구치 거리만큼 간격을 유지하여 Ortho-jet® Clear(Lang Dental Mfg. Co., U.S.A.)를 이용하여 포매하였다(Fig. 1). 그리고, 시편 블록은 실온수에 보관하였다.

2) 치아삭제

· Ⅰ군 (Fig. 2, 3)

① 인접면 : 치경부 상방 1.0mm에서 margin이 형성되도록, 인접면을 0.7-0.8 mm 삭제를 시행하였다.

② 교합면 : 기능교두에서 1.5mm, 비기능교두에서 1.0mm 치아 삭제를 시행하였다.

· Ⅱ군 (Fig. 4, 5)

① 인접면 : 약 2.0-2.5mm의 occlusogingival width를 형성하였다.

② 교합면 : 협설 폭경 1.5-2.0mm, 근원심 폭경 2.0-2.5mm, 깊이 1.0-1.5mm인, 교합면 rest를 소구치의 원심, 대구치의 근심에 각각 형성하였다. 소구치의 근심설측 우각부와 원심협측 우각부, 대구치의 근심협측 우각부와 원심설측 우각부에 각각 2개의 유지구를 형성하였다.

③ 설면 : 치경부 상방 1mm까지 가능한 넓은 부위를 피개하였다.

Table I. Classification of experimental groups

Group	Preparation type	Cement material	Number of specimen
Ⅰ	3-unit bridge	Super-Bond® C&B	n=10
Ⅱ	Adhesion bridge	Super-Bond® C&B	n=10
Ⅲ	Bio-pin® design adhesion bridge (without Bio-pin®)	Super-Bond® C&B	n=10
Ⅳ-1	Bio-pin® retained adhesion bridge (with a single Bio-pin®)	Super-Bond® C&B	n=10
Ⅳ-2	Bio-pin® retained adhesion bridge (with a single Bio-pin®)	Panavia® F	n=10
Ⅴ	Bio-pin® retained adhesion bridge (with two Bio-pin®)	Super-Bond® C&B	n=10
Total			n=60

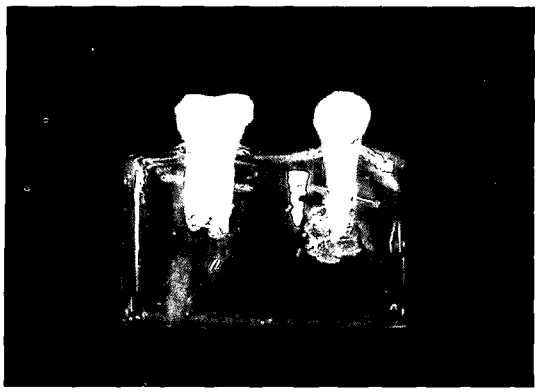

Fig. 1. Resin block.

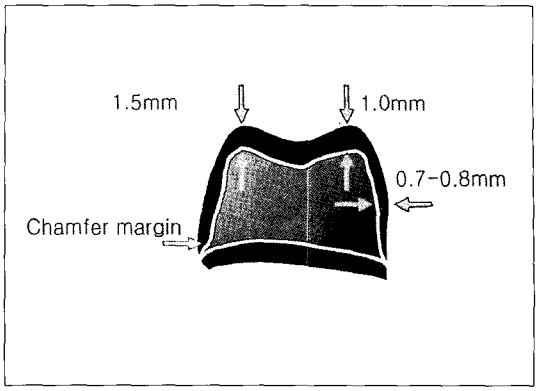

Fig. 2. Diagram of tooth preparation of Group Ⅰ.

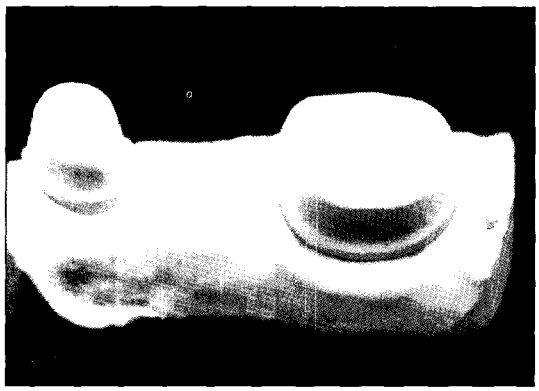

Fig. 3. Design of Group Ⅰ.

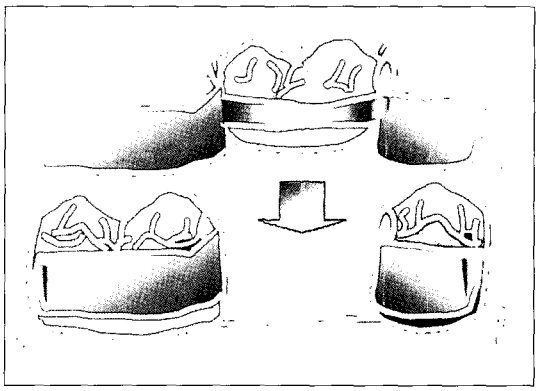

Fig. 4. Diagram of tooth preparation of Group Ⅱ.

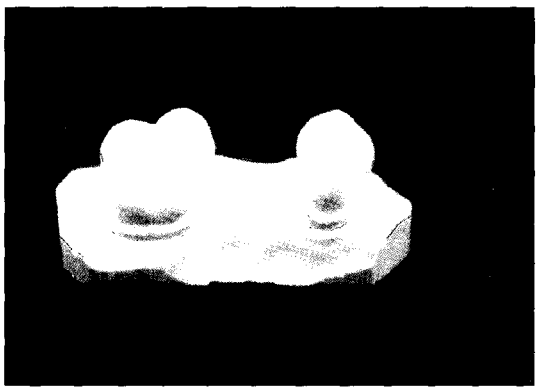

Fig. 5. Design of Group Ⅱ.

· Ⅲ군 (Fig. 6, 7)

① 인접면 : 통상의 인레이 와동의 형태로, box의 형태를 부여하였다.

