

## 티타늄과 니켈-크롬 합금의 도재결합강도 비교

부산대학교 치과대학 보철학교실

박세영 · 전영찬 · 정창모

### I. 서 론

도재전장금관은 금속의 견고성과 도재의 심미성을 함께 갖춘 우수한 수복물로 널리 사용되고 있으며, 도재전장금관 제작에 사용되는 주조용 금속은 귀금속과 천금속으로 대별된다.<sup>1,2)</sup> 귀금속은 주조성이 좋고 연성, 전성 및 부식 저항성이 높으며 도재 색조표현에 유리하나 고가인 반면, 천금속은 기계적 성질은 우수하지만 생체 적합성과 부식 저항성이 낮은 점 등을 가지고 있다.<sup>3-5)</sup>

일반적으로 도재용 합금이 갖추어야 할 물성으로는 적절한 경도와 강도, 주조정밀성, 가공성, 고온에서의 변형저항성, 그리고 도재와 유사한 열팽창계수 등이 있다.<sup>6)</sup>

여러 가지 치과용 천금속 중 티타늄은 미세경도나 항복강도와 같은 기계적 성질이 3급 금합금과 유사하고 우수한 내식성과 생체 적합성 등 치과재료로서 갖추어야 할 조건들을 만족시키고 있어 대체 금속으로 주목받고 있는데,<sup>7,8)</sup> 이미 오래 전부터 임플란트와 같은 생체재료로 널리 사용되어 왔을 뿐만 아니라<sup>9,10)</sup>, 단일관이나 고정성 국소의치 및 가철성 국소의치의 주조용 금속으로 그 사용범위가 점차 증가하고 있다.<sup>11-13)</sup>

티타늄관을 제작하는 두 가지 방법으로는 lost-wax technique과 copy-milling-spark-erosion technique이 있다. 첫 번째 방법은 통상적인 금속수복물 제작에 사용되는 lost-wax technique으로 납형을 형성하고 매물, 소환하여 주조하는 것인데, 티타늄은 다른 귀금속이나 천금속과는 다른 주조 특성과 어려

움이 있다.<sup>7,14,15)</sup> 티타늄은 용점이 높고 고온에서 활성이 높아 산소, 질소, 수소 등과 친화성이 있으며, 매물재와 화학적 반응을 하고, 비중이 낮아 일반원심주조기로는 주조를 할 수 없는 취약점이 있어 전용 주조기와 매물재 개발을 위한 많은 연구가 있었다.<sup>16-21)</sup>

1970년대 초기에 최초의 치과용 티타늄 주조기가 소개된 후, 현대에 이르러 argon 또는 helium과 같은 불활성 기체 분위기를 유지하며 고온 열원이 가능한 티타늄 전용 주조기가 개발되었으나 주조체의 내부 기포와 주조결합 등은 여전히 해결되어야 할 문제로 남아 있다.<sup>22,23)</sup> 이러한 티타늄 주조의 어려움을 극복하기 위한 대안으로 순수 티타늄괴를 직접 가공하는 방법이 Andersson 등<sup>24)</sup>에 의해 고안되었는데, copy-milling-spark-erosion technique 혹은 Proccera technique이라고 불리고 있다. 이 방법은 spark erosion으로 티타늄 coping의 내면을 형성하고 milling으로 외형을 가공한다. 티타늄괴를 가공하여 만들기 때문에 주조결합과 같은 문제는 발생하지 않으나 특수한 장비와 숙련된 기술을 필요로 할뿐만 아니라 단일관 제작에 한정되기 때문에 고정성 국소의치나 복잡한 보철물 제작에는 어려움이 있다.<sup>25,26)</sup> 이렇게 주조 또는 가공된 티타늄관은 귀금속관에 비하여 변연적합도가 다소 떨어지는 것으로 보고되고 있다.<sup>27,28)</sup>

티타늄은 고온에서 두꺼운 산화막을 생성하기 때문에 도재와의 결합력이 저하될 수 있다. 따라서 티타늄은 일반 도재의 열성질과 다른 전용도재를 사용하는데, 저온 소성이 가능하며 또한 티타늄의 열팽창계수와 유사하거나 약간 낮은 열팽창계수를 갖는

도재가 필요하다.<sup>29-31)</sup>

아직 장기간의 임상보고는 희소하지만 도재티타늄 판에서 비교적 높은 도재파절이 보고되고 있다.<sup>32-35)</sup> Kaus 등<sup>33)</sup>은 15%의 도재파절을, Nilson 등<sup>34)</sup>은 5%의 도재파절을 보고한 바 있으며, Walter 등<sup>35)</sup>은 5년간의 임상적 관찰에서 안전한 도재결합을 유지하는 비율이 티타늄판에서는 84%, 귀금속판에서는 98%이었음을 보고하였다. 이러한 보고들은 티타늄과 도재간의 불충분한 결합강도를 지적하고 있으며, 따라서 도재티타늄판의 장기적인 예후를 위하여 현재 개발되어 사용되고 있는 티타늄판과 전용도재간의 결합강도에 관한 비교검토가 필요할 것으로 생각된다.

