

# Coping design에 따른 도재전장관의 파절강도에 관한 연구

원광대학교 치과대학 보철학교실

정완모 · 동진근 · 진태호

## 목 차

- I. 서 론
- II. 연구재료 및 방법
- III. 연구성적
- IV. 총괄 및 고찰
- V. 결 론
- 참고문헌
- 영문초록

## I. 서 론

도재전장관은 금속 coping에 도재를 용착시켜 만든 보철물로서 금속의 견고성과 도재의 심미성을 가지고 있으며, 또한 제작이 용이하고 변연 적합이 우수하여 1970년 이후 치과임상에 널리 사용되고 있다<sup>7)</sup>.

치과도재는 1889년 Charles가 백금박에 용착된 porcelain jacket crown을 소개하며 백금박과 도재 간에 친화성이 있다고 발표한 뒤 치과보철물에 널리 이용되어져 왔다<sup>8)</sup>. 1962년 Weinstein이 도재소재 부용 금합금을 소개한 후부터 ceramometal restoration이 사용되기 시작하였고<sup>9)</sup>, 도재소재부용 금합금의 개발과 더불어 물리적 성질 및 결합력에 관한 재료학적 단점들이 보완되었으며, 도재분말 구성 성분의 개발로 강도와 심미성의 큰 발전이 있었다<sup>2, 20, 27, 31)</sup>. 그러나 도재 전장관은 과도한 치질 삭제와 그에 따른 치수 손상의 가능성이 높고, 수복 후 치은 연하 내로의 금속 노출로 치은 변색이 일어날 수 있으며, 치태 침착에 따른 치주염 유발등의 결점<sup>1, 25)</sup>을 갖는 한편 충격에 의한 도재의 파절등의 단점을 가지고 있다<sup>12, 14, 17, 18, 28)</sup>.

파절의 원인에 관하여 McLean<sup>17, 18)</sup>은 도재와 금

속간의 결합력부족을, Jones와 Wilson<sup>11)</sup>등은 불충분한 응축에 따른 도재의 강조저하를<sup>19, 20, 27)</sup>, Faucher와 Nicholls<sup>6)</sup>등은 금속 coping 설계의 부적합을 언급하였는데<sup>8, 15, 16, 17, 18, 23, 26, 27, 28)</sup>, 이러한 도재의 파절 강도를 측정하기 위해 Hodson (1959)<sup>7)</sup>, McLean과 Hughes (1965)<sup>13)</sup>는 도재시편을 제작하여 도재의 강도를 측정하였고, Kulp (1961)<sup>12)</sup>, Silver (1960)<sup>14)</sup>는 도재의 파절양상을 관찰하기 위해 금속공을 떨어 뜨려 구강내에 가해지는 힘과 비슷한 정도의 충격 (impact force)을 가하여 파절강도를 측정하였으며, Warpeha와 Googkind (1976)<sup>28)</sup>는 치아와 해부학적 형태가 유사한 시편을 제작, 도재소부 전장 금관의 임상적 강도를 측정하였다. 또 Brown과 Sorensen (1979)<sup>3)</sup>은 자연치아의 해부학적 형태와 유사하게 도재를 축성하여 수직선에 70°각도로 고정시킨 후 aluminous porcelain의 강도를 측정하였다.

이와 같이 도재전장관의 파절은 치과 임상에서 중요한 문제로 남아 있으며, 심미적인 면이 더욱 강조되면서 도재전장관을 구치부까지 확대 적용시키는 경우가 많아져 구치부 도재전장관의 강도에 대한 연구가 필요하리라 생각된다.

이에 저자는 선학들의 연구를 토대로 금속 coping의 설계를 달리하여 도재전장관을 제작한 후 금속 coping의 설계에 따른 도재전장관의 파절강도에 관하여 연구한 결과 다소의 지견을 얻었기에 보고하는 바이다.

## II. 연구재료 및 방법

### 가. 연구재료

도재전장관용 합금으로는 임상에 자주 사용되고 있는 니켈 - 크롬 합금인 Supranium(Krupp Co., Germany)을 사용하였고, 도재분말과 용액으로는 544

(B<sub>2</sub>)번 색조의 진공 도재분말인 Vita VMK 68(Vita Co., Germany)와 VMK paint-on 88(Vita Co., Germany)을 사용하였으며, 치아모형은 Columbia사 dentiform의 우측상악 제1소구치를 사용하였다.

