

## 접착형 구조 금 인레이의 접착 형태, 강도 및 파절 양태에 관한 실험적 연구

단국대학교 치과대학 보존학교실  
한승렬 · 홍찬의

Abstract

### AN EXPERIMENTAL STUDY ON ADHESION PATTERN, ADHESION STRENGTH AND FRACTURE PATTERN OF THE ADHESIVE CAST GOLD INLAY

Seoung-Ryul Han, Chan-Ui Hong

*Department of Conservative Dentistry, Graduate School, Dankook University*

Zinc Phosphate Cement has been used for about more than 100 years in luting of cast gold inlay. But many scientists had been trying to develop the new form of luting agent because the ZPC has shown the lack of adhesiveness on the tooth structure and the toxicity to the pulp tissue.

Recently many researches about the surface treatment of the cast body are being done to increase the adhesion of cement to it.

The conventional Class I gold inlays were fabricated in the 20 permanent molars. After the internal surface of the cast body was sandblasted with  $Al_2O_3$  particles and was tin-plated, the inlays were cemented with adhesive cement [G I cement and resin cement (Super-Bond & Panavia<sub>EX</sub>)] and the evaluation on the adhesion pattern, adhesive strength and the fracture pattern of the adhesive cast gold inlay was compared to that of the cast gold inlay cemented conventionally with ZPC.

The results were as follows :

1. The surface roughness of the cast body was increased significantly after sandblasting with the  $Al_2O_3$  particles and the tin oxide layer, which was consisted of round particles, came into being.
2. The bond strength was in the order of Super-Bond, ZPC, Fuji I, Panavia<sub>EX</sub> group. The group cemented with Super-Bond showed statistically greater strength than the other groups ( $p < 0.05$ ).
3. The group cemented with ZPC was fallen apart by principal adhesion failure and that with Fuji I was by complete adhesion failure. But the group with Super-Bond showed principal cohesive failure pattern and in the group with Panavia<sub>EX</sub>, complete cohesive fracture pattern.

was shown and small portion of tooth structure was fractured out with cast body and the fractured surface showed the figure just as the enamel prism.

4. Various gaps were shown at the pulpal side regardless of little gap at the side walls of the cavity in all groups. Only the Super-Bond was attached to the tooth structure and the other cements were detached from both the tooth and the cast body.

## I. 서 론

근래에 들어 심미성 수복물의 선호에 따라 사용 빈도수가 감소되기는 하였으나 해부학적 형태의 수복, 교합력의 분산 등으로 치아의 파절을 줄이며 다른 복합레진이나 도재 수복물보다 대합치 마모가 적어 수직고경을 유지시킬 수 있는 등의 다양한 이점으로 치질 결손부의 수복에 사용되는 주조 금 인레이가 아직까지 적합한 치료 방법으로 사료된다.

이들 주조 금 수복물의 제작에는 1907년 Taggart<sup>1)</sup>가 lost wax법을 제시한 이래 현재와 같은 주조법이 사용되고 있으며 이런 수복물의 유지력은 마찰력등에 의한 주 유지력 이외에도 치질과의 직접적인 화학 결합을 이루지 못하므로 수복물과의 틈새를 메울 수 있는 물질인 시멘트를 필요로 했던 것이다.

이에 1983년 Smith<sup>14)</sup>는 이상적인 시멘트의 조건을 치질 및 수복물에 잘 접착되어야 하고 치면의 불규칙한 부위로 쉽게 흘러 들어가 틈새를 메울 수 있어야 하며 구강내 환경에서도 용해되지 않을 정도의 충분한 저항력과 적절한 접착력을 얻을 수 있어야 한다고 하였으며 이외에도 강한 인장, 전단, 압축강도 및 조작의 용이, 생체 적합성이 있어야 한다고 하였다. 그러나 아직까지 이들 조건들을 모두 만족시키는 이상적인 시멘트는 개발되지 않았으므로 각 경우에 맞는 적절한 시멘트를 선택하는 것이 바람직하다고 되어 있다.