이에 본 연구에서는 티타늄과 도재간 결합강도의 안정성을 알아보기 위하여 판상 구조티타늄과 주괴 티타늄 위에 티타늄 전용도재를 소성하고 3점 굴곡 시험으로 결합강도를 측정하여 니켈-크롬 합금의 도재결합강도와 비교하였다.

## II. 연구 재료 및 방법

### 1. 연구 재료

티타늄 재료로는 ASTM Grade I 순수 티타늄인 Tritan<sup>®</sup>(Dentaurum Inc., Ispringen, Germany)을, 티타늄 전용도재분말로는 Triceram<sup>®</sup>(Esprident Dentaurum Inc., Ispringen Germany)과 Duceratin<sup>®</sup>(Ducera, Rosbach, Germany)를 사용하였고, 니켈-

크롬 합금으로는 Rexillium<sup>®</sup> III (Rx Jeneric Inc., Wallingford, CT, USA)을, 그리고 도재분말로는 Ceramco<sup>®</sup> II (Ceramco Inc., Long Island, N.Y., USA)를 사용하였다(Table I).

### 2. 금속 시편 제작

3점 굴곡시험용 금속시편은 군당 10개씩 모두 50개의 시편으로 이루어지며, 10개의 니켈-크롬 합금 주조시편, 20개의 티타늄 주조시편 그리고 20개의 티타늄 주괴시편으로 구성하였다.

니켈-크롬 합금과 티타늄 주조시편을 제작하기 위해 27×3×0.6mm 크기의 plastic 판을 사용하였다. 10개의 납형은 인산염계 매몰재(GC Fujivest II<sup>®</sup>, GC Corp., Belgium)로 매몰하고 니켈-크롬합금을 사용하여 제조사의 지시에 따라 소환, 주조하였다.

20개의 티타늄 주조시편을 제작하기 위하여 위와 같은 크기의 납형을 제조사가 추천하는 실리카를 주내화제로 하는 인산염계 매몰재(Rematitan<sup>®</sup> Plus, Dentaurum Inc., Germany)로 매몰하고 순수 티타늄으로 주조하였는데, 주조는 electric arc를 열원으로 하는 가압/흡인형 방식의 전용주조기(Rematitan<sup>®</sup> Autocast, Dentaurum Inc., Germany)를 사용하여 아르곤 하에서 시행하였다.

티타늄 주괴시편의 제작을 위하여 wire electric discharge machine(Model A530, Daewoo Heavy Industries & Machinery Ltd.)을 사용하여 직경 27mm의 티타늄주괴를 0.2mm 직경의 copper wire

**Table I.** Technical data of alloys and porcelains used in study

Alloy	Rexillium <sup>®</sup> III	Tritan <sup>®</sup>
Type	Base-metal	Grade I Titanium
Composition(%)	Ni(77.8) Cr(12.6) Mo(5) Al(2.9) Be(1.9) Co(0.5)	Ti(99.5) Fe, O, H, N, C
Yield strength(MPa)	800	460
Elastic modulus(MPa)	226	110
CTE(×10 <sup>-6</sup> /°C)	14.1 (25~500°C)	9.6 (25~500°C)
Porcelain	Triceram <sup>®</sup>	Duceratin <sup>®</sup>
CTE(×10 <sup>-6</sup> /°C)	8.9~9.5 (25~500°C)	8.4~8.9 (25~400°C)
Bonding agent	Triceram bonder <sup>®</sup>	Haft bond <sup>®</sup>

를 사용하여 5mm/min.의 속도로 절삭하여 25×3×0.6mm 크기로 20개를 제작하였다.

50개의 모든 금속시편은 방사선 사진촬영을 하여 구조체 내부 기포 유무를 확인하였다.

주괴시편과 주입선을 절단한 주조시편을 ISO 9693<sup>36)</sup> 규격에 맞게 25×3×0.5mm 크기가 되도록 가공용 carbide bur와 SiC paper로 조정하고 도재피개면을 연마하였으며, 250 $\mu$ m alumina oxide를 3bar의 압력으로 분사한 후 초음파세척과 증기세척을 하였다.

### 3. 도재 소성

금속시편의 중앙부에 Fig. 1과 같이 8×3×1mm 크기의 도재층을 형성하기 위하여, 제조사의 지시에 따라 니켈-크롬 시편은 degassing 과정을 시행하고, 티타늄 시편은 degassing 과정은 시행하지 않고 각각의 전용 결합제(bonding agent)를 도포, 가열하였다. 그 다음 불투명 도재소성 2회, 상아질색 도재소성 2회 그리고 glazing 소성을 하였다(Table II). 상아질색 도재의 축성에는 분할형 금속틀을 사용하여 도재가 균일한 두께를 이루고, 도재-금속 변연부의 명확한 경계를 이루도록 하였으며, 초음파 도재 응축기를 사용하였다.