#### 나. 연구방법

##### 1. 지대치 형성

지대치 형성은 Johnston<sup>10)</sup>등의 방법에 따라 협측 치경부 변연은 shoulder로, 설측 치경부 변연은 깊은 chamfer로 형성하였다. 지대치 형성 후 고무 인상재로 인상을 채득한 다음 납형을 제작하여 니켈-크롬 합금인 Rexillum III(Generic gold Co., U.S.A.)로 주조하여 금속 die를 제작하였다.

##### 2. 금속 coping의 제작

금속 die위에 분리제를 바른후 납형의 일정한 두께를 위하여 Dura Dip(bellede st. Claire., U.S.A.)을 사용하였다. 납형의 도재 피개면의 두께는 0.5 mm로 하였고, 금속노출면은 1.0mm로 하였으며 금속과 도재의 경계부(ceramometal junction) 위치에 따라 3가지로 구분하여 납형을 제작하였다. 금속-도재 경계부를 중심구 2mm 설측에 위치시킨 경우를 B군으로, 설측변연에서 2mm 상방에 위치시킨 경우를 C군으로 구분하여 제작하였다(Fig. 1).

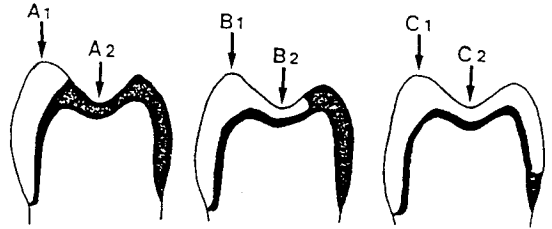


Fig. 1. Metal coping design and measuring points.

이상의 납형을 Hi-temp 매몰재로 매몰한 후 소환하여 원심주조 하였으며, 이렇게 얻은 금속 coping을 sand blasting한후 metal gauge로 측정하면서 aluminium-oxide disc와 aluminium-oxide point로 두께를 수정하였고 50μ 크기 입자의 aluminium-oxide 분말로 blasting한후 초음파세척기를 이용하여 증류수 속에서 10분간 세척하였다.

금속 coping의 설계와 파절강도 측정 부위에 따라 6개군으로 구분하고 각군당 10개씩의 시편을 제작하였다(Fig. 1).

##### 3. 도재전장판의 제작

Mold를 사용하여 도재의 균일한 두께를 얻도록 하였고, 도재 응축은 ceramosonic condenser(Shofu Co., Japan)를 사용하였다.

barkmeyer Mark III(Ney Co., U.S.A.) 진공 도재

Table 1. Classification of specimen

Classification	Ceramometal junction	Measuring point	No. of specimen
A <sub>1</sub>	2mm buccal to the central groove	Buccal cusp tip	10
B <sub>1</sub>	2mm lingual to the central groove	Buccal cusp tip	10
C <sub>1</sub>	2mm superior to lingual finishing margin	Buccal cusp tip	10
A <sub>2</sub>	2mm buccal to the central groove	Central groove	10
B <sub>2</sub>	2mm lingual to the central groove	Central groove	10
C <sub>2</sub>	2mm superior to lingual finishing margin	Central groove	10

Table 2. Firing cycle of porcelain

Procedure	Paint-on-opaque	Gingival Incisal
Dry out	1200 °F	1200 °F
Incisal at	1200 °F	1200 °F
Set Vacuum pressure	26" ~ 29" Hg	26" ~ 29" Hg
Set heating rate	90~100°F/min	90~100°F/min
Fire under Vac. from	1200~1700 °F	1200~1700 °F
Release Vac. at	1700~1800 °F	1775~1800 °F

로를 이용하여 제조회사의 소성 방법에 따라 도재를 소성하였다(Table 2).

#### 4. 파절강도 측정

시편을 측정하기 위하여 2가지의 loading stylus를 제작 하였는데, 협측교두에서의 파절강도를 측정하기 위하여 직경 5mm의 원통형 stylus와 중심구에서의 파절강도를 측정하기 위하여 너비 3mm 폭 1mm로 끝이 얇은 stylus를 제작하였고(Fig. 2), 시편의 base를 고정할 수 있는 6면체 모양의 plate를 제작하였다.