② 교합면 : 통상의 인레이 와동 형태로 치아를 삭제하여, 1.0-1.5mm 깊이로, dovetail retention form을 형성하였다.

· Bio-pin® bridge의 원리

Bio-pin®은 한 쪽이 1.0mm, 다른 한쪽은 1.2mm인 길이 10mm의 14K gold로 제작되었다. 그 원리를 살펴보면, Bio-pin® bridge는 상실된 치아 바로 옆의 인접치에 통상의 인레이 와동을 형성한 후, 지대치의 축벽에 지름 1.0mm이고, 깊이 0.7-1.3mm인 pin-hole을 형성한다. 그리고, Bio-pin®을 제작된 보철물에 삽입하는 원리로 구성된다.

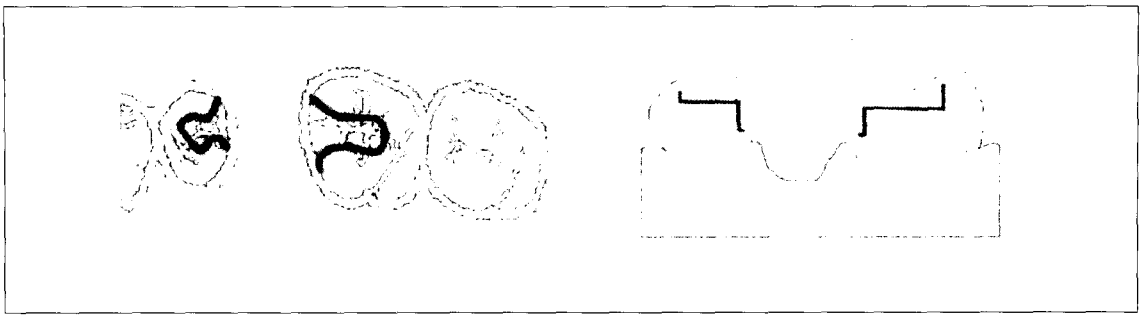

Fig. 6. Diagram of tooth preparation of Group Ⅲ.

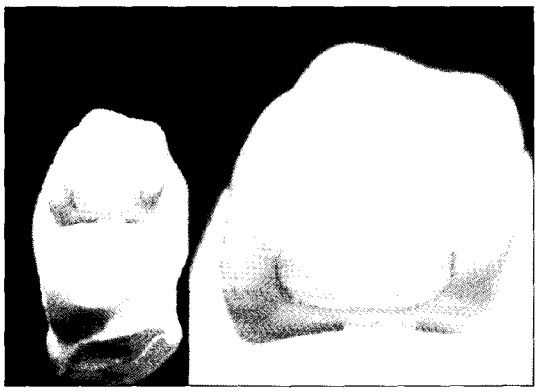

Fig. 7. Design of Group Ⅲ.

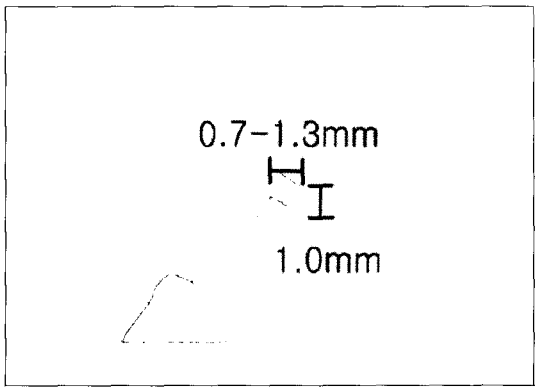

Fig. 8. Diagram of pin-hole.

· Ⅳ군 (Fig. 8, 9) : Ⅲ군과 같이 인접면과 교합면을 형성한 후, 치아마다 1개씩 지름 1.0mm, 깊이 0.7-1.3mm인 pin-hole을 형성하였다.

· Ⅴ군 (Fig. 10) : Ⅲ군과 같이 인접면과 교합면을 형성한 후, 치아마다 2개의 pin-hole을 형성하였다.

3) 삭제 면적 계산

각 치아의 삭제면의 넓이를 계산하기 위해, tin foil을 조심스럽게 치아 삭제 모형에 접합시켰다. 그리고, 가위와 칼로 오려내어, 평면에 압접시킨 후 (Fig. 11), 스캐너(Epson Expression 1600pro, Japan)를 이용하여, 이미지를 채득하였다. 넓이는 AutoCAD 2002 (Autodesk Inc., U.S.A.)를 사용하여 계산하였다.

4) 인상채득

삭제 면적 계산 후, 부가 중합형 실리콘 인상재인 Examixfine® (G.C. Co., Japan) 을 사용하여 인상채득 후, Lamina Vest® (Shofu Inc., Japan), GC Fujirock® EP (G.C. Europe, Belgium)로 모형을 제작하였다.

5) 납형 제작 및 주조

제작된 모형에 각 군마다 직접 납형을 제작(Fig. 12-14)하였으며, 보철물 탈락저항강도의 측정이 용이하도록 pontic 하방에 groove를 형성하였다(Fig. 13).

제작된 납형은 Ni-Cr-Be계 합금인 Rexillium® Ⅲ (Jeneric/Pentron® Incorp., U.S.A.)로 주조하였고 치아에 시적하였다.

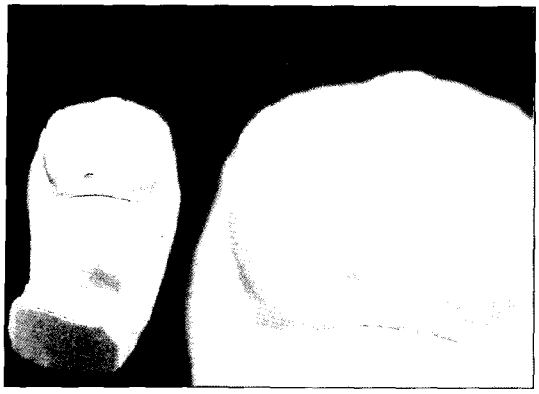

Fig. 9. Design of Group Ⅳ-1 and Ⅳ-2.

