

타이타늄의 표면거칠기가 도재의 결합강도에 미치는 영향

전남대학교 치의학전문대학원 치과보철학교실

김상훈 · 방몽숙 · 양홍서 · 박상원 · 박하옥 · 임현필 · 오계정

I. 서 론

도재전장금관은 금속의 견고성과 도재의 심미성을 함께 갖춘 우수한 수복물로 수십 년 동안 치과영역에서 널리 사용되어 왔다.¹⁾ 도재전장관에 사용하는 금속은 귀금속과 비귀금속 합금으로 분류할 수 있다. 최근 귀금속의 높은 가격과 낮은 sag resistance로 비귀금속 합금의 사용이 증가하고 있다.^{2,3)} 그러나 비귀금속 합금은 물리적 성질과 Sag resistance는 우수하지만 낮은 생체친화성과 부식저항성, 색조표현 및 도재와의 낮은 결합강도 등의 단점을 가지고 있다. 반면, 타이타늄은 우수한 생체친화성, 낮은 가격, 낮은 밀도, 낮은 열전도성, 스테인리스 스틸과 견줄 만한 강도 등의 물리적 성질과 부식 저항성 등의 화학적 성질이 우수하며 방사선 검사가 가능한 많은 장점을 가지고 있어서 치과영역에 있어서 그 사용이 점점 증가하고 있다.⁴⁻⁶⁾

도재전장관의 내구성과 안정성을 위해서는 도재와 금속의 강한 결합이 요구된다. 도재와 금속의 결합기전으로 Root 등은 화학적 결합, 물리적 결합, 도재와 금속의 열팽창 차이로 인한 압축력, Van der Waals 힘을 들었으며,⁷⁾ 현재 도재와 금속의 결합력 증가를 위해 금속도재관 제작과 전처리의 다양한 방법 중 하나로 금속 표면의 불규칙한 면을 증가시키고 기계적 유지를 위한 표면을 증가시키며 표면 오염물질과 잔사를 제거하기 위해 산화알루미늄으로 접착면에 샌드블라스팅을 시행하고 있다.⁸⁾

Reyes 등은 타이타늄 표면을 샌드블라스팅과 10% HCl, H₂SO₄, H₂O₂ 그리고 샌드블라스팅 후 화학적 처리를 시행한 후 평균 표면거칠기(Ra)와 미세표면형상을 분석한 후 도재와 결합강도를 측정하였을 때 표면처리 방법에 따라 결합강도의 유의한 차이를 보고하였고,⁹⁾ 이는 타이타늄의 미세표면형상에 따라 저온소성도재와의 결합강도에 유의한 차이가 나타난다고 하였다.

타이타늄과 저온소성도재와의 물리적인 결합력에 영향을 주는 요소인 미세표면형상과 표면거칠기를 들 수 있으며, 이 중 미세표면형상에 따라서 유의성이 있는 차이를 보였으나 표면거칠기에 따른 결합강도의 유의성은 검사되지 않았다.^{9,16,18)} 이에 본 연구는 표면거칠기에 따른 결합강도의 유의성을 평가하여 도재와 타이타늄의 결합강도의 증가를 위한 이상적인 표면거칠기를 알아보려고 한다.

II. 연구재료 및 방법

1. 연구재료

가. 연구재료

타이타늄 재료로는 ASTM Grade II의 순수 타이타늄(Kobe, Japan)을, 타이타늄 전용 저온소성도재는 Titankeramik®(Vita, Germany)를 사용하였다.

※ This study was supported by second stage Brain Korea 21 project for school of dentistry.

나. 금속시편 제작

금속시편은 표면 거칠기 평가와 표면 양상을 관찰하고, ISO 9693에 따른 3점 굴곡시험을 시행하기 위해 각 군당 8개씩 제작하였다. 금속시편을 제작하기 위해 grade 2의 0.5 mm 두께의 기성 타이타늄 판을 0.2 mm 직경의 구리선을 이용하여 5 mm/min의 속도로 절삭하여 각각 25×3×0.5 mm의 금속 시편을 제작하였다.

