

# 주조티타늄과 기계절삭티타늄 코핑의 변연적합성에 관한 연구

전남대학교 치과대학 보철학교실, 전남대학교 치의학 연구소

오수연 · 방몽숙 · 양홍서 · 박상원 · 박하옥

## I. 서 론

주조 금 합금은 견고성, 주조성, 마무리와 연마의 용이성, 내부식성등의 장점을 가지며 치과임상에서 널리 사용되었으나 1970년대 금합금의 가격이 오르면서 팔라듐(Palladium) 합금이나 천금속을 이용한 대체합금의 발달을 가져왔다. 그러나 이러한 금속은 베릴리움(Beryllium)이나 니켈(Nickel)을 함유하여 알러지 및 암유발 성질을 갖는다.

티타늄은 높은 생체친화성과 부식에의 저항으로 치과 임플란트에서는 장기간 널리 사용되어왔으며<sup>1)</sup> 낮은 열전도성으로 수술 열에 의한 지각과민을 감소시키며, 방사선에 비교적 투과성이 있어 티타늄 수복물 내의 진단이 가능하고 저렴한 가격, 낮은 밀도 등의 장점을 갖는다. 또한 물리적 성질이 금합금과 비슷하며<sup>2)</sup> 티타늄 매식체와 상부구조물간의 갈바닉 부식문제를 해결하기 위해 임플란트 상부 보철물 제작에도 사용되었다.<sup>3)</sup>

티타늄 수복물의 제작방법을 대변하면 특수한 주조장비를 이용한 lost-wax technique과 CAD-CAM을 이용하여 제작하는 방법이 있다.<sup>4)</sup> 티타늄 수복물은 고온에서 높은 화학적 반응 때문에 주조제작이 어려워 진공상태에서 용융과정, 매물재료, cooling cycle, 고가의 casting machine이 금속의 오염을 막기 위해 필요하다. 티타늄 주조에는 electric arc나 고주파 유도 용융법으로 아르곤이나 헬륨하에서 티타늄을 용융시킨다음 가압흡인 또는 원심 주조 방식으로 주

조하는 전용의 주조기와 매물재를 사용하고 있다.<sup>5,6)</sup> 티타늄 수복물의 주조성 향상을 위해 Mori<sup>5)</sup>는 매물재에 대해 Watanabe 등<sup>6)</sup>은 주입압력에 대해 Vidovic 등<sup>7)</sup>은 주입선 직경에 대해 연구하였다. 또다른 방식인 CAD/CAM(computer-aided design/ computer-aided milling)술식은 주조과정의 여러 가지 문제점을 피할 수 있다.<sup>8)</sup> Alex 등<sup>9)</sup>은 기계절삭한 티타늄 코핑의 물리적 성질에 대해, Walter<sup>10)</sup> 등은 기계절삭티타늄 수복물의 임상적용에 대해 보고하였다.

변연적합도는 치과수복물의 성공을 좌우하는 중요한 표식자이다. 수복물과 형성된 치아사이의 간격은 지각과민을 일으키거나 치아우식증을 증가시키고 치태의 축적을 용이하게 만들며 보철물의 수명을 감소시키기 때문에 수복물의 변연을 정확히 재현해야 한다. 변연적합도에 영향을 미치는 요인으로는 부정확한 치아형성, 인상체 또는 주모형의 변형, 제작방법, 변연형태 및 접착시 사용된 접착제의 종류 등이 있다.<sup>11-13)</sup> 티타늄 수복물의 변연적합도에 대한 지금까지의 보고에 의하면 주조 티타늄크라운은 7-196 $\mu$ m 사이였으며, 기계절삭 티타늄크라운은 25-150 $\mu$ m 사이였으며 모두 금 주조관보다는 간격이 크다고 하였다.<sup>10,14,15)</sup>

변연적합도를 측정하는 방법은 레진블럭에 매물후 절단하는 보는 방법과 현미경을 사용하여 직접 관찰하는 방법이 있다.<sup>16,17)</sup> 절단하여 보는 방법은 정확한 측정이 가능하지만 측정점이 너무 적으므로 전체치관의 변연적합도를 평가하는데는 무리가 있다.

Holmese 등<sup>18)</sup>은 적합도를 측정하는 위치에는 다분히 임의적인 요소가 있다고 하였으며 가능한 연속적으로 변연을 평가하는 것이 보다 좋은 방법이라 하였다.

