

## 치과용 니켈-크롬합금에 대한 표면 처리가 인장접착강도에 미치는 영향

이 은 숙<sup>1)</sup> · 권 오 원<sup>2)</sup>

본 연구에서는 치과용 니켈-크롬합금의 표면에 전처리없이 치과용 브라켓을 Super-bond로 접착한 대조군과 샌드블라스팅 및 tin-plating을 각각 혹은 병용으로 표면처리후 Super-bond로 접착한 실험각군의 인장접착강도, 브라켓 탈락양상 및 주사전자현미경 소견을 비교하여 임상적용 가능성을 알아보고자 하였으며 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 인장장착강도는 니켈-크롬합금의 표면에 샌드블라스팅 처리후 Super-bond로 브라켓을 접착한 실험 I군이  $14.41 \pm 2.24$  MPa로 가장 높았고, tin-plating처리후 Super-bond로 접착한 실험 III군이  $13.59 \pm 1.51$  MPa, 샌드블라스팅후 tin-plating처리를 하고 Super-bond로 접착한 실험 II군이  $12.27 \pm 1.45$  MPa, 특정한 표면처리 없이 Super-bond로 접착한 대조군이  $10.50 \pm 1.57$  MPa로 가장 낮게 나타났으나 실험 I군과 실험 III군간, 실험 III군과 실험 II군간, 실험 II군과 대조군간에는 유의한 차이가 없었다( $P>0.05$ ).
2. 브라켓의 주된 탈락양상은 대조군의 경우 70%가 브라켓과 접착제 계면에서 adhesive failure를, 30%가 니켈-크롬합금과 접착제 계면에서 adhesive failure를 나타내었고, 실험 각군은 모두 브라켓과 접착제 계면에서 adhesive failure를 나타내었다.
3. 주사전자현미경 소견에서 대조군의 경우 일부 레진이 브라켓 기저면에 부착되어 나타났으나 실험 각군에서는 거의 대부분의 레진이 니켈-크롬합금면에 부착되어 관찰되었고, 샌드블라스팅만 시행한 시편면이 가장 균일하고 조밀한 표면 요철상을 나타내었다.

( 주요단어 : 치과용 니켈-크롬합금, 표면처리, 인장접착강도 )

### I. 서 론

치과교정학은 새로운 교정장치와 재료의 고안 및 개량에 의해 급속히 발전해 왔으며, 1955년 Buonocore<sup>10)</sup>가 치아의 범랑질에 대한 산부식술을 소개한 후, 치면에 교정장치의 직접 접착이 가능하게 되어 보다 심미적이고 치은조직에 위해성이 적은 교정치료가 이루어져 왔다<sup>9,18)</sup>. 또한 교정학의 발달과 더불어

구강내에 금속 및 도재보철물등이 소아에 비해 상대적으로 많이 장착된 성인의 교정치료 비율도 급속히 증가하였으며<sup>3)</sup>, 이와같이 금속 및 도재보철물이 구강내에 존재하는 경우 교정장치의 직접 접착시 그 결합력이 치면에 비해 상대적으로 낮아서 이를 개선하기 위한 많은 노력이 이루어져 왔다<sup>1,19,28)</sup>.

특히 금속 보철물에 대한 레진의 기계적, 화학적 결합력을 증가시키기 위하여 화학처리법<sup>15)</sup>, 전기화학처리법<sup>27)</sup>, 고온가열처리법<sup>24)</sup>, Ion-coating법<sup>23)</sup> 및 Sili-coating법<sup>17)</sup> 등이 개발되어 왔으나 이를 방법들은 임상적으로 구강내에서 직접 사용이 불가능하여 구강내 보철물에 대한 교정장치의 직접 접착술식의 적용

<sup>1)</sup> 경북대학교 치과대학 교정학교실, 대학원생

<sup>2)</sup> 경북대학교 치과대학 교정학교실, 교수

은 제한적이어서 구강내에서 사용이 가능한 방법에 대한 다양한 연구가 계속되어 왔다.

한편 구강내 장착된 금속 보철물의 표면을 치과용 스톤으로 거칠게하여 교정장치의 직접 접착시 기계적 결합력의 증가를 시도하였으나 이때 얻어진 금속 표면의 요철상은 미약하여 임상적으로 적용가능한 접착강도는 기대하기 힘든 것으로 보고<sup>2)</sup>되었고, Barreto와 Barreto<sup>5)</sup>도 금속 표면을 스톤으로 처리시 기계적 결합력의 한계를 강조하면서 임상적 활용의 제한성을 지적한 바 있다. 이후 샌드블라스터를 이용하여 다양한 금속의 표면에 적용시 보다 우수한 기계적 결합력의 획득이 가능해짐에 따라 이에 대한 다양한 시도가 이루어져 왔는데, Garcia 등<sup>12)</sup>은 비귀금속의 표면 처리시 샌드블라스팅이 산부식 처리법보다 접착력이 우수하다고 하였으며 Zachrisson과 Buyukilmaz<sup>32)</sup>는 구내용 샌드블라스터를 이용하여 귀금속 및 비귀금속의 표면 처리시 치과용 스톤을 사용한 경우보다 최소 3배 이상의 접착력 증가가 있다고 보고하였다. 이와같이 치과용 스톤에 의한 표면 처리보다는 샌드블라스팅법이 우수한 접착력을 나타낸다는 점에는 이견이 없으나 구내 금속 보철물의 표면을 샌드블라스팅 후 기존의 레진으로 교정장치를 접착시 교정 치치 기간내내 유지되지 않고 조기에 탈락하는 등의 문제점이 노출되어 교정장치의 직접 접착에 필요한 보다 강력한 접착제의 필요성이 강조되었다<sup>22)</sup>.