Zinc Phosphate Cement는 1832년 Ostermann formula<sup>4)</sup>가 개발된 이래 1880년 Weston's insoluble cement<sup>27)</sup>가 소개된 바 있고 1935년 ADA specification No. 8로 공인되어 현재까지 가장 많이 사용되고 있는 시멘트이다. 이는 100여년 동안의 성공률과 조작이 용이하고 경화시간이 짧으며 강도가 높은 반면, 치수에 대한 자극성 및 구강내 용해성이 있고 우식에 대한 저항성과 치질에의 접착력이 없으며

끼이기 쉬운 단점을 보인다<sup>15)</sup>. 한편 1955년 Jorgensen<sup>9)</sup>과 1974년 Gilboe과 Tetrucle<sup>6)</sup>은 유지력을 증가시킬 수 있는 시멘트를 사용할 수 있다면 짧은 임상 치관이나 과도하게 삭제된 경우 또는 와동깊이를 적게 한 경우에 특히 도움이 될 수 있다고 하였다.

치질에 대한 보다 우수한 접착력을 가진 시멘트를 개발하려는 노력의 결과 1968년 Smith<sup>14)</sup>가 polyacrylic acid를 이용하여 Polycarboxylate cement를 개발하였으며 1974년 Wilson과 Kent<sup>8)</sup>는 새로운 분말 성분인 G-200을 이용하여 접착용 Glass Ionomer cement를 개발하였다. 이들은 치질에의 접착력이 우수하고 불소를 방출하지만 접착용의 경우 술후 지각 과민증과 초기의 고용해성, 늦은 경화 및 탈수와 습기에 민감한 단점을 보이며 순수한 금에는 접착되지 않으나 주석 도금된 금 합금에는 잘 붙는 성향을 보인다.

한편 Resin 시멘트로는 1952년 MMA 계통의 접착용 아크릴릭 레진이 소개된 바 있으며 특히 1955년 Buonocore<sup>2)</sup>의 산 부식법과 더불어 사용하게 되면 치질에 대한 접착력을 크게 증진시킬 수 있으므로 많은 관심을 끌어 왔다. 1970년대초 보다 물성이 개선된 복합 레진이 수복용으로 개발되었으며 이를 접착용으로 이용하여 용해도를 줄이고 치질과의 접착력 증진을 도모한 결과 현재 다양한 레진 시멘트가 사용되고 있다. 이처럼 치질에 대한 접착력은 미약적인 발전을 거쳐 왔으나 또 한가지 조건인 주조체에 대한 접착력은 시멘트에 비해 미약한 진전을 보였다. 이를 위해 많은 학자들<sup>9, 10, 21)</sup>이 주조체 내면을 미세 분사하여 거칠게 하므로써 레진시멘트의 접착력을 증가시키는 방법을 연구한 바 있으며 특히 비귀금속<sup>20)</sup>의 경우 이런 처리만으로도 충분한 접착력을 얻을 수 있다고 보고되고 있다.

또한 주조체 면을 산화<sup>17, 18, 20, 25)</sup>시켜 접착력을 증가시킬 수 있다고 보고한 바 있으며 산화 방법으로는

초음파 파장 세척법(ultrasonic wave-cleaning)<sup>17)</sup>, single and double heating법<sup>20)</sup>, 이온피복법(ion coating)<sup>18)</sup>, 주석 도금법(tin-plating)<sup>20)</sup>이 사용되고 있다. 주석 도금법은 주조체와 시멘트의 화학적 결합을 증진시키기 위해 산화막을 형성해 주는 것으로 1986년 Van der veen<sup>24)</sup>은 삭각된 법랑질에의 레진 접착력과 유사하다고 하였으며 1991년 Olin<sup>13)</sup>은 Type II gold를 이용하여 파절에 대한 저항성이 증가됨을 보고한 바 있다. 이처럼 최근 들어 치질 뿐만 아니라 주조체에 대한 접착력을 증가시킬 수 있는 시멘트 및 주조체 처리 방법에 대해 많은 연구가 되고 있으나 치질을 보존시킬 수 있는 치관내 수복물인 주조 금 인레이를 이용한 연구는 적은 편으로 이에 저자는 최근 많이 논의되고 있는 접착형 주조 금 인레이의 접착형태 및 강도, 파절 양태를 관찰하여 임상 이용에 도움을 주고자 영구 대구치 교합면에 1급 금주조 인레이를 제작하여 주조체 내면을 Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>로 미세분사하고 주석 도금하여 접착형 시멘트인 Glass Ionomer Cement(Fuji I)와 레진 시멘트(Super-Bond, Panavia<sub>ex</sub>)로 접착시켜 기존의 ZPC를 이용한 금 인레이와 비교한 결과 다소의 지견을 얻었기에 이에 보고하는 바이다.