전부금속관, 금속도재관, 전부도재관 등은 추천되는 변연 형태가 있으나 티타늄관은 주로 주조성을 향상시키는 방법에 관한 연구가 이루어져왔으며 변연적합도에 대한 연구는 비교적 최근에 이루어져 그에 대한 연구는 미비하다.<sup>29-31)</sup>

그러므로 본 연구는 사용요구가 증대되고 있는 티타늄관을 2가지 방법으로 제작하고 변연형태는 3가지 방법으로 형성하고 비교군으로 주조 금코핑을 제작하여 변연적합도를 상호비교하여 임상적 허용범위 내에 존재하는지의 여부를 규명하고자 본 실험을 시행하였다.

## II. 연구재료 및 방법

### 가. 실험군의 분류

제작방법과 변연형태에 따른 실험군의 분류는 Table I과 같다. 제작 방법에 따라 주조티타늄관 (Rematitan<sup>®</sup>, Dentaaurum, Germany)과 기계절삭 티타늄관 (Digident<sup>®</sup>, Girschbach, Germany)을 변연형태에 따라 chamfer, shoulder, beveled shoulder를 사용하였으며 대조군으로 주조금 코핑을 제작하였다.(Fig. 1)

**Table I.** Classification of groups

Fabrication method	Margin configuration	N
Ti casting	Chamfer	5
	Shoulder	5
	Beveled shoulder	5
Ti milling	Chamfer	5
	Shoulder	5
	Beveled shoulder	5
Au casting	Chamfer	1
	Shoulder	1
	Beveled shoulder	1

### 나. 금속 지대치 제작

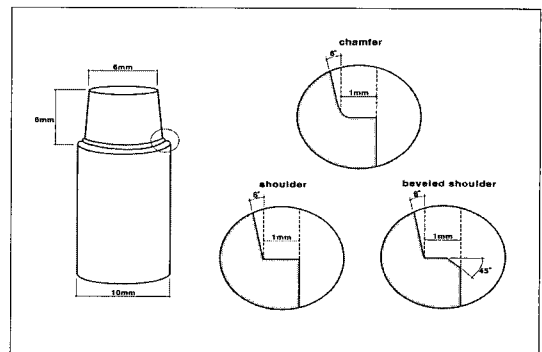
금속지대치는 pattern resin(Pattern resin<sup>®</sup>, GC corporation, Japan)을 기계절삭 후 금속(Rexillum 3<sup>®</sup>, Jeneric Pentron, USA)을 주조하여 제작하였다. 금속 지대치는 가능한 균일하게 제작하기 위해 milling machine(Parallometer<sup>®</sup>, endres&Metaux, Switzerland)에서 절삭하였다. 금속지대치의 폭경은 6mm, 높이 6mm, 측면의 경사도 6°이며 변연의 형태는 1mm chamfer, 1mm shoulder, beveled shoulder로 하였다. 측정부위의 기준을 마련하기 위해 scalper로 험, 설, 근, 원심에 변연부에서 1mm 떨어진 부위에 표시하였다.

### 다. 모형제작

금속 지대치를 인상채득(Exafine<sup>®</sup>, GC cooperation, Japan) 하여 type IV dental stone(Crystal rock<sup>®</sup>, Maruishi, Japan)으로 변연부의 형태에 따라 실험군은 각 5개씩 대조군은 1개씩 총 18개의 경석고 모형을 제작하였다.

### 라. 납형 제작

Master die에 die spacer(Nice fit<sup>®</sup>, Shofu INC, Japan)를 변연을 제외하고 얇게 바른후 분리재(GC Sep<sup>®</sup>, GC Cooperation, Japan)를 도포하고 dipping



**Fig. 1.** Schematic drawing of die.

wax(Elafle<sup>®</sup>, Brident Coporation, Germany)로 납형 내면을 형성한 다음 교합면과 측면에 주조용 왁스(Green inlay<sup>®</sup>, Kerr, USA)를 첨가하고, 교합면은 1.5mm 두께로 조절하고, 측면은 milling machine (Paralleometer, Cendres&Metaux, Switzerland)에서 금속지대치와 동일하게 6° milling 하여 납형을 제작하였다.

마. 주조관 제작

주조금관은 제작된 납형을 통법에 따라 인산염계 매몰재(Crystobalite<sup>®</sup>, Whip-mix cop, USA)로 진공 혼합하여 매몰후, type 3 gold(Cast-3<sup>®</sup>, Alpha-dent, Korea)로 주조하였다. 주조 후 50 $\mu$ m의 산화알루미늄으로 분사하고 스팀 세척하였다.

