- 대한치과턱관절기능교합학회지 22권 3호, 2006 -

도재 전장 금관용 비귀금속 합금의 결합강도에 관한 연구

단국대학교 치과대학 보철학 교실

김철만·이종혁·조인호

Ⅰ. 서 론

도재 전장 금관은 우수한 강도, 심미성, 내구성 그리고 구강내에서의 안정성을 갖춘 우수한 수복물로, 1950년대 초 개발된 이래 현재 임상에서 널리 사용되고 있다.[1)]

도재 전장관용 합금이 갖추어야 할 물리적 성질로는 적절한 강도, 가공성, 주조 정밀성, 그리고 도재와의 결합강도 등이 있다.[2)] 이들 중 도재와의 결합은 화학적 결합, 기계적 결합, Van der Waals force에 의한 결합, 그리고 도재와 금속의 열팽창계수의 차이에 의해 발생되는 수축력에 의한 결합 등이 있다.[3)] 또한, 이러한 도재와 합금간의 결합력에 영향을 미치는 요소로는 도재의 축성 및 소성방법,[4)] 도재와 금속간의 접촉 상태,[2)] 금속의 산화정도 및 표면처리,[5)] 도재의 종류,[6,7)] 내부금속관의 형태[8)] 등이 있다.

한편, 도재 전장관용 합금은 크게 귀금속 합금과 비귀금속 합금으로 대별된다. 귀금속 합금은 주조성이 좋고 연성, 전성 및 부식 저항성이 높으며 도재 색조 표현이 유리하고, 연마가 용이하여 주로 사용 되어 왔으나, 요즈음에는 고가인 금 합금을 대신할 수 있는 비귀금속 합금도 많이 사용 되고 있다. 비귀금속 합금은 변형에 대한 저항성이 커서 얇게 제작이 가능하여 도재의 심미성을 증진시키며, 치질의 삭제량을 줄일 수 있는 장점이 있으나, 생체 적합성과 부식 저항성이 낮은 단점을 가지고 있다.[9)]

반면에, 티타늄은 골 결합 능력이 우수하여 임프란트 재료로 성공적으로 사용하고 있을 뿐만 아니라 비중이 니켈-크롬합금의 1/2, 금합금의 1/4정도로 낮아 환자에게 편안함을 주며, 열전도율이 치아의 법랑질과 비슷하여 냉온 음식에 자극을 덜 받고, 금속 맛이 없고, 연신율이 높아 연마가 용이하여 모든 보철물에 실제적으로 사용할 수 있다.[10)] 그러나, 티타늄은 용융온도(약 1700℃)가 높아 주조의 어려움이 있다.[11)] 1970년대 초 치과용 티타늄 주조기와 매몰재가 개발되어 티타늄을 주조하기 시작하였으나, 주조체 내부기포와 주조결함 등의 문제가 있었다.[12)] 티타늄 주조의 어려움을 극복하기 위하여 티타늄 괴를 직접 가공하는 방법이 고안되었지만, 이 또한 특수한 장비와 숙련된 기술을 필요로 하는 단점이 있다.[13)] 또한, 티타늄은 두꺼운 산화막을 생성하고 열팽창계수가 낮아 도재와의 결합력이 저하되어 비교적 높은 도재파절이 보고 되고 있다.[14)]

현재 티타늄보다 용융온도가 낮아 주조가 용이하며 적절한 열팽창계수를 갖는 티타늄 함유 비귀금속 합금이 개발되어 사용 중이다. 이에 본 실험에서는 티타늄 함유 비귀금속 합금의 도재결합강도를 알아보기 위하여 3점 굴곡 시험으로 결합강도를 측정하여 임상에서 많이 사용되고 있는 니켈-크롬 합금의 도재결합강도와 비교하였다.