다. 평균 표면거칠기(Ra) 평가 및 실험군의 분류

금속시편을 각각의 실험군에 따라 Table I과 같이 각 군에 8개씩 분류하였다. 대조군으로는 1200 grit의 SiC paper로 연마한 후 세척만 시행한 시편 8개를 사용하였다. 실험군을 분류하기 위하여 각각 50 μ m과 250 μ m의 알루미늄 옥사이드(Cobra®, Renfert, Germany)로 분쇄한 후 공업용 sheeve를 이용하여 38 μ m, 50 μ m, 105 μ m, 150 μ m, 180 μ m, 250 μ m의 알루미늄 옥사이드로 분류한 후 분사구를 각각 다른 크기의 알루미늄 분말을 10mm의 거리에서 4 bar의 압력으로 20초간 샌드블라스팅하였다. 표면 처리된 금속시편의 표면 거칠기를 평가하기 위해 MSP(Mechanical stylus profilometer, Surfcoorder SE 1700®, Kosaka

Lab. Ltd., Japan)를 사용하였다. 각 시편당 5회 측정 후 최고값과 최소값을 뺀 값들의 평균값을 각 시편의 평균 표면거칠기(Ra)값으로 정하였다. 측정된 값 중 각각 $\pm 0.05 \mu\text{m}$ 이내의 범위 내에서 다음과 같은 실험군으로 분류하여 S10군으로는 1.0 μm 의 표면 거칠기값을 가지는 시편을, S15군으로는 1.5 μm 의 표면거칠기값을 가지는 시편을, S20군으로는 2.0 μm 의 표면거칠기값을 가지는 시편을, S25군으로는 2.5 μm 의 표면거칠기값을 가지는 시편을, S30군으로는 3.0 μm 의 표면거칠기값을 가지는 시편을, S35군으로는 3.5 μm 의 표면거칠기값을 가지는 시편을 선택하였다(Table I). 염산을 이용한 군은 #1200 grit의 SiC paper로 연마한 후 각각 10 %의 수용액서 30분간 끓임으로써 산처리 하였다.⁹⁾ 이 실험을 통해 S10군과 평균 표면거칠기값이 같은 경우의 비교를 위해 E군으로는 $1.0 \pm 0.05 \mu\text{m}$ 의 평균거칠기값을 가지는 시편을 선택하였다. 각각의 표면 처리를 시행한 후 모든 시편을 80 °C에서 10분 동안 증류수로 초음파 세척을 시행한 후 증류수로 세척하였다. 세척 후 모든 금속 표본은 실온에서 자연 건조시켰다.

라. 표면 양상 관찰

표면 양상을 분석하기 위해서는 SEM(15.0 Kev, ×500, Scanning Electron Microscope, S-2700®, Hitachi, Japan)를 이용하였다.

마. 도재 축성

저온소성도재인 Titankeramik®을 이용하여 제조회사의 지시대로 Table II의 소성 주기에 따라 도재를 축성하였다. 금속 시편의 중앙부에 Fig. 2와 같이 8×3×1 mm 크기의 도재층을 형성하기 위해 금속 지그를 제작하였다. 타이타늄 시편은 제조회사의 지시에 따라 전용 결합재(Bonder, Titankeramik, Vita,

Table I. Classification of groups in this study

Classification	Surface treatment	Number		
Polishing	P	As Polished	8	
	S10	1.0 μm surface roughness	8	
	S15	1.5 μm surface roughness	8	
	Sand blasting	S20	2.0 μm surface roughness	8
		S25	2.5 μm surface roughness	8
		S30	3.0 μm surface roughness	8
Etching	S35	3.5 μm surface roughness	8	
	E	1.0 μm surface roughness	8	

P: 1200 grit SiC paper

E: 10% Hcl

Table II. Firing schedule of titanium porcelains

	Base temp(°C)	Holding time(min)	Heat rate (°C/min)	Final temp (°C)	Holding time(min)	Vacuum time(min)
Powder bonder	400	2.00	67	800	1	6
Opaque	400	2.00	98	790	1	5
1st dentin	400	6.00	53	770	1	8
2nd dentin	400	6.00	53	770	1	8
Glaze	400	-	93	770	1	8

Germany)를 2회 도포하고 불투명 도재 2회, 상아질 도재 2회와 glazing 소성을 시행하였다. 각각의 소성 과정은 제조사의 지시에 따라서 시행하였다(Table II).