각 시편은 금속 coping 형태별로 협측교두의 정점과 중심구의 중앙에 계측점을 표시하였고 수직선에 대해 평행하도록 고정시켰다.

Instron Universal Testing Machine(Instron Co., Model no.4201)을 이용하여 도재의 파절 강도를 측정하였다(cross head speed : 1mm/min).



Fig. 2. Loading stylus

### III. 연구성적

9각 측정치들은 S. P. S. S. computer system을 이용하여 통계처리 하였고 다음과 같은 성적을 얻었다.

#### 1) 협측교두 정점에 힘을 가한 경우,

설측변연 2mm 상방에 금속-도재 경계부를 형성한 C<sub>1</sub>군에서 가장 높은 파절강도 (100.25Kg)를 보였으며, 중심구에서 협측으로 2mm에 금속-도재 경계부를 형성한 A<sub>1</sub>군에서 가장 낮은 파절강도(51.64Kg)를 보였다(Table 3, Fig 3).

A<sub>2</sub>군 즉 중심구를 금속으로 피개한 형태의 시편에서는 파절강도가 높아 측정이 불가능 하였다.

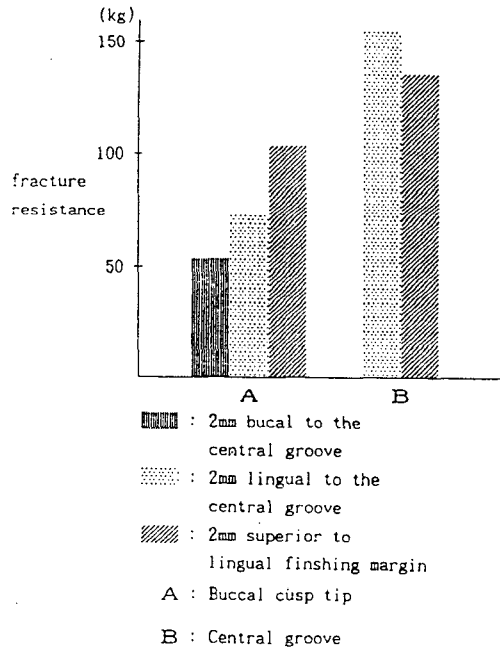


Fig. 3. Mean of fracture resistance by coping design

Table 3. Mean of fracture resistance by coping design

Group	Mean	S.D.	F-value	P-value
A <sub>1</sub>	51.64	11.85		
B <sub>1</sub>	70.21	14.72	18.30	P<0.005
C <sub>1</sub>	100.25	25.08		
B <sub>2</sub>	159.81	19.21	1.32	P<0.01
C <sub>2</sub>	132.49	22.16		

각 금속 coping 설계간의 통계적 유의성을 검증하기 위하여 협측교두 정점에 힘을 가한 경우 일원배치법에 의한 분산 분석 결과 유의한 차를 나타냈으며( $P < 0.05$ ), 중심구에 힘을 가한 경우 T-test에 의한 분석 결과도 유의한 차를 나타냈다( $P < 0.01$ ) (Table 3).

동일한 금속 coping 설계에서 측정 부위간의 파절강도는 중심구에 힘을 가한 경우(159.81, 132.49 Kg)가 협측교두 정점에 힘을 가한 경우(70.21, 100.25Kg)에서 보다 높게 나타났으며, 유의성 검정에 있어서는 B, C군 모두 유의한 차를 나타냈다( $P < 0.01$ , Table 4, Fig. 4).