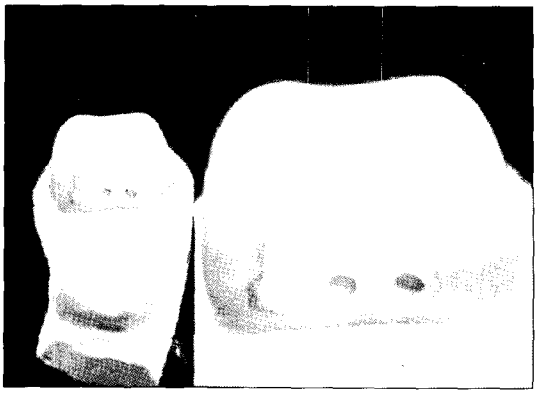

Fig. 10. Design of Group Ⅴ.

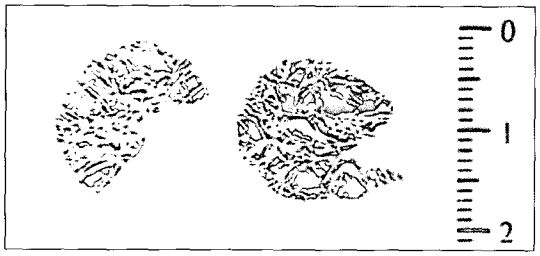

Fig. 11. Tin foil that was flattened.

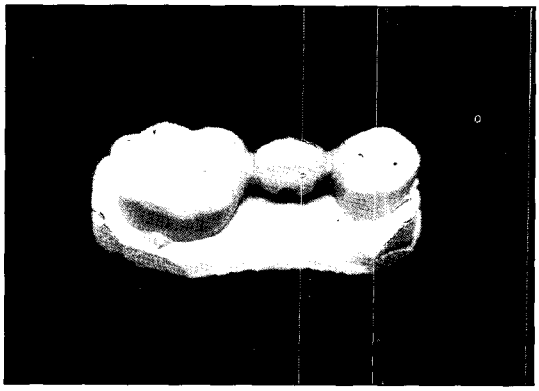

Fig. 12. Wax-up of Group Ⅲ.

6) 합착, 열순환 처리

Ⅰ, Ⅱ, Ⅲ, Ⅳ-1, Ⅴ군은 Super-Bond® C&B (Sun Medical Co. Ltd., Japan)를 이용하여 합착하였고, Ⅳ-2군은 Panavia® F (Kuraray Co. Ltd., Japan)를 이용하여 합착하였다.

모든 시편은 thermocycling machine (Type K 178, Tokyo Giken Co., Ltd., Japan)을 사용하여, 5℃와 55℃ 수조에서 30초 간격으로 500회 교대 침수시켰다.

(2) 보철물 탈락저항강도 측정

만능 실험 역학 기계인 Instron 8871 (Instron Corporation, U.S.A.)을 이용하여 crosshead speed 4mm/min의 속도로 보철물 탈락저항강도를 측정하였다.

이 때, pontic 하방에 직경 3mm인 wire rope를 끼워 시편과 grip 사이를 연결하였다(Fig. 15).

4. 통계처리

본 논문의 통계처리에는 SPSS V. 10.0 for Windows (SPSS Inc., U.S.A.)를 사용하였다.

각 측정값들이 정규분포를 이루는지 검사하기 위하여 K-S test(Kolmogrov-Smirnov Goodness of fit test)를 시행하였으며, 각 군간의 유의성을 조사하기 위하여 one-way ANOVA test, multiple range test(Duncan, Tukey test) 그리고 independent samples T-test를 시행하였다.

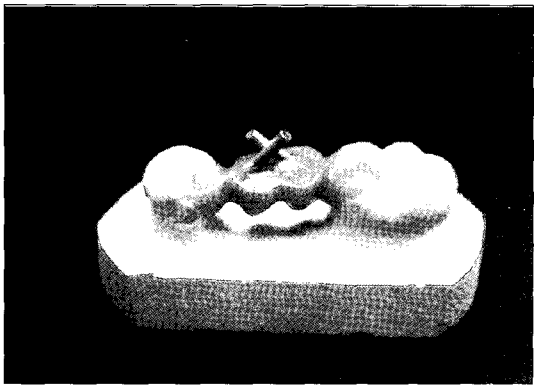

Fig. 13. Wax-up of Group Ⅳ-1 and Ⅳ-2.

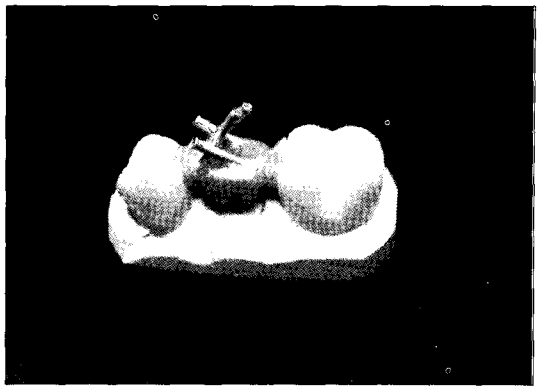

Fig. 14. Wax-up of Group Ⅴ.

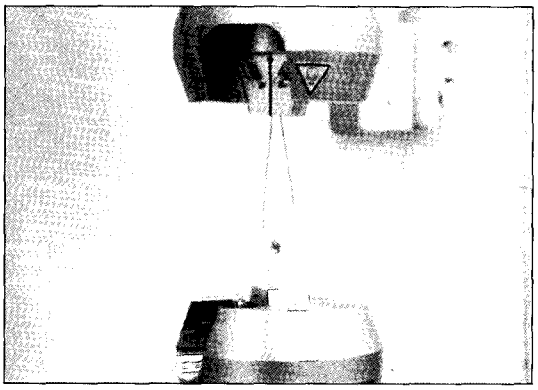

Fig. 15. Instron to test for the resistance to dislodgement.

