

## 타이타늄 상악 주연결장치에 디자인에 따른 구조성 및 견고성 비교

전남대학교 치의학전문대학원 치과보철학교실

이영재 · 방몽숙 · 양홍서 · 박상원 · 박하옥 · 임현필

### 1. 서 론

가철성 국소의치에서 사용되고 있는 Co-Cr계 합금은 금합금에 비하여 물리적 우수성을 갖고 있으나, Co-Cr계 합금은 지나치게 큰 경도와 낮은 연성, 전성 및 연신율의 단점을 가지고 있으며 특히 니켈에 의해 알러지 반응을 일으킬 수 있는 것으로 알려져 있다.<sup>1</sup>

반면 타이타늄은 우수한 내식성과 생체적합성, 높은 강도와 미세경도 그리고 귀금속 합금에 비해 경제적이라는 장점 때문에 임플란트 뿐만 아니라 최근에는 단일관이나 금관가공의치, 금속 알러지가 있는 가철성 국소의치환자에서도 사용범위가 확대되어 귀금속의 대체 금속으로 주목받고 있다.<sup>2</sup>

타이타늄은 Co-Cr 보다 낮은 탄성계수를 갖으므로 유연성이 우수하여 금합금과 좀 더 유사한 성질을 갖고 있으며 이로 인해 가철성 국소의치의 클래스프 보상암으로서 Co-Cr 보다 지대치의 더 깊은 언더컷에 놓일 수 있다. 이러한 특징은 심미적 요구, 치주적 건강이 첫 번째 고려사항이 되는 임상적 상황에 유용하다.<sup>3</sup> 비록 높은 용융온도가 제작과정에 어려움을 가져오지만 최근 주조기술의 발달로 인해 보다 널리 임상적으로 적용할 수 있게 되었다.

가철성 국소의치의 주연결장치는 보철물의 여러 구성요소를 하나의 단위로 연결시키는 기능을 한

다.<sup>4,5</sup> 가철성 국소의치의 모든 구성요소는 직접 또는 간접적으로 주연결장치에 연결되어 있다. 주연결장치는 가철성 국소의치에 실리는 힘을 지지조직에 분산시킨다.<sup>6</sup> 가철성 국소의치 구성요소들 사이의 측방력을 지지조직에 전달시키기 위해서 주연결장치는 견고해야 한다. 견고하지 못한 주연결장치는 힘의 불균일한 분포를 초래하여 환자는 불편감을 느끼고 구강 구조에 손상을 주게 된다.<sup>7</sup> 따라서 주연결장치에서 견고성은 필수적인 요소이며 견고성에 영향을 미치는 요소에는 구조물에 사용된 합금의 조성, 주연결장치의 넓이와 두께, 악궁의 길이, 구개의 만곡 등을 포함한다.<sup>8</sup>

Cecconi 등<sup>9</sup>은 설측바에서 견고성은 교합면-치은측 높이가 증가할 때 제곱으로, 두께가 순설측으로 증가할 때 세제곱으로 증가한다는 결과를 발표하였다. 그는 구조물의 견고성을 최대화하기 위해서는 특히 가장 큰 외력이 집중되는 부위에 협설로 최대의 두께를 지녀야 한다고 결론지었다.

구조물의 견고성은 주연결장치의 디자인에도 영향을 받는다. Ben-Ur 등<sup>10</sup>은 5개의 다른 디자인의 Co-Cr 상악 주연결장치를 비교했을 때 A-P strap이 U-shaped bar 주연결장치보다 훨씬 더 견고하다는 것을 발견하였다. 그러나 이 연구에서는 각각의 디자인에서 1개의 구조물만 실험하였다. 또한 타이타늄을 이용한 Srimaneepong 등<sup>11</sup>의 연구에서는

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

palatal plate, A-P strap, Horseshoe-shaped bar 를 비교시 palatal plate만이 Co-Cr 주연결장치와 유사한 강도를 가져 타이타늄 주연결장치에 가장 적합한 디자인이라고 하였다.

아직까지 국내에서는 구조에 의한 타이타늄 의치에 관한 연구 및 실질적 임상 적용이 부족한 형편이다. 또한 이전의 연구에서 타이타늄 주연결장치에 관하여 상악 주연결장치에서 강도에 대한 기준이 되는 디자인에 관한 연구가 부족하였고 임상에 적용 가능한 주연결장치의 강도에 관한 기준이 설정되지 못하였다. 이에 본 연구에서는 현재 임상에 널리 이용되는 타이타늄 상악 주연결장치의 디자인에 따른 견고성과 구조성을 알아보고 Co-Cr 주연결장치와의 강도를 비교하여 임상적 사용에 대한 지침에 도움이 되고자 하였다.

## II. 연구 재료 및 방법

### 1. 연구 재료

#### 가. 실험 재료

본 실험에서는 타이타늄 재료로 Grade II 순수 타이타늄 (Kobe still Co., Japan)을, 매몰재로는 SiO<sub>2</sub>가 함유된 Rematitan®(Dentaurum, Germany)을 사용하였고 비교군으로 Co-Cr 주연결장치를 사용하였다.

#### 나. 실험 기구

타이타늄의 구조에는 Ti Cast Super R®(Small arc

casting machine, Selec, Japan)을, 힘을 가하는데는 만능 물성 실험기(Instron, Canton, Mass)를 사용하였고 변형량 측정에는 Digimatic calipers (Mitutoyo, Japan)을 사용하였다.

### 2. 연구 방법

#### 1) 모델 제작

##### 가. 실험용 주모형의 제작

총의치 모형(Nissin Dental Products Inc, Tokyo, Japan)에 type IV 경석고(Crystal rock®, GC cooperation, Japan)를 부어 주모형을 제작하였다. 가능한 균일한 왁스 엽을 하기 위해 각각의 디자인에 따라 24 Gauge sheet wax(Daedong, Korea) 한 장을 주모형에 부착하였다.

##### 나. 내화모형 제작

동일한 내화모형을 제작하기 위해 Shin-Etsu Silicone®(Shin-Etsu Chemical, Tokyo, Japan)을 이용하여 주모형을 복제한 silicone 모델을 제작하였다. 주연결장치 디자인이 인기되어 있는 실리콘 몰드에 Rematitan®을 부어 내화모형을 제작하였다.