도재 소성을 시행할 때 도재의 두께가 균일하도록 지그 상에서 조정하고 도재와 금속의 변연부에는 SiC paper로 연마하여 명확한 경계를 이루도록 한 후 auto-glazing을 시행하여 최종적인 도재와 타이타늄의 시편을 제작하였다. 타이타늄과 도재의 결합면을 관찰하기 위해 SEM을 이용하였다.¹⁰⁾

바. 3점 굴곡시험

도재와 타이타늄의 결합강도를 측정하기 위해 만능시험기(UH-100A®, Shimazu, Japan)에 도재와 타이타늄 시편을 양쪽 지지대(20 mm 간격) 상에 위치시키고 시편 중앙에 1.5 mm/min의 cross head speed로 하중을 가하여 3점 굴곡시험을 시행하였다. 금속과 도재의 분리가 일어나 기록지 상에서 하중이 급격히 감소하는 지점의 하중을 측정하였고, 다음 공식에 따라 결합강도를 계산하였다.¹¹⁾

$$\Sigma = k \cdot F \text{ (N/mm}^2\text{)} \quad (k : 4.7/\text{mm}^2)$$

F는 측정된 하중값이며, k는 시편의 탄성계수와 두께에 따라 결정되는 상수이며, Σ 는 결합강도를 나타낸다.

사. 통계처리

3점 굴곡강도 시험을 통해 타이타늄의 표면처리에 따라 얻은 결합강도 값은 도재의 파절에 요구되는

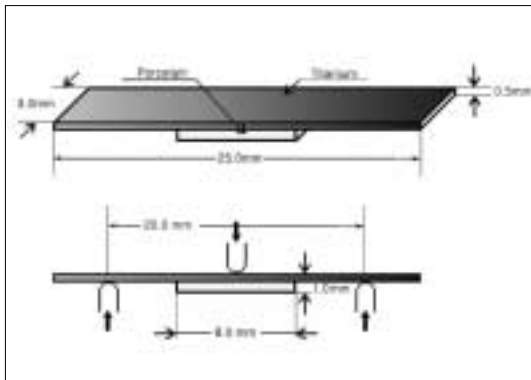


Fig. 1. An example of specimen and diagram of three-point bending test(ISO9693).

힘의 양을 나타내며 타이타늄으로부터 도재의 분리를 일으킨다. 결합강도 값을 확인하기 위해 다양한 각 처리된 타이타늄 표면을 비교하였고 결합강도 값의 다양성에 대해 SPSS 프로그램(Version 10.0)을 이용하여 ANOVA를 시행하였다. 각 군 간의 유의성 검정을 위해 Tukey test를 이용하여 95 %의 유의수준에서 검정하였다.

아. 파절양상 관찰

3점 굴곡강도 시험 후 각 그룹에서 임의로 추출한 시편을 이용하여 파절 단면을 SEM을 이용하여 파절면의 파절양상을 관찰하였다.

III. 연구결과

1. 각 표면처리 방법에 따른 표면 양상

각 군별로 8개의 시편을 SEM을 이용하여 각각 미세표면형상을 관찰하였으며 시편의 표면은 표면 처

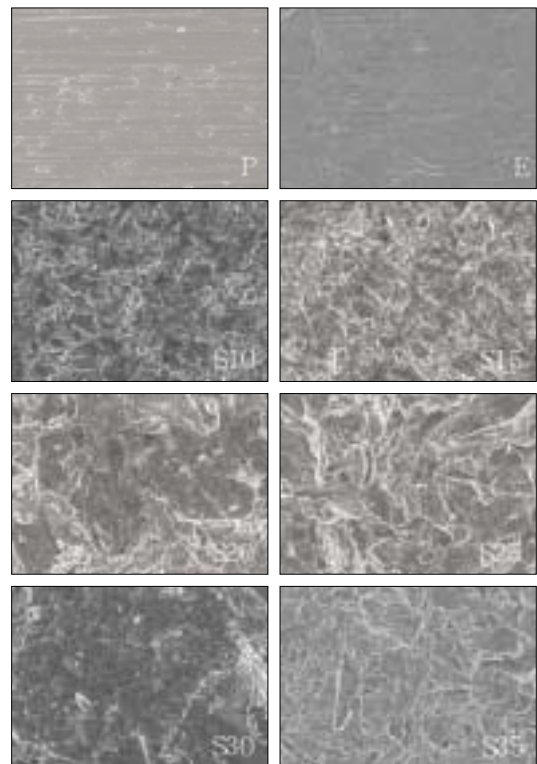


Fig. 2. SEM photographs of titanium surface after surface treatment($\times 500$).