### 4. 3점 굴곡시험

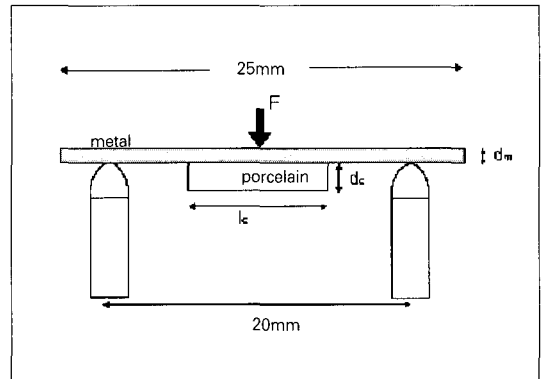
도재와 금속의 결합강도 측정을 위해 만능시험기

(Model 4301, Instron Corp., England)에 도재-금속 시편을 양쪽 지지대(20mm 간격)상에 위치시키고, 시편의 중앙에 0.5mm/min.의 cross head speed로 하중을 가하여 3점 굴곡시험을 시행하였다(Fig. 1).

금속과 도재의 분리가 일어나 기록지 상에서 하중이 급격히 감소하는 지점의 하중을 측정하였고, 다음 공식에 따라 결합강도를 계산하였다.

$$\Sigma = k \cdot F \text{ (N/mm}^2\text{)}$$

여기서 F는 측정된 하중치이며, k는 시편의 탄성계수와 두께에 따라 결정되는 상수이며,  $\Sigma$ 는 결합강도를 나타낸다.



**Fig. 1.** Scheme of the 3-point flexure test (the dimension of the test configuration are given by  $l_c=8$ mm,  $d_m=0.5$ mm,  $d_c=1$ mm).

**Table II.** Firing schedule of titanium porcelains

		Base temp.( $^{\circ}$ C)	Heat rate ( $^{\circ}$ C/min)	Final temp.( $^{\circ}$ C)	Holding time(min)	Vacuum start( $^{\circ}$ C)	Vacuum end( $^{\circ}$ C)
Triceram <sup>®</sup>	Bonding agent	600	65	795	1	600	795
	Opaque	600	65	795	1	600	795
	Dentin	600	55	755	1	600	755
	Glazing	600	55	755	1	—	—
Duceratin <sup>®</sup>	Bonding agent	480	55	755	5	450	754
	Opaque	300	55	720	1	450	719
	Dentin	300	55	710	1	450	709
	Glazing	300	55	690	2	—	—

**Table III.** Mean values and standard deviations of 3-point flexure test results and Duncan's multiple range test letter codes for groups

Groups	N	Mean(MPa)	SD	Duncan's grouping *
Rexillium-Ceramco	10	40.3	3.1	A
Cast-Tritan-Triceram	10	29.5	8.5	B
Noncast-Tritan-Triceram	10	30.3	5.3	B
Cast-Tritan-Duceratin	10	31.4	5.2	B
Noncast-Tritan-Duceratin	10	32.2	3.6	B

\*The mean values represented with the same letters are not significantly at  $p=0.05$ .

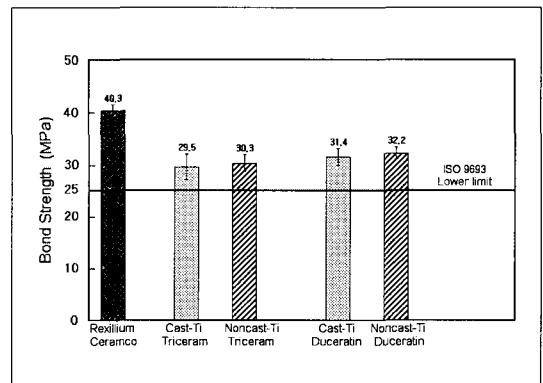
### III. 연구 성적

각 군의 결합강도의 평균과 표준편차는 Table III, Fig. 2와 같다. 대조군인 Rexillium-Ceramco군의 결합강도는 40.3MPa로 가장 높은 결합강도를 보였고 ( $p<.05$ ), 다음으로 Noncast-Tritan-Duceratin이 32.2MPa, Cast-Tritan-Duceratin은 31.4MPa, Noncast-Tritan-Triceram은 30.3MPa 그리고 Cast-Tritan-Triceram은 29.5MPa 순으로 결합강도가 감소하였다.

각 군간의 결합강도에 유의성 있는 차이를 알아보기 위하여 ANOVA와 Duncan's multiple range test를 시행하였으며, 그 결과는 Table III과 같다.

주조티타늄과 주괴티타늄의 결합강도의 차이는 주괴티타늄군에서 결합강도가 높았고, 두 가지 전용도재에 따른 결합강도 차이는 Duceratin 도재를 사용한 군에서 Triceram 도재를 사용한 군보다 높은 결합강도를 보였으나, 티타늄 시편의 제작 방식(주조와 가공)과 전용도재의 종류는 결합강도에 유의한 영향을 주지 않는 것으로 나타났다( $p>.05$ ). 모든 실험군의 결합강도는 ISO 9693에서 제시하는 최소치(25MPa)보다 높은 수치를 나타내었다.