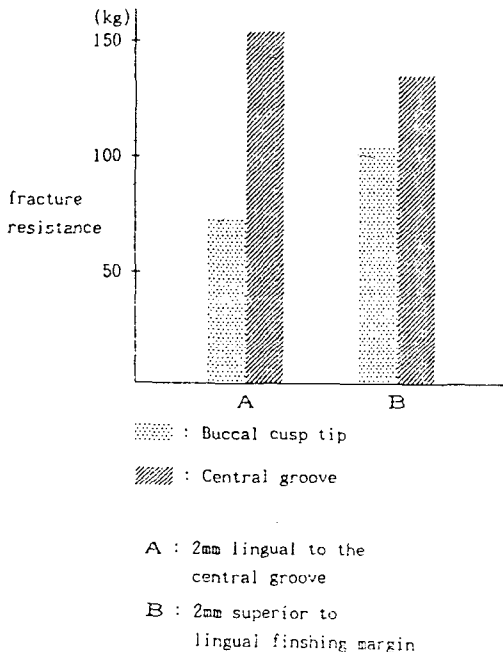


Fig. 4. Mean of fracture resistance by measuring point

#### IV. 총괄 및 고찰

치과용 도재는 현재까지의 치과용 영구 수복 재료중 물리적 성질 및 색조에 있어서 자연치와 가장 유사한 재료로 알려져 있다<sup>18)</sup>. 치과용 도재는 Fauchard에 의하여 처음 치과영역에 도입된 이래로 여러 선학들에 의해 치과용 도재의 결점으로 알려진 약한 파절 강도와 소성에 의한 심한 수축률, 색조의 단순함, 제작의 까다로움등 도재의 단점들을 개선하기 위한 노력이 있어 왔다<sup>1,9,24,25,29)</sup>. 많은 문제점 중 소성시의 심한 수축률과 약한 파절강도의 개선을 위하여 quartz의 비율을 늘리고, alumina를 기존 도재에 추가하였다.

전치부 단일 치관의 수복에 있어서는 porcelain jacket crown이 심미적으로 우수함으로 우선 고려되나 제작의 어려움과 강도의 취약성 및 변연부 적합이 우수하지 못하여 도재전장관이 소개되었다. 이 도재전장관은 치아 상실에 따른 지대치의 retainer로써도 사용이 가능하며<sup>9,18,24,30)</sup>, porcelain jacket crown에 비하여 제작의 간편함과 제작 후 지대치와의 적합이 우수함과 수복 후 파절에 대한 강한 저항력이 있으며<sup>1,9,18)</sup>, 제작시 색조처리의 편리함 등의 장점이 있다.

그러나 도재전장관은 심미적으로 Porcelain jacket crown에 비해 도재의 내면에 금속 coping이 들어감으로서 금속의 투시를 막기위해 충분한 두께의 opaque 처리와 dentin 및 incisal porcelain의 처리가 요구되어 이의 제작에 따른 상당한 양의 치질 삭제가 요구되므로 과도한 치질의 손실과 치수조직의 손상이 우려된다<sup>1,9,18,24,25,29)</sup>. 또한 치은 연하내로의 금속 노출로 치은 변색이 일어날 수 있으며, 치태 침착에 따른 치주염 유발<sup>1,25)</sup>과 도재파절<sup>12,14,17,18,26)</sup>

Table 4. Mean of fracture resistance by measuring point

Group	Mean	S.D.	F-value	P-value
B <sub>1</sub>	70.21	14.72	1.70	P<0.01
B <sub>2</sub>	159.81	19.21		
C <sub>1</sub>	100.25	25.08	1.28	P<0.01
C <sub>2</sub>	132.48	22.16		

등의 단점이 있다.

도재전장관의 파절 원인에 관하여 McLean<sup>17,18)</sup>은 도재와 금속간의 결합력 부족을, Jones와 Wilson<sup>11)</sup> 등은 도재 및 금속자체의 강도등 재질적인 문제<sup>19,20)</sup>를, Faucher와 Nicolls<sup>6)</sup> 등은 개인의 교합형태를 고려하지 않은 금속 coping의 설계<sup>8, 15, 16, 17, 18, 23, 26, 27, 28)</sup>를 파절의 원인이라 하였다. 도재와 금속간의 결합력에 대해서는 이미 많은 연구가 있었으며<sup>4,21,22)</sup>, 도재 자체의 강도에 대해서는 Hodson<sup>7)</sup>, Mclean and Huges<sup>13)</sup> 등이 도재의 강도를 측정하였는데, glazing유무에 따른 강도의 차이가 있었고, 강도와 기포는 독립적인 것으로 보고하였다. 그러나 이들의 실험에서는 실험의 조건, 시편의 형태, 가해지는 힘의 조건에 대한 많은 변화가 있다는 단점이 발견되었다.