주조티타늄 코핑은 제작된 납형을 직경 3mm 원형의 주입선 왁스를 사용하여 주입선이 교합-측면의 이행선각에 135°로 일정하게 연결되도록 주입선을 설치하였다. 완성된 납형은 직경 60mm 실리콘 주조링의 중앙에 위치되게 하였다. 제조자의 지시에 따라 인산염계 매몰재(Rematitan plus<sup>®</sup>, Dentaurum, Germany)를 250g powder/40mL liquid 비율로 진공상태에서 혼합후 매몰하였다. 티타늄의 주조는

2실 가압 흡인형 주조기(Rematitan autocast<sup>®</sup>, Dentaurum, Germany)를 사용하여 주조하였다. 매몰재 경화후 slow heat cycle에서 가열하였으며 소환과정과 온도 설정은 Table 2와 같다. 매몰된 mold를 casting chamber인 lower chamber에 넣고 sprue의 끝은 2개의 chamber를 분리하는 steel shelf의 horizontal opening에 놓은후 argon gas를 melting chamber인 상함에 insert하고 titanium ingot을 주입하여 주조하였다. 주조후 제조자의 지시에 따라 즉시 흐르는 물에 넣어 식혔다. 주조 후 50 $\mu$ m 산화알루미늄으로 분사하고 초음파 세척하였다.

바. 기계절삭 티타늄 코핑 제작

Scanner(Digiscan L<sup>®</sup>, GIRRbach, Germany)로 지대치를 스캔한후 컴퓨터 상에서 가상 모델을 제작하였다. CAD software(Hintel<sup>®</sup>, GIRRbach, Germany)를 사용하여 spacer 두께 0.05mm, 측면과 교합면 두께 1.5mm, margin 위치를 결정한 후 milling unit(Digicut<sup>®</sup>, GIRRbach, Germany)를 사용하여 pure titanium (Digitan-R<sup>®</sup>, GIRRbach, Germany)을 milling하여 제작하였다. Digitan-R<sup>®</sup>의 물성은 Table 3과 같다.

사. 변연오차의 측정

주모형의 변연 하방을 따라 미리 표시해둔 순측, 근심측, 설측, 원심측의 4군데 기준점에서 제작된 코핑의 변연에서 모형의 finish line까지의 거리를 시계방향으로 약 50 $\mu$ m 간격으로 2.5mm 범위를 3차원 계측 현미경(Measuring microscope<sup>®</sup>, Mitutoyo,

**Table II.** Casting mold preparation

Mechanical property	Digitan
Tensile strength(MPa)	>345
0.2% strain point(MPa)	>275
Modulus of elasticity(GPa)	80
tensile stretch(%)	>20
Vickers hardness(VHN)	170

**Table III.** Mechanical property of Digitan

Phase(°C)	time(min)
20→150	30
150	90
150→250	20
250	90
250→1000	150
1000	60
1000→430	114

**Table IV.** Marginal gap according to fabrication method

method	N	mean±SD( $\mu$ m)	Turkey analysis
Ti casting	15	43.03±27.11	A
Ti milling	15	144.64±105.96	B
Au casting	3	27.37±25.22	C

Japan)을 사용하여 측정하였다. 모형당 총 200군데의 측정점 계측후 이의 평균을 이용하였다.

#### 아. 통계처리

통계처리는 SPSS(v10.0)를 사용하였다. 제작방법과 변연형태에 따른 적합성을 비교하기 위해 Kruskal-Wallis test, One sample t-test, Mann-Whitney test를 사용하였다.

### Ⅲ. 연구결과

티타늄 코핑의 제작방법에 따른 변연의 적합도를 관찰한 결과는 다음과 같다. 주조 티타늄 코핑과 기계절삭 티타늄 코핑의 각각 평균치는 43.03 $\mu$ m, 144.64 $\mu$ m였으며 대조군인 주조금코핑의 평균치는 27.37 $\mu$ m였다. 제작방법에 따른 변연적합도는 주조금

**Table V.** Marginal gap in casting gold copings

Margin configuration	Mean( $\mu$ m)
Chamfer	16.60
Shoulder	15.40
Beveled shoulder	50.11

**Table VI.** Marginal gap according to margin configuration in casting titanium copings

Margin configuration	N	Mean $\pm$ SD( $\mu$ m)	Kruskal-Wallis test
Chamfer	5	32.91 $\pm$ 7.15	B
Shoulder	5	45.35 $\pm$ 5.53	A
Beveled shoulder	5	45.25 $\pm$ 5.72	A