Ⅲ. 실험 결과

1. 각 군의 보철물 탈락저항강도 측정결과

보철물 탈락저항강도 측정결과는 Table II에 제시하였다.

3-unit bridge 형태인 Ⅰ군이 가장 높은 값을 나타냈으며, Bio-pin®을 사용한 Ⅳ-1, Ⅳ-2, 그리고, Ⅴ군에서 비교적 높은 값을, Adhesion bridge 형태인 Ⅱ군과 Bio-pin®을 사용하지 않은 Bio-pin® design adhesion bridge 형태인 Ⅲ군에서 낮은 값을 나타냈다(Fig. 16).

2. 치아삭제의 차이에 따른 보철물 탈락저항강도의 분석

(1) 치아삭제의 차이와 Bio-pin® 사용 수(Bio-pin® 0개 사용)에 따른 보철물 탈락저항강도의 분석결과

먼저, 본 실험에서는 3-unit bridge, adhesion bridge와 Bio-pin® 사용 수에 따른 보철물 탈락저항강도를 비교하기 위해 Ⅰ군, Ⅱ군 그리고, Ⅲ군을 비교 분석하였다(Table II, Fig. 16).

Table Ⅲ와 Ⅳ는 각 군간의 보철물 탈락저항강도에 대한 one-way ANOVA test와 multiple range test의 결과이며, 모든 군간에 유의성 있는 차이를 보였다($p<0.05$).

(2) 치아삭제의 차이와 Bio-pin® 사용 수(Bio-pin® 1개 사용)에 따른 보철물 탈락저항강도의 분석결과

본 실험에서는 3-unit bridge, adhesion bridge와 Bio-pin® 사용 수에 따른 보철물 탈락저항강도를 비교하기 위해 Ⅰ군, Ⅱ군 그리고, Ⅳ-1군을 비교 분석하였다(Table II, Fig. 16).

Table Ⅳ는 각 군간의 보철물 탈락저항강도에 대한 multiple range test의 결과이며, Ⅰ, Ⅳ-1군과 Ⅱ군간에 유의한 차이를 보였다($p<0.05$).

Table II. Results of measurement according to group (unit: N)

	Group Ⅰ	Group Ⅱ	Group Ⅲ	Group Ⅳ-1	Group Ⅳ-2	Group Ⅴ
1	524.5*	233.7	299.0	309.4	659.4*	674.1*
2	677.5	513.6	309.9	592.6*	527.5	643.1*
3	611.2*	429.7	232.4	394.1	491.3	624.8*
4	680.3*	521.7*	253.2	527.1	513.3	679.7*
5	542.1	298.2	267.1	590.4	632.8*	521.6
6	624.4	343.1*	233.7	583.0	485.2	580.5*
7	633.9*	484.6	345.1	602.1	582.9*	485.2
8	541.0	458.5	334.4	578.3	540.2	577.6
9	663.2*	400.1	295.2	621.4*	600.6	521.3
10	657.1*	521.8	273.7	617.1	503.8	623.0*
Mean	615.5	420.5	284.4	541.6	553.7	593.1
SD	±59.4	±100.6	±39.2	±105.2	±61.5	±67.3

* Tooth fractured before bond separation

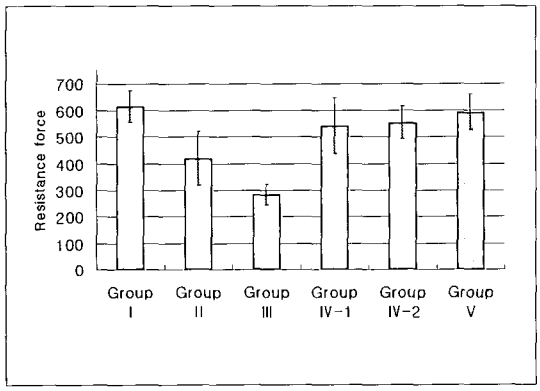

Fig. 16. The mean value of the resistance to dislodgement according to design.

(3) 치아삭제의 차이와 Bio-pin® 사용 수(Bio-pin® 2개 사용)에 따른 보철물 탈락저항강도의 분석 결과

본 실험에서는 3-unit bridge, Adhesion bridge와 Bio-pin® 사용 수에 따른 보철물 탈락저항강도를 비교하기 위해 Ⅰ군, Ⅱ군 그리고, Ⅴ군을 비교 분석하였다(Table II, Fig. 16).

Table V는 각 군간의 보철물 탈락저항강도에 대한 multiple range test의 결과이며, Ⅰ, Ⅴ군과 Ⅱ군간에 유의한 차이를 보였다($p<0.05$).

3. Bio-pin® 수에 따른 보철물 탈락저항강도의 분석

본 실험에서는 Bio-pin® 사용 수에 따른 보철물 탈락저항강도를 비교하기 위해 Ⅲ군, Ⅳ-1군 그리고, Ⅴ군을 비교 분석하였다(Table II, Fig. 16).

Table VI은 각 군간의 보철물 탈락저항강도에 대한 multiple range test의 결과이며, Ⅲ군과 Ⅳ-1, Ⅴ군간에 유의한 차이를 보였다($p<0.05$).

4. 시멘트에 따른 보철물 탈락저항강도의 분석

본 실험에서는 Bio-pin® 사용 수에 따른 보철물 탈락저항강도를 비교하기 위해 Ⅳ-1군과 Ⅳ-2군을 비교 분석하였다(Table II, Fig. 16).

Table VII은 각 군간의 보철물 탈락저항강도에 대한 independent samples T-test의 결과로, 두 군간에 유의한 차이는 없었다.

5. 단위 면적에 따른 보철물 탈락저항강도의 분석

본 실험에서 측정한 치아 삭제 면적이 다음의 Table VIII과 같이 나타났다. Table IX은 각 군의 단위 면적에 대한 보철물 탈락저항강도의 크기를 계산한 값이고, Fig. 17은 측정결과의 그래프이다.