1981년 Tanaka 등<sup>26)</sup>은 기능 모노머인 4-Methacryloxyethyl Trimellitate Anhydride (4-META)가 포함된 새로운 형태의 레진 접착제를 금속 표면에 적용시, 특히 비귀금속의 표면에 존재하는 산화막에 강하게 접착됨을 보고하여 이후 이러한 형태의 레진 접착제를 이용하여 보다 임상적용이 가능한 접착강도의 획득을 위해 많은 연구가 진행되었다. Cooley 등<sup>11)</sup>, Yu 등<sup>31)</sup>은 아밀감의 표면에 4-META가 함유된 레진 접착제를 사용시 보다 강력한 접착력의 유지가 가능하다고 보고하였고 Matsumura 등<sup>16)</sup>, Ohno 등<sup>20)</sup>은 귀금속인 경우에는 산화막이 존재하지 않으므로 4-META가 함유된 레진 접착제를 사용시 ion-coating 등과 같은 부가적인 표면처리가 필요하다고 하였다. Tanaka 등<sup>25)</sup>도 니켈-크롬과 같은 비귀금속합금에 4-META가 함유된 레진 접착제를 적용시 내구성이 강한 산화막의 획득을 위하여 표면의 산화처리가 선행되어야 한다고 주장하였다. 그러나 Barzilay 등<sup>6)</sup>은 니켈-크롬 합금에 4-META가 함유된 접착제 사용시 부가적인 산화처리 과정이 오히려 접착력의 감소를

초래한다고 보고하는 등 니켈-크롬합금에 4-META를 적용시 표면 처리 방법에 대해 다소의 이견이 있는 실정이다.

또한 금합금과 같은 귀금속의 표면에 4-META가 함유된 접착제의 친화성을 기계적, 화학적으로 증가시키기 위하여 tin-plating법 등이 개발되었는데 Bertolotti와 Paganetti<sup>8)</sup>는 저전압 tin-plating을 귀금속 표면에 적용시 4-META와의 접착력 증가 효과가 있다고 하였고 Gates 등<sup>13)</sup>도 금합금의 표면에 tin-plating을 적용시 기계적, 화학적 결합력의 증가가 있음을 보고한 바 있다. 그러나 Zachrisson과 Buyukilmaz<sup>32)</sup>는 비귀금속의 표면에는 tin-plating법이 거의 효과가 없고 또한 주석 성분이 구강내에서 유발할 수 있는 위해작용에 대한 검증도 없는 실정이므로 구강내에서 직접 주석도금장치를 사용하는 것은 보다 신중해야 함을 강조하는 등, 아직까지 비귀금속 표면에 tin-plating처리후 접착강도 변화에 대한 연구는 미미한 실정이다.

이에 본인은 치과용 니켈-크롬합금의 표면에 샌드블라스팅 및 tin-plating을 각각 혹은 병용처리후 4-META가 함유된 레진 접착제로 치과용 브라켓을 접착시켜 봄으로써, 각각의 표면 처리 방법이 인장접착강도에 어떤 영향을 미치는가에 대해 알아 보고자 본 실험을 시행하였다.

## II. 재료 및 방법

### 재료

실험재료로는 치과용 니켈-크롬합금(WASHILOY-S, 구수화학공업, 일본) 70개를 사용하였으며 실험용 합금의 표면 처리를 위하여 구내용 샌드블라스터 (Microetcher, Danville Engineering Inc., USA)와 구내용 주석도금장치(Microtin, Danville Engineering Inc., USA)를 각각 사용하였다. 또한 브라켓은 상악 중절치용 브라켓(Micro-Loc, Tomy International Inc., JAPAN) 70개를, 접착제는 4-META가 함유된 Super-bond (Sun medical Co. Ltd., JAPAN)를 사용하였다.

### 방법

#### 1. 대조군 및 실험군 설정

대조군은 10개의 니켈-크롬합금 시편에 특정한 표

면 처리없이 브라켓을 Super-bond로 접착하였고, 실험 I군은 20개의 시편에 샌드블라스팅 후 Super-bond로 접착하였으며, 실험 II군은 20개의 시편에 샌드블라스팅 후 tin-plating 처리를 하고 Super-bond로 접착하였고, 실험 III군은 20개의 시편에 tin-plating 처리후 Super-bond로 브라켓을 접착하였다.

## 2. 표면 처리 및 브라켓 접착

실험 각군의 표면 처리시 동일한 조건을 유지하기 위하여 샌드블라스팅시 노즐과 금속 표면과의 거리를 약 1cm정도로 유지하면서 약  $5\text{bar}/\text{cm}^2$ ( $5.1\text{kg}/\text{cm}^2$ )의 압력으로  $50\mu\text{m}$  크기의 산화알루미늄 연마제를 표면에 약 3초간 분사후 세척, 건조시켰다. 또한 tin-plating시 금속 시편의 한쪽 부위에 접지시킨후 주석이 함유된 용액을 기구끝에 충분히 적신뒤 약 3초간 얇고 균일한 피막이 형성될 수 있도록 금속 표면을 처리하고 세척, 건조시켰다. 이후 시편의 표면에 Super-bond의 혼합액을 먼저 도포하고 제조회사의 지시에 따라 레진과 다시 혼합하여 브라켓 기저면에 도포한 후 시편에 접착시키고 대기중에 10분간 방치하였다. 그후 생리식염수에 시편을 담아  $37^\circ\text{C}$ 의 항온 수조속에서 24시간 동안 보관하여 잔류 모노머의 방출 및 충분한 중합반응이 이루어 지도록 하였다.