\*means with same letter were not significantly different at P<.05

**Table VII.** Marginal gap according to margin configuration in machine-milled titanium copings

Margin configuration	N	Mean $\pm$ SD( $\mu$ m)	Kruskal-Wallis test
Chamfer	5	72.59 $\pm$ 6.80	A
Shoulder	5	80.29 $\pm$ 2.86	B
Beveled shoulder	5	281.02 $\pm$ 43.82	C

\*means with same letter were not significantly different at P<.05

코핑, 주조티타늄 코핑, 기계절삭티타늄 코핑 순이었으며 모두 통계적으로 유의한 차이가 있었다.

대조군인 주조 금 코핑의 변연적합도를 관찰한 결과는 Table V와 같다. 변연 형태에 따라 chamfer는 16.60 $\mu$ m shoulder는 15.40 $\mu$ m, beveled shoulder는 50.11 $\mu$ m였다.

주조티타늄 코핑의 변연형태에 따른 변연적합도를 관찰한 결과는 Table VI과 같다. 변연형태에 따라 chamfer, shoulder, beveled shoulder는 각각 32.91 $\mu$ m, 42.35 $\mu$ m, 45.25 $\mu$ m 였다. 변연 적합정도는 chamfer, shoulder, beveled shoulder 순이었으며 chamfer와 shoulder, chamfer와 beveled shoulder 간에는 통계적으로 유의한 차이가 있었으나 shoulder와 beveled shoulder 간에는 통계적으로 유의한 차이는 없었다.

기계절삭 티타늄 코핑에서의 변연형태에 따른 변연적합도를 관찰한 결과는 Table VII과 같다. 측정된 변연 적합도는 chamfer는 72.59 $\mu$ m, shoulder는 80.29 $\mu$ m, beveled shoulder는 281.02 $\mu$ m였다. 변연 형태에 따른 변연 적합도는 chamfer, shoulder, beveled shoulder 순이었으며, 모두 통계적으로 유의한 차이가 있었다. 특히 beveled shoulder는 임상적으로 허용되는 수치 이상의 큰 변연간격과 변연 불균일성을 보였다.

#### IV. 고 찰

보철물의 이상적인 변연 형태는 정교한 변연의 적합도와 치은연에 치태침착을 억제하는 형태이나 이 특성을 모두 갖춘 변연부 형태는 없다. 임플란트 상부구조 제작시 일반적으로 주조금관이나 금속도재관이 사용되고 있으나 갈바니 부식 문제로 티타늄 매식체와 동일한 티타늄 상부구조물의 사용요구가 증가하고 있으며 많은 연구자들의 관심 대상이 되고 있다.

보철학에서 티타늄은 매우 흥미있는 재료이며, 치과 임플란트에서 장기간 가장 성공적으로 사용되었다. 티타늄은 낮은 비중에 비해 강도가 우수하며, 열전도성이 낮고, 재료의 가격이 저렴할 뿐만 아니라 높은 생체친화성과 내부식성을 가지고 있다. 티타늄은 상대적으로 안정적인 산화층을 형성하며 이것이 부식저항성과 생체친화성의 기초가 된다.

많은 장점에도 불구하고 티타늄관의 제작은 전통적인 주조방법으로는 어렵다. 티타늄의 낮은 밀도는 mold-filling ability가 떨어져 불완전한 변연을 갖기 쉬우며 또한 용융동안 티타늄은 산소, 수소, nitrogen과 같은 원소와 반응하여 연성이 감소하고 강도가 변한다. 따라서 argon이나 helium atmosphere에서의 용융과정, 전용의 매몰재, cooling system, 고가의 주조장비가 다른 원소와의 반응성을 감소시키고 티타늄의 오염을 막아 성공적인 주조 티타늄을 얻기 위해 필요하다.