##### 다. 주연결장치 납형 제작

내화모형에 인기된 디자인 형태를 따라 0.40mm stippled wax(Daedong, Korea) 한 장과 32G sheet wax 한 장을 깔아 왁스 엽을 시행하였다. Co-Cr 주연결장치도 같은 방법을 이용하여 납형을 제작하였다. 주입선은 8gauge 왁스(Kerr, 3.2Ø mm)를 사용

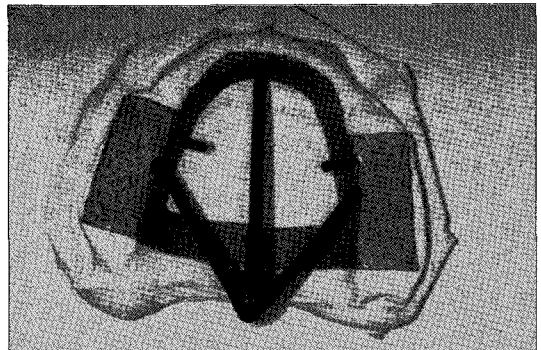
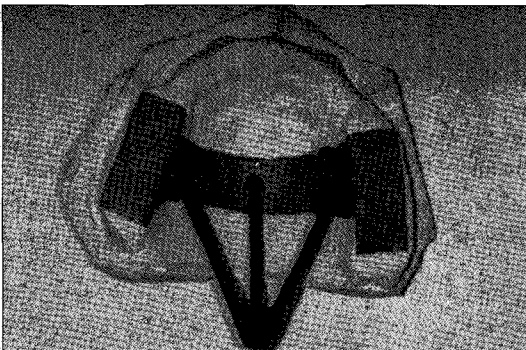


Fig. 1. Wax-up.

하였으며 palatal strap과 U-shaped bar는 양측 mounting bracket과 주연결장치 중앙부위, 3곳에 위치시켰고 A-P strap과 complete palatal plate 디자인에서는 양측 mounting bracket과 주연결장치에 2곳씩 총 4곳에 주입선을 위치시켰다. 주입선의 길이는 16mm로 하였다.

## 2) 주연결장치 주조

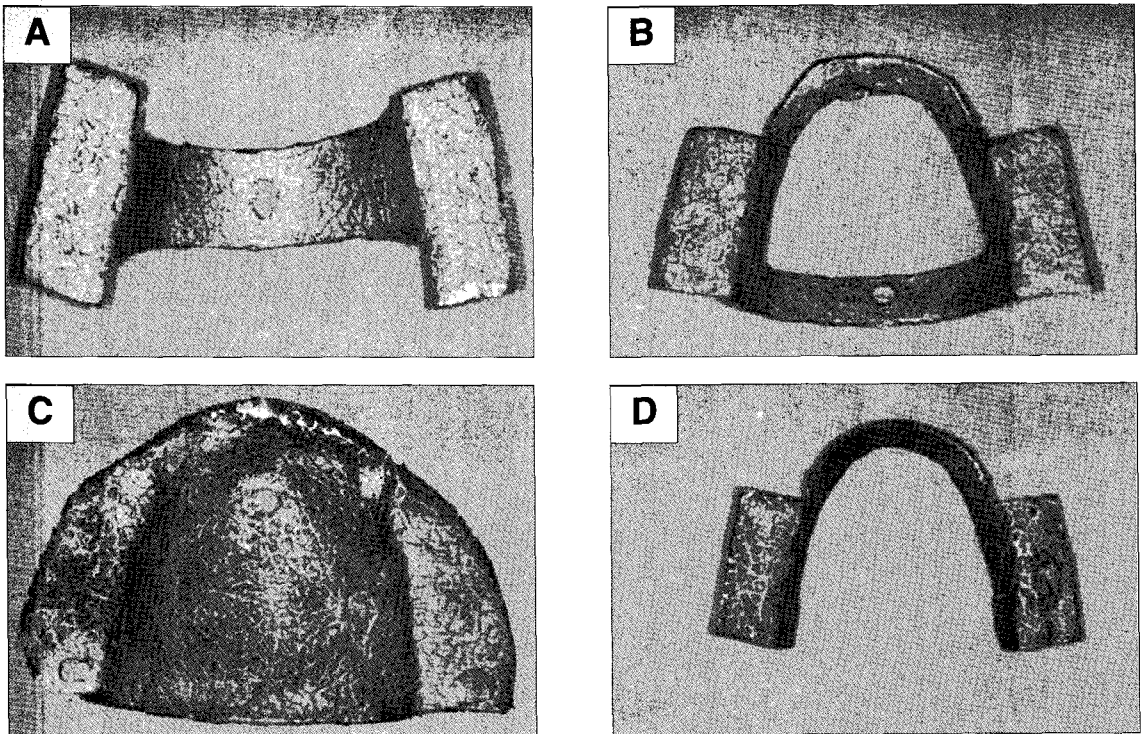
제조회사의 지시에 따라 실리카계 매몰재인 Rematitan Plus® 1분간 진공 상태에서 혼합하여 매몰하였다. 실온에서 경화시킨 후 소환 과정을 거쳤다. 아르곤 분위기의 원심 주조기인 Ti Cast Super R®(Small arc casting machine, Selec, Japan)로 Grade II 순수 타이타늄을 이용하여 주조하였으며 주형은 900℃까지 6℃/min 로 가열하였고 소환로 내에서 150℃까지 냉각시켰다. 상악 주연결 장치의 디자인은 (1) palatal strap, (2) anteroposterior

palatal strap, (3) complete palatal plate, (4) U-shaped bar 로 하였고 각 군당 5개씩 주조하였다.

## 2. 실험방법

### 1) 주조성 측정

타이타늄 전용 주조 결함 측정기인 Easyti X-ray Ti(Manfredi, Italy)을 이용하여 내부 결함을 검사했다. 노출시간은 2초로 일정하게 하였고 아르곤이 함유되어 0.5mm 이상의 결함을 갖고 있거나 완전한 형태로 주조되지 못한 것은 실험에서 제외되었다. Co-Cr 주조체는 높은 밀도 때문에 방사선 조사를 하지 않았고 통상적인 연마과정을 거쳤다. 반면 타이타늄 주조체는 주입공을 자른 후 마모를 피하기 위해 연마 과정을 간소화 시킨 후 방사선 조사를 시행하였다.