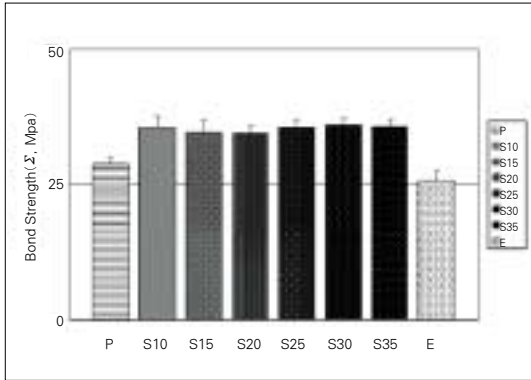


Fig. 3. Means and standard deviations of bond strength between porcelain and titanium.

리 방법에 따라 동일한 양상을 나타내는 것으로 나타났다. 타이타늄 표면처리 후 SEM 사진에서 P군은 #1200 grit SiC paper로 연마한 방향에 따라 일정한 결을 갖는 양상을 보였다. 샌드블라스팅으로 처리한 S10군, S15군, S20군, S25군, S30군, S35군은 다수의 침와(undercut)를 갖는 매우 불규칙한 미세표면 형상이 나타났으며, 염산으로 처리한 E은 잔무늬의 미세표면형상이 나타났다(Fig. 2).

2. 결합강도의 측정

ISO 9693에 따른 3점 굴곡강도 측정으로 타이타늄과 저온소성도재와의 결합강도를 측정하였다(Table III).

결합강도는 S30군이 가장 높게 나타났고 E군이 가장 낮은 값을 나타냈다. 그러나 샌드블라스팅을 시행한 S10군, S15군, S20군, S25군, S30군, S35군은 서로 유의한 차이가 나타나지 않았으며 평균 표면거칠기의 증가에도 불구하고 결합강도는 증가하지 않았다.

평균 표면거칠기 값이 1.0 μm 로 같은 P군, S10군, E군의 결합강도는 E군, P군, S10군의 순으로 증가하였으며 서로 유의한 차이가 나타났다($P < .05$). 그러나 ISO 9693에 따르면 요구되는 최소한의 결합강도 값은 25 MPa로 모든 군에서 임상적으로 수용할 수 있는 결합강도가 나타났다.

Table III. Mean & standard deviation of bonding strength after 3-point bending test

Classification	Bonding strength (Σ , MPa)	SD	N
P	28.81	1.15	8
S10	35.51	2.17	8
S15	34.75	2.24	8
S20	34.55	1.35	8
S25	35.66	1.42	8
S30	36.03	1.24	8
S35	35.81	1.31	8
E	25.73	1.65	8

P: 1200 grit SiC paper

E: 10% Hcl

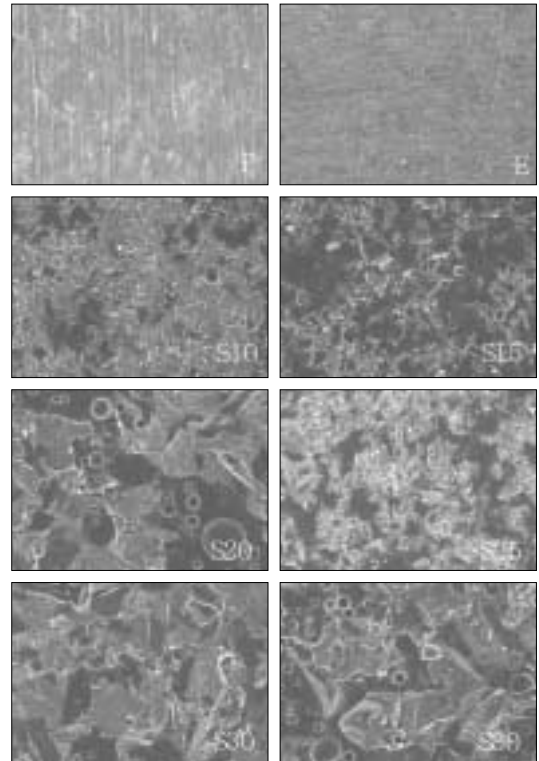


Fig. 4. The SEM photographs of titanium surface after 3-point bending test.

The darker part is porcelain, and the lighter area is titanium ($\times 500$).