수복물이 장기간 구강내에서 성공적으로 기능하기 위해서는 변연적합도가 중요한 요소이다.<sup>21)</sup> 치아와 수복물 사이의 간격은 이차우식을 일으키거나, 치태 침착을 야기하여 치주질환을 발생시키므로 가능한 정확히 재현되어야 한다. 임상적으로 받아들여지는 변연적합성의 수치는 명확히 확립되어 있지는 않지만 이전에 보고된 임상적으로 허용되는 변연 간격은 10-160 $\mu$ m 사이였다.<sup>17,20)</sup> 그러나 많은 저자들이 100 $\mu$ m 이내의 marginal gap이 보철물의 수명을 위해 임상적으로 받아들여질만 하다는데 동의한다.<sup>21-24)</sup> 또한 그들은 50 $\mu$ m 이하의 opening은 임상적으로 얻기 힘들다고 하였다.<sup>25)</sup>

본 실험은 제작과정에서의 오차를 최소화하기 위해 지대치 삭제를 균일한 원통형으로 삭제하였으며

내부 주조관 적합도를 양호하게 하기 위해 Grajower<sup>26)</sup> 등의 연구에서와 같이 약 50 $\mu$ m의 die spacer를 사용하여 cement 공간과 납형의 변형을 보상하였다.

자연치나 임플란트 상부구조물에 티타늄관을 사용하기 위해 티타늄의 주조성을 향상시키는 많은 연구가 있었으나 변연적합성에 대한 연구는 비교적 최근에 있었다. Meyer와 Schafers<sup>27)</sup> 등은 다섯 개의 주조 티타늄 인레이와 부분피복관의 변연적합성을 광학현미경하에서 관찰하였는데 38%는 20 $\mu$ m이하의 변연 적합성을, 22%에서는 100 $\mu$ m이상의 변연 적합성을 보여 일관되지 못한 결과로 인해 결론을 내리지 못하고 티타늄 인레이와 부분피복관의 임상적용에 의문을 표시하였다. 그러나 본 연구에서는 주조 티타늄 코핑의 주조성이 크게 향상되어 chamfer, shoulder, beveled shoulder 등 모든 변연형태에서 좋은 변연적합도를 보였다. 이전에는 주조 티타늄 표면의 10-150 $\mu$ m의 거친 반응층은 피할수 없다고<sup>6)</sup> 하였으며 이 반응층의 완벽한 제거는 적합도의 큰 상실을 가져왔으나 현재는 티타늄 매몰재의 많은 발전이 있어 반응층의 두께가 10-60 $\mu$ m로 과거에 비해 현저히 개선되어 좋은 변연적합도를 나타낸 것으로 생각된다. 특히 Watanabe<sup>6)</sup> 등의 논문에서와 같이 본 연구에서의 beveled shoulder margin이 0.5mm 이상의 두께를 가졌으므로 좋은 변연적합도를 보인 것으로 보인다.

Ida 등은 100개 이상의 티타늄 크라운을 제작하여 이것의 변연적합성이 은-팔라듐 합금보다는 낮지만 니켈-크롬 합금보다는 높다고 보고하였다.<sup>28)</sup>

본 연구에서 chamfer, shoulder, beveled shoulder의 변연형태를 갖는 주조 코핑의 변연 적합도는 Blackman 등<sup>29)</sup>의 연구 결과와 같이 임상적으로 받아들여질 만 하였다. 또한 Dennis의 주조 코핑의 변연 적합도에 대한 연구 결과인 평균 60 $\mu$ m보다 우수하였다. 이는 본 실험에서 사용한 가압 흡인형 주조 시스템의 매몰재가 종래의 SiO<sub>2</sub>가 아닌 반응성이 낮은 MgO 내화재를 함유하고 있어 표면 반응층이 감소하며 주조성이 향상되었으며, 주입선도 직경이 3mm, non-flattenen spure를 사용하였기 때문에 밀도가 낮은 티타늄의 주형내로의 충분한 공급이 가능하여 우수한 변연적합도를 보인것으로 사료된다.

Digident를 이용한 기계절삭 티타늄 코핑의 변연적합도는 이전의 논문들이 보고한 Procera crown의 변연적합도 보다는 다소 낮다.<sup>10,15,30)</sup> Boeing 등은 기계절삭 Procera crown의 변연적합도가 평균  $69\mu\text{m}$ 라고 보고하였으며 Karlsson은 CAD-CAM 기법을 사용하여 평균 변연간격이 in vitro 에서는 약  $60\mu\text{m}$ , in vivo 에서는  $70\mu\text{m}$ 라고 하였다. Leong 등은 기계절삭 티타늄의 변연간격이  $54\mu\text{m}$ 라고 하였다. 그러나 Harris 와 Wickens 등<sup>30)</sup>의 연구와 같이 금합금보다는 큰 변연간격을 보였다. 본 연구에서의 Digident의 변연적합도가 이전의 Procera 기법을 사용한 결과보다 다소 낮게 나온 것은 Procera 기법은 외관은 milling machine을 사용하여 제작하지만 내면은 carbone electrode를 이용한 spark erode에 의해 형성하기 때문에 내면을 milling하여 제작하는 Digident system과는 차이가 있기 때문으로 보인다. Chamfer 보다 shoulder 변연에서의 낮은 변연적합도는 명확한 각을 갖는 변연형태에서 티타늄관을 정확히 제작하기 어려운 것으로 보인다. 특히 beveled shoulder에서의 낮은 변연적합도는 변연형태가 복잡해질수록 milling cutter의 정확도가 뒷받침되지 못하는 것으로 보인다.