**Fig. 2.** Casted titanium framework.

(A) palatal strap (B) A-P strap (C) Complete palatal plate (D) U-shaped bar

2) 하중 적용

주연결장치에 25×10mm 크기의 연결 부위를 제작하였다. 제 1소구치 부위(P)와 제 2 대구치 부위(M)에 표시를 하였고 P와 M 사이의 거리는 20mm로 하였다.

첫번째 실험에서 M과 P점에 주연결장치의 수평면에 수직적으로 힘을 적용하여 비틀림 힘을 가하였다. 두 번째 실험에서는 주연결장치 연결부의 수평면을 따라 힘을 가하여 압축력을 가하였다.

각 실험에서 1분간의 일정한 시간 동안 힘을 가한 후 변형량을 측정했다. 500파운드의 load cell을 사용하여 시간-변형 곡선이 얻어졌고 크로스 헤드의 속도는 2mm/min이 되도록 하였다. 각 실험은 3회 반복되었고, 매번 각 주연결장치들을 기계에서 떼었다가 다시 접촉시켰다.

3) 변형량 측정

3) 변형량 측정

1분간의 부하를 가하여 각각의 실험을 마친 후 탄성 변화량을 Digimatic calipers(Mitutoyo, Japan)을 사용하여 측정하였다.

4) 통계 분석

통계처리는 SPSS ver.10.0 for WIN(SPSS, Inc. USA)를 사용하였다. 일원변량 분산분석(One-way ANOVA)을 시행하여 각 군 간의 차이를 검정하고 유의수준 5%에서 Scheffé's multiple comparison test

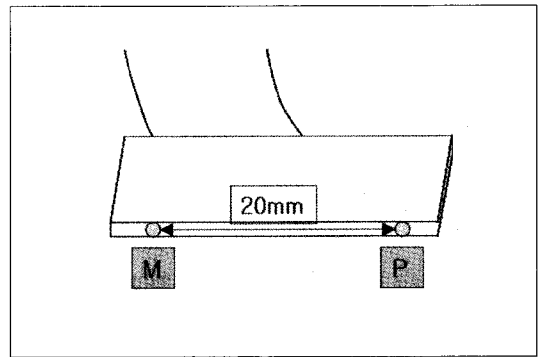
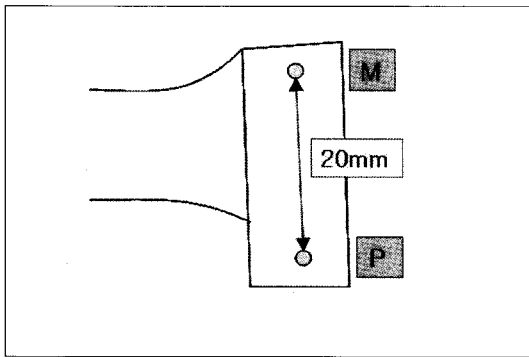


Fig. 3. Point marking for torsional & compressive loading.

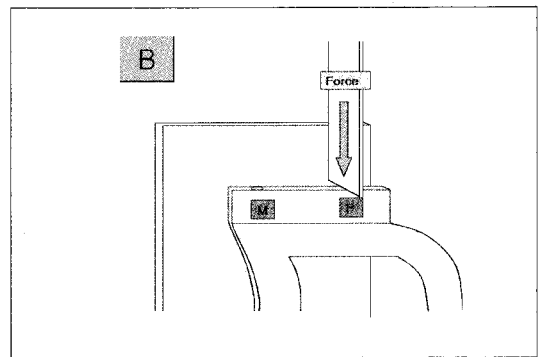
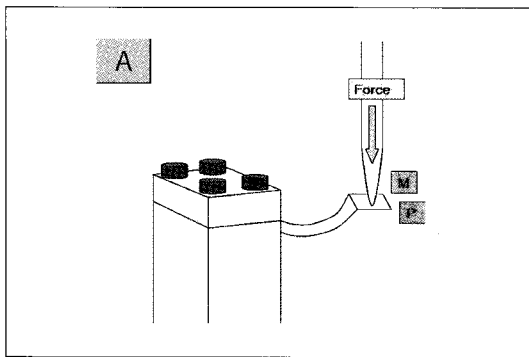


Fig. 4. Testing specimen in universal testing machine.

A, Force applied perpendicular to horizontal plane of framework to simulate torsional force.

B, Force applied along horizontal plane of framework to simulate compressive force.

로 사후 분산분석을 시행하여 각 군 간의 평균값의 차이를 검정하였다.

### Ⅲ. 결 과

#### 1. 주조성 평가

타이타늄 주연결장치에서 complete palatal plate 을 제외한 다른 디자인에서의 주조성은 우수하게 나타났다. Complete palatal plate에서는 완전한 형태로 주조되지 못한 경우가 있었으며 다수의 기포를 포함하고 있는 경우도 있었다. 그러나 complete palatal strap을 제외한 디자인에서는 타이타늄 주조체에서 0.5mm 이상의 기포는 발견되지 않았다. 반면 Co-Cr 주연결장치는 모든 디자인에서 우수한 주조성을 보였다. 각 디자인과 재료에 따른 주조 성공률을 Table I에 나타냈다.

#### 2. 타이타늄 주연결장치에서 디자인에 따른 변형량

모든 실험에서 반복된 측정을 통해 변형량이 계산되었고 평균 5%의 표준오차 하에서 통계 처리 되었다. 타이타늄 상악 주연결장치에서 압축력과 비틀림 하에서의 평균 변형량은 Fig. 6과 같다.