3. 파절 양상 관찰 결과

3점 굴곡시험으로 파절이 일어난 후 도재와 금속의 계면을 EDS(Energy dispersive x-ray analyser Spectroscope)를 이용하여 500배의 해상도로 파절면의 성분을 분석한 결과 응집실패(cohesive failure)와 부착실패(adhesive failure)가 함께 관찰된 혼합실패 양상을 보였다. 주로 표면의 굴곡 중 골부분에 합입된 도재와 잠김에 의해 결합된 부분만 잔존한 반면 평활한 표면에서는 대부분의 도재가 파절되어 부착실패 양상이 두드러지게 나타났다. 파절 후 시편의 SEM 사진에서 S10군, S15군, S20군, S25군, S30군, S35군에서는 표면에 잔존된 Si가 빈번하게 관찰되는 반면 P, E군에서 표면에 잔존된 Si는 매우 작은 양이 관찰됨을 확인할 수 있었다(Fig. 4).

Ⅳ. 고 찰

낮은 전단강도와 인장강도 및 파절에 대한 낮은 저항성을 갖는 치과용 도재가 그 단점을 극복하고 성공적인 도재전장금관으로 사용되기 위해서는 도재와 금속간의 견고한 결합이 중요하며 이를 증진시키려는 연구가 끊임없이 진행되어 왔다. 도재와 금속의 결합기전으로 Root와 Findly 등은 금속과 도재 계면은 세 가지 주된 결합 기전, 즉 주된 결합을 형성하는 계면을 통해 확산되는 금속 산화물로부터 얻는 화학적 결합, 금속 표면의 불규칙한 면으로 소성된 도재의 잠김에 의한 물리적 결합력, 도재와 금속의 열팽창 차이로 인한 압축력 등에 의해 영향을 받는다고 하였다. 또한 젖음성을 증가시키는 도재와 금속의 중요한 인자로 Van der Waals 힘을 강조하였다.⁷⁾ 도재와 금속과의 결합 증진을 위한 노력으로 화학적 결합 증진 방법이나 기계적 결합 증진 등을 위한 여러 가지 연구들이 시행되어 왔다.¹²⁻¹⁴⁾ 도재와 금속간의 결합에 있어 Lautenschlager 등은 전자현미경 분석기를 통해 다양한 도재전장금관의 계면을 연구하였는데 철, 주석, 인듐 등의 다양한 미량원소를 발견하였고, 이들 미량원소들이 산소와 결합하거나 상호 반응하여 금속-도재 경계면을 통과하고 도재와 금속 사이에 결합을 형성한다고 결론을 지었다.¹⁴⁾

Kelly 등은 총체적인 표면 거칠기는 금합금에 대한

도재의 완전 젖음성을 억제하여 결합강도를 감소시킨다고 하였으며 매끄러운 금속 표면이 결합강도를 증가시킬 것이라고 제안하였다.¹⁶⁾ 그러나, 1966년 Lavin 등은 거친 주조면이 연마된 주조면보다 결합강도가 증가하는데 이는 계면에서 젖음성이 증가하여 도재입자의 확산이 더 잘 이루어지기 때문이라고 하였다.^{17,18)}

Papadopoulous 등은 50 μm 보다 더 큰 직경인 250 μm 의 알루미늄 입자를 사용한 경우 타이타늄과 도재의 결합력을 증가시키고 그 이유로 더 큰 입자가 금속에 합입되지 않았기 때문이라고 하였다.¹⁹⁾ 또 Derand 등은 250 μm 에서 50 μm 로 알루미늄 입자를 감소시켰을 때 결합강도에서 유의한 차이를 관찰하였다.²⁰⁾ 그러나 이 두 실험에서는 평균 표면거칠기에 따른 결합강도를 평가하지 않고 알루미늄 입자의 크기에 따른 결합강도를 평가하여 평균 표면거칠기에 따른 결합강도의 평가는 이루어지지 않았다. 본 실험에서는 평균 표면거칠기에 따른 결합강도를 평가하기 위해 시편의 표면처리 후 $\pm 0.05 \mu\text{m}$ 이내의 오차범위에서 실험군을 분류하여 결합강도를 평가하였다.