Ⅱ. 연구재료 및 방법

1. 연구재료

도재 전장관용 비귀금속 합금과 도재간의 결합강도를 측정하기 위해 티타늄 함유 비귀금속 합금으로는 Tilite®V(Talladium, U.S.A.)를 사용하였고, 니켈-크롬 합금으로는 Rexilium®V(Pentron, U.S.A.)를 사용하였다. 도재 분말로는 Omega900® (Vita, Germany)과 Vintage(Regular)®(Shofu, Japan)를 사용하였다(Table 1).

2. 시편제작

1) Plastic판을 사용하여 27.0×3.0×0.6 ㎜ 크기를 갖는 납형 40개를 제작하였다. 납형에 주입선을 부착한 후에 제조사가 추천하는 매몰재로 납형을 매몰하고 합금을 소환, 주조하였다. Micro fine 1700®(Talladium, U.S.A.)매몰재를 이용하여 Tilite®V를 소환, 주조하여 20개의 금속 시편을 제작하였고, C-B30®(Ticonium, U.S.A.)매몰재를 이용하여 Rexilium®V를 소환, 주조하여 20개의 금속 시편을 제작하였다.
2) 제작된 금속 시편은 25.0×3.0×0.5 ㎜ 크기가 되도록 기공용 carbide bur로 조정하고, 도재 피개면을 연마하였으며, 60 ㎛ alumina oxide를 3 bar의 압력으로 분사한 후 초음파 세척과 증기 세척을 시행하였다.
3) 제작된 금속시편의 중앙부에 8.0×3.0×1.0 ㎜ 크기의 도재층을 사각형 상자형태의 분할형 plastic틀을 사용하여 소성하였다. 먼저 degassing과정을 시행한 후, opaque 2회 소성, dentine 2회 소성, glazing 소성하였다. 이때 ProgramatX1®(Ivoclar, Liechtenstein)을 이용하여 Table 2와 같이 도재 소성을 시행하였다(Fig. 1).
4) Tilite®V 금속시편 20개에 Omega900®과 Vintage(Regular)®를 각각 10개씩, Rexilium®V 금속시편 20개에도 마찬가지로 Omega900®과 Vintage(Regular)®를 각각 10개씩 소성하였다. Table 3과 같이 4개의 군으로 나누어, 군당 10개 씩, 총 40개의 시편을 제작하였다.

3. 결합강도 측정

도재전장관용 합금과 도재간의 결합강도를 측정하기 위하여 만능역학 실험기 Instron®3366 (Instron Co., U.S.A.)에 시편을 양쪽 지지대(20 ㎜ 간격)에 위치시키고, 시편의 중앙에 cross head speed 0.5 ㎜/min으로 하중을 가하여 3점 굴곡 시험을 시행하였다. 결합강도는 다음의 공식에 따라 계산하였다.

$$\sum = k * F \ (N/㎟)$$

Table 1. Physical properties of alloys and porcelains used in this study

Alloy	Tilite®V	Rexilium®V
Composition(%)	Ni(72), Cr(14), Mo(9), Ti(4)	Ni(73), Cr(14), Mo(9)
Yield strength(psi)	98,000	85,000
Tensile strength(psi)	178,000	125,000
CTE*($\times 10^{-6}$/℃)	13.1	13.9
Porcelains	Omega900®	Vintage(Regular)®
Composition(%)	SiO_2(49), Al_2O_3(16)	SiO_2(44), SnO_2(26), Al_2O_3(10)
CTE*($\times 10^{-6}$/℃)	13.1	12.6

* CTE : coefficient of thermal expansion

Table 2. Firing schedule of porcelains

		Base Temp.(℃)	Heat rate (℃/min)	Final Temp.(℃)	Holding time(min)	Vaccum start(℃)	Vaccum end(℃)
Vintage (Regular)®	Opaque	650	60	930	3	73	930
	Dentin	650	60	930	3	73	930
	Glazing	650	70	938	0	0	0
Omega900®	Opaque	500	67	900	2	600	900
	Dentin	600	50	900	1	600	900
	Glazing	600	75	900	2	600	900

Table 3. Classification of experimental groups

Group	Alloy	Porcelain	No. of Specimen
A	Tilite®V	Omega900®	10
B	Tilite®V	Vintage(Regular)®	10
C	Rexilium®V	Omega900®	10
D	Rexilium®V	Vintage(Regular)®	10

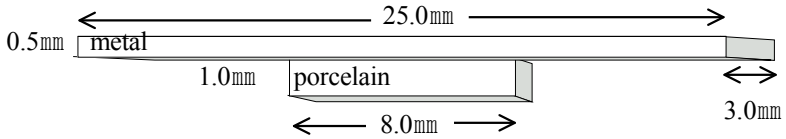

Fig. 1. The diagram of three point bending test specimen.