변연적합도는 이공간이 3차원적인 간격이므로 완벽한 측정이 매우 어렵다. 또한 변연의 정확한 측정을 위해서는 수복물의 전체를 측정해야 한다. 수복물의 물리적인, 생물학적인 성질과는 달리 변연적합성은 명확히 정의되지 않았다. 측정을 위한 기준점은 연구자들에 따라서 다르며 변연 적합도, 내면 적합도, 수직적 거리, 임상적 판단 등으로 연구자에 따라 다르게 표현되고 있다.<sup>32)</sup> 변연의 적합도를 보는 방법은 여러 가지가 있다.<sup>33)</sup> 레진 블록에 매몰 후 절단하여 보는 방법이 가장 정확하긴 하나 측정점이 너무 적어 전체 변연의 적합도를 측정하기에는 무리가 있다. Leong<sup>30)</sup>은 금속 수복물을 절단하는 것 자체가 변연을 변형시킬 가능성이 있다고 하였다. 다른 방법으로 인상을 채득하여 평가하는 방법은 장착한 보철물을 평가하는데는 유용하지만, 치은연하 변연이나, 인접면의 변연은 정확한 채득이 어려워 부정확한 결과를 가져올 수 있다. 또 다른 방법으로는 탐침을 쓰는 방법도 있으나,  $50\mu\text{m}$  이하의 변연적합도는 판별이 어렵다. 그러나 현미경하에서 변연간격을

측정하는 방법은 측정점을 많이 부여할 수 있으며 반복측정이 가능하여 전체 변연의 적합도 변화상황을 파악 할 수 있다. 이에 본 연구에서는 순, 설, 근, 원심면에 기준점을 부여하고 이 기준점에서  $2.5\text{mm}$  범위내에서 약  $50\mu\text{m}$ 의 간격으로 3차원 계측현미경을 사용하여 연속적으로 변연의 적합성을 측정하였다. 그러나 변연부위를 광학현미경에 정확히 수직으로 위치시키기는 어려워 실제 적합도와 약간의 차이를 나타낼 가능성은 있으나 변연 전체의 대략적인 적합도 변화 상황을 파악 할 수 있었다.

본 연구에서는 실험의 다른 요인을 가능한 배제하기 위해 milling을 하여 금속지대치를 제작하였고, 측면 각도도 균일 하게 사출하였으므로 실제 치아 모형과는 차이가 있을 수 있다. 또한 시멘트의 종류에 따른 변연오차의 차이를 배제하기 위해 접착 없이 측정하였으므로 시멘트 합착 후에는 변연 사이의 간격이 보다 증가할 것으로 보인다.

이상의 연구결과를 종합해보면 가압흡인형 주조기로 티타늄 단관을 제작한 경우 chamfer, shoulder, beveled shoulder 변연형태에서 모두 우수한 변연 재현성을 나타내었으나, CAD-CAM을 이용하여 티타늄 단관을 제작한 경우는 chamfer, shoulder 변연에서만 임상적으로 적합한 변연재현성을 나타내었으며 beveled shoulder 변연에서는 큰 변연간격을 보였다.

현재 보철학에서 티타늄 수복물의 사용은 드문데 이는 치과의사 사이에서 재료에 대한 이해가 부족하며 장기간의 임상 follow up이 없기 때문이다. 대체 수복물로의 티타늄 사용의 증가는 단관 뿐만 아니라 고정성 의치에 대한 지속적인 연구와 임상 시도에 달려 있을 것으로 생각된다.