## 3. 인장접착강도의 측정

24시간 경과후 만능시험기(4202, Instron, Instron Co., USA)에서 crosshead speed를  $1\text{mm}/\text{min}$ 로 하여 특수 제작된 인장접착강도 측정용 장치에 시편을 고정하고 시편에 직각인 방향으로 브라켓 접착부에 인장력을 가하였다. 이때 접착부위가 파절되는 순간의 최대 인장력을 측정하여 이 수치를 MPa로 환산하여 기록하였다.

## 4. 브라켓 탈락양상 관찰

탈락된 브라켓과 니켈-크롬합금 시편의 파절부위를 육안으로 관찰하여 주된 파절 양상이 접착제 중간에서 cohesive failure가 나타난 경우에는 A군으로, 브라켓과 접착제 계면에서 adhesive failure가 나타난 경우에는 B군으로, 니켈-크롬합금의 표면과 접착제 계면에서 adhesive failure가 나타난 경우에는 C군으로 각각 설정하여 기록하였다.

## 5. 주사전자현미경 관찰

대조군 및 실험 각군의 대표적인 시편파절면과 브

라켓 기저면, 그리고 각각의 표면 처리후 브라켓을 접착하지 않은 금속시편면 등을 주사전자현미경(S-2300, SEM, Hitachi Ltd., JAPAN)을 이용하여 관찰 비교하였다.

## 6. 통계처리

SPSS 통계프로그램을 이용하여 대조군 및 실험군에서 얻어진 인장접착강도의 평균치, 표준편차 및 범위를 산출하였고 인장접착강도에 미치는 표면처리 효과를 검정하기 위해 일원변량분석법(one-way ANOVA) 및 Duncan's multiple range test를 시행하였다.

# III. 성 적

## 1. 인장접착강도

인장접착강도는 대조군이  $10.50 \pm 1.57\text{MPa}$ , 실험 I군이  $14.41 \pm 2.24\text{MPa}$ , 실험 II군이  $12.27 \pm 1.45\text{MPa}$ , 실험 III군이  $13.59 \pm 1.51\text{MPa}$ 로 나타나 실험 I군, 실험 III군, 실험 II군, 대조군순이었고, 실험 I군은 실험 III군과, 실험 III군은 실험 II군과, 실험 II군은 대조군과 통계학적으로 유의한 차가 없었다. ( $P>0.05$ ) (Table 1,2).

## 2. 브라켓 탈락양상 소견

브라켓의 탈락양상은 대조군의 경우 브라켓과 접착제 계면에서 adhesive failure가 70%, 니켈-크롬합금과 접착제 계면에서 adhesive failure가 30%로 나타났고, 실험 각군은 모두 브라켓과 접착제 계면에서 adhesive failure가 나타났다(Table 3).

## 3. 주사전자현미경 소견

대조군의 경우 레진의 일부가 브라켓 기저면에 접착되어 있는 반면 실험 각군에서는 거의 대부분의 레진이 금속 시편면에 접착되어 있었다(Fig.1-8). 또한 브라켓의 접착없이 표면처리만 시행해 본 금속면은 샌드블라스팅만 시행한 경우에서 조밀한 요철성이 균일하게 나타났고 샌드블라스팅과 tin-plating을 같이 시행한 경우에는 요철상은 많으나 균일하게 나타나지 않았으며 tin-plating만 시행한 금속면은 요철상의 조밀도가 샌드블라스팅한 경우나 샌드블라스팅과 tin-plating을 같이 시행한 경우보다 상대적으로 적게 나타났다(Fig. 9-11).

**Table 1.** Tensile Bond Strength

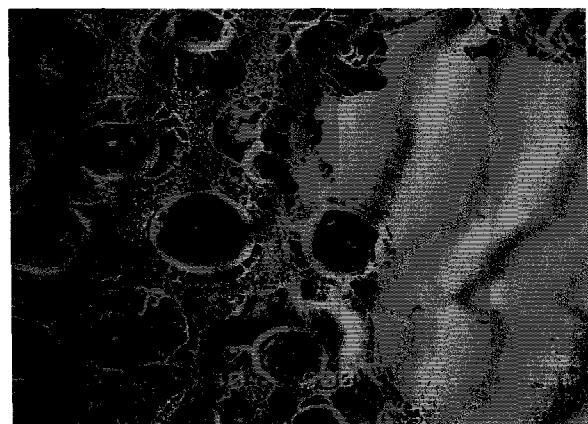
	Mean	S.D.	Range
Control	10.50	1.57	8.52-12.62
Experimental I	14.41	2.24	11.36-18.25
Experimental II	12.27	1.45	10.99-15.55
Experimental III	13.59	1.51	11.68-15.54

**Table 2.** Duncan's multiple range test

	Experimental I	Experimental III	Experimental II	Control
Experimental I				
Experimental III				
Experimental II	*			
Control	**	**		

\*: Significantly different at the 0.05 level

\*\*: Significantly different at the 0.01 level

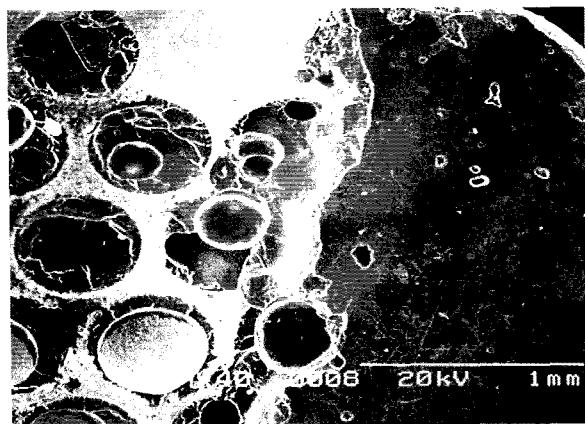
**Fig. 1.** Nickel-chromium alloy surface of control group after debonding(X40)**Table 3.** Failure pattern of each group (Unit : %)