타이타늄과 도재 간의 결합강도를 증가시킬 수 있는 표면 처리 방법으로 결합제의 사용이나 샌드블라스팅, 산처리, Silicon nitride coating 등의 방법도 제안되었다.^{8,21,22)} 이번 실험에서는 샌드블라스팅으로 표면에 거칠기를 부여하는 방법에서 미세표면형상이 같을 때 평균 표면거칠기에 따른 결합강도의 영향을 알아보고 타이타늄과 도재와의 결합에 있어 이상적인 평균 표면거칠기가 존재하는가를 알아보고자 하였다. ISO 9693에 따라 3점 굴곡강도 측정을 통해 타이타늄과 저온소성도재와의 결합강도를 측정된 결과 타이타늄 표면의 평균 표면거칠기가 증가하더라도 결합강도의 유의한 변화는 관찰되지 않았다. 본 실험에서 사용된 타이타늄 시편의 평균 표면거칠기는 3.5 μm 이하로 본 연구 실험조건 하에서 타이타늄과 저온소성 도재와의 결합강도는 평균 표면거칠기에는 영향을 받지 않았다. 다만 평균 표면거칠기가 1.0 μm 으로 동일한 P군, S10군, E군의 결합강도가 유의한 차이를 보여준 것은 타이타늄과 저온소성 도재와의 결합강도가 미세표면형상에 따라 영향을 받음을 보여준 것이다.

Pröbster 등은 타이타늄에 결합재를 사용하는 것이 결합강도 증진에 도움이 된다고 하였는데, 결합재를 사용한 경우에서 타이타늄과 도재 사이에 부분적으로 응집실패 양상이 관찰되었으나, 결합재를 사용하지 않은 경우에는 부착실패 양상이 두드러졌다고 하였다.²³⁾ 본 연구에서 불투명 도재를 소성하기 전 제조사의 지시대로 타이타늄 전용 저온소성 도재인 Titankeramik®(Vita, Germany)의 결합재를 사용하였으나 결합강도를 평가한 이후 관찰한 시편의 SEM 사진에서 부착실패와 응집실패가 혼재된 혼합실패양상을 관찰할 수 있었다. 그러나 표면처리 방법에 따라 샌드블라스팅 군은 응집실패 양상이 연마만 시행한 군과 산처리를 시행한 군에서는 부착실패 양상이 더 두드러졌다.

도재와 금속의 결합강도를 측정하기 위하여 다양한 유형의 시편을 사용한 인장, 전단, 3점 또는 4점 굴곡시험 등이 시행되어 왔으나 아직 임상적 평가에 활용할 만한 것은 제시되지 않고 있다. 본 연구에서는 3점 굴곡시험을 사용하였는데 이는 반복적 재현이 가능하며 정량화되어 있고 시편 제작과 실험과정이 용이할 뿐만 아니라 도재층의 두께와 금속의 두께가 임상적으로 타당성이 있기 때문이다.²⁴⁾ 이러한 3점 굴곡시험은 도재-금속 결합강도 측정에 널리 사용되고 있는 방법으로 ISO 9693에서 국제규격으로 제시하고 있는 방법이다. 3점 굴곡시험에서 시편은 도재의 두께가 얇을 경우 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.²⁵⁾ 이에 본 실험에서는 타이타늄 시편의 두께는 0.5 mm, 도재의 두께는 1.1 mm로 제작하였다.

Reyes 등에 의하면 무게당 10% 염산 수용액으로 30분간 끓임으로써 표면처리를 시행한 표면군에서 가장 이상적인 접촉각을 얻었으며, 타이타늄 표면에 가장 적절한 산화막을 감소시켜 가장 적절한 산화막을 형성하여 가장 높은 결합강도를 보였고, 샌드블라스팅을 시행한 군보다 결합강도가 높은 것은 샌드블라스팅 시 표면에 잔존하는 알루미늄 옥사이드가 결합력을 감소시키기 때문이라고 하였다.²⁶⁾ 그러나 같은 표면거칠기값을 가지는 서로 다른 양상의 표면처리 방법을 비교할 경우 샌드블라스팅을 시행한 군이

염산으로 처리한 군보다 더 높은 결합강도를 갖는 것으로 나타난 것으로 보아 적절한 세척이 시행된다면 샌드블라스팅을 시행한 후 표면에 잔존된 알루미늄 옥사이드를 감소시켜 높은 결합강도를 나타낼 수 있음을 알 수 있다.