교합력의 방향을 따라 mounting bracket에 수직으로 가해진 비틀림 힘 하에서의 변형량이 주연결장치에 수평방향의 힘인 압축력 하에서의 변형량보다 많았다. 디자인에 따른 변형량은 Complete palatal plate와 A-P strap에서 비틀림과 압축력 모두에서 가장 적은 변형을 보였으며 U-shaped bar가 가장 많은 변형을 보였다. 이는 통계적으로 유의한 차이를 보였으나( $p < .05$ ) complete palatal plate와 A-P strap은 압축력 시에는 유의차가 없었으며( $p > .05$ ), 비틀림 시에만 두 그룹에서 유의성이 나타났다( $p < .05$ ). 또한 구치부에 응력이 가해질 경우보다 소구치부에서 응

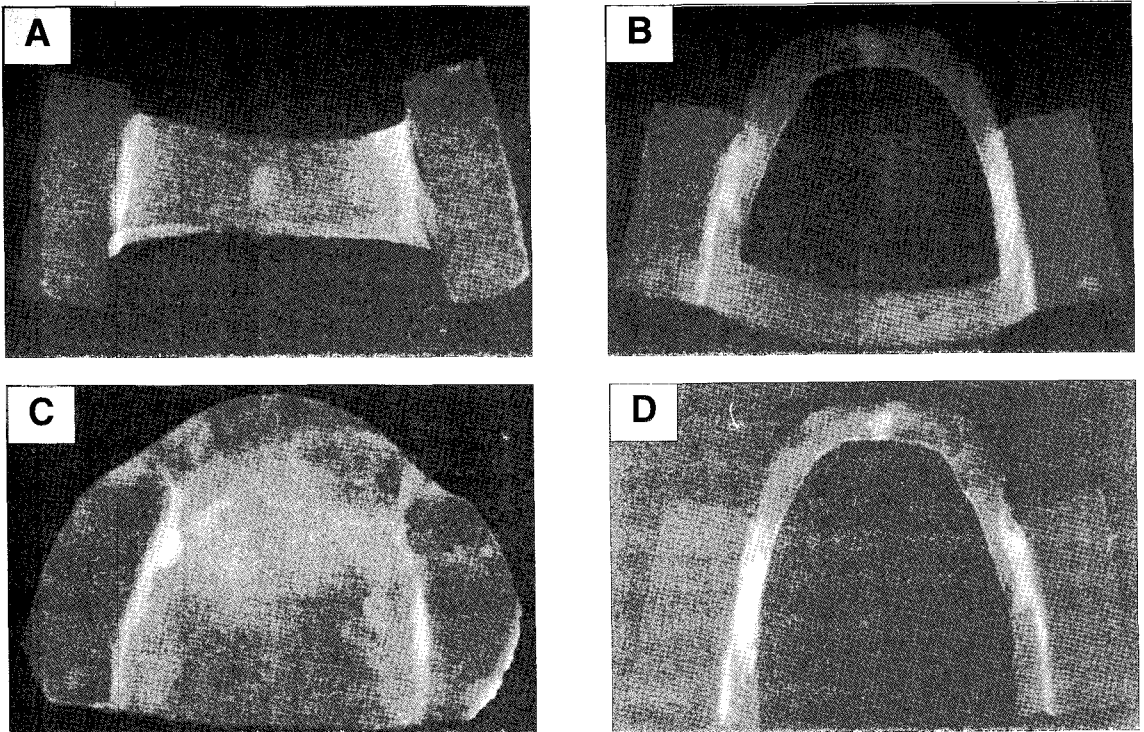


Fig 5. Radiographs of titanium casting framework.  
(A) palatal strap (B) A-P strap (C) Complete palatal plate (D) U-shaped bar

력이 가해질 때 적은 변형량을 보여 주연결장치가 더 큰 저항성을 갖음을 나타냈다.

### 3. Co-Cr 주연결장치에서 디자인에 따른 변형량

모든 실험에서 반복된 측정을 통해 변형량이 계산되었고 평균 5%의 표준오차 하에서 통계 처리 되었다. 타이타늄 상악 주연결장치에서 압축력과 비틀림 하에서 평균 강도는 Fig. 7과 같다.

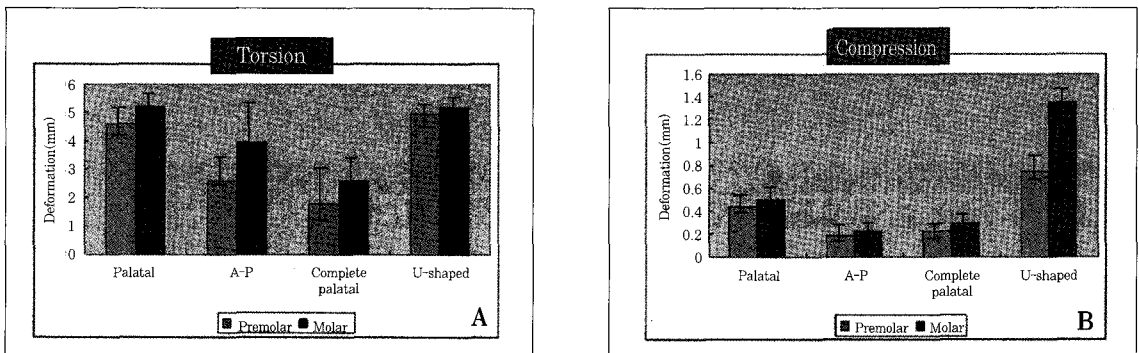
Co-Cr 주연결장치에서도 타이타늄 주연결장치와 마찬가지로 교합력의 방향으로 가해진 비틀림 힘 하에서의 변형양이 수평방향의 힘인 압축력에서의 변형량보다 많았다. 디자인에 따른 변형량은 Complete palatal plate과 A-P bar에서 비틀림과 압축 모두에서 가장 적은 변형을 보였으며 U-shaped bar, Palatal bar가 가장 많은 변형을 보였다. 이는 통계적으로 유의한 차이를 보였다. 또한 구치부에 응력이

가해질 경우보다 소구치부에서 주연결장치가 보다 견고함을 나타냈다. Co-Cr 주연결장치는 타이타늄 주연결장치에 비해 상대적으로 적은 변형을 보여 보다 강도가 강함을 알 수 있었다. 그러나 이는 비틀림 시에는 모든 경우에 통계적 유의성을 보였으며 (P<.05) 압축 시에는 U-shaped를 제외한 모든 경우에 유의성이 없는 것으로 나타났다.(P>.05)

Co-Cr 주연결장치와 타이타늄 주연결장치의 강도를 비교한 결과 Co-Cr 주연결장치는 타이타늄 주연결장치에 비해 상대적으로 적은 변형을 보여 강도가 보다 강함을 알 수 있다. 그러나 이는 비틀림 시에는 U-shaped bar와 palatal strap에서 통계적으로 유의한 차이를 보였으며 압축 시에는 U-shaped bar를 제외한 모든 경우에 유의성이 없는 것으로 나타났다. 또한 두 가지 주연결장치에서 모두 구치부에 응력이 가해질 경우보다 소구치부에서 주연결장치가 더 큰 견고함을 나타냈다.