	A	B	C
Control	70	30	
Experimental I	100		
Experimental II	100		
Experimental III	100		

A : Cohesive failure

B : Adhesive failure between bracket and resin

C : Adhesive failure between metal and resin

**Fig. 2.** Bracket base of control group after debonding(X40)

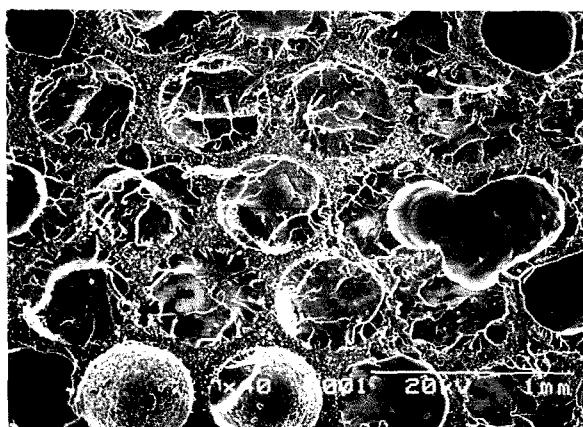


Fig. 3. Nickel-chromium alloy surface of group I after debonding(X40)

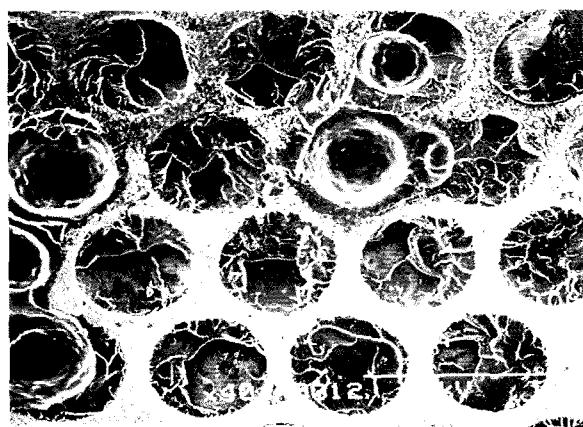


Fig. 6. Bracket base of group II after debonding (X40)

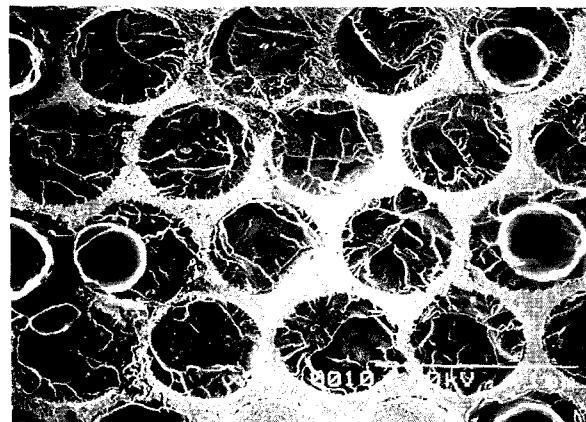


Fig. 4. Bracket base of group I after debonding (X40)

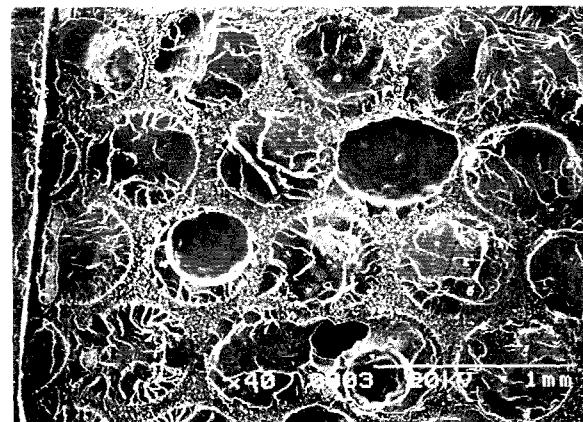


Fig. 7. Nickel-chromium alloy surface of group III after debonding(X40)

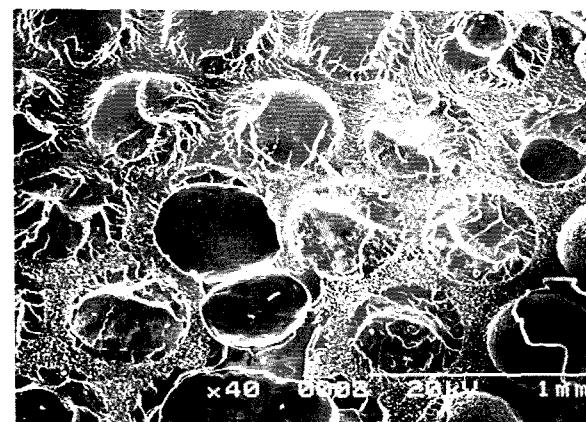


Fig. 5. Nickel-chromium alloy surface of group II after debonding(X40)

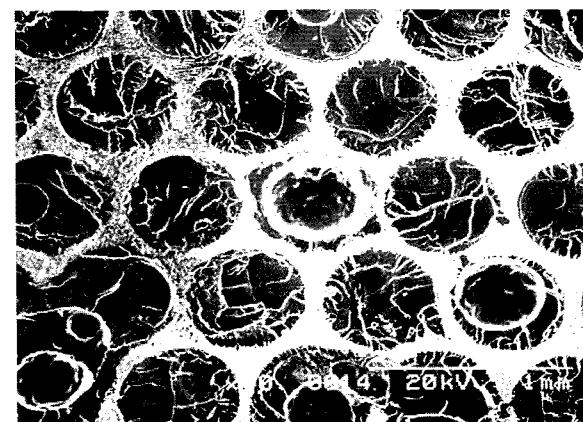


Fig. 8. Bracket base of group III after debonding (X40)