우수한 생체 적합성을 가지며 주조 기술이 현저히 향상되고 있는 타이타늄은 그 사용범위가 점차 확대되고 있으나 다른 치과용 합금에 비하여 도재와의 결합강도는 비교적 낮은 것으로 평가되고 있다. 그러나 본 연구에서 타이타늄과 도재 시스템에서 얻은 결합강도는 샌드블라스팅으로 표면 처리를 시행한 경우 기존의 금속-도재 합금 시스템의 결합강도 수치에 비교될 만하다. Pröbster 등은 타이타늄과 전용 도재의 결합강도가 니켈-크롬 합금과 일반 도재 결합강도의 38~58%의 범위에 해당되며²³⁾ Saadet 등은 33~60%라고 하였고,²⁷⁾ Yilmaz 등은 니켈-크롬 합금보다 결합강도는 낮으나 최소치인 25 MPa는 상회한다고 하였다.²⁸⁾ 우수한 생체 적합성을 가지며 주조기술이 현저히 향상되고 있는 타이타늄은 그 사용 범위가 점차 확대되고 있으며 지속적인 연구를 통해 도재와의 결합강도도 증가할 수 있을 것으로 사료된다.

V. 결 론

본 연구에서는 타이타늄의 표면처리를 시행하였을 경우 미세표면형상을 같게 하였을 경우 평균 표면 거칠기에 따른 도재와의 결합강도를 ISO 9693에 따라 3점 굴곡시험으로 측정하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 3점 굴곡강도실험 결과 타이타늄과 도재와의 결합강도는 샌드블라스팅으로 표면처리한 군, #1200 grit의 SiC paper로만 연마한 군, 10% HCl로 산처리한 군으로 크게 나타났으며 이는 유의한 차이를 보였다($P < 0.05$).
2. 3점 굴곡강도실험 결과 샌드블라스팅을 시행한 경우 평균 표면거칠기(Ra)에 따른 결합강도는 유의한 차이를 보이지 않았다.
3. 표면처리 후 타이타늄의 표면을 관찰한 결과 샌드블라스팅을 시행한 경우 많은 침와를 형성한 불규칙한 미세표면형상을 나타내었으며 샌드블라

스팅을 시행한 군의 결합강도는 ISO 9693에서 제시한 25 MPa이상의 결합강도가 나타났다.

이상의 결과에서 타이타늄과 도재와의 결합강도는 평균 표면거칠기보다 미세표면형상에 더 큰 영향을 받으며, 3.5 μm 이하의 평균 표면거칠기하에서 타이타늄은 임상적으로 수용할 수 있는 도재와의 결합강도를 가질 수 있다.

참고문헌

1. Bagby M, Marshall SJ, Marshall GW. Metal ceramic compatibility : A review of the Literature. *J Prosthet Dent* 1990;63:21-5.
2. Federation Dentaire Internationale. Alternative casting alloys for fixed prosthodontics. Technical report no. 34. *Int Dent J* 1990;40:54-5.
3. Kelly JR, Rose TC. Nonprecious alloys for use in fixed prosthodontics: literature review. *J Prosthet Dent* 1983;49:363-70.
4. M Könönen, J Kivilahti. Fusing of dental ceramics to titanium. *J Dent Res* 2001;80:848-54.
5. M Könönen, J Kivilahti. Bonding of low-fusing dental porcelain to commercially pure titanium. *J Biomed Mater Res* 1994;28:1027-1035.
6. EP Lautenschlager, P Monaghan. Titanium and titanium alloys as dental materials. *J Mater Sci Mater Med* 1993;42:245-253.
7. NS Root, MM Findley. The bond between porcelain and gold alloys : characteristics and practical considerations. *Quintessence Dent Technol* 1976;1:93.
8. IR Bondioli, MA Bottino. Evaluation of shear bond strength at the interface of two porcelains and pure titanium injected into the casting mold at three different temperatures. *J Prosthet Dent* 2004;91:541-7.
9. MJD Reyes, Y Ohida, CJ Andres, T Barco, S Hovijitra, D Brown. Titanium-porcelain system. part III : Effects of surface modification on bond strengths. *Bio Med Mat and Eng* 2001;11:117-136.
10. CA Sherill, WJ O'Brien. Transverse strength of aluminous and feldspathic porcelain. *J Dent Res* 1974;53:683-7.
11. International Standard Organization (ISO)/DIS 9693 (1999) Dental ceramic fused to metal restorative materials. Draft International Standard.
12. MP Borom, JA Pask. Role of adherence oxides in the development of chemical bonding at glass-metal interfaces *J Am Ceram Soc* 1966;49:1-6.
13. M Szantho von Radnoth, EP Lautenschlager. Metal surface changes during porcelain firing. *J Dent Res* 1969;48:321-326.
14. EP Lautenschlager, EH Grenner, WE Elington, Microprobe analysis of gold-porcelain bonding. *J Dent Res* 1969;48:1206-1209.
15. M Kelly, K Asgar, WJ O'brien. Tensile strength determination of the interface between porcelain fused to gold. *J Biomed Mat Res* 1969;3:403-407.
16. Taira Y, Matsumura H, Yoshida K, Tanaka T, Atsuta M. Influence of surface oxidation of titanium on adhesion. *J Dent* 1998;26:69-73.
17. Togaya T, Suzuki M, Tsutsumi S, Ida K. An application of pure titanium to the metal porcelain system. *Dent Mater J* 1983;2:210-19.
18. MH Lavine, R Custer. Variables affecting the strength of bond between porcelain and gold. *J Dent Res* 1966;45:32-35.
19. T Papadopoulos. Effect of aluminium ox-