파절이 일어난 후 도재-금속 계면을 주사전자현미경으로 관찰한 결과 응집실패(cohesive failure)와 부착실패(adhesive failure)가 함께 관찰된 혼합실패 양상을 보였으나, 티타늄 실험군에서는 부착실패 양상이 두드러졌다.



**Fig. 2.** Means and standard deviations of bond strength

### IV. 총괄 및 고찰

치과용 도재가 갖는 낮은 전단 및 인장 강도와 충격에 대한 취약성을 극복하여 성공적인 도재전장관관을 제작하기 위해서는 도재와 금속간의 견고한 결합을 얻는 것이 중요하다. 도재와 금속간의 결합기전에는 네 가지 기전 즉, 기계적 결합, 화학적 결합, 도재와 금속의 열팽창계수 차이에 따른 압축력에 의한 결합 그리고 분자간 인력에 의한 결합이 있는데 이 중 화학적 결합의 비중이 높다고 알려져 있다.<sup>37,38)</sup>

화학적 결합은 금속표면에 형성된 산화물이 도재 내로 확산되어 도재내 산화물과 공유결합이나 이온 결합을 함으로써 이루어진다.<sup>38)</sup> 적절한 산화막을 가지는 도재용 금속의 계면은 산화막이 너무 두껍거나 얇은 계면보다 접착실패에 대한 저항성이 더 큰 것

으로 알려져 있다.<sup>6)</sup> 천금속은 주성분들이 쉽게 산화되어 과도한 산화막이 형성될 수 있는데, 산화막 두께 조절은 결합강도를 확보하는데 중요하다.<sup>5)</sup>

티타늄은 800℃ 이상의 온도에서 산소, 질소등과 반응하여 비교적 두껍고 쉽게 분리되는 티타늄 산화막을 형성한다.<sup>38-41)</sup> Kimura 등<sup>40)</sup>은 도재용 합금에서 일반적으로 시행하는 degassing 처리가 티타늄-도재 수복물에는 적합하지 않을 뿐 아니라, 티타늄 표면의 산화막 형성을 최소화 하기 위하여 800℃ 온도 이하에서 도재 소성을 시행해야 한다고 보고하였다.

또한, 티타늄은 다른 귀금속이나 천금속보다 낮은 열팽창계수를 가진다.<sup>7,8)</sup> 도재와 금속의 열팽창계수 차이가  $1.7\sim 2.2\times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$  이상의 부조화를 보이는 경우 도재의 균열이나 결합강도의 감소를 보일 수 있다.<sup>42)</sup> 따라서 적절한 결합강도를 위해서 티타늄에 사용될 도재는 일반도재에 비하여 낮은 열팽창계수를 가져 티타늄과 잘 조화되어야 한다. 이에 적절한 열팽창계수를 가지며 저온 소성되는 티타늄 전용도재가 개발되어 사용되고 있다.<sup>43-47)</sup>

도재-금속 보철물의 내구성과 안정성을 위해서 도재와 금속의 강한 결합이 우선적으로 필요한 만큼, 티타늄과 전용도재의 결합강도에 많은 관심이 모아지고 있다. 이에 저자는 현재 임상에서 사용하고 있는 티타늄관과 전용도재의 결합강도의 안정성을 알아보기 위하여, 티타늄관을 제작하는 두 가지 방법에 따라서 주조티타늄과 주괴티타늄 판상시편을 제작하고 두 가지 전용도재를 소성하여 결합강도를 측정하는 다음, 임상에서 많이 사용하고 있는 니켈-크롬 합금의 도재 결합강도와 비교하였다.

도재와 금속의 결합강도를 측정하기 위하여 다양한 유형의 시편을 사용한 인장,<sup>48)</sup> 전단,<sup>49)</sup> 3점<sup>50)</sup> 또는 4점<sup>51)</sup> 굴곡시험 등이 선학들에 의해 시행되어 왔으나, 임상적 평가에 활용할 만한 것은 아직 제시되지 못하고 있다. Anusavice 등<sup>52)</sup>은 시편의 형태에 따른 응력분포를 유한요소법으로 조사하였는데, 시편 형태에 따라 응력집중이 다양하게 나타날 수 있어 실험방법에 따라 결합강도의 측정결과가 영향을 받을 수 있다고 하였다.