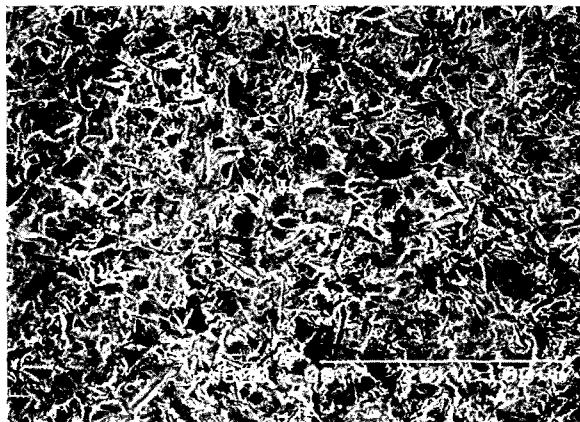


Fig. 9. Nickel-chromium alloy surface after sandblasting (X500)

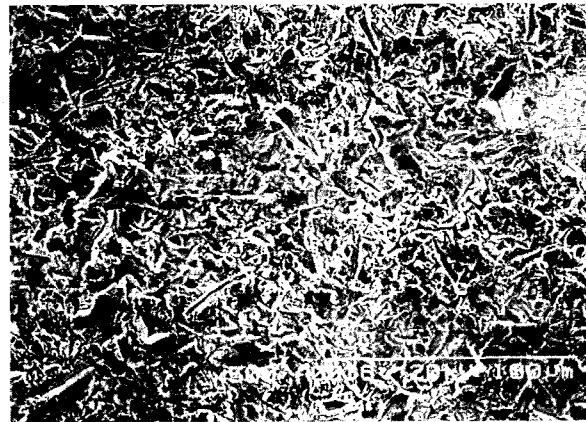


Fig. 10. Nickel-chromium alloy surface after sandblasting and tin-plating(X500)



Fig.11. Nickel-chromium alloy surface after tin-plating(X500)

#### IV. 고 쟈

브라켓과 같은 일반적인 교정장치의 탈락요인은 교정력보다는 실제로 교합력에 의한 경우가 대부분이며 교정치료시 브라켓에 가해지는 최대의 힘을 Newman<sup>18)</sup>은 약 29kg/cm<sup>2</sup>, Reynolds<sup>21)</sup>는 60~80kg/cm<sup>2</sup> 정도로 보고한 바 있다. 그러므로 구강내 존재하는 니켈-크롬합금의 표면에 브라켓을 직접 접착시 반영구적인 접착력보다는 교정치료기간내에만 유지 가능한 정도의 임상적 가치가 있는 접착강도의 획득이 필요하다.

본 실험에서 사용된 기능적 모노머의 일종인 4-Methacryloxyethyl Trimellitate Anhydride (4-

META)는 용융점이 95~96°C인 백색 결정구조로서, 분자내에 소수성인 벤젠핵과 친수성인 carboxyl기를 갖고 있는 관능성 모노머이며 이 모노머가 비귀금속의 표면에 형성되어 있는 산화막과 화학적으로 강하게 결합하는 것으로 알려져 있다<sup>22)</sup>. Ohno 등<sup>20)</sup>은 4-META의 모노머가 chromium oxide 산화막에 친화성을 가진다고 보고한 바 있고 Yamashita<sup>23)</sup>는 4-META가 금속의 산화막 성분과 화학적 결합후 벤젠기가 내수성을 발휘하여 수분에 대한 저항력이 증가한다고 하였다. 또한 Tanaka 등<sup>26)</sup>은 4-META가 함유된 레진 접착제 사용시 특이할 만한 조직의 위해반응이나 치은 자극도 없었다고 보고하였다.

그러나 Atta 등<sup>4)</sup>은 4-META가 함유된 Super-bond를 사용시 무기질 필러가 함유된 일반 레진에 비해 수분 흡수율이 높아 이로 인한 구강내에서의 조기 탈락 가능성을 지적하였고, Tanaka 등<sup>26)</sup>, Tanaka 등<sup>25)</sup>은 4-META가 함유된 레진 접착제가 니켈-크롬합금의 표면에 강하게 결합하나 합금의 일부 성분인 구리, 망간 등으로 인하여 내구성 있는 산화막의 형성이 일부 방해를 받으므로 보다 수분에 저항력이 높고 강한 결합력을 유지하기 위해서는 Potassium permanganate나 HNO<sub>3</sub> 등과 같은 산화처리액을 이용한 전표면처리가 필요하다고 하였다. 이때 형성되는 산화막의 두께는 100 Å 미만으로서 금속 표면의 물성에는 영향이 없으며 오히려 응집력 소실을 감소시킨다고 주장하였다. 또한 Ishijima 등<sup>14)</sup>과 Watanabe 등<sup>28)</sup>도 니켈-크롬 합금과 4-META가 함유된 레진 접착제가 강한 접착력을 유지하기 위해서는 화학처리법 등과 같은 금속 표면에 대한 전처치가 필요하다고 보고하고 있다. 그

러나 Barzilay 등<sup>6)</sup>은 Tanaka 등<sup>26)</sup>, Tanaka 등<sup>25)</sup>과 상반된 견해를 보고하였는데, 4-META 자체가 지니는 화학적 결합력의 강도가 우수하여 레진의 접착력 증가 및 유지를 위해 부가적인 기계적 유지형태도 필요없으며 또한 니켈-크롬합금에 산화 처리시 오히려 접착강도의 감소가 초래되므로 표면 처리에 대한 부정적인 견해를 제시하였다.