## V. 결 론

본 연구에서는 티타늄 수복물의 제작 방법과 변연 형태에 따른 변연 적합성을 주요 금속수복물과 비교하기 위해  $6^\circ$  측면각도를 갖는 금속 지대치를 인상채득한 모형을 사용하여 3차원 계측 현미경을 사용하여 변연 적합도를 측정하였다. 변연의 형태는 주요 금속관에서 많이 사용되는 chamfer, 금속도재관에 많이 사용되는 shoulder, 인레이나 온레이등에 많이

사용되는 beveled shoulder 3종류를 사용하였다. 제작 방법은 주조 티타늄 코핑과 기계 절삭 티타늄 코핑의 2가지 방법을 사용하였다. 제작 방법과 변연 형태가 다른 6개의 군은 각 군당 5개씩 총 30개의 시편을 사용하였다. 실험성적을 통계처리하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 제작방법에 따른 변연적합도는 주조금 코핑, 주조티타늄 코핑, 기계절삭티타늄 코핑 순이었다.
2. 주조티타늄 코핑의 변연적합도는 chamfer, shoulder, beveled shoulder 순이었으며 45 $\mu$ m 수치가 내었다.
3. 기계절삭티타늄 코핑의 변연적합도는 chamfer, shoulder, beveled shoulder 순이었으며 chamfer와 shoulder는 80 $\mu$ m이내였지만 beveled shoulder는 281 $\mu$ m의 변연간격과 불균일한 변연을 보였다.

이상의 결과로 주조 티타늄의 변연적합성은 모든 변연형태에서 임상적 허용범위내에 있으므로 대체 금속으로 사용될수 있을 것이나 기계절삭 티타늄을 임상에 사용하기 위해서는 변연적합도가 더욱 향상되어야 할 것이며, 특히 임플란트 상부보철물 제작시 chamfer나 shoulder 변연이 추천된다.

### 참고문헌

1. Parr GR, Gardner LK, Toth RW. Titanium : the mystery metal of implant dentistry Dental materials aspects. J Prosthet Dent 1985;54:410-14.
2. Eugene PL, Peter M. Titanium and titanium alloys as dental materials. Int Dent J 1993;43:245-53.
3. Reclaru L, Meyer JM. Study of corrosion between a titanium implant and dental alloy. J Dent 1994;22:159-68.
4. Bessing C, Bergman M. The castability of unalloyed titanium in three different casting machines. Swed Dent J 1992;16:109-13.
5. Mori T. Titanium: A reviews of investments for high temperature casting. Aust Prosthodont J 1993;7:31-4.
6. Watnabe I, Watkins JH, Nakajima H, Atsuta M, Okabe T. Effect of pressure difference on the quality of titanium casting. J Dent Res 1997;76:773-9.
7. Vidovic Y, Chung HG, Mori T. Enhancement of a titanium denture frame model. Dent mater J 1995;14:256-62.
8. Rekow ED. Dental CAD-CAM systems- What is the state of the art? J Am Dent Assoc 1991;122:42-48.
9. King AW, Chai J, Lautenschlager E, Gilbert J. The mechanical properties of milled and cast titanium for ceramic veneering. Int J Prosthodont 1994;7:532-537.
10. Boening KW, Walter MH, Reppel PD. Non-cast titanium restorations in fixed prosthodontics. J Oral Rehabil 1992;19:281-287.
11. Rinke S, Huls A, Jahn L. Marginal accuracy and fracture strength in conventional and copy milled all-ceramic crowns. Int J Prosthet 1995;8:303-310.
12. Pera P, Goipdo S, Basi F, Carossa S. In vitro marginal adaptation of alumina porcelain ceramic crown. J Prosthet Dent 1994;72:585-90.
13. Fuzzi M, Bouillaguet S, Holz J. Improved marginal adaptation of ceramic veneers. J Esthet Dent 1996;8:84-91.
14. Wolf BH, Walter MH, Boening KW, Schmidt AE. Margin quality of titanium and high-gold inlays and onlays-a clinical study. Dent Mater 1998;14:370-374.
15. Karlsson S. The fit of Procera titanium crowns: An in vitro and clinical study. Acta Odontol Scand 1993;51:129-34.
16. Tjan AH, Li T, Logan GI, Baum L. Marginal accuracy of complete crowns made from alternative casting alloy. J Prosthet