본 연구에서 사용한 3점 굴곡시험은 반복적 재현이 가능하며 정량화 되어 있고 시편 제작과 실험과정이 용이할 뿐만 아니라, 도재층의 두께와 금속판의 두께가 임상적으로 타당성이 있다.<sup>53)</sup> 이러한 3점

하중법은 도재-금속 결합강도 측정에 널리 사용되고 있는 방법으로 ISO 9693에서 국제규격으로 제시하고 있는 방법이다. 3점 굴곡시험에서 시편은 도재 두께가 얇을 경우에 도재층 내부의 파절이 일어날 수 있으며, 이 때 측정되는 하중은 결합강도가 아니라 도재의 인장강도가 측정되는 것이므로, 금속과 도재의 두께 비율이 1:2 이상이 되어야 한다.<sup>54)</sup>

3점 굴곡시험을 시행한 결과, 티타늄과 전용도재 군들의 결합강도는 29.5 32.2MPa로서 ISO 9693의 최소치인 25MPa보다 높았으며, 니켈-크롬 합금군의 73 79% 수준이었다. 티타늄과 전용도재의 결합강도에 관한 보고에 의하면, Pröbster 등<sup>43)</sup>은 티타늄과 전용도재의 결합강도가 니켈-크롬 합금과 일반 도재결합강도의 38~58%의 범위에 속한다고 했고, Saadet 등<sup>44)</sup>은 33~60% 수준에 이른다고 하였으며, Yilmaz 등<sup>45)</sup>은 티타늄과 전용도재의 결합강도가 니켈-크롬 합금보다 낮으나, 두 금속에서 모두 최소치(25MPa)를 상회한다고 보고하였다.

니켈-크롬 합금과 일반 도재간의 높은 결합강도는 금속 산화막과 도재간의 안정된 화학적 결합 때문이다. Adachi 등<sup>41)</sup>은 티타늄과 도재간의 낮은 결합강도는 티타늄에 대한 산화막의 부착이 불안정하기 때문이며, 이러한 불안정한 산화막은 도재 소성중에 생성되고 결합강도를 저하시킨다고 하였다. 또한 티타늄과 도재간의 3점 굴곡시험에 의한 낮은 결합강도는 니켈-크롬 합금에 비해 낮은 티타늄의 강도에 기인할 수도 있다.<sup>33)</sup>

티타늄 시편의 제작 방식(주조와 가공)에 따른 결합강도는 주괴티타늄군이 높았으나 유의한 차이는 없었다. 이러한 실험 결과는 Dérand<sup>46)</sup>나 Pang 등<sup>47)</sup>의 주장처럼 주조시 용융된 티타늄이 대기나 매물체와 반응하여 생성된 표면 반응층인  $\alpha$ -case layer를 제거한다면, 티타늄의 주조유무에 따른 전용도재의 결합력에는 유의한 차이가 없다는 것을 반영한다. 본 실험에서는 주조 및 주괴 티타늄 시편의 도재접착면을 동일한 방법으로 연마하였으며, 이 과정에서 주조시편의  $\alpha$ -case layer가 제거되었으므로 두 시편간 결합강도에는 유의한 차이가 나타나지 않은 것으로 생각된다.

본 연구에서는 불투명 도재를 도포하기 전에 제조회사가 추천하는 각각의 결합재를 사용하였다. 결합재는 도재 소성 동안에 금속과 도재 사이의 기계적

으로 취약한 산화막 형성을 억제한다.<sup>43)</sup> Pröbster 등<sup>43)</sup>은 티타늄에 결합재를 사용하는 것이 결합강도 증진에 도움이 된다고 하였는데, 결합재를 사용한 경우에서 티타늄과 도재 사이에 부분적으로 응집실패 양상이 관찰되었으나, 결합재를 사용하지 않은 경우에는 부착실패 양상이 두드러졌다고 하였다. Kimura 등<sup>50)</sup>도 불투명 도재와 결합재를 혼합하여 사용할 경우에 과도한 산화막 형성이 억제되어, 도재-금속간의 결합이 증진된다고 하였다. 결합재와 불투명 도재를 혼합하여 사용하는 것이 도재결합강도에 도움을 주는 것은 Hsu 등<sup>58)</sup>에 의해서도 지지되는 결과이다. Saadet 등<sup>44)</sup>도 결합재나 결합도재(bonding porcelain)를 사용하는 경우에 결합강도가 증가함을 보고하였다.

두 가지 전용도재의 종류에 따른 결합강도의 차이는 Duceratin 도재가 Triceram 도재보다 높은 경향을 보였으나 유의한 차이는 없었다. 티타늄의 열팽창계수는  $9.6 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ 이며 본 연구에 사용된 티타늄 전용도재는 제조사에서 제시하는 열팽창계수가 Triceram의 경우는  $8.4 \sim 8.9 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ , Duceratin은  $8.9 \sim 9.5 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ 로 티타늄의 열팽창계수와 잘 조화되어 소성과정에서 유리화 온도 이하로 냉각될 때 발생하는 응력을 최소화할 수 있으며,  $800^{\circ}\text{C}$  이하의 온도에서 소성 된다. 저온소성 도재는 고온소성 도재에 조절제 또는 용제(flux)를 첨가해서 만드는데 주성분은  $\text{Na}_2\text{O}$ ,  $\text{MgO}$ ,  $\text{CaO}$ ,  $\text{B}_2\text{O}_3$ ,  $\text{Li}_2\text{O}$  등이며 소성온도가 낮아질수록 첨가량은 많아진다.<sup>55)</sup> 이러한 염기성 금속 산화물의 증가에 따른 화학 조성의 변화는 도재의 용해도(water solubility)를 증가시켜 도재의 강도를 약화시킬 수 있다.<sup>56)</sup> 그러나 Esquivel 등<sup>57)</sup>은 티타늄 전용도재 자체의 굴곡강도와 용해도가 일반도재와 유의한 차이가 없다고 보고하였다. 이러한 여러 가지 요인들을 고려해 볼 때 비록 유의하지는 않지만 본 연구에 사용된 두 도재간의 결합강도의 차이는 도재와 티타늄간의 열팽창계수의 조화, 결합재의 성분 또는 도재 자체의 강도 차이 때문으로 생각되며 추후 결합강도 향상을 위한 지속적인 연구가 필요하리라 생각된다.