**Table I.** Percentage of the success rate of titanium casting

Group	Titanium			Co-Cr		
	trial	success	%	trial	success	%
Palatal strap	5	5	100	5	5	100
U-shaped bar	6	5	83	5	5	100
A-P strap	6	5	83	5	5	100
Complete palatal strap	9	5	56	5	5	100



**Fig. 6.** Mean deformation values of maxillary titanium major connectors with 4 designs when loaded on premolar(P) and second molar(M) positions. A : Torsion loading; B, Compression loading

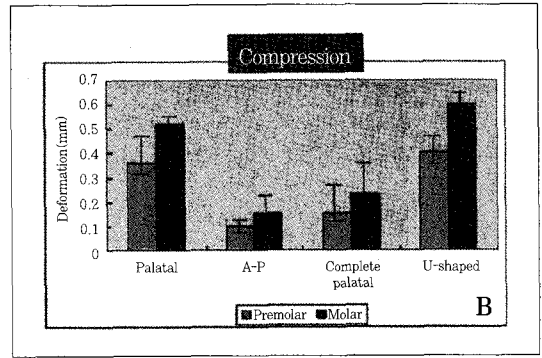
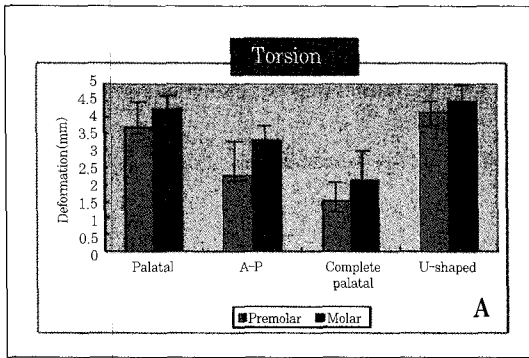


Fig. 7. Mean deformation values of maxillary Co-Cr major connectors with 4 designs when loaded on premolar(P) and second molar(M) positions. A : Torsional loading; B, Compressional loading

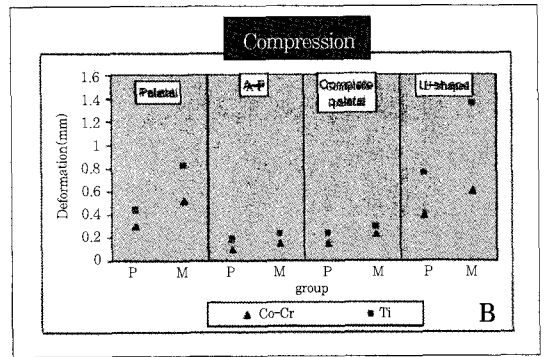
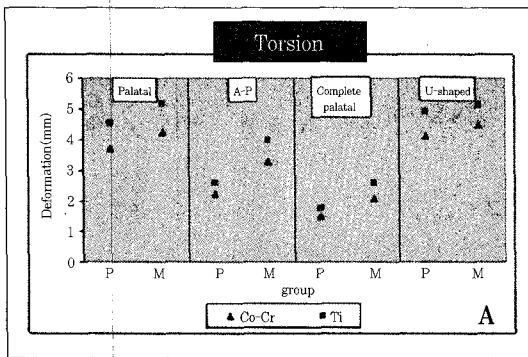


Fig. 8. Comparison of mean deformation values of maxillary Co-Cr major connectors and titanium connector. A : Torsional loading; B, Compressional loading

Table II. Relative stiffness of maxillary major connectors as a percentage of the most stiff connector

Connector type	Torsional load		Compressional load	
	P	M	P	M
Palatal strap	39	50	42	46
A-P strap	68	65	100	100
Complete strap	100	100	81	79
U-shaped bar	37	52	25	17

#### IV. 고 찰

주연결장치는 양측성 안정을 제공하고 지지 구조에 힘을 분산시키기 위해 견고성이 요구된다.<sup>11</sup> 견고성은 교합력을 지지조직에 고루 분산시키고 회전력을 방지하며 지대치에 응력을 감소시켜 가철성 국소

의치 구성요소에 효율성을 부여한다.<sup>12,13</sup> Kaires<sup>4</sup>은 견고성을 감소시킨 변형된 하악 주연결장치가 지대치에 수평적 응력을 증가시킨다고 보고하였다. 유연한 주연결장치는 응력을 분산시키지 못해 각각의 지대치에 응력을 가중시키는 결과를 가져온다.

반면, 상악 주연결장치에서의 견고성은 지지부위

로 구개를 이용함으로써 증가될 수 있다.<sup>14,15</sup> Complete palatal plate는 가철성 국소의치에 최대한의 견고성과 지지, 유지를 나타내며 U-shaped bar 주연결장치는 수직력 하에서 회전에 저항하는 성질이 가장 낮아 가장 강도가 약한 것으로 보고되었다.<sup>16</sup>

후방연장 의치상에서 비틀림 힘은 후방연장 의치상 부위의 수직적 교합력의 결과로 증가된다. 압축력은 후방연장 부위에서 교합력의 수평적 요소의 결과이다.<sup>17,18</sup> 본 연구에서 모든 상악 주연결 장치 주조체에서 압축력에 비해 비틀림 힘에서 적은 저항성을 보였다. 이것은 가철성 국소의치의 주연결장치에 수직적 응력이 가해질 때 더 유연성을 갖는 것을 나타내며 수평적 응력을 보다 잘 악궁에 전달하고 분산시킴을 보여준다. 또한 압축력 하에서 실험 시 주연결장치의 수평축은 가해지는 힘의 선상에 있으며 이것은 수평면에 평행하게 힘이 가해질 때 보다 잘 저항할 수 있음을 보여준다. 그러므로 주연결장치는 무치악 부위를 감싸며 응력을 반대측으로 전달시킬 수 있는 디자인이 요구된다.