## II. 연구재료 및 방법

### 1. 연구재료

치주질환으로 발거된 치관이 건전한 상하악 영구 대구치 20개와 Type II gold alloy(Woori Dental al-

loy Co. Ltd., Korea)(표 1), 미세분사용 Micro etcher(Danvill Engineering, USA), 주석 도금용 KuraAce MINI(Nippon Co. Ltd., Japan) 등과 시멘트(표 2)로는 ZPC(Confidential product Co., USA), GC Fuji I(GC Co., Japan), Super-Band C & B(Sun Medical Co. Ltd., Japan), Panavia<sub>ex</sub>(Kururay Co. Ltd., Japan)를 사용하였다.

### 2. 실험방법

대상 치아에 부착된 치석 및 잔사를 제거한 다음 백아법랑 경계부를 carborundum disc로 절단하고 교합면의 일부 법랑질을 연마하여 주조체의 변연부가 평탄한 면에 위치하도록 하였다. 이후 치아를 mold의 중앙에 위치시키고 주변을 교정용 resin으로 채웠다. 외동 형성은 고속용 trapered fissure bur를 이용하여 교합면은 6×5mm, 치수측은 5×4mm, 깊이 3mm로 외동형성하여 각 외동벽에 대해 9도의 경사도를 부여하였으며, 치수측으로 하중을 부여하기 위해 4×4mm의 크기로 천공시킨 다음 guuta percha stopping으로 치수벽을 형성하였다(그림 1). 40배의 실물 현미경 검경하에 Wax up을 시행한 다음 통법에 의해 Type II gold로 주조하였다. 주조체와 치아의 틈새가 100μm이 넘는 것은 다시 제작하였다. 이후 무작위로 5개씩 4군으로 나누어 접착용 시멘트 군에는 주조체 내면을 50μm aluminum oxide로 sandblasting한 다음 제조 회사의 지시에 따라 주석도금을 시행하였으며 대조군인 ZPC 접착군에는 주조체 내면처리없이 그대로 사용하였다.

Table 1. Gold components used in this study

Au(%)	Cu(%)	AG(%)	Pd(%)	microbalance
77	7	14	1	Bal

Table 2. Luting cements used in this study

	분 액 비	제 품	제조회사	Batch No.
대조군	1.3g/0.5ml	Zinc phosphate cement	Confi-dental product Co.	082388
실험1군	1.8g/1g	GC Fuji I	GC coporation	921106A
실험2군	0.045g/ 4 drop monomer 1 drop catalyst	Super-bond C&B	Sun medical Co.	30304
실험3군	3.2g/1g	Panavia <sub>ex</sub>	Kururay Co. Ltd.	11163

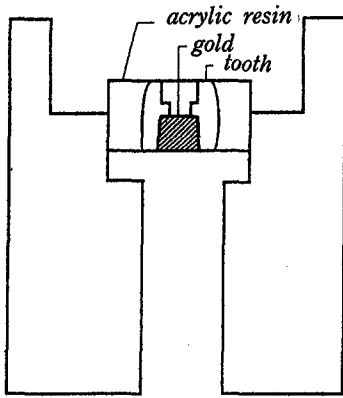


Fig. 1. A diagram of the mold with the specimen attached

주조체의 접착은 제조 회사의 지시에 따라 치면 처리 및 시멘트를 혼합하였으며 일정 압력을 가할 수 있는 장치에 치아를 끼운 다음 교환면에 rubber wheel을 삽입하여 접착시켰다. 초기 접착이 완료된 후 완전한 경화가 일어나도록 증류수에 담아 3일간 37°C incubator에 보관하였으며 온도 변화를 주기 위해 5°C와 55°C에서 100회의 thermocycling을 시행하였고 화학적 자극을 위해 75% 알콜에 24시간 침전시켰다. 이후 접착력 평가전까지 한달간 증류수에 넣어 37°C incubator에 보관하였다. 접착력 평가는 만능 시험기(S-2000-C, Shimadzu, Japan)를 이용하여 하중 1,000kg, head speed 5mm/sec로 측정하였으며 분리된 주조체 내면과 치면을 실물현미경(×40) 및 주사 전자현미경(×500)으로 관찰하였으

며 미세 분사 및 주석 도금에 의한 주조체 내면의 변화도 주사전자 현미경(×3500)으로 관찰하였다. 한편 각 시멘트에 주조체와 치질과의 접착 상태를 평가하기 위해 별도의 치아에 상기된 방법으로 와동 형성, 주조 및 접착한 다음 협, 실측으로 양분하여 단면을 주사 전자현미경(×3500)으로 관찰하였다.