이때 ∑는 결합강도를 나타내며, k는 시편의 탄성계수와 두께에 따라 결정되는 상수이며, F는 금속과 도재의 분리가 일어나 하중이 급격히 감소하는 지점에서 측정한 하중이다.

통계처리는 SPSS® V.11.0 for windows(SPSS Inc., U.S.A.)를 이용하여 시행하였다. 각 군들이 정규분포를 이루는지를 검사하기 위하여 K-S test를 시행하였고, 각 요소가 결과에 미치는 영향을 알아보기 위하여 one-way ANOVA test, Duncan's multiple range test와 independent *t*-test를 시행하여 각 군 간의 유의성을 분석하였다. 본 연구의 자료 검정에 이용된 유의수준은 95%이었다.

Ⅲ. 연구성적

각 군의 결합강도의 평균과 표준편차는 Table 4와 Fig. 2와 같았다. 평균 결합강도는 C (Rexilium®V-Omega900®)군에서 32.7 Mpa로 가장 높은 값을 보였고, 다음으로 A(Tilite®V- Omega 900®)군은 30.1 Mpa, D(Rexilium®V- Vintage (Regular)®)군은 22.0 Mpa 그리고 B(Tilite®V-Vintage(Regular)®)군은 20.1 Mpa을 나타내었다.

각 군들 간의 one-way ANOVA test에서 유의한 차이가 있었으며 Duncan's multiple range test를시행한 결과, 합금의 종류에 따른 비교에서는 두

Table 4. Mean values and standard deviations of bond strength

Groups	Mean(Mpa)	SD	N
A	30.1	±2.9	10
B	20.1	±2.7	10
C	32.7	±2.3	10
D	22.0	±2.0	10

A: Tilite®V-Omega900®
B: Tilite®V-Vintage(Regular)®
C: Rexilium®V-Omega900®
D: Rexilium®V-Vintage(Regular)®

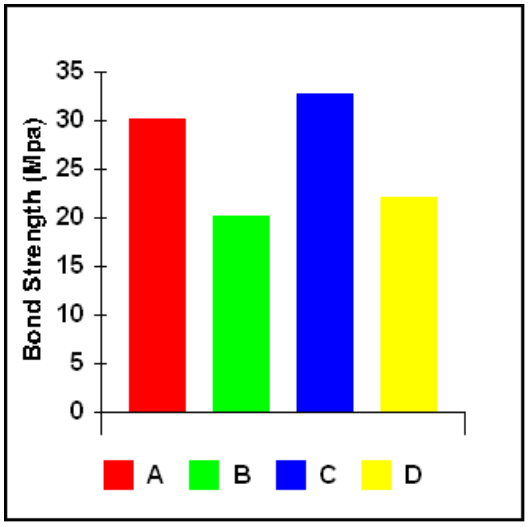

Fig. 2. The means of bond strength of each groups.

가지 도재 모두에서 Tilite®V의 도재결합강도가 Rexilium®V보다 더 낮았는데, 도재로 Vintage (Regular)®를 사용한 경우에는 두 합금 간에 유의한 차이를 보이지 않았으나 Omega900®의 경우에는 유의한 차이를 보였다($p < 0.05$). 도재의 종류에 따른 비교에서는 두 가지 합금 모두에서 Omega900®이 Vintage(Regular)®보다 합금과의 결합강도가 더 높았으며 유의한 차이를 보였다($p < 0.05$)(Table 5).