티타늄에 도재 소성시 진공 소성과 불활성 기체 사용에 대한 논란이 있는데, Hautaniemi 등<sup>39)</sup>은 티타늄과 도재의 결합강도는 도재를 진공상태에서 소성한 것이 대기 하에서 소성한 경우보다 더 높았음을 보

고하였고, Hsu 등<sup>58)</sup>은 도재 소성 시 argon gas를 사용하는 것은 도재 결합강도에 영향을 주지 않는다고 밝혔다. Saadet 등<sup>44)</sup>도 진공 소성과 argon gas사용을 비교한 결과 티타늄과 도재결합강도에 영향은 직접적이지 않다고 하였다. 본 실험에서 도재 소성 과정은 제조사의 지시에 따라 진공 상태 하에서 시행하였다.

티타늄과 도재의 적절한 결합강도를 얻기 위해서는 주조체의 표면 반응층( $\alpha$ -case layer)을 제거하고, 열팽창계수가 적절한 전용도재를 사용한다면 도재 티타늄관의 사용은 추천할 수 있다고 생각한다. 더불어 도재의 적절한 두께와 충분한 지지를 제공할 수 있도록 금속하부구조 형태를 설계하는 것도 도재-금속 수복물의 성패에 중요함을 간과해서는 안될 것이다.

본 연구의 결과에 의하면 티타늄과 전용도재의 결합강도는 실험실적으로는 수용할만한 수준을 나타냈다. 우수한 생체 적합성을 가지며 주조 기술이 현저히 향상되고 있는 티타늄은 그 사용범위가 점차 확대되고는 있으나 다른 치과용 합금에 비하여 낮은 도재 결합강도는 아직 개선을 필요로 하며 향후 티타늄 도재전장관에 대한 장기간의 임상결과가 뒷받침되어야 할 것이다.

## V. 결 론

본 연구는 도재전장금관 제작용으로 시판 중인 티타늄-도재 결합강도를 알아보기 위하여 ISO 9693 규격으로 시편을 제작하고 3점 굴곡시험법으로 그 결합강도를 측정하여 니켈-크롬 합금의 도재결합강도와 비교하였다.

티타늄 시편은 주조티타늄과 주괴티타늄으로 구분하고 두 가지 티타늄 전용도재를 사용하였으며, 각 제조사의 지시에 따라 시편을 제작하여 도재-금속 결합강도를 측정된 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 티타늄과 전용도재의 결합강도는 ISO 9693의 최소치(25MPa)보다 높았다.
2. 주조티타늄과 주괴티타늄의 도재에 대한 결합강도는 차이가 없었다.
3. 두 가지 전용 도재간에 티타늄과의 결합강도는

차이가 없었다.

4. 티타늄과 전용도재의 결합강도는 니켈-크롬 합금과 도재의 73~79% 수준이었다.