### III. 연구성적

#### 1. 미세분사 및 주석 도금된 주조체 내면의 주사 전자현미경상

Aluminum oxide의 압력 분사로 인해 주조체 내면의 거칠기가 크게 증가된 양상을 보였으며(그림 2) 주석 도금후 둥근 입자 모양의 산화막이 피복된 형태를 보였다(그림 3).

#### 2. 접착력 평가

각실험군의 평균접착력 및 유의성 검정은 Table 3, 4, 5와 같다. Super-Bond군이 172.0±10.2kg, ZPC군이 138.6±32.7kg, GI cement로 접착한 군이 127.6±20.2kg, Panavia<sub>EX</sub>군이 123.6±9.6kg으로 각 군간에 통계적 유의성이 있었으며(표 4) Super-Bond로 접착한 군이 타군에 비해 우수함(P<0.05) 접착력을 보였다(표 5).

#### 3. 파절 양태(실물 현미경 및 주사 전자현미경 상)

주조체 내면은 40배의 실물 현미경으로 검경하였

Table 3. Adhesive bond strength of each group(Kg)

Group	Count	Mean	S.D.	S.E.
ZPC(Z)	5	138.6	32.723	14.634
Fuji I (G)	5	127.6	20.219	9.042
Superbond(S)	5	172	10.198	4.561
Panavia <sub>EX</sub> (P)	5	123.6	9.633	4.308

Table 4. Statistic analysis(ANOVA test)

Source	DF	Sum squares	Mean square	F-test
Between G.	3	7239.35	2413.117	5.758
Within G.	16	6705.6	419.1	p=.0072
Total	19	13944.95		

Table 5. Statistical significance between groups

Comparison	Mean Diff.	Fisher PLSD	Scheffe F-test	Dunnett Test
Z vs G	11	27.451	0.241	0.85
Z vs S	-33.4	27.451*	2.218	2.58
Z vs P	15	27.451	0.447	1.159
G vs S	-44.4	27.451*	3.92*	3.429
G vs P	4	27.451	0.032	0.032
S vs P	48.4	27.451*	4.658*	3.738

으며 접착제가 분리된 치면은  $\times 500$ 의 주사 전자현미경으로 관찰하였다. 대조군인 ZPC군은 주조체와 치면의 일부에 접착제가 붙어 있었으나 주된 접착성 파절을 보였으며(그림 4) GI cement인 Fuji I 으로 접착한 군은 모든 시멘트가 주조체에 부착된 상태로 치면에서 모두 분리된 완전 접착성 파절을 보였다(그림 5). Super-Bond군은 대부분의 시멘트가 치면과 주조체에 부착되어 있는 주된 응집성 파절을 보였고(그림 6) Panavia<sub>EX</sub>를 이용한 군에서는 모든 시편에서 일부 치질이 함께 떨어져 나왔으며 모든 시멘트가 주조체와 치질에 부착되어 있는 완전 응집성 파절 형태와 범랑소주의 주행과 같은 시멘트의 파단면을 보였다(그림 7).

#### 4. 접착 양태(주사 전자현미경상)

모든 시편에서 와동의 측벽부에는 틈새가 거의 형성되지 않았으나 치수저 부위에서는 다양한 양상을 보였다. ZPC군의 경우 일부 시멘트가 주조체에 붙어 있었으나 대부분의 시멘트가 치질 및 주조체로부터 분리된 양상을 보였다(그림 8). Fuji I 군에서도 시멘트가 양측으로부터 분리되었으며 GI cement의 입자가 보였다(그림 9). Super-Bond군에서는 주조체보다 치질에 붙어 있었으며 고무줄처럼 길게 늘어진 양상으로 나타났다(그림 10). Panavia<sub>EX</sub>를 이용한 군에서도 양측으로부터 분리된 양상을 보였다(그림 11).