Table III. Results of multiple range test for the resistance to dislodgement according to design

Group	I	II	III
I			
II	*		
III	*	*	

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

Table IV. Results of multiple range test for the resistance to dislodgement according to design

Group	I	II	IV-1
I			
II	*		
IV-1		*	

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

Table V. Results of multiple range test for the resistance to dislodgement according to design

Group	I	II	V
I			
II	*		
V		*	

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

Table VI. Results of multiple range test for the resistance to dislodgement according to design

Group	III	IV-1	V
III			
IV-1	*		
V	*		

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

Table VII. Results of independent samples T-test for the resistance to dislodgement according to design

	Levene's Test for Equality of Variances		t-test for Equality of Means			
	F	Sig.	t	df	Sig. (2-tailed)	Mean Diference
Equal variances assumed	1.438	0.246	-0.315	18	0.756	-12.15000
Equal variances not assumed			-0.315	14.508	0.757	-12.15000

Table VIII. Prepared surface area (unit: mm^2)

	Group I	Group II	Group III	Group IV-1	Group IV-2	Group V
1	305.10	169.42	130.31	90.01	84.33	150.21
2	195.57	191.97	139.27	78.20	130.35	72.33
3	277.06	202.67	140.33	146.29	87.75	83.39
4	319.45	220.46	80.31	103.51	146.08	130.33
5	380.38	161.36	83.93	75.83	95.67	120.10
6	301.45	190.08	79.71	122.95	98.55	73.31
7	317.18	178.03	104.59	102.73	94.68	85.33
8	320.81	207.51	83.34	103.45	95.95	94.36
9	270.94	203.19	107.21	110.95	87.62	107.55
10	280.37	174.95	113.73	95.35	83.71	98.37
Mean	296.83	189.96	106.27	102.93	100.47	101.53
SD	±47.32	±18.82	±24.25	±20.86	±20.88	±25.57

Table IX. The resistance to dislodgement per mm^2 according to design (unit: MPa)

Group	Ⅰ	Ⅱ	Ⅲ	Ⅳ-1	Ⅳ-2	Ⅴ
Mean	2.2	2.3	2.6	5.3	5.5	5.9

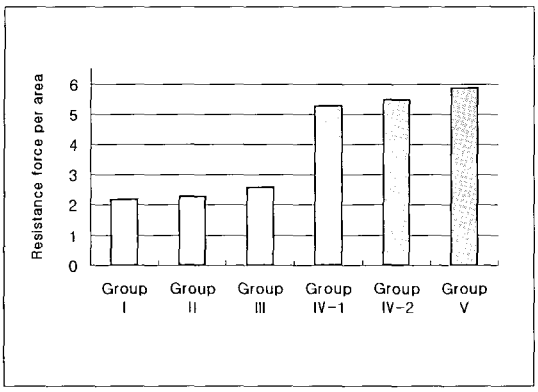

Fig. 17. The resistance to dislodgement

Table X. Results of independent samples T-test for the resistance to dislodgement according to design

Group	Ⅰ	Ⅱ	Ⅲ	Ⅳ-1	Ⅳ-2	Ⅴ
Ⅰ						
Ⅱ						
Ⅲ	*	*				
Ⅳ-1	*	*	*			
Ⅳ-2	*	*	*			
Ⅴ	*	*	*			

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

단위면적에 대한 각 군의 탈락저항강도를 independent samples T-test로 각각 비교해 본 결과 아래의 Table X와 같이 나타났다.

Ⅴ. 총괄 및 고안

접착성 고정성 보철물은 소수 치아의 상실로 발생한 치아 결손 부위에 시행되는 보철치료로서, 저작기능의 회복과 심미성은 물론 최소한의 삭제를 이용한 치아의 보존적 수복이라는 장점을 가지고 있다.

그러나, 다른 보철물과 마찬가지로 접착성 고정성 보철물도 레진 중합시 중합수축으로 발생한 응력으로 인한 강한 유지력 획득이 힘들 뿐 아니라, 음식물의 종류에 따른 구강 온도의 변화, 강한 저작압, 그리고, 구강내의 습윤한 환경 등으로 강한 접착 인장강도를 얻기에 불리한 환경에 처해 있다.[26]

보철물을 치아에 부착시키기 위하여, 초기에는 주로 기계적인 유지에 의존하였다. 즉, 앞서 서론에서 언급한 레진과 금속의 접착력 향상을 위한 framework 천공법,[8,9] sandblasting,[10-12] silicoating법,[13-19] 열가열법[20,21] 등 많은 다른 방법들이 보고되었다. 그러나, 기계적인 방법은 한계가 있기 때문에 화학적인 결합을 위한 시도가 많이 이루어졌다. 그리고, 화학적 결합을 위해 Yamashita와 Yamami[23]는 EZ-Oxisor를 고안했고, Tanaka 등[11]은 산화용액을 고안하여 Ni-Cr계 합금을 산화용액으로 산화시키는 방법을 보고하였다.

그러나, 1989년 임 등[27]은 금속유지장치의 설계나 접착재의 종류 및 금속피착면 처리방법 등은 접착인장강도에 유의한 영향을 미치지 않는다고 하였으며, 1990년 정 등[28]은 전기화학적 식각법은 복잡한 장비와 처리과정을 요구하나, 이에 비해 산화 알루미늄 분사법은 보다 효율적인 접착강도를 얻을 수 있다고 보고하였다. Thompson 등[7]은 sandblasting한 후 EZ-Oxisor 처리한 시편의 인장강도가 전기화학적 식각법과 비교하여 차이가 없다고 하여 복잡한 전기화학적 식각 처리법의 사용이 불필요함을 보고하였다.

이러한 많은 노력에도 구강환경에서 보철물은 탈락하게 되는데, 그 원인요소는 저작시 발생하는 반복된 압축력과 측방력, 온도 변화에 따른 영향, 타액의 pH 변화에 의해 유발되는 것으로, 유지력을 향상시키기 위해 지금까지 연구되어온 치아와 보철물의 기계적, 화학적 처리에 의한 방법만으로는 한계가 있었다.