### 참고문헌

1. Bagby M, Marshall SJ, Marshall GW. Metal ceramic compatibility: A review of the literature. *J Prosthet Dent* 1990;63:21-5.
2. Dent RJ, Preston JD, Moffa JP. Effect of oxidation on ceramometal bond strength. *J Prosthet Dent* 1982;47:59-62.
3. Moffa JP. Alternative dental casting alloys. *Dent Clin North Am* 1983;27:733-46.
4. Moffa JP, Lugassy AA, Guckes AD, Gottleman L. An evaluation of nonprecious alloys for use with porcelain veneers. Part I. Physical properties. *J Prosthet Dent* 1973;30:424-31.
5. Kelly JR, Rose TC. Nonprecious alloys for use in fixed prosthodontics: A literature review. *J Prosthet Dent* 1983;49:363.
6. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. Contemporary fixed prosthodontics. 3rd ed. St. Louis: Mosby; 2001. p.488-512.
7. Küpper H. Pure titanium as an alternative material in restorative dentistry. *QDT* 1992;143-52.
8. Wang RR, Fenton A. Titanium for prosthodontic applications: A review of the literature. *Quintessence Int* 1996;27:401-8.
9. Kasemo B. Biocompatibility of titanium implants: Surface science aspects. *J Prosthet Dent* 1983;49:832-7.
10. Parr GR, Gardner LK, Toth RW. Titanium: the mystery metal of implant dentistry. Dental materials aspects. *J Prosthet Dent* 1985;54:410-4.
11. Bergman B, Bessing C, Ericson G, et al. A 2-year follow-up study titanium crowns. *Acta Odontol Scand* 1990;48:113-7.
12. Blackman R, Barghi N, Tran C. Dimensional changes in casting titanium removable partial denture frameworks. *J Prosthet Dent* 1991;65:309-15.
13. Bridgeman JT, Marker VA, Hummel SK, et al. Comparison of titanium and cobalt-chromium removable partial denture clasps. *J Prosthet Dent* 1997;78:187-93.
14. Eugene P. Titanium and titanium alloy as dental materials. *Int Dent J* 1993;43:245-53.
15. Christer B, Maud B. The castability of unalloyed titanium in three different casting machines. *Swed Dent J* 1992;16:109-13.
16. Al-Mesmar HS, Morgano SM, Mark LE. Investigation of the effect of three sprue designs on the porosity and the completeness of titanium cast removable partial denture frameworks. *J Prosthet Dent* 1999;82:15-21.
17. Taira M, Moser JB, Greener EH. Studies of Ti alloys for dental castings. *Dent Mater* 1989;5:45-50.
18. Low D, Mori T. Titanium full crown casting: thermal expansion of investments and crown accuracy. *Dent Mater* 1999;15:185-90.
19. Zinelis S. Effect of pressure of helium, argon, krypton, and xenon on the porosity, microstructure, and mechanical properties of commercially pure titanium castings. *J Prosthet Dent* 2000;84:575-82.
20. Muller HJ, Giuseppetti AA, Waterstrat RM. Phosphate-bonded investment materials for titanium casting. [Abstract 2072] *J Dent Res* 1990;69(special issue).
21. Watanabe I, Watkins JH, Nakajima H, et al. Effect of pressure difference on the quality of titanium casting. *J Dent Res* 1997;3:773-9.
22. Syverud M, Herø H. Mold filling of Ti castings using investments with different gas

- permeability. *Dent Mater* 1995;11:14-8.
23. Herø H, Syverud M, Waali M. Mold filling and porosity in casting of titanium. *Dent Mater* 1993;9:15-8.
  24. Andersson M, Bergman B, Bessing C, et al. Clinical results with titanium crowns fabricated with machine duplication and spark erosion. *Acta Odontol Scand* 1989; 47:279-86.
  25. Sjögren G, Andersson M, Bergman M. Laser welding of titanium in dentistry. *Acta Odontol Scand* 1988;46:247-53.
  26. Einar B, Warren CW, Geir D, Edward RD. Mechanical properties of laser-welded cast and wrought titanium. *J Prosthet Dent* 1995;74:250-7.
  27. Leong D, Chai J, Lautenschlager E, Gilbert J. Marginal fit of machine-milled titanium and cast titanium single crowns. *Int J Prosthodont* 1994;7:440-7.
  28. Valderrama S, Rokel NV, Andersson M, et al. A comparison of the marginal and internal adaptation of titanium and gold-palladium metal ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 1995;8:29-37.
  29. Togaya T, Suzuki M, Tsutsumi S, Ida K. An application of pure titanium to the metal porcelain system. *Dent Mater J* 1983; 2:210-9.
  30. Kononen M, Kivilahti J. Bonding of low-fusing dental porcelain to commercially pure titanium. *J Biomed Mater Res* 1994; 28:1027-35.
  31. Kimura H, Horning CJ, Okazaki M, Takahashi J. Thermal compatibility of titanium-porcelain system. *J Osaka Uni Dent Sch* 1990;30:43-52.
  32. Hanses G, Smedberg JI, Ekenbäck J, Nilner K. A 2-year follow-up study of machine fabricated titanium bridges. [IADR abstract 045] *J Dent Res* 2001;80(special issue).
  33. Kaus T, Pröster L, Weber H. Clinical follow-up study of ceramic veneered titanium restorations-Three-year results. *Int J Prosthodont* 1996;9:9-15.
  34. Nilson H, Bergman B, Bessing C, et al. Titanium copings veneered with pro-cera ceramics: A longitudinal clinical study. *Int J Prosthodont* 1994;7:115-9.
  35. Walter M, Reppel PD, Böning K, Freesmeyer WB. Six-year follow-up of titanium and high-gold porcelain-fused-to-metal fixed partial dentures. *J Oral Rehabil* 1999;26:91-6.
  36. International Standard Organization (ISO)/DIS 9693 (1999) Dental ceramic fused to metal restorative materials. Draft International Standard.
  37. Knap FJ, Ryge G. Study of bond strength of dental porcelain fused to metal. *J Prosthet Dent* 1966;45:1047-51.
  38. Shell JS, Nielsen JP. Study of the bond between gold alloys and porcelain. *J Dent Res* 1962;41:1424-37.
  39. Hautaniemi JA, Herø H, Juhanoja JT. On the bonding of porcelain on titanium. *J Mater Sci* 1992;3:186-91.
  40. Kimura H, Horning CJ, Okazaki MI. Oxidation effect on porcelain titanium interface reaction and bond strength. *Dent Mater J* 1990;9:91-9.
  41. Adachi M, Mackett JR, Parry EE, Fairhurst CW. Oxide Adherence and Porcelain Bonding to titanium and Ti-6Al-4V Alloy. *J Dent Res* 1990;69:1230-5.
  42. Anusavice KJ, Dehoff PH, Gray A, Lee RB. Delayed crack development in porcelain due to incompatibility stress. *J Dent Res* 1988;65:1086-91.
  43. Pröbster L, Maiwald U, Weber H. Three-point bending strength of ceramics fused to cast titanium. *Eur J Oral Sci* 1996;104:313-9.