### IV. 총괄 및 고안

전통적으로 치관내의 금주조 수복물은 치아와의 마찰 유지력 등에 의해 주유지되며 치관의 수복물은

비교적 불용성의 시멘트에 의해 유지력의 보강을 얻게 된다<sup>18)</sup>. 주조금 수복물은 Philbrook이 매몰과 주조법에 대해 소개한 이래 Taggart<sup>19)</sup>는 파괴된 치아구조의 수복과 손실된 치아의 대치 등에 lost wax법을 사용하였는데 이들은 치질과 직접적인 화학결합을 이루지 못하므로 틈새를 메울 수 있는 시멘트가 필요로 하였다. 그러나 ZPC와 ZOE 시멘트는 상아질이나 범랑질에 화학적인 결합을 이루지 못하므로 치질에 대한 결합력을 가진 시멘트 개발의 노력 결과 Smith<sup>14)</sup>는 polycarboxylate cement를 개발하였으며 Wilson과 Kent<sup>15)</sup>는 분말성분인 G-200을 이용하여 Powder가 Calcium fluoroaluminosilicate glass이고, Liquid가 Polyacrylic acid/itaconic acid, Tartaric acid로 구성되어 있는 접착용 Glass Ionomer cement를 개발하였으나, 이러한 시멘트도 여러가지 단점으로 인해 치질에 대한 근본적인 접착을 제공할 수는 없었다.

최근에 개발된 methacrylate polymer 계통의 시멘트는 Sandblast된 Ni-Cr 합금과 주석도금된 귀금속과 매우 잘 접착하며<sup>23, 24, 25)</sup>, 피막 두께도 얇고 거의 녹지 않으며 상아질이나 범랑질 접착제같은 resin과도 잘 중합되어 주조체 뿐만 아니라 치면에도 잘 접착된<sup>26)</sup>, 합금과 화학적으로 결합하는 resin luting agent인 Super-Bond는 4-Meta(4-methacryloxyethyl trimellitic anhydride)를 함유하며 이런 화학적으로 활동적인 group이 치질, 복합 resin, acrylic resin, porcelain, amalgam 및 다른 주조용 금속과의 결합을 증진시키는 것으로 알려져 있다. 그러나 초기 접착강도는 강하나 장시간 경과후에는 매우 감소한다는 보고도 있다<sup>16)</sup>. 이는 합금표면의 전처리가 없는 것과 액체 환경내에서의 가수분해에 대한 저항이

적은 것이 원인으로 여겨진다. 이러한 단점은 합금 표면을 전처리하여 base(methyl methacrylate & 4-META)와 catalyst(tri-N-butylborane oxide)를 혼합한 물질을 다시 PMMA based powder를 Base와 catalyst에 섞은 것으로 전처리된 표면에 도포하면 해결할 수 있다. Super-Bond는 작업시간이 50초 정도에 불과하여 Gel과 같은 점도를 얻기 전에 접착시켜야 한다<sup>6)</sup>.

Panavia는 금속에의 Wetting과 접착을 증대시킬 수 있는 화학적으로 활성화된 phosphate ester group을 함유한 BIS-GMA resin으로 resin의 안정성과 적응성은 접착제인 10-methacryloyldecyl dihydrogen phosphate에 의해서 유지된다<sup>1)</sup>. Panavia는 산소에 의해 중합이 억제되므로 polyethylene glycol gel(oxyguard, J. Morita)을 사용하여 공기가 시멘트 표면에 닿는 것을 막아주면 작업시간을 연장할 수 있다. 또한 성분내의 phosphate ester와 methacryl base 의해 acrylic resin과도 화학적으로 잘 접착하는 것으로 알려져 있다<sup>6)</sup>.

Panavia는 aluminum oxide로 처리된 귀금속에 대해 우수한 접착력을 가진 것으로(19.71Mpa) 알려져 있지만 Tjan<sup>22)</sup>는 주석도금된 귀금속의 전단강도가 매우 높은 것으로(34.33Mpa) 보고하고 있다.

Olin과 Hill<sup>13)</sup>은 Type III gold alloy를 주석도금하여 Panavia로 접착한 결과 평균 인장강도가 119.1 kg에서 174.5kg으로 증가되었음을 보고하였다.