모든 실험 결과에서 구치부에 응력이 가해질 경우 보다 소구치부에 응력이 가해질 경우 주연결장치가 보다 견고성을 나타냈다. 소구치부와 구치부의 증가된 악궁 길이의 차이는 증가된 지레 길이를 의미한다. Barbenel<sup>9</sup>은 증가된 지레 길이는 주연결장치의 유연성을 증가시킨다고 보고한 바 있다.

타이타늄 금속 구조물에 비틀림을 가했을 경우 상악 주연결장치는 M점에서 1.95~5.75mm의 변형량을 보였다. P점에 비틀림을 가한 경우 M점에서보다 높은 저항성을 보였다. 가장 큰 강도를 갖는 것으로 나타난 것은 complete palatal strap에서 P점에 힘을 가한 경우와 complete palatal strap에서 M점에 힘을 가한 경우이다. 가장 큰 변형률은 U-shaped bar 주조체에서 관찰되었다. 이 디자인은 가장 강한 디자인과 비교 시 P점과 M점에서 각각 37%, 52%의 강도를 갖고 있었다.

P점에 압축력이 가해진 경우 변형량은 0.12~0.82mm으로 나타났다. U-shaped bar 주조체가 평균 0.75mm으로 가장 많은 변형을 보였으며 가장 적은 변형을 보인 complete palatal strap 주조체에 비해 25%의 강도를 지녔다. M점에 압축력을 가한

경우에는 U-shaped bar 주조체에서 1.352mm의 변형을 보여 가장 강한 complete palatal strap 주조체에 비해 17%의 강도만을 나타냈다. 본 연구에서는 하중을 가한 결과 영구 변형이 아닌 탄성 변형만이 발생하였으며 그 결과만을 측정하였다.

유사한 디자인의 주연결장치에서 각각의 주연결장치가 다양한 견고성을 갖는 것은 디자인이 가철성 국소의치 주연결장치의 견고성을 결정하는 유일한 요소가 아님을 의미한다. 영향을 줄 수 있는 다른 요소로는 시편 mounting bracket의 다양한 위치, 각각의 주연결장치 체적의 다양성, 무게, 주연결장치내의 구조 결합 등이 있을 수 있다.<sup>19</sup> 이 연구에서는 주연결장치의 두께를 가능한 균일하게 함으로써 체적을 일정하게 유지하려 했다.

타이타늄 주연결장치의 장점 중 하나는 4.5g/cm<sup>3</sup>의 낮은 밀도를 가져 방사선 조사를 통해 기공과정에서 내부 결함을 발견할 수 있다는 것이다. 반면 Co-Cr 주연결 장치는 8.9g/cm<sup>3</sup>에 이르는 높은 밀도로 인해 방사선 조사를 통한 검사가 유용하지 못하다.<sup>20</sup> 그러므로 모든 Co-Cr 주조체가 성공한듯 보이지만 교합면 레스트에 존재할 수 있는 작은 기포등을 발견할 수 없다. 따라서 Ti 주연결장치는 일상적으로 방사선 조사를 통한 사전 검사를 통해 초기 1년 이내에 발생할 수 있는 임상적 실패를 크게 감소시킬 수 있다.<sup>21</sup>

X 선 조사결과 확인한 구조 결합이 있는 것은 실험에서 제외시켰으나 주연결장치의 견고성에 영향을 줄만한 내부 기포의 존재 가능성은 있다. 본 연구에서 Co-Cr 주조체에서는 육안으로 확인 가능한 기포나 불완전한 형태로 주조된 실패가 없었다. 반면 타이타늄 주조체의 성공률은 complete palatal strap 형태가 56%로 가장 낮게 나타났고 A-P strap과 U-shaped bar 디자인은 83%, palatal strap은 100%로 나타났다. 타이타늄 주연결장치의 주조체 내부의 기포 분포와 밀도에 있어서는 각 주조체마다 다소의 차이가 관찰되었다. 이러한 타이타늄 주조의 어려움은 1668°C에 이르는 높은 용융점 때문이지만 높은 용융점과 낮은 주형 온도의 큰 차이 때문이라는 연구 결과도 있다.<sup>22</sup> 그러나 방사선 사진은 평면적 소견만을 제시하여 줌으로써 수직적인 형태를 갖는 기포의 크기를 축소하거나 잘 나타나지 않게 할 우려가



있다. 주조체 내부에 존재하는 기포는 크기보다도 형태가 더욱 중요한 의미를 갖는다는 연구 결과가 있다.<sup>23</sup> 이런 이유로 시편의 각 부분을 절단하여 그 단면을 관찰하는 방법이 필요하다고 생각된다.

본 연구에서는 8gauge 왁스를 이용하여 직선 형태로 주입선을 형성하였다. 그러나 Baltag 등<sup>24</sup>에 따르면 곡선 형태의 주입선이 직선 형태의 주입선보다 타이타늄 환상형 암의 주조시 현저히 적은 내부 기포를 형성했다고 발표하였다. 또한 Vidovic<sup>25</sup>등에 따르면 타이타늄의 주조성은 매몰재의 내부 온도나 주입선의 길이보다도 주입선의 직경에 의해 가장 큰 영향을 받는다고 하였다. 이 연구에서는 주연결장치만 주조하였으므로 직선 형태의 주입선을 이용하였으나 주조성 향상을 위한 주입선 형태에 대한 보다 많은 연구가 필요할 것으로 사료된다. 또한 주조성에 영향을 미치는 요소인 매몰재의 통기성, chamber 간의 압력차, 티타늄과 매몰재간의 반응, 주형 온도 등에 관하여도<sup>26</sup> 향후 연구가 필요하다.

Thomas 등<sup>27</sup>은 타이타늄 주조체는 아크릴 레진의 주연결장치로부터의 분리, 주연결 장치의 파절, 낮은 적합성, 레진치아의 분리 등이 Co-Cr 주연결장치에 비해 초기에 높은 빈도로 발생하나 장기적으로는 유의한 차이가 없음을 보고했다. 그러나 같은 디자인으로 제작시 Co-Cr 주연결장치는 타이타늄보다 평균 1.7배 무거움에도 불구하고<sup>28</sup> 타이타늄 가철성 국소의치 장착 환자들은 초기에 상대적으로 높은 불편감을 호소했으며 이는 과도한 두께 때문이라는 선행의 연구가 있었다.<sup>29</sup> 타이타늄 유연성의 문제는 두께를 증가시키므로써 해결 할 수 있지만 이것이 불편감을 야기하는 것이다. 따라서 티타늄 주연결장치에 충분한 강도를 부여할 수 있으면서 최소한의 두께 증가를 가져오는 디자인에 대한 연구가 요구된다.