그리하여, Wiltshire[29]는 치아 장축에 비교적 평행하게 장착한 핀을 이용함으로써 유지력을 증가시키려 했고, Arcoria 등[30]은 치아 삭제시 undercut 역할을 하는 retentive cove를 만들어, 높은 유지력을 획득했음을 보고하였다.

그리고, 2000년 el-Mowafy와 Rubo[31]는 일반적인 접착성 레진 수복물에 기계적 유지력을 유도하는 retentive-slot restoration을 추가하여 높은 유지력을 얻었다고 보고하였다.

본 실험에서 사용한 Bio-pin® retained adhesion bridge는 undercut을 이용한 mechanical interlocking을 유도하여 강한 탈락저항강도를 얻고자하는 보철물이다. Bio-pin®은 한 쪽이 1.0mm, 다른 한 쪽은 1.2mm인 길이 10.0mm의 14K gold로 제작되었다. 상실된 치아 바로 옆 인접치에 통상의 인레이 와동을 형성한 후, 지대치 축벽에 pin-hole 형성하였다. 그리고, Bio-pin®을 삽입하는 형태로 보철물을 제작하였다(Fig. 6, 8).

한편, 치아 삭제된 표면적당 보철물 탈락저항강도를 측정하기 위하여, 치아삭제 부분의 넓이를 계산하였다. 2000년 el-Mowafy와 Rubo[31]는 변형된 구조를 갖는 레진 접착성 보철물의 유지력을 측정하는 실험에서, 0.001 tin foil과 slide scanner(Microtek Scanmaker 35T, Microtek Lab)를 이용하여 치아가 삭제된 부분의 넓이를 계산하였다. 이를 바탕으로 본 실험에서는 tin foil과 일반 스캐너(Epson Expression 1600pro, Japan)를 사용하여 치아 삭제 부분의 평면 이미지를 채득하고, AutoCAD 2002 (Autodesk Inc., U.S.A.)를 사용하여 치아 삭제된 부분의 표면적을 계산하였다.

또한 시멘트에 따른 보철물 탈락저항강도의 영향 여부를 알아보기 위하여, 본 실험에서는 Super-Bond® C&B와 Panavia® F를 사용하였다. Super-Bond® C&B는 methyl methacrylate 단량체에 접착성 단량체인 4-META가 함유되어 있고 tri-n-butyl borane(TBB)를 촉매제로 사용한다. 금속과의 결합은 4-META 분자의 극성이 금속면을 향하여 배열하여 산화막에 있는 산소나 수산화기와 수소결합을 하게 된다.[32]

Panavia® F는 phosphate ester계 Bis-GMA 시멘트로, 금속과의 결합은 접착성 단량체인 MDP의 인산기(P-OH, P=O)와 금속표면의 산화막 사이 수소결합, 금속이온과 접착제의 음이온 사이에 생기는 정전기적 상호작용 및 van der Waal's force에 의한 분자간 결합에 의한다.[22]

본 실험에 사용된 Super-Bond® C&B와 Panavia® F는 위에서 언급한 대로, 금속과 치아에 대한 반응이 다른 레진 시멘트이다. 그러나, Table 11에서 나온 결과대로, 시멘트에 따른 보철물 탈락저항강도의 차이는 보이지 않았다.

한편, 구강 내에서 관찰되는 한계적 온 · 냉의 상태를 재현하기 위하여 thermocycling을 사용하여, 온도변화에 따른 재료의 물성을 평가하였고, 결합계면의 미세누출, 결합력의 변화 등을 관찰한 바 있다.[33]

Thermocycling의 조건으로 시편의 노출시간, 온도변화의 구간 그리고 횟수에 대한 다양한 방법이 시행되었다. 1992년 Wendt 등[34]은 실험실 연구를 위한 thermocycling시의 온도범위를 조사한 결과, 최저 4~8℃, 최고 45~60℃의 온도범위가 적합하다고 보고하였다. 최근의 연구들은 대부분 30초 이내, 온도범위는 최저 4~5℃, 최고 50~60℃에서 이루어지고 있는 바, 본 연구에서도 최저 5℃, 최고 55℃와 계류시간 30초로 실험을 시행하였다.

그리고, 1992년 Ishijima 등[35]은 Ni-Cr-Be 합금의 4점 굽힘시험에서 1500회 thermocycling에서 Panavia는 거의 감소를 보이지 않으며 Super-Bond® C&B는 500회에서 감소를 보인 후 일정하게 유지됨을 나타내었으나 통계학적 유의성은 차이가 없음을 보고하였다. 그러므로, 본 실험에서 500회의 thermocycling을 시행하였다.

본 연구를 통하여 얻은 결과로 볼 때, Bio-pin®을 사용한 보철물은 Adhesion bridge보다 큰 탈락저항강도를 보였으며, 기존의 3-unit bridge와는 차이가 없었다. 그러나, 삭제 표면적 비교시, Bio-pin®을 사용한 보철물의 삭제 표면적은 기존 3-unit bridge의 1/3이고, 단위 면적당 보철물 탈락저항강도 비교시, Bio-pin®을 사용한 보철물의 수치(Group Ⅳ-1 : 5.3MPa)가 기존 3-unit bridge 수치(Group Ⅰ : 2.2MPa)의 2배 이상을 보였다. 그러므로, Bio-pin®을 사용한 보철물이 기존 3-unit bridge 보다 적은 표면 노출만으로 유사한 탈락저항강도를 발휘하였다.

그리고, Bio®-pin을 이용하지 않은 보철물(Group Ⅲ

: 2.6MPa) 보다 Bio-pin® 1개를 사용한 보철물 (Group Ⅳ-1 : 5.3MPa)이 단위면적당 탈락저항강도가 2배 이상 큰 것은 Bio-pin®이 보철물 탈락저항강도를 확연히 증가시킨 증거이며, Bio-pin® 2개를 이용한 보철물(Group Ⅴ : 5.9MPa)과 유의한 차이가 없는 것으로 보아, Bio-pin® 1개를 사용하는 것이 좋으리라 사료되며, 향후 Bio-pin® retained adhesion bridge에 관한 더 많은 연구가 필요하리라 사료된다.