Kulp<sup>12, Silver<sup>14)</sup></sup>는 구강내에 가해지는 힘과 비슷한 충격을 주어 도재의 파절강도를 측정하기 위해 측정된 금속공을 도재에 떨어뜨려보는 실험을 하였으나 측정치의 분포범위가 넓고 정확한 측정기가 없어 만족스러운 결과를 얻지 못하였다. 그후 Warpeha and Goodkind<sup>28)</sup>는 치아의 해부학적 형태와 유사하게 시편을 제작하여 교합압이 미치는 부분에 일정한 힘을 가한 연구에서 금속 coping의 설계가 도재의 파절강도에 영향을 미친다고 보고하였다.

본 연구에서는 금속 coping 설계가 도재의 파절강도에 미치는 영향을 측정하기 위하여 금속을 같은 한종류만 사용하였고 금속 coping의 제작, 처리, 도재의 축성, 용착등의 모든 기공과정을 동일하게 하였고 금속 coping설계만을 변화시켜 가해지는 힘을 일정한 비율로 증가시켜 측정하였다. 연구결과 전체적으로 40~200Kg 사이의 파절강도를 나타냈는데, Warpeha and Goodkind<sup>28)</sup>의 전치부 최대 교합력이 25Kg이라는 연구 보고보다는 높은 수치였으며, 구치부에서의 치아구조 및 기능적인 차이와 힘을 가한 계측점이 다르기 때문에 생긴 차이라고 생각된다.

Brown and Sorensen<sup>3)</sup>은 자연치아의 해부학적 형태와 유사하게 도재를 축성하여 수직선에 70° 각도로 고정시킨 후 aluminous porcelain의 강도를 측정하였는데 전치부에서는 교합력이 수직선에 70°로 가해지는제 비해 본 연구에서는 측방운동시 교합력이 가해지는 협측교두와 중심교합시 교합력

이 가해지는 중심구를 측정부위로 택하여 치아 장축 방향에 평행하게 작용되는 구치부에서의 교합력을 고려하여 도재전장관에 수직적인 힘을 가하였다.

본 연구에서 협측 교두 정점에 힘을 가한 경우 도재의 파절강도는 설측변연 2mm 상방에 금속도재 경계부를 위치시킨 경우(100.25Kg), 중심구에서 2mm 설측에 위치시킨 경우(70.21Kg), 중심구에서 2mm 협측에 위치시킨 경우(51.64Kg)의 순으로 나타났는데, 이는 McLean<sup>17)</sup>등의 보고와 같이 금속피개가 많은 금속 coping 설계는 파절강도가 매우 낮다는 결과와 일치된다. 금속도재 경계부를 중심구에서 2mm 협측에 위치시킨 coping 설계에서 중심구 중앙에 힘을 가한 경우는 금속자체에 힘을 가하였기 때문에 한정된 범위 내에서 도재의 파절을 보이지 않았고, 금속도재 경계부를 중심구 2mm 설측에 위치시킨 coping 설계에서 중심구 중앙에 힘을 가한 경우가 가장 강한 파절강도를 갖는데 이는 실험에서 압축력을 가하였기 때문에 금속과 도재의 경계부에서 금속에 힘을 가한 효과가 나타나 높은 파절강도를 갖는 것으로 사료된다.

금속 coping 설계에 따른 파절강도에 관한 연구에서는 협측교두 정점에 힘을 가한 경우는 금속 coping의 교두정에서 일정한 거리에 힘을 가한 이유로 coping 설계에 따라서 도재의 파절강도 차이가 크게 나타났으나, 중심구에 힘을 가한 경우는 2가지 형태 모두 금속 coping의 지지에 의해 도재의 파절강도 차이가 크지 않은 것으로 나타났으며, 동일한 금속 coping 설계상에서 측정부위에 따른 파절강도에 관한 연구에서는 금속도재 경계부를 설측 변연 2mm 상방에 위치시킨 경우는 coping을 피개한 도재의 면이 넓어서 측정 부위에 따른 파절강도는 큰 차이가 없는 것으로 나타났다.