그동안의 계속적인 연구의 결과 타이타늄 주연결 장치는 임상적으로 수용할만한 적합성을 갖게 되었고 표면 거칠기도 일정한 순서와 기구에 의한 금속 구조물의 연마 과정에 의해 매우 활택한 표면을 만들 수 있어 Co-Cr 주연결장치와 유사하게 우수한 것으로 보고되었다.<sup>30</sup> 또한 국소의치에 사용되는 각종 금속에 대한 대안으로서 타이타늄을 추천하고 타이타늄 의치를 제작하여 성공한 증례를 보고한 경우도 있으며<sup>31</sup> 타이타늄은 열전도도가 낮기 때문에 환

자는 의치 장착시 따뜻함을 느낌으로써 편안함을 느낄 수 있는 장점도 있다.<sup>32</sup> 따라서 앞으로 타이타늄의 주조성을 보다 높일 수 있는 방법과 충분한 강도를 갖는 합금의 개발이 지속된다면 타이타늄 주연결 장치는 Co-Cr 주연결장치를 대체 가능할 것으로 여겨진다.

본 실험에서는 주연결장치의 디자인에 따른 강도를 이론적으로 연구하였지만 보다 많은 시편의 제작을 통한 연구와 실제 임상에 적용하여 상실치의 분포, 지대치의 치주적 요건, 잔존 치조제의 형태, 대합치의 형태와 같은 다양한 환자 요소를 고려한 차이점등을 장기적으로 연구하는 것이 보다 필요하며 순수 타이타늄보다 우수한 물성을 갖고 있는 타이타늄 합금을 이용한 실험도 필요할 것으로 생각된다.

## V. 결 론

본 연구는 타이타늄으로 상악 주연결장치를 서로 다른 디자인으로 제작하여 디자인에 따른 강도와 주조성 및 Co-Cr 주연결장치와의 강도를 비교하고자 palatal strap, A-P strap, complete palatal plate, U-shaped bar를 제작 후 비틀림 힘과 압축력을 가해 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 타이타늄 주연결장치는 디자인에 따라 complete palatal plate에서 가장 작은 변형률을 보였고, A-P strap, palatal strap, U-shaped bar 순으로 점차 큰 변형률을 보였다.
2. 타이타늄 주연결장치는 모든 디자인에서 비틀림 힘보다 압축력시 적은 변형률을 보여 측방압에 보다 저항성을 갖는 것으로 나타났다.
3. 타이타늄 주연결장치는 제 1소구치 부위에 힘을 가한 경우가 제 2대구치 부위에 힘을 가한 경우보다 적은 변형을 보여 지레의 길이가 짧아 질수록 큰 강도를 갖는 것으로 나타났다.
4. Co-Cr 주연결장치는 타이타늄 주연결장치와 비교시 비틀림힘 하에서는 palatal strap과 U-shaped bar design에서만 통계적으로 유의한 차이를 보였고 압축력에서는 U-shaped bar를 제외하고는 유의한 차이가 없었다.
5. 타이타늄 주연결장치는 Complete palatal plate에서 가장 낮은 주조 성공률을 보였으며 Co-Cr

주연결장치와 비교하여 낮은 주조 성공률을 보였다.

이상의 결과 타이타늄을 이용한 국소의치 주연결장치도 강성을 부여할 수 있는 적절한 디자인을 한다면 현재 널리 사용되는 Co-Cr 주연결장치를 대체할 수 있다는 것을 보여준다. 하지만 임상에 보다 널리 이용되기 위해서는 주조성을 보다 높일 수 있는 방법과 두께 증가에 따른 불편함을 감소시킬 수 있는 방법에 대해 많은 연구가 지속되어야 할 것으로 사료된다.

### 참고문헌

1. Green LK, Hondrum SO. The effect of design modifications on the torsional and compressive rigidity of U-shaped palatal major connectors. *J Prosthet Dent* 2003; 89:400-40.
2. Cecconi BT, Koeppen RG, Phoenix RD, Cecconi ML. Casting titanium partial denture frameworks: A radiographic evaluation. *J Prosthet Dent* 2002;87:277-83.
3. Rodrigues RC, Ribeiro RF, de Mattos Mda G, Bezzon OL. Comparative study of circumferential clasp retention force for titanium and cobalt-chromium removable partial dentures. *J Prosthet Dent* 2002; 88:290-6.
4. Kaires AK. Effect of partial denture design on bilateral force distribution. *J Prosthet Dent* 1956;6:373-85.
5. Barbenel JC. Design of partial denture components. I. Middle palatal bars. *J Dent Res* 1971;50:586-9.
6. Matsumoto M, Goto T. Lateral force distribution in partial denture design. *J Dent Res* 1970;29:359-64.
7. Hindles GW. Stress analysis in distal extension partial dentures. *J Prosthet Dent* 1987;7:197-205.
8. Davis Henderson. Major connectors. *Dental Clinics of North America* 1973;17:661-78.
9. Ben-Ur Z, Miliritsky E, Gorfil C, Brosh T. Stiffness of different designs and cross-sections of maxillary and mandibular major connectors of removable partial dentures. *J Prosthet dent* 1999;81:526-32.
10. Srimaneepong V, Yoneyama T, Wakabayashi N. Deformation properties of Ti-6Al-7Nb alloy castings for removable partial denture frameworks. *Dent Mater J* 2004;23:497-503.
11. Kratochvil FJ. Maintaining supporting structures with a removable partial prosthesis. *J Prosthet Dent* 1971;25:167-74.
12. Bridgeman JT, Marker VA, Hummel SK, Benson BW, Pace LL. Comparison of titanium and cobalt-chromium removable partial denture clasps. *J Prosthet Dent* 1997; 78:507-16.
13. Wagner AG, Traweek FC. Comparison of major connectors for removable partial dentures. *J Prosthet Dent* 1982;47:242-4.
14. LaVera AM, Krol AJ. Selection of a major connector for the extension-base removable partial denture. *J Prosthet Dent* 1973; 30:102-6.
15. Tsolka P, Altay OT, Preiskel HW. The effect of the major connector on abutment tooth and denture base movement: An in vitro study. *The international Journal of Pros* 1990;3:545-9.
16. Ozkan P, Aydin AK. Comparison of Deformation by stereophotogrammetry of Various kinds of major connectors in maxillary Kennedy Class I removable partial dentures. *Int J Prosthodont* 2001;14:71-6.
17. Ali M, Nairn RI, Sherriff M, Waters NE. The distortion of cast cobalt-chromium