Ⅴ. 결 론

본 연구에서는 전통적인 3-unit bridge, adhesion bridge 그리고, Bio-pin® bridge의 탈락저항강도를 비교하여, 고정성 보철물의 설계에 따른 보철물 탈락저항강도에 대하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

(1) 보철물 탈락저항강도 비교시, 금속관(615.5±59.4 N)은 adhesion bridge(420.5±100.6 N), Bio-pin®을 이용하지 않은 보철물(284.4±39.2 N)과 통계적으로 유의한 차이가 있었으며, Bio-pin® 1개를 이용한 보철물(541.6±105.2 N), Bio-pin® 2개를 이용한 보철물(593.1±67.3 N)과 통계적으로 유의한 차이가 없었다. 반면, adhesion bridge(420.5±100.6 N)는 다른 모든 군과 통계적으로 유의한 차이가 있었다($p<0.05$).

(2) Bio-pin® 사용 수에 따른 보철물 탈락저항강도 비교시, Bio-pin® 1개를 이용한 보철물(541.6±105.2 N)과 Bio-pin® 2개를 이용한 보철물(593.1±67.3 N)간에 통계적으로 유의한 차이가 없었고, Bio-pin®을 사용하지 않은 보철물(284.4±39.2 N)은 Bio-pin® 1개를 이용한 보철물, Bio-pin® 2개를 이용한 보철물과 통계적으로 유의한 차이가 있었다($p<0.05$).

(3) 치과용 시멘트에 따른 보철물 탈락저항강도 비교시, 치과용 시멘트에 따른 보철물의 유지력에는 통계적으로 유의한 차이가 없었다.

이상의 결과로 볼 때, Bio-pin® 1개를 사용한 보철물은 일반적인 금속관과 유사한 보철물 탈락저항강도를 보이며, adhesion bridge와는 탈락저항강도에 유의한 차이를 보였다.

임상적으로 치질 삭제를 최소로 하고 기능과 심미성을 개선시키기 위해, Bio-pin® 1개를 이용한 Bio-pin® retained adhesion bridge의 사용이 유용하리라 사료되며, 향후 Bio-pin® retained adhesion bridge에 관한 더 많은 연구가 필요하리라 사료된다.

참고문헌

1. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surface. J Dent Res 1955;34(6):849-53.
2. Buonocore MG, Matsui A, Gwinnett AJ. Penetration of resin dental materials into enamel surfaces with reference to bonding. Archs Oral Biol 1968;13(1):61-70.
3. Gwinnett AJ, Matsui A. A study of enamel adhesives. The physical relationship between enamel and adhesive. Archs Oral Biol 1967;12(12):1615-20.
4. Pahlavan A, Dennison JB, Charbeneau GT. Penetration of restoration of restorative resins into acid-etched human enamel. J Am Dent Assoc 1976;93(6):1170-6.
5. Prevost AP, Fuller JL, Peterson LC. Composite and intermediate resin tag formation in acid-etched enamel: A scanning electron microscopy evaluation. J Prosthet Dent 1984;52(2):204-7.
6. Livaditis GJ, Thompson VP. Etched castings : an improved retentive mechanism for resin bonded retainers. J Prosthet Dent 1982;47(1):52-8.
7. Thompson VP, Castillo ED, Livaditis GJ. Resin-bonded retainers. Part I : Resin bond to electrolytically etched nonprecious alloys. J Prosthet Dent 1983;50(6):771-9.
8. Rochette AL. Attachment of a splint to enamel of lower anterior teeth. J Prosthet Dent 1973;30(4):418-23.
9. Veen JH, Bronsdijk AE, Slagter AP, Poel ACM, Arends J. Tensile bond strength of

Comspan resin to six differently treated metal surface. Dent Master 1988;4(5):272-7.
10. Re GJ, Kaiser DA, Malone WFP, Garcia-Godoy F. Shear bond strengths and scanning electron microscope evaluation of three different retentive methods for resin-bonded retainers. J Prosthet Dent 1988; 59(5):568-73.
11. Tanaka T, Fujiyama E, Shimizu H, Takaki A, Atsuta M. Surface treatment of non-precious alloys for adhesion-fixed partial dentures. J Prosthet Dent 1986;55(4):456-62.
12. Verzijden CWGJM, Feilzer AJ, Creugers NHJ, Davidson CL. The influence of polymerization shrinkage of resin cements on bonding to metal. J Dent Res 1992;71 (2):410-3.
13. Shin HS, Lee KW, Lee HY. An experimental study on bond strength of silicoated resin bonded restoration, The Journal of Korea Academy of Prosthodontics 1989;27:101-22.
14. Choi NJ, Vang MS. The effects of metal surface treatment on bond strength between resin and metal interface of resin veneered crown, The Journal of Korea Academy of Prosthodontics 1994;32:471-83.
15. Hansson O. Strength of bond with Comspan Opaque to three silicoated alloys and titamium. Scand J Dent Res 1990;98(3): 248-56.
16. Hansson O, Moberg L-E. Evaluation of three silicoating methods for resin-bonded prostheses. Scand J Dent Res 1993; 101(4):243-51.
17. Naegeli DG, Duke ES, Schwartz R, Norling BK. Adhesive bonding of composites to a casting alloy. J Prosthet Dent 1988; 60(3):279-83.
18. O' Keefe KL, Powers JM, McGuckin RS, Pierpont HP. In vitro bond strength of silica-coated metal posts in roots of teeth. Int J prosthodont 1992;5(4):373-6.
19. Twesme DA, Lacefield WR, O' Neal SJ. Effects of thermocycling, silicoating and etching on composite bonding to Cu, Au and Ni base alloys. J Dent Res 1987;66:206.
20. Lee KW. An experimental study on the bond strength of etched cast restoration using different metal surface treatment, The Journal of Korea Academy of Prosthodontics 1991;29:13.
21. Tanaka T, Atsuta M, Nakabayashi N. Surface treatment of gold alloys for adhesion. J Prosthet Dent 1988;60(3):271-9.
22. Lorey RE, Embrell KA, Myers GE. Retentive factors in pin-retained castings. J Prosthet Dent 1967;17(3):271-5.
23. Yamashita A, Yamami T. Procedures for applying adhesive resin (MMA-TBB) to crown and bridge restorations. Part 1 : The influence of dental nonprecious alloy and the treatment of inner surface of metal to adhesion. J Jpn Pros Soc 1982;29:584.
24. Gates WD, Diaz-Arnold AM, Aquilino SA, Ryther JS. Comparison of the adhesive strength of a BIS-GMA cement to tin-plated and non-tin-plated alloys. J Prosthet Dent 1993;69(1):12-31.
25. Taleghani M, Leinfelder KF, Taleghani AM. An alternative to cast etched retainers. J Prosthet Dent 1987;58(4):424-8.
26. Sung MG, Kim KN, Chang IT. A stdy on the bond strength of 4-META acrylic resin denture base to cobalt-chromium alloys, The Journal of Korea Academy of Prosthodontics 1990;28:29-52.
27. Lim JH, Cho IH, Lee JH. A comparative study of tensile bond strengths according