이와같이 니켈-크롬합금의 전처리에 대한 다소의 논란이 있으나 다수의 보고에서와 같이 니켈-크롬합금과 4-META가 함유된 접착제의 지속적인 결합력 유지를 위해서는 일련의 전표면처리 과정이 필요할 수 있는 것으로 여겨진다. 그러나 브라켓과 같은 교정장치를 구강내에 직접 접착시 구강내 금속보철물 표면에 대한 처리가 이러한 방법들로서는 불가능하므로 실효성이 없으며 향후 교정치료 영역에서 이용 가능한 보다 다양한 방법의 개발이 필요할 것으로 생각된다.

본 실험에서도 니켈-크롬합금의 표면에 특정한 처리없이 Super-bond만으로 브라켓을 접착한 대조군에서 평균 10.50MPa의 인장접착강도를 보인 반면, 샌드블라스팅후 Super-bond로 접착한 실험 I군에서 평균 14.41MPa의 접착강도를 보여 대조군보다 높게 나타났다( $P<0.01$ ). 또한 브라켓의 탈락양상도 대조군의 경우 70%가 브라켓과 접착제의 계면에서 adhesive failure를, 30%가 니켈-크롬합금과 접착제 계면에서 adhesive failure를 나타낸 반면 실험 I군에서는 모두 브라켓과 접착제 계면에서 adhesive failure를 나타내었고, 탈락면의 주사전자현미경 관찰에서도 대조군에서는 일부 접착제가 브라켓 기저면에 부착되어 있는 반면, 실험 I군의 경우 거의 대부분의 접착제가 합금에 부착되어 있는 것으로 보아 니켈-크롬합금의 표면에 대한 Super-bond의 초기 인장접착강도가 일반 레진에 비해 매우 우수하고 샌드블라스팅법도 유용성이 있다고 생각된다. 이로 미루어 샌드블라스팅후 Super-bond사용시 니켈-크롬합금의 표면에 산화처리가 없어도 브라켓을 유지할 수 있는 필요한 접착강도가 얻어질 수 있다고 생각되나, 실제 임상에서 적용시 구강내에서는 Ischijima 등<sup>14)</sup>의 지적과 같이 다양한 온도변화 및 수분의 이동이 존재하므로 이로 인해 사용된 레진 접착제와 금속사이의 계면에 분리현상이 나타날 수가 있다. 본 실험의 경우 Super-bond로 접착후 약 24시간만 항온 수조에 보관하여 초기 인장접착강도를 측정, 비교한 것이므로 향후 이에 대한 장기간의 연구 및 검증이 필요할 것으로 생각된다.

한편 금합금과 같은 귀금속의 표면에는 비귀금속과 달리 자연적으로는 산화막이 거의 형성되지 않아 4-META가 함유된 레진 접착제를 이용시 부가적인 표면 처리가 필요하다<sup>7)</sup>. Tin-plating법은 이와같이 내구성이 강한 산화막의 형성에 이용되어 왔으며 구강내에서도 사용이 가능하게 개발되어 있다<sup>32)</sup>. Bertolotti와 Paganetti<sup>8)</sup>는 저전압 tin-plating을 귀금속에 적용시 접착력의 증가 효과가 있다고 보고하였고 Gates 등<sup>13)</sup>과 Yoshida 등<sup>30)</sup>도 귀금속의 표면에 4-META가 함유된 접착제를 사용시 tin-plating이 필요하다고 하였다. 또한 Zachrisson과 Buyukilmaz<sup>32)</sup>도 금합금에 적용시 Super-bond의 접착력이 증가함을 보고하면서 이때 피막의 두께가 2 $\mu$ m정도로 균일하게 되어야 효과가 있다고 하였다. 그러나 비귀금속에 적용시 그 효과에 대해서는 다수의 논문에서 부정적이며, 또한 구강내 적용시 tin의 국소적 혹은 전신적 위해작용에 대한 검증이 없는 상태이므로 교정 영역에서의 임상적 적용은 제한적인 것으로 보고<sup>8,13,30)</sup>되고 있다.

이와같이 니켈-크롬합금의 표면에 tin-plating법을 적용하는 부분에는 연구도 희소하고 또한 효과에 대해서도 부정적이나, 본 실험에서는 실험 II군과 실험 III군에 각각 적용하여 그 효과에 대한 비교평가를 해보았다. Tin-plating처리후 Super-bond로 접착한 실험 III군은 평균 인장접착강도가 13.59MPa로 나타나 실험 I군의 수치보다는 약간 낮으나 통계학적으로는 유의한 차가 없었고( $P>0.05$ ) 대조군의 10.50MPa보다는 높게 나타났다( $P<0.01$ ). 브라켓의 탈락양상도 모두 브라켓과 접착제 계면에서 adhesive failure만 관찰되었다. 이는 Tanaka 등<sup>26)</sup>, Zachrisson과 Buyukilmaz<sup>32)</sup>가 보고한 결과와는 상반되게 나타나, 4-META가 함유된 레진 접착제를 사용시 니켈-크롬합금에도 tin-plating이 다소 효과가 있는 것으로 여겨지나 향후 장기간의 실험 등을 통하여 충분한 검증이 필요한 부분이라고 생각된다. 그러나 샌드블라스팅 및 tin-plating처리를 병용한 실험 II군에서는 브라켓의 탈락양상은 모두 브라켓과 접착제 계면에서 adhesive failure만 관찰되었으나, 평균 인장접착강도는 12.27 MPa로 나타나 대조군보다는 높으나 통계학적으로는 유의한 차가 없었고( $P>0.05$ ), 실험 III군보다는 낮은 수치를 보였지만 통계학적으로는 유의한 차가 없었다( $P>0.05$ ). Zachrisson과 Buyukilmaz<sup>32)</sup>는 금합금의 표면에 적용시 병용처리군에서 가장 높은 접착강도를 보였다고 보고하였으나 본 실험의 병용처리군