- alloy partial denture frameworks fitted to a working cast. *J Prosthet Dent* 1997;78:382-91.
18. Ben-Ur Z, Matalon S, Aviv I, Cardash HS. Rigidity of major connectors when subjected to bending and torsion forces. *J Prosthet Dent* 1989;62:557-62.
  19. Reitz PV, Sanders JL, Caputo AA. A photoelastic study of a split palatal major connector. *J Prosthet Dent* 1984;51:19-23.
  20. Wang RR, Fenton A. Titanium for prosthodontics applications: A review of the literature. *Quintessence Int* 1996;27:401-8.
  21. Jang KS, Youn SJ, Kim YS. Comparison of castability and surface roughness of commercially pure titanium and cobalt-chromium denture frameworks. *J Prosthet Dent* 2001;86:93-8.
  22. Fenton AH, Afzali D. Accuracy of titanium RPD castings. *Journal of Dental Research*. abstract, 166.
  23. Mori T, Togaya T, Jean-Louis M, Yabugami M. Titanium for removable dentures. I. Laboratory procedures. *J Oral Rehabil* 1997;24:338-41.
  24. Baltag I, Watanabe K, Kusakari H, Miyakawa O. Internal porosity of cast titanium removable partial dentures: Influence of sprue direction on porosity in circumferential clasps of a clinical framework design. *J Prosthet Dent* 2002;88:151-8.
  25. Vidovic Y, Chung HG, Mori T. Enhancement of a titanium denture frame model: mold temperature and spruing factors. *Dent Mater J* 1995;14:256-62.
  26. Chan D, Guillory V, Blackman R, Chung KH. The effects of sprue design on the roughness and porosity of titanium castings. *J Prosthet Dent* 1997;78:400-4.
  27. Thomas CJ, Lechner S, Mori T. Titanium for removable partial dentures. II. Two-year clinical observations. *J Oral Rehabil* 1997;24:414-8.
  28. Au AR, Lechner SK, Thomas CJ, Mori T, Chung P. Titanium for removable partial dentures (III): 2-year clinical follow-up in an undergraduate programme. *J Oral Rehabil* 2000;27:979-85.
  29. Wakabayashi N, Ai M. A short-term clinical follow-up study of superplastic titanium alloy for major connectors of removable partial dentures. *J Prosthet Dent* 1997;77:583-7.
  30. Bezzon OL, Pedrazzi H, Zaniquelli O, da Silva TB. Effect of casting technique on surface roughness and consequent mass loss after polishing of Ni-Cr and Co-Cr base metal alloys: A comparative study with titanium. *J Prosthet Dent* 2004;92:274-7.
  31. Bridgeport DA, Brantley WA, Herman PF. Cobalt-chromium and nickel-chromium alloys for removable prosthodontics, Part 1: Mechanical properties. *J Prosthodont* 1993;2:144-50.
  32. Morris HF, Manz M, Stoffer W. Casting alloys: the materials and the clinical effects. *Advances in Dental research* 1992;24:414.

---

**Reprint request to:**

**Hong-So Yang**, D.D.S., Ph.D.

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

ABSTRACT

## COMPARISON OF RIGIDITY AND CASTABILITY IN DIFFERENT DESIGNS OF MAXILLARY MAJOR TITANIUM FRAMEWORK

Young Jae Lee, 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.

*Department of Dental Science, Graduate School, Chonnam National University*

**Statement of problem:** Injuries along with discomfort may result on the oral mucosa when non-rigid material is used as the major connector in construction of RPD, since non-rigid major connectors transmit unstable forces throughout the appliance. Titanium which recently draws attention as a substitute of Co-Cr had a difficulty in fabricating due to high melting temperature, but the development of casting technique makes it possible to apply to the clinical case.

**Purpose:** The purpose of this study was to investigate the rigidity and the castability of titanium upper major connector by design and make a comparison with Co-Cr major connectors which are widely used in clinical cases now.

**Material and methods:** Casting was done using CP-Ti(Grade 2)(Kobe still Co., Japan) for the experimental groups, and 4 various designs namely palatal strap, U-shaped bar, A-P strap, and complete palatal plate were casted and 5 of each designs were included in each group. For the experimental group, Universal testing machine (Model 4502; Instron, Canton, Mass) was used to apply vertical torsional force vertically to the horizontal plane of major connector. In the second experiment, Vertical compressive force was applied to the horizontal plane of major connector. As a comparative group, Co-Cr major connector was equally manufactured and underwent the same experimental procedures.

Strain rate was measured after constant loading for one minute duration, and statistical analysis was done with SPSS ver.10.0 for WIN(SPSS. Inc. USA). From the one-way ANOVA and variance analysis ( $P=0.05$ ), Scheffe's multiple comparison test implemented.

### **Results:**

1. Least amount of strain was observed with complete palatal plate followed by A-P bar, palatal bar, and the U-shaped bar having most amount of strain.
2. In all designs of titanium major connector, less strain rate was observed under compressive loading than under torsional loading showing more resistance to lateral force.

3. For titanium major connector, less strain rate was observed when the force is applied to the first premolar area rather than to the second molar area indicating more strength with shorter length of lever.
4. In comparison of Co-Cr major connector with titanium major connector, palatal strap and U-shaped bar designs showed higher strength under torsional force that is statically significant, and under compressive force, no significant difference was observed except for U-shaped bar.
5. In titanium major connector, complete palatal plate showed lowest success rate in casting when compared with the Co-Cr major connector.

**Conclusion:** Above results prove that when using titanium for major connector, only with designs capable of generating rigidity can the major connector have almost equal amount of rigidity as Co-Cr major connector and show lower success rate in casting when compared with the Co-Cr major connector.

---

**Key words :** Rigidity, Castability, Designs, Titanium Framework