Table 5. Results of Duncan's multiple range test for bond strength

Group	A	B	C	D
A				
B	*			
C	*	*		
D	*		*	

* denotes pair of groups significantly different at the 0.05 level

Table 6. Results of independent t-test for alloys

Alloys	Mean(Mpa)	SD	N	Sig.(2-tailed)
Tilite®V	25.1	±5.8	20	.240
Rexilium®V	27.3	±5.9	20	

Table 7. Results of independent t-test for porcelains on Tilite®V

Alloys	Mean(Mpa)	SD	N	Sig.(2-tailed)
Omega900®	30.1	±2.9	10	.000
Vintage(Regular)®	20.1	±2.7	10	

Independent *t*-test를 시행한 결과, 도재결합강도는 Tilite®V(25.1 Mpa)가 Rexilium®V(27.3 Mpa)보다 더 낮았으나 유의한 차이는 없었으며(Table 6), 두 도재간의 Tilite®V의 도재결합강도 비교에서는 Omega900®(30.1 Mpa)이 Vintage(Regular)®(20.1 Mpa)보다 더 높았으며 유의한 차이가 있었다(Table 7)($p < 0.05$).

Ⅳ. 총괄 및 고안

오늘날 도재전장금관은 우수한 강도, 심미성, 내구성 그리고 구강 내에서의 안정성 등의 장점

으로 치과임상에서 가장 선호되는 보철 치료의 한 형태이다.[1)]

도재의 낮은 전단 및 인장 강도와 충격에 대한 취약성을 극복하여 성공적인 도재전장금관을 제작하기 위해서는 치과용 합금과 도재 사이의 견고한 결합을 얻는 것이 필요하며, 현재까지 알려진 도재 전장관용 합금과 도재간의 결합기전은 화학적인 결합, 기계적인 결합, Van der Waals force에 의한 결합, 그리고 도재와 금속의 열팽창계수 차이 때문에 발생하는 압축력에 의한 결합 등이 있다.[3)]

Shell과 Mielson[3)]은 화학적 결합이 가장 중요하고 Van der Waals force에 의한 결합이 약간 기여를 하며 기계적 결합력은 중요한 역할을 하지 않는다고 하였다. 이러한 화학적 결합은 degassing이나 도재소성 과정 중에 금속 표면에 형성된 산화물이 도재 내로 확산되어 도재 내 산화물과 공유결합이나 이온결합을 함으로써 이루어진다.[3)] Lee 등[15)]과 Kang[16)]은 적절한 화학적 결합을 얻기 위해서는 degassing을 시행하는 것이 유리하다고 보고하였다. 적절한 산화막이 있는 도재용 금속의 계면은 산화막이 너무 두껍거나 얇은 계면보다 접착실패에 대한 저항성이 더 크다.[17)]

비귀금속은 주성분들이 쉽게 산화되어 과도한 산화막이 형성될 수 있기 때문에 도재와 합금의 분리가 일어나기 쉽다.[9)] Mclean[18)]은 비귀금속 합금의 과도한 산화막은 자체의 강도가 약하여 파절되기 쉽고 도재내로 확산된 Cr_2O_3가 계면 도재의 열팽창계수를 감소시켜 압축응력에 의한 도재균열을 야기하여 낮은 도재결합력을 보인다고 보고하였다.

한편, 티타늄은 고가의 귀금속 합금에 대한 대체금속으로 생체 적합성이 우수하여 의료용 임프란트 재료로 성공적으로 사용되고 있으며, 치과 영역에서 낮은 비중, 법랑질과 유사한 열전도, 높은 연신율로 고정성 및 가철성 보철물 제작에도 널리 사용되고 있다.[10)]