금속 피착면의 미세분사에 의한 기계적 처리는 금속 피착면에 요철을 형성함으로써 피착 면적을 증가시키고 표면의 미세한 균열로 인해 접착제의 interlocking을 일으켜 접착성 resin의 접착력을 향상시킨다. Thompson 등<sup>21)</sup>은 비귀금속 합금에 대한 접착성 resin의 결합력 측정시에 50 $\mu$ m의 Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>로 미세분사를 실시하여 접착력이 증가됨을 보고하였고 Tjan<sup>22)</sup>은 high gold(HG : 86% Au), low gold(LG : 52% Au) 및 base metal Ni-Cr 합금을 이용하여 미세분사를 실시한 후 Panavia로 접착한 결과 high gold와 low gold의 접착력이 크게 증가되었음을 보고하였다. 본 실험에서 Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>로 처리된 금주조체 내면의 주사 전자 현미경상은 주조체 내면의 조도가 증가되어 표면적이 증가된 양상을 확인할 수 있었다.

미세분사에 의해 기계적 유지형태를 부여한 후에 주조체와 접착제간의 화학적 결합을 위하여 산화막을

형성하는 주석도금에 대해 Van der Veen<sup>24)</sup>은 미세 분사 처리만 한 것에 비해 electroplated metal의 접착력이 크게 증진되어, 식각된 범랑질에의 접착력과 유사하다고 보고하였다. 특히 Eakle<sup>3)</sup>은 Type II gold의 파절 저항에 대한 실험에서 ZPC군과 주석도금을 실시하고 Panavia를 이용한 군으로 나누어 파절저항을 실험한 결과 ZPC 이용군은 59.3 $\pm$ 23.3 Kg, Panavia 사용군은 75.5 $\pm$ 20.5Kg으로 나타났다고 보고하였다. 본 실험결과와 SEM 사진은 거칠기가 증가된 표면에 등근 입자모양의 산화막이 전체적으로 형성되어 있음을 볼 수 있다.

Watanabe<sup>26)</sup>은 Type IV gold alloy의 adhesive cement에 대한 접착강도를 실험하였는 바 sandblasted된 Panavia는 24시간후에 2.24(0.59)Kg/mm<sup>2</sup>, 30일 뒤에는 1.36(0.26)Kg/mm<sup>2</sup>를 얻었고, Super-Bond에서 24시간 후에 2.24(0.59)Kg/mm<sup>2</sup>, 30일 뒤에는 2.18(0.27)Kg/mm<sup>2</sup>의 인장강도를 얻었으며 주석도금된 Panavia는 24시간에 1.88(0.08)Kg/mm<sup>2</sup>, 30일 뒤에는 2.54(0.09)Kg/mm<sup>2</sup>를 얻어 Panavia보다 Super-Bond를 접착하였을 때 더 큰 인장강도를 보고하였다. 본 실험결과 평균결합강도는 대조군(ZPC)은 138.6Kg, 실험 1군(Fuji I)은 127.6 Kg, 실험 2군(Super-Bond)은 172Kg, 실험 3군(Panavia)은 123.6Kg으로 Super-Bond에서 가장 큰 결과를 얻었으며 이는 Watanabe의 결과와 유사하였다.

Watanabe<sup>26)</sup>은 또한 Type IV gold alloy의 접착용 시멘트 파절형태에 대해 광학 현미경 상에서 파절 위치에 따라 시멘트 내에서 일어나면 응집성 파절, 시멘트와 주조체 사이에서 일어나면 접착성 파절로 기록하였으며 sandblast된 것이 30일에 Panavia가 접착성 파절을 제외하고 sandblast와 주석도금된 것은 24시간과 30일된 것에서 Panavia와 Super Bond 모두 응집성 파절을 보고 하였다. 본 실험의 파절 양상은 주사전자현미경에서 ZPC 이용군은 주조체와 치면에 일부의 시멘트가 붙어 있으나 주로 접착성 파절양상을 보였고 Fuji I 이용군은 모든 시멘트가 수복물에 부착되어 있고 치면에는 거의 남아 있지 않은 접착성 파절 양상을 보였다. Super Bond 이용군은 대부분의 시멘트가 수복물과 치면에 모두 부착되어 있는 응집성 파절양상을 보였으며 Panavia 이용군은 일부 치질이 주조체와 함께 떨어져 나오는