44. 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.
45. Yilmaz H, Dinçer C. Comparison of the bone compatibility of titanium and an Ni-Cr alloy to dental porcelain. *J Dent* 1999;27:215-22.
46. Dérand T, Herø H. Bond strength of porcelain on cast vs. wrought titanium. *Scan J Dent* 1992;100:184-8.
47. Pang IC, Gilbert JL, Chai J, Lautenschlager EP. Bonding characteristics of low-fusing porcelain bonded to pure titanium and palladium-copper alloy. *J Prosthet Dent* 1995;73:17-25.
48. Wight TA, Bauman JC, Pelleu GB. An Evaluation of four variables affecting the bond strength of porcelain to nonprecious alloy. *J Prosthet Dent* 1977;37:570-7.
49. Guinn III JW, Griswold WH, Vermilyea SG. The effect of cooling rate on the apparent bond strength of porcelain-metal couples. *J Prosthet Dent* 1982;48:551-4.
50. Schaffer SP. An approach to determining the bond strength of ceramo-metal systems. *J Prosthet Dent* 1982;48:282-4.
51. Caputo AA, Dunn B, Resibick MH. A flexural method for evaluation of metal-ceramic bond strength. *J Prosthet Dent* 1977;56:1501-6.
52. Anusavice KJ, Dehoff PH, Fairhurst CW. Comparative Evaluation of ceramic-metal bond tests using finite element stress analysis. *J Dent Res* 1980;59:608-13.
53. Lenz J, Schwarz S, Schwickerath H, Sperner F, Schafer A. Bond strength of metal-ceramic system in three-point flexure bond test. *J Appl Biomater* 1995;6:55-64.
54. Barghi N, Lorenzana RE. Optimum thickness of opaque and body porcelain. *J Prosthet Dent* 1982;48:429-31.
55. McLean JW. *Dental ceramics*. Chicago: Quintessence;1983. p.13-49.
56. Kvam K, Derand T, Austrheim EK. Fracture toughness and flexural strength of dental ceramics for titanium. *Biomater* 1995;16:73-6.
57. Esquivel JF, Chai J, Wozniak WT. The physical properties of low-fusing porcelains for titanium. *Int J Prosthodont* 1996;9:563-71.
58. Hsu CC, Lee YP, Hong CC. Effect of different ceramic firing cycles on cp titanium-ceramic flexural bond strength under cyclic fatigue loading. [IADR abstract 1088] *J Dent Res* 2001;80(special issue).
59. Kimura H, Horng CJ, Okazaki M, Takahashi J. Effects of retention and bonding agent on bond strength of the titanium-porcelain system. *J Osaka Uni Dent Sch* 1991;31:23-32.

---

**Reprint request to:**

**Chang-Mo Jeong**, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Pusan National University

1-10, Ami-Dong, Seo-Gu, Pusan, 602-739, Korea

Tel. 82-51-240-7438

cmjeong@hyowon.cc.pusan.ac.kr

## ABSTRACT

# COMPARISON OF THE BOND STRENGTH OF CERAMICS FUSED TO TITANIUM AND Ni-Cr ALLOY

Sae-Young Park, D.D.S., M.S.D., Young-Chan Jeon, D.D.S., M.S.D., Ph.D.,  
Chang-Mo Jeong, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

*Department of prosthodontics, College of Dentistry, Pusan National University*

Titanium requires special ceramic system for veneering. Low fusing dental ceramics with coefficients of thermal expansion matching that of titanium have been developed. The purpose of this study was to determine the bond strengths between cast and noncast pure titanium and two commercial titanium porcelains, and to compare the results with a conventional nickel-chromium alloy-ceramic system. The bond strengths were determined using a 3-point flexure test. Three-point flexure specimens  $25 \times 3 \times 0.5$ mm were prepared. After removal of  $\alpha$ -case layer, they were veneered with  $8 \times 3 \times 1$ mm of ceramics at the center of the bar. Specimens were tested in a universal testing machine.

Within the limits of this study, the following conclusions were drawn:

1. The bond strengths between pure titanium and two commercial porcelains exceeded the lower limit of the bonding strength value in ISO 9693(25MPa).
2. There was no significant difference between cast and noncast titanium-porcelain bonds.
3. There was no significant difference between two commercial titanium porcelains.
4. The bond strengths of the titanium-porcelain systems ranged from 73% to 79% of that of the Ni-Cr-conventional porcelain system.

---

**Key words** : Bond strength, Low fusing dental ceramics, Titanium