그러나, 티타늄은 용융온도(약 1700℃)가 높아 주조의 어려움이 있다.[11)] 1970년대 초기에 치과용 티타늄 주조기가 소개된 후, 아르곤이나 헬륨하에서 티타늄을 용융시킨 다음 가압흡인 또는 원심주조 방식으로 주조하는 전용 주조기와 매몰재가 개발되었으나, 티타늄 주조체에는 내부기포와 주조결함 등의 문제가 있었다.[12)] 티타늄 주조의 어려움을 극복하기 위하여 티타늄 괴를 직접 가공하는 방법이 고안되었지만, 이 또한 특수한 장비와 숙련된 기술을 필요로 하는 단점이 있었다.[13)] 또한, 티타늄은 다른 귀금속이나 비귀금속보다 열팽창계수가 낮아 도재소성 시에 티타늄과 유사하거나 낮은 열팽창계수를 갖는 전용도재를 사용해야 하는 한계를 가지고 있다.[14)] 이러한 단점들을 극복하기 위해 융점이 낮아 주조가 용이하며 열팽창계수가 적절하여 일반 도재와의 소성이 가능한 티타늄 함유 비귀금속 합금 Tilite®V가 개발되어 사용되고 있는데, 티타늄 함유로 온도변화에 대한 대응력이 있어 치수격리 역할을 할 수 있고, 비자기장으로 구강 내에서 다른 금속과 갈바닉 반응을 일으키지 않는 등의 장점이 있어 현재 임상에서 주목받고 있다.[19-21)]

이에 본 연구에서는 티타늄 함유 비귀금속 합금의 도재결합강도를 알아보기 위하여 임상에서 많이 사용되고 있는 니켈-크롬 합금의 도재결합강도와 비교하였다. 결합강도 측정에는 반복적 재현이 가능하며 정량화 되어 있고 시편제작과 실험이 용이한 3점 굴곡시험을 사용하였고, 도재 두께가 얇을 경우에 도재 층 내부의 파절이 일어날 수 있으므로 실험에 사용된 시편의 금속과 도재의 두께비율은 1 : 2 이상이었다.[22)]

3점 굴곡 시험을 시행한 결과, 티타늄 함유 비귀금속 합금인 Tilite®V의 도재결합강도는 니켈-크롬 합금인 Rexilium®V의 92%수준이었으나 유의한 차이는 없었다. Pröbster 등[23)]은 티타늄과 도재간의 결합강도는 니켈-크롬 합금과 도재간의 결합강도의 38-58%의 범위에 속한다고 하였고, Saadet와 Semih[24)]는 60%수준에 이른다고 하였으며, Park 등[25)]의 실험에서는 74%수준이었다.티타늄은 고온에서 활성이 높아 산소, 질소, 수소 등과 친화성이 있어 도재소성 시 비교적 두껍고 쉽게 분리되는 티타늄 산화막이 형성된다.[26)] Adachi 등[26)]은 티타늄과 도재간의 낮은 결합강도

는 도재소성 중에 두꺼운 티타늄 산화막이 생성되기 때문이라고 하였는데, Tilite®V도 티타늄 함유로 인하여 도재소성 시에 산화막이 두껍게 형성되어 도재와의 결합력을 감소시키는 것으로 생각된다.

두 가지 도재의 종류에 따른 Tilite®V의 도재결합강도는 Omega900®을 사용한 경우가 Vintage (Regular)®의 경우보다 높은 경향을 보였으며 유의한 차이가 있었다($p < 0.05$). 결합강도의 차이는 도재성분의 차이 또는 합금과의 열팽창계수의 차이로 생각된다. Kim과 Cho[27]는 산화물이 화학적 결합에 미치는 영향을 규명하기 위한 실험에서 Al을 도금한 도재와 비귀금속 합금과의 결합강도가 여러 가지 금속원소 중에서 가장 우수하다고 하였는데, 본 실험에 사용된 도재의 성분 중 Al_2O_3가 Omega900®에는 16%, Vintage (Regular)®에는 10%함유되어 있어, 도재성분의 차이가 두 도재간의 Tilite®V의 결합강도의 차이에 영향을 미쳤을 것으로 생각된다. 또한 Dehoff 등[28]은 열팽창계수의 차이가 적을수록 도재-금속간의 결합강도가 더 크다고 하였고, Kim 등[29]과 Lim 등[6]은 도재와 금속간의 열적 부조화는 금속보다 도재에 의한 영향이 더 크게 작용한다고 하였는데, Omega900®에서 Tilite®V와 도재간의 열팽창계수의 차이가 Vintage(Regular)®에서의 경우보다 더 적어서 결합강도가 더 큰 것으로 생각된다.