양상을 보였으며 거의 모든 시멘트가 수복물과 치질에 부착되어 있는 응집성 파절을 보였다. 본 실험의 접착양태 주사전자현미경상은 ZPC 이용군은 와동의 측벽부에서는 틈새를 거의 보이지 않았으나 치수저 부위에서는 측정한 결과 일부 시멘트가 주조체에 붙어 있는 양상을 보였고 Fuji I 이용군은 치면과 주조체면에서 떨어져 있었으며 GI cement의 입자를 보여 주었다. Super Bond 이용군은 수복물보다 치질에 붙어 있는 양상을 나타냈으며 Panavia 이용군도 치질과 수복물에서 떨어져 있는 양상을 보였으나 그림 11은 일부 접착된 부위의 사진을 보여 주고 있다.

본 실험의 결과에서 알 수 있듯이 각 시멘트의 접착력에 따른 특성과 파절양태를 참고로 하여 임상에 적용한다면 도움이 될 것으로 사료되며 특히 본 실험의 경우 기존 실험에서는 수복물 변연부로의 수분접촉만을 허용한 것과는 달리 생체내 치수에 의한 상아질의 상존 습기 상태를 고려하여 치수측으로의 수분접촉을 허용한 실험 형태를 고안하였으므로 실제 임상과 좀 더 유사하리라 사료된다. 그러나 구강내 환경과는 달리 열변화 및 화학 용해 처리를 단시간에 가하였고 실제 필요한 교합용력을 부여하지 못하였으므로 보다 믿을 만한 결과를 얻기 위해서는 이러한 조건들을 생체내 환경에 맞춰 줄 수 있는 개선된 실험 형태의 개발에 더 많은 연구가 있어야 할 것으로 사료된다.

## V. 결 론

치질 뿐만 아니라 주조체에 대한 접착력을 증가시킬 수 있는 시멘트 및 주조체 면처리 방법에 따른 접착형 주조 금 인레이의 접착형태 및 강도, 파절양태를 관찰하여 임상이용에 도움을 주고자 영구 대구치 교합면에 1급 주조 금 인레이를 제작하여 주조체 내면을  $Al_2O_3$ 로 미세분사하고 주석 도금하여 접착형 시멘트인 Glass Ionomer Cement(Fuji I)와 레진 시멘트(Super-Bond, Panavia<sub>EX</sub>)로 접착시켜 기존의 ZPC를 이용한 인레이와 비교한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1.  $Al_2O_3$  미세분사에 의해 주조체의 표면 조도가 크게 증가하였으며 주석 도금후 등근 입자의 산화 주석층이 형성되었다.

2. Super-Bond, ZPC, Fuji I, Panavia<sub>EX</sub> 순으로 접착력을 보였으며 Super-Bond로 접착한 군이 타군에 비해 유의성 있는 큰 접착력을 보였다( $p < 0.05$ ).
3. ZPC군은 주로 접착성 파절, Fuji I군은 완전 접착성 파절을 보였다. Super-Bond로 접착시킨 군은 주로 응집성 파절로 나타났고 Panavia<sub>EX</sub>군은 치질이 함께 떨어져 나왔으며 파단면이 법랑소주의 주행과 같은 모습으로 완전응집성 파절을 보였다.
4. 와동의 측벽부에서는 모든 시편이 거의 틈새를 보이지 않았으나 치수저 부위에서는 다양한 틈새를 보였다. Super-Bond 군만이 치질에 붙어 있었으며 타군에서는 치질과 주조체에서 모두 분리된 양상을 보였다.