- ide sandblasting on cast commercially pure titanium surfaces. Presented at 34th IADR/CEO, 18-20 September 1996, Madrid, Spain.
20. T Derand, H Hero. Bond strength of porcelain on cast vs. wrought titanium. *Scand J Dent Res* 1992;100:184-188.
 21. Kern M, Thompson VP. Effects of sandblasting and silica-coating procedures on pure titanium. *J Dent* 1994;22:300-6.
 22. Wang RR, Welsch GE. Silicon nitride coating on titanium to enable titanium-ceramic bonding. *J Biomed Mater Res* 1999;46:262-70.
 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. 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.
 25. Barghi N, Lorenzana RE. Optimum thickness of opaque and body porcelain. *J Prosthet Dent* 1982;48:429-31.
 26. White SN, Ho L, Caputo AA, Goo E. Strength of porcelain fused to titanium beams. *J Prosthet Dent* 1996;75:640-8.
 27. 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.
 28. Yilmaz H, Dincer C. Comparison of the bone compatibility of titanium and an Ni-Cr alloy to dental porcelain. *J Dent* 1999;27:215-22.

Reprint request to:

Mong-Sook Vang, D.D.S., Ph.D.

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Chonnam National University
8, Hak-Dong, Dong-Gu, Gwangju, 501-757, Korea
msvang@chonnam.ac.kr

ABSTRACT

EFFECT OF SURFACE ROUGHNESS ON BOND STRENGTH IN TITANIUM-PORCELAIN SYSTEM

Sang-Hun Kim, D.D.S, Mong-Sook Vang, D.D.S., Ph.D., Hong-So Yang, D.D.S., Ph.D., Sang-Won Park, D.D.S, Ph D., Ha-Ok Park, D.D.S., Ph D., Hyun-Pil Lim, D.D.S., Gye-Jeong Oh, B.S.

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Chonnam University

Statement of problem: Titanium has many advantages of high biocompatibility, physical properties, low-weight, low price and radiolucency, but it is incompatible with conventional dental porcelain due to titanium's oxidative nature. Many previous studies have shown that they used the method of sandblast for surface treatment prior to porcelain application, the researches are processing about the method of acid etching or surface coating.

Purpose: The purpose of this research is to study the effect on bond strength of surface roughness between titanium and porcelain with the same surface topography.

Material and method: In this study, we evaluated the bond strength by using 3-point bending test based on ISO 9693 after classified 8 groups - group P : polished with #1200 grit SiC paper, group S10 : 1.0 μm surface roughness with sandblasting, group S15 : 1.5 μm surface roughness with sandblasting, group S20 : 2.0 μm surface roughness with sandblasting, group S25 : 2.5 μm surface roughness with sandblasting, group S30 : 3.0 μm surface roughness with sandblasting, group S35 : 3.5 μm surface roughness with sandblasting, group E : 1.0 μm surface roughness with HCl etching.

Results:

Within the confines of our research, the following results can be deduced.

1. In the results of 3-point bending test, the bond strength of sandblasting group showed significant differences from one of polishing group, acid etching group($P < .05$).
2. The bond strength of sandblasting groups did not show significant differences.
3. After surface treatments, the group treated with sandblasting showed irregular aspect formed many undercuts, in the SEM photographs. The bond strength of sandblasting group was higher than 25 MPa, the requirement of ISO 9693.

Conclusion: In above results, bond strength of titanium and low-fusing porcelain is influenced more to surface aspect than surface roughness. And titanium has clinically acceptable bond strength below surface roughness of 3.5 μm .

Key words : Titanium-Porcelain System, Surface Roughness, Bond Strength