티타늄 함유 비귀금속 합금은 니켈-크롬 합금에 비하여 도재결합강도는 다소 낮으나 추천할 수 있는 수준이었으며, 임상 적용 시에는 더 나은 결합강도를 위해서 도재의 성분 및 열팽창계수 등을 고려한 적절한 도재의 선택이 필요하다고 생각되며 향후 티타늄 함유 합금을 이용한 도재 전장관에 대한 추가적인 연구가 필요하리라 사료된다.

V. 결 론

본 연구에서는 시판되고 있는 티타늄 함유 비귀금속 합금의 도재결합강도를 알아보기 위하여 3점 굴곡 시험법으로 그 결합강도를 측정하여 니켈-크롬합금의 도재결합강도와 비교하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 합금의 종류에 따른 비교에서 Tilite®V가 Rexilium®V보다 도재결합강도가 더 낮았으나 유의한 차이는 없었다.
2. 도재 분말로 Vintage(Regular)®를 사용한 경우에는 Tilite®V와 Rexilium®V간에 유의한 차이를 보이지 않았으나, Omega900®을 사용한 경우에는 유의한 차이를 보였다($p < 0.05$).
3. 도재의 종류에 따른 Tilite®V의 도재결합강도의 비교에서는 Omega900®을 사용한 경우가 Vintage(Regular)®의 경우보다 더 높았으며, 도재 간에 유의한 차이를 보였다($p < 0.05$).

참 고 문 헌

1. Brecker SC. Porcelain baked to gold a new medium in prosthodontics. J Prosthet Dent 1956;6:801-10.
2. O'Brien WJ, Ryge G. Contact angles of drops of enamels on metals. J Prosthet Dent 1965;15: 1094-105.
3. Shell JS, Nielson JP. Study of the bond between gold alloys and porcelain. J Dent Res 1962;41:1424-37.
4. Leone EF, Fairhurst CW. Bond strength and mechanical properties of dental porcelain enamels. J Prosthet Dent 1967;18:155-65.
5. Lee CH, Cho SA. Effect of surface treatment of nonprecious metal for porcelain in the shear bond strength between metal and porcelain. J Korean Academy Prosthodontics 1996;34:533-8.
6. Lim AR, Lim HN, Park NS. Influence of cooling rate on thermal expansion behavior and flexural failure of PFM systems. J Korean Academy Prosthodontics 1990;28:165-91.
7. Park JM, Bae TS, Song KY, Park CW. An evaluation the crack propagation characteristics of porcelain and the bond stress of ceramo-metal system. J Korean Academy Prosthodontics 1994;32:47-76.
8. Lee MH, Jeon YC. A study on fracture strength and color by the design in metal coping in ceramo metal crown. J Korean Academy Prosthodontics 1992;30:103-24.
9. Kelly JR, Rose TC. Nonprecious alloys for use in