- Dent 1991;66:157-64.
17. Donovan T, Prince J. An analysis of margin configurations for metal-ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 1985;53:153-57.
  18. Holmes JR, Pilcher ES, Rivers JA. Marginal fit of electroformed ceramometal crowns. *J Prosthodont* 1996;5:111-14.
  19. Valderrama S, Van Roekel N, Andersson M, Goodacre CJ, Munoz CA. A comparison of the marginal and internal adaptation of titanium and gold-platinum-palladium metal-ceramic crown. *Int J Prosthodont* 1995; 8:29-37.
  20. Shillingborge HT, Hobo S, Fisher DW. Porcelain-fused to metal restoration. *J Prosthet Dent* 1973;30:28-36.
  21. Samet N, Resheff B, Gelbard S, Stern NA. CAD-CAM system for the production of metal copings for porcelain-fused-to-metal restoration. *J Prosthet Dent* 1995;73:457-63.
  22. Mclean JW, Von Fraunhofer JA. The estimation film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J* 1971;131:107-11.
  23. Fransson B, Oilo G, Gjeitanger R. The fit of metal-ceramic crowns clinical study. *Dent Mater* 1985;1:197-9.
  24. Nilson H, Bergman B, Bessing S, Lundquist P, Andersson M. Titanium copings veneered with Procera ceramics. *Int J Prosthodont* 1994;7:115-19.
  25. Jenkins CB, Phillips RW. An evaluation of five inlay investing techniques employed with different type of wax patterns. *J Prosthet Dent* 1971;25:211-20.
  26. Grajower R, Zuberi Y, Lewinstein I. Improving the fit of crowns with die spacers. *J Prosthet Dent* 1989;61:555-63.
  27. Meyer G, Schafers F. Titanium: A new avenue for inlay and partial crown technique. *Dent Labor* 1990;38:651-53.
  28. Ida K, Tani Y, Tsutsumi S, Togaya T, Nambu T, Suese K, Kawazoe T, Nakamura M, Wada H. Clinical application of pure titanium crowns. *Dent mater J* 1985;4:191-5.
  29. Chan DC, Blackman R, Kaiser DA, Chung K. The effect of sprue design on the marginal accuracy of titanium casting. *J Oral Rehabil* 1998;25:424-9.
  30. Leong DK, Chai JY, Gibert J. Marginal fit of machine-milled titanium and casting titanium single crown. *Int J Prosthodont* 1994;7:440-47.
  31. Harris IR, Wickens JL. A comparison of the fit of spark-eroded titanium coping and cast gold-alloy copings. *Int J Prosthodont* 1994;7:348-55.
  32. Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent* 1989;62: 405-805-8.

---

**Reprint request to:**

**Mong-Sook Vang**, D.D.S., Ph.D.,  
 Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Chonnam National University  
 8, Hak-1-dong, Dong-ku, 501-757, Gwangju, Korea  
 msvang@chonnam.ac.kr



ABSTRACT

## THE STUDY ABOUT THE MARGINAL FIT OF THE CASTING TITANIUM AND MACHINE-MILLED TITANIUM COPINGS

Su-Yeon Oh, 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.

*Department of Prosthodontic Dentistry, College of Dentistry,  
Dental Science Research Institute, Chonnam National University*

**Statement of problem:** The titanium has advantages of a high biocompatibility, a corrosion resistance, low density, and cheap price, so it is focused as a substituted alloy. But it is quite difficult to cast with the traditional method due to the high melting point, reactivity with element at elevated temperature.

By using the CAD-CAM system for the crown construction, it is possible to reduce the errors while proceeding the wax-up, investing, and casting procedure

**Purpose:** The purposes of this study were to measure the marginal adaptation of the casting titanium coping and machine-milled titanium coping according to the casting methods and the marginal configurations.

**Material and method:** The marginal configurations were used chamfer, shoulder, and beveled shoulder. The total 30 copings were used, and these are divided into 6 groups according to the manufacturing method and marginal configuration. The gap between margin of the model and the restoration was measured with 3-dimensional measuring microscope.

**Results:** The following results were obtained:

1. casting gold coping demonstrated the best marginal seal, followed by casting titanium coping finally machine-milled titanium copings.
2. In casting titanium coping, chamfer demonstrated the best marginal seal, followed by shoulder and beveled shoulder. There was no significantly difference in shoulder and beveled shoulder. But all margin form has clinically acceptable
3. In machine-milled titanium copings, chamfer demonstrated the best marginal seal, followed by shoulder and beveled shoulder. Beveled shoulder show large and uneven marginal gap.

**Conclusions:** Above result revealed that marginal adaptation of the titanium coping is available in the clinical range, it can be used as an alternative metal and it is preferred especially in chamfer or shoulder margin during implant superstructure fabrication. But there should be more research on machine-milled titanium in order to use it in the clinics.

---

**Key words :** Titanium, Casting, Machine-milled, Marginal Fit