## REFERENCES

1. Albers HF. Metal-resin bonding. ADEPT Report. 2 : 25-40, 1991.
2. Buonocore, M. G. : A Simple method of increasing the adhesion of acryl materials to enamel surfaces. J. Dent. Res. 34 : 89-853, 1955.
3. Eakle WS, staninec M, Clark EJ : Effect of bonded gold inlays on fracture resistance of teeth. Quintessence Int. 23 : 421-25, 1992.
4. Flagg, J. F. : Plastics and Plastic Filling, ed. 3. Philadelphia 1890, herman and Co.
5. Gilboe DB, Tetruck WR. Fundamentals of etra-coronal tooth preparation. I. Retention and resistance form. JPD 1974 ; 32 : 651-6.
6. Imbery T. A., Evans D. B., Koeppen R. G : A new method of attaching cast gold occlusal surfaces to acrylic resin denturer teeth. Quintessence Int 24 : 29-33, 1993.
7. Jorgensen KD. The relationship between retention and convergence angle in cemented veneer crowns. Acta Odontiol Scand 1955 ; 13 : 35-40.
8. Kent, B. E., Wilson, A. D. The properties of a glass ionomer cement. Br it. Dent J., 135 : 322, 1973.

9. Matsumura, H. : Varga, J. : and Masuhara, E (1986) : Composite type adhesive opaque resin, *Dent Mater J.* 5 : 83-90.
  10. McComb, D., Sirisko, R., and Brown, J. : *J can, Dent. Assoc.* 50 : 699-701, 1984.
  11. Mitchem, J. C., and Gronas, D. G. : Clinical evaluation of cement-solubility, *J. Prosthet. Dent.* 40 : 453-456, 1978.
  12. Mitchem, J. C., and Gronas, D. G. : Continued evaluation of the clinical solubility of luting cements. *J. Prosthet. Dent.* 45 : 289-291, 1981.
  13. Olin P, Hill E. Tensile strength of air abraded vs in tin plated metals luted with three cement [Abstract 974]. *J Dent Res* 1991 : 700 : 387.
  14. Smith, D. C. : A new dental cement. *Br. Dent J.*, 125, 381-384, 1968.
  15. Sturdevant CM, Barton RE, Sockwell CL, Strickland WD : *The Art & science of operative Dentistry.*
  16. Swartz, M. L., Phillips, R. W., and Clank, H. E. : Long-term Frelease from glass ionomer cement, *J. Dent. Rea* 63 : 158-160, 1984.
  17. Tanaka T, Fujiyama E, Shimizu H, Takaki : A, Atusta M. Surface treatment of non precious alloys for adhesion-fixed partial dentures. *J prosthet Dent.* 55 : 456-62, 1986.
  18. Tanaka T, Hirano M, Kawahara M. : A new ion-coating surface treatment of alloys for dental adhesive resins. *J Dent Res.* 67 : 1376-1380, 1988.
  19. Taggart, W. H. A new and accurate method of making gold inlays. *Dent. cosmos* 49 : 1117, 1907.
  20. Tanaka T, Atusta M, Nakabayashi N, Masura E, Surface treatment of gold alloys for adhesion. *J prosthet Dent* 1988, 60 : 271-79.
  21. Thompson VP, Grolman KM, Liao R. Bonding of adhesive resin to various non-precious alloys [Abstract]. *J Dent Res* 1985 ; 64 : 314.
  22. Tjan S. Bond strength of panavia to gold and base metal alloys [Abstract # 188]. *J Dent Res* 1991 ; 70 : 289.
  23. Thompson V. P, Grolman K. M, Liao R : Bonding of adhesive resins to various nonprecious alloys. *J Dent Res* 1985 ; 64 : 314 (abstract # 1258).
  24. Van der Veen JH, Bronsdijk AE, Krajenbrink TG : Bond strength of restins to tin electroplated precious metals. *J Dent Res* 1986 ; 65 : 552 (abstract No. 123)
  25. Wada T : Develomental of new adhesive material and its properties, in Gettleman L, Vrihoef MMA, Uchiyama Y(eds) : *Proceedings of the International Symposium of Adhesive Prosthodontics, Nijmegen, Nether Lands, Eurosound Drukkerij* 1987, pp. 9-18.
  26. Watanabe F, Powers JM Lorey RE : In vitro bonding of prosthodontic adhesives to dental alloys, *J Dent Res* 1988 ; 67 : 479-483.
  27. Ward, M. L., : *American Textbook of Operative Dentistry*, ed. 7, Philadelphia, 1940, Lea and Febiger.
  28. Wilson A. D., Kent B. e. : *The glass-ionomer cement : a new translucent detal filling.* *J. Appl Chem Biotech* 1971 ; 21 : 313.
- ative Dentistry. The C. V. Mosby company : 497-98.



논문사진부도