fixed prosthodontics; A literature review. J Prosthet Dent 1983;49:363-72.
10. Bridgeman JT, Marker VA, Hummel SK. Comparison of titanium and cobalt-chromium removable partial denture clasps. J Prosthet Dent 1997;78:187-93.
11. Eugene P. Titanium and titanium alloy as dental materials. Int Dent J 1993;43:245-53.
12. Watanabe I, watkins JH, Nakajima H, Atsuta M, Okabe T. Effect of pressure difference on the quality of titanium casting. J Dent Res 1997;3:773-9.
13. Einar B, Warren CW, Geir D, Edward RD. Mechanical properties of laser-welded cast and wrought titanium. J Prosthet Dent 1995;74:250-7.
14. Nilson H, Bergman B, Bessing C. Titanium copings veneered with Procera ceramics : A longitudinal clinical study. Int J Prosthodont 1994;7:115-9.
15. Lee EH, Jeon YC, Jeong CM, Lim JS. Effect of degassing condition on ceramic bond strength of Ni-Cr alloys. J Korean Academy Prosthodontics 2000;38:461-71.
16. Kang SH. A study on bond strength of porcelain with nonprecious alloys. J Korean Academy Prosthodontics 1980;18:49-57.
17. Baran GR. Auger chemical analysis of oxides on Ni-Cr alloys. J Dent Res 1984;63:76-83.
18. Mclean JW. The metal-ceramic restoration. Dent Clin North Am 1983;27:747-61.
19. Ihab AH, Robert SS. A qualitative study for the bond and color of ceramometals. Part Ⅰ. J Prosthet Dent 1990;63:643-53.
20. Ihab AH, Robert SS. A qualitative study for the bond and color of ceramometals. Part Ⅱ. J Prosthet Dent 1991;65:169-79.
21. John C, Richard J, Williams W. The compressive strength of nonprecious versus ceramometal restorations with various frame designs. J Prosthet Dent 1986;55:560-7.
22. Barghi N, Lorenzana RE. Optimum thickness of opaque and body porcelain. J Prosthet Dent 1982;48:429-31.
23. Pröbster L, Maiwald U, Weber H. Three point bending strength of ceramics fused to cast titanium. Eur J Oral Sci 1996;104:313-9.
24. Saadet A, Semih B. Bond strength of three porcelains to two forms of titanium using two firing atmosphere. J Prosthet Dent 2000;84:567-74.
25. Park SY, Jeon YC, Jeong CM. Comparison of the bond strength of ceramics fused to titanium and Ni-Cr alloy. J Korean Academy Prosthodontics 2003;41:89-97.
26. Adachi M, Macket JR, Parry EE, Fairhurst CW. Oxide adherence and porcelain bonding to titanium and Ti-6Al-4V alloy. J Dent Res 1990;69:1230-5.
27. Kim KN, Cho SA. Effect of nonprecious metalic oxide on the chemical bonding between dental alloy and porcelain. J Korean Academy Prosthodontics 1987;25:317-25.
28. Dehoff PH, Anusavice KJ, Hathcock PW. An evaluation of the four-point flexural test for metal-ceramic bond strength. J Dent Res 1982;61:1066-75.
29. Kim GJ, Bae TS, Song KY, Park CW. An experimental study on the residual stress and bond strength of ceramo-metal system. J Korean Academy Prosthodontics 1991;29:67-84.

Corresponding Author : In-Ho Cho
Dept. of Prosthodontics, School of Dentistry, Dankook University. San 7-1, Shinbu-dong, Cheonan, Choongnam. 330-180

ABSRACT

A Study on the Bond Strength of Non-Precious Alloys used for the Porcelain Fused to Metal Crown

Cheol-Man Kim, Jong-Hyuk Lee, In-Ho Cho

Department of Prosthodontics Graduate School Dankook University

Although porcelain fused to metal crowns made from non-precious metal have good mechanical properties, they also have disadvantages such as the poor biological acceptability and the low corrosional resistance. Titanium is used as the alternative metal for porcelain fused to metal crowns, in spite of difficulties in casting. For that reason non-precious alloy including titanium which is easy to cast is currently used.

This study evaluated the bond strength between non-precious alloy including titanium and Ni-Cr alloy. Tilite®V as non-precious alloy including titanium, Rexilium®V as Ni-Cr alloy and Omega900® and Vintage(Regular)® as porcelain powders were used.

The results were as follows.

1. In comparison with the kind of alloy, the bond strength of Tilite®V was lower than that of Rexilium®V. There was no significant difference between two groups.
2. In comparison with the kind of porcelain powder, the bond strength of Omega900® was higher than that of Vintage(Regular)® in Tilite®V. There was significant difference between two groups($p < 0.05$).

Key words : bond strength, PFM, titanium