에서 오히려 접착강도가 상대적으로 낮게 나타난 것은 샌드블라스팅 후 형성된 금속 표면의 요철부위가 tin-plating에 의해 오히려 기계적 결합력 증가에 약한 형태로 변형되었을 가능성 때문인 것으로 생각되는데, 브라켓의 접착없이 각각의 표면 처리만 시행한 시편의 주사전자현미경 소견에서도 샌드블라스팅 처리면이 가장 균일하고 많은 요철이 관찰된 반면, tin-plating 처리면의 경우 상대적으로 적은 양의 요철이, 병용처리한 금속면은 요철상은 많으나 균일하지 않은 것으로 나타나므로 샌드블라스팅만 시행한 Super-bond로 접착시 상대적으로 좋은 결과가 얻어질 수 있을 것으로 생각되나 이에 대한 향후의 충분한 연구가 필요할 것으로 생각된다.

이상과 같은 결과로 미루어 니켈-크롬합금에 산화 처리등과 같은 전표면처리 없이도 샌드블라스팅 및 tin-plating을 각각 적용한 Super-bond로 브라켓을 접착시 임상적으로 적용 가능한 접착강도의 획득이 가능하다고 사료되나 병용사용은 큰 의미가 없다고 생각된다. 그러나 니켈-크롬합금과 접착제의 계면에 온도변화 및 수분이 접하는 실험 기간이 짧아, 향후보다 장기적인 실험으로 이에 대한 검증 및 연구가 있어야 할 것으로 생각되며 특히 tin-plating 적용시 인체에 대한 독성 유무 및 유용성에 대한 보다 많은 연구가 필요하리라 생각된다.

## V. 결 론

니켈-크롬합금의 표면에 특정한 전처리없이 치과용 브라켓을 Super-bond로 접착한 대조군과 샌드블라스팅 및 tin-plating을 각각 혹은 병용으로 표면처리후 Super-bond로 접착한 실험 각군의 인장접착강도, 브라켓 탈락양상 및 주사전자현미경 소견을 관찰한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

인장접착강도는 니켈-크롬합금의 표면에 샌드블라스팅 처리후 Super-bond로 브라켓을 접착한 실험 I군이  $14.41 \pm 2.24$  MPa로 가장 높았고, tin-plating 처리후 Super-bond로 접착한 실험 III군이  $13.59 \pm 1.51$  MPa, 샌드블라스팅후 tin-plating 처리를 하고 Super-bond로 접착한 실험 II군이  $12.27 \pm 1.45$  MPa, 특정한 표면처리 없이 Super-bond로 접착한 대조군이  $10.50 \pm 1.57$  MPa로 가장 낮게 나타났으나 실험 I군과 실험 III군간, 실험 III군과 실험 II군간, 실험 II군과 대조군간에는 유의한 차이가 없었다( $P > 0.05$ ).

1. 브라켓의 주된 탈락양상은 대조군의 경우 70%가 브라켓과 접착제 계면에서 adhesive failure를, 30%가 니켈-크롬합금과 접착제 계면에서 adhesive failure를 나타내었고, 실험 각군은 모두 브라켓과 접착제 계면에서 adhesive failure를 나타내었다.
2. 주사전자현미경 소견에서 대조군의 경우 일부 레진이 브라켓 기저면에 부착되어 나타났으나 실험 각군에서는 거의 대부분의 레진이 니켈-크롬합금면에 부착되어 관찰되었고, 샌드블라스팅만 시행한 시편면이 가장 균일하고 조밀한 표면 요철상을 나타내었다.