to different designs,adhesives and treating methods of metal surface for adhesive cast restorations, The Journal of Korea Academy of Stomatognathic function and occlusion 1989;5:71.
28. Jung KT, Yang JH, Lee SH, Jung HY. An experiment study on the bond strength of adhesive resins to successively recast alloys for resin-bonded restorations, The Journal of Korea Academy of Prosthodontics 1990;28:53-76.
29. Wiltshire WA. Resin bonded fixed partial dentures utilizing additional pin retention. Quintessence Int 1986;17(6):343-7.
30. Arcoria CJ, Dewald JP, Vitasek BA, Wagner MJ. Effect of undercut placement on crown retention after thermocycling. J Oral Rehabil 1990;17(5):395-402.
31. el-Mowafy O, Rubo MH. Retention of a posterior resin-bonded fixed partial denture with a modified design: an in vitro study. Int J Prosthodont 2000;13(5):425-31.
32. Seol YH, Jung CM, Jeon YC. A study of the adhesive bond strength of composite resin to Au-Ag-Cu-Pd alloy, The Journal of Korea Academy of Prosthodontics 1994;32:378-95.
33. Kang GG, Chung KH, Choi JH, Ahn SG, Song KY, Park CW. The effect of thermocycling on bond strength between metal and resin cement, The Journal of Korea Academy of Prosthodontics 1996;34:233-45.
34. Wendt SL, McInnes PA, Dickinson GL. The effect of thermocycling in microleakage analysis. Dent Mater 1992;8(3):181-4.
35. Ishijima T, AA Caputo, R Mito. Adhesion of resin to casting alloys. J Prosthet Dent 1992;67(4):445-9.

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 COMPARATIVE STUDY OF THE RESISTANCE TO DISLODGEMENT OF FIXED PROSTHESES USING BIO-PIN®

Jong-Won Yi, D.D.S., In-Ho Cho, D.D.S., Ph.D.,
Jong-Hyuk Lee, D.D.S., M.S.D., Seung-Ki Kim, D.D.S.

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Dankook University

Statement of problem. The current trend in prosthodontics is the adoption of a conservative approach to preparing dental prostheses by minimizing the amount of sound tooth structure removal during preparation.

Purpose. The major disadvantage of the adhesion bridge is the inherently poor resistance to dislodgement that its use in areas subjected to high occlusal load is limited.

The purpose of this study was to compare the dislodgement resistance of Bio-pin®, conventional 3-unit and adhesion bridges.

Material and methods.

The experimental groups were classified as follows:

- Group Ⅰ : 3-unit bridge cemented using Super-Bond® C&B
- Group Ⅱ : Adhesion bridge cemented using Super-Bond® C&B
- Group Ⅲ : Bio-pin® design adhesion bridge without incorporation of Bio-pin® (cemented using Super-Bond® C&B)
- Group Ⅳ-1 : Bio-pin® retained adhesion bridge incorporating a single Bio-pin® (cemented using Super-Bond® C&B)
- Group Ⅳ-2 : Bio-pin® retained adhesion bridge incorporating a single Bio-pin® (cemented using Panavia® F)
- Group Ⅴ : Bio-pin® retained adhesion bridge incorporating two Bio-pins® (cemented using Super-Bond® C&B)

Results.

The results of this study were as follows:

1. Significant differences in dislodgement resistance of the restorations were found between Group Ⅰ, Group Ⅱ and Group Ⅲ ($p<0.05$). No significant differences in dislodgement resistance of the restorations were observed between Group Ⅰ, Group Ⅳ-1 and Group Ⅴ. However, there were significant differences in dislodgement resistance between Group Ⅱ and the other groups ($p<0.05$).

2. No significant differences in dislodgement resistance of the restorations were observed between GroupIV-1 and GroupIV-2, both of which utilized a single Bio-pin®. However, significant differences were observed when GroupⅢ was compared to either GroupIV-1 or GroupⅤ ($p<0.05$).
3. No significant differences in dislodgement resistance relative to the type of dental cements used were found.

Conclusion. From the above results, it is concluded that the dislodgement resistance of Bio-pin® bridge restorations utilizing a single Bio-pin® is similar to that of a conventional 3-unit bridge. The results also suggest that Bio-pin® bridge restorations using a single Bio-pin® are a viable alternative to the conventional 3-unit bridge when minimal removal of sound tooth structure and fulfillment of both function and esthetic aspects are considered.

Key words : Conservative approach to preparing dental prostheses, Bio-pin® bridge, The dislodgement resistance