## 참 고 문 헌

1. 신현수, 한동후, 이근우. Silicoating이 수지접합 수복물의 결합력에 미치는 영향에 관한 실험적 연구. 대치보철지 1989 : 27 : 101-11.
2. 안준영, 배정수, 한동후. 도재소부전장관 파절시 비귀금속과 도재수리용 레진간의 결합력에 관한 실험적 연구. 대치보철지 1991 : 29 : 195-207.
3. Andreasen GF, Stieg MA. Bonding and debonding brackets to porcelain and gold. Am J Orthod Dentofac Orthop 1988 : 93 : 341-45.
4. Atta MO, Smith BGN, Brown D. Bond strength of three chemical adhesive cements adhered to nickel-chromium alloy for direct bonded retainers. J Prosthet Dent 1990 : 63 : 137-139.
5. Barreto MT, Barreto BF. A practical approach to porcelain repair. J Prosthet Dent 1982 : 48 : 349-51.
6. Barzilay I, Myers ML, Cooper LB, Graser GN. Mechanical and chemical retention of laboratory cured composite to metal surfaces. J Prosthet Dent 1988 : 59 : 131-37.
7. Bertolotti RL, Lacy AM, Watanabe LG. Adhesive monomers for porcelain repair. Int J Prosthodont 1989 : 2 : 483-89.
8. Bertolotti RL, Paganetti C. Adhesion monomers utilized for fixed partial denture(porcelain/metal) repair. Quintess Int 1990 : 20 : 579-80
9. Boyd RL, Baumrind S. Periodontal considerations in the use of bonds or bands on molars in adolescents and adults. Angle Orthod 1992 : 62 : 117-19.
10. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surface. J Dent Res 1955 : 34 : 849-51.
11. Cooley RL, McCourt JW, Train TE. Bond strength of resin to amalgam as affected by surface finish. Quintess Int 1989 : 20 : 237-39.
12. Garcia F, Kaiser DA, Malone WFP, Hubbard G. Shear bond strength of two resin adhesives for acid-etched metal prostheses. J Prosthet Dent 1991 : 65 : 787-89.
13. 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 : 12-14.
14. Ishiijima T, Caputo AA, Mito R. Adhesion of resin to casting alloys. *J Prosthet Dent* 1992 : 67 : 445-49.
  15. Love LD, Breitman JB. Resin retention by immersion-etched alloy. *J Prosthet Dent* 1985 : 53 : 623-24.
  16. Matsumura H, Kawahara M, Tanaka T, Atsuta M. Surface preparations for metal frameworks of composite resin veneered prostheses made with an adhesive opaque resin. *J Prosthet Dent* 1991 : 66 : 10-15.
  17. Musil R, Tiller HJ. Die molekulare kopplung der kunststoff-verblendung an die legierungsoberfl. *Che Dental-labor XXXII Heft* 1984 : 1155-157.
  18. Newman GV. Epoxy adhesives for orthodontic attachments - progress report. *Am J Orthod* 1965 : 51 : 901-12.
  19. Ohno H, Araki Y, Endo K. A new method for promoting adhesion between precious metal alloys and dental adhesives, *J Dent Res* 1992 : 71 : 1326-331.
  20. Ohno H, Araki Y, Sagara M. The adhesion mechanism of dental adhesive to the alloy-relationship between Co-Cr alloy surface structure analyzed by ESCA and bonding strength of adhesive resin. *Dent Mater J* 1986 : 5 : 46-65
  21. Reynolds IR. A review of direct orthodontic bonding. *Br J Orthod* 1975 : 2 : 171-78.
  22. Takeyama M, Kashibuchi N, Nakabayashi N, Masuhara E. Report #17-studies on pre-hardened resins for dental use and a resin adhering to teeth as well as dental metals. *Dent Sci Eng* 1978 : 19 : 179-80.
  23. Tanaka M, Hirano M, Kawahara M, Matsumura H, Atsuta M. A new ion-coating surface treatment of alloys for dental adhesive resins. *J Dent Res* 1988 : 67 : 1376-380.
  24. Tanaka T, Atsuta M, Nakabayashi N, Masuhara E. Surface treatment of gold alloys for adhesion. *J Prosthet Dent* 1988 : 60 : 271-79.
  25. Tanaka T, Fujiyama E, Shimizu H, Takaki A., Atsuta M. Surface treatment of nonprecious alloys for adhesion- fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 1986 : 55 : 456-62.
  26. Tanaka T, Nagata K, Takeyama M, Atsuta M, Nakabayashi N, Masuhara E. 4-META opaque resin-A new resin strongly adhesive to nickel-chromium alloy. *J Dent Res* 1981 : 60 : 1697-706.
  27. Thompson VP, Castillo ED, Livaditis GJ. Resin-bonded retainers. Part I : Resin bond to electrolytically etched nonprecious alloys. *J Prosthet Dent* 1983 : 50 : 771-79.
  28. Watanabe F, Powers JM, Lorey RE. In vitro bonding of prosthodontic adhesives to dental alloy. *J Dent Res* 1988 : 67 : 479-83.
  29. Yamashita A. A dental adhesive and its clinical application *Quintess Int* 1983 : 2 : 27-29.
  30. Yoshida K, Taira Y, Matsumura H, Atsuta M. Effect of adhesive metal primers on bonding a prosthetic composite resin to metals. *J Prosthet Dent* 1993 : 69 : 357-62.
  31. Yu XY, Wei G, Xu JW. Experimental use of a bonding agent to reduce marginal microleakage in amalgam restorations. *Quintess Int* 1987 : 18 : 783-87.
  32. Zachrisson BU, Buyukyilmaz T. Recent advances in bonding to gold, amalgam, and porcelain. *JCO* 1993 : 27 : 661-75.

---

- ABSTRACT -

## THE EFFECTS OF SURFACE TREATMENT OF DENTAL NICKEL-CHROMIUM ALLOY ON TENSILE BOND STRENGTH

Eun-Suk Lee, D.D.S., M.S.D., Oh-Won Kwon, D.D.S., M.S.D., Ph.D.,

*Dept. of Orthodontics, College of Dentistry, Kyungpook National University*

This study was conducted to evaluate the tensile bond strength by bonding the dental bracket with Super-bond after treating the surface of dental Nickel-Chromium alloy with sandblasting, sandblasting & tin-plating, respectively, and tin-plating.

10 pieces of Nickel-Chromium alloys with brackets bonded with Super-bond without their surface treatment were sampled as a control group, 20 pieces of Nickel-Chromium alloy brackets bonded with Super-bond after treating them with sandblasting as group I, 20 pieces of Nickel-Chromium alloys tin-plated and bonded with Super-bond after sandblasting as group II, and then 20 pieces of alloys with brackets bonded with Super-bond after tin-plating as group III.

The result of those examination and comparison is summarized as follows:

1. Group I showed the mean tensile bond strength of  $14.41 \pm 2.24 \text{ MPa}$  which was highest among 4 groups, followed by group III(  $13.59 \pm 1.51 \text{ MPa}$  ), group II(  $12.27 \pm 1.45 \text{ MPa}$  ), and control group(  $10.50 \pm 1.57 \text{ MPa}$  ), respectively. However, it was shown that there was no statistically significant difference between group I and III, group III and II, and group II and control group(  $P > 0.05$  ).
2. The main failure pattern of those brackets showed that 70% of the control group had an adhesive failure at the bracket-Superbond interface, and 30% at the Nickel-Chromium alloy-Superbond interface, while other groups did the adhesive failure at the bracket-Superbond interface.
3. When examined under SEM, it was shown that adhesives were mostly attached to the surface of the Nickel-Chromium alloy for all groups while a considerable quantity of adhesives were attached to the bracket base. Then, those samples treated only with sandblasting showed the most even and remarkable roughness of their surface.

KOREA. J. ORTHOD. 1997 ; 27 : 493-502

\* Key words : Dental nickel-chromium alloy, surface treatment, tensile bond strength