끝으로 도재의 균일한 두께를 얻기위한 보다 정확한 방법이 연구 보완되어야 하며, 도재전장관 뿐만아니라 최근에 많이 사용되고 있는 구치부에서의 all-ceramic crown에 대한 파절강도 및 porcelain laminate veneer crown을 이용한 수복에 관한 보다 많은 연구가 필요하리라 사료된다.

## V. 결 론

저자는 금속 coping의 설계에 따른 도재전장관의 파절강도에 관하여 연구하고자 Ni-Cr합금인 Sup-

ranium(Krupp Co., Germany)과 B<sub>2</sub>(544)번 색조의 진공도재분말 Vita VMK 68(Vita Co., Germany)을 이용하여 도재견장관을 제작하고 Instron Universal Testing Machine(Instron Co., model no.4201)으로 도재의 파절강도를 측정 한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 협측교두에서의 파절강도는 금속도재 경계부를 설측변연 2mm 상방에 위치한 경우(100.25Kg)가 가장 높았고, 중심구에서 2mm 설측에 위치시킨 경우(70.21Kg), 중심구에서 2mm 협측에 위치시킨 경우(51.64mm)의 순으로 나타났다.
2. 중심구에서의 파절강도는 금속도재 경계부를 중심구에서 2mm 설측에 위치시킨 경우(159.81 Kg)가 설측변연 2mm 상방에 위치시킨 경우(132.49Kg)보다 높았다.
3. 금속 coping의 설계와 관계없이 중심구에서의 파절강도는 협측교두에서의 파절강도 보다 높았다.

#### 참고문헌

1. Brecker, S. C. : Porcelain baked to gold : A new medium in Psodthodontics. J Prothet Dent, 6 : 801, 1956.
2. Brodbelt, R. H., O'brien, J. O., and Faw, P. L. : Translucency of dental porcelain. J. Dent Res, 59 : 70, 1980.
3. Brown, M. H., and Sorensen, S. E. : Aluminous procelain and its role in fixed prosthodontics. J Prosthet Dent, 42 : 507, 1979.
4. Carter, J. M., and Sorensen, S. E. : Adherence of a nickel - chromium alloy and porcelain. J Prosthet Dent, 41 : 167, 1979.
5. Civjan, S. et al. : Characterisitics of two gold alloys used in fabrication of porcelain fused to metal restoration. J Am Dent Assoc, 85 : 1308~1315, 1972.
6. Faucher, R. R., and Nicholls, J. I. : Distortion related to margin design in porcelain fused to metal restorations. J Prosthet Dent, 43 : 149, 1980.
7. Hodson, J. T. : Some physical properties of three dental porcelains. J Prosthet Dent, 9 : 235, 1959.
8. Hobo, S., and Shillingburg, H. T. : Porcelain fused to metal : Tooth preparation and coping design. J Prosthet Dent, 30 : 28, 1973.
9. Huget, E. F., Civjan, S., and Ovivedi, N. N. : Characterization two newly developed Ni - Cr alloys. J Dent Res, (special issue) 53 : 328, abstr. No. 733, 1974.
10. Johnston, J. F. : Modern practice in dental ceramics. Saunders publishing C., Vol.2, 1976.
11. Jones, D. W., and Wilson, H. J. : porosity in dental ceramics. Brit Dent J, 138 : 16., 1975.
12. Kulp, P. R., Lee, P. W., and Fox, J. E. : An impact test for dental porcelain. J Dent Res, 40 : 1136, 1961.
13. McLean, J. W., and Hughes, T. H. : The Reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. Brit Dent J, 119 : 151, 1965.
14. Milton Silver, A. B., Klein, G., and Howard, C. : An evaluation and comparison of porcelain fused to cast metals. J Prosthet Dent, 10 : 1055, 1960.
15. Milton Silver, A. B., Klein, G., and Haward, C. : Porcelain bonded to a cast metal understructure. J Proshet Dent, 11 : 1342, 1961.
16. Miller, L. L. : Framework design in ceramometal restorations. Dent Clin North Am, 21 : 699, 1967.
17. McLean, J. W. : The science and art of dental ceramics. Vol. 1. Quintessence Pub. Co. Inc., Chicago, 1979.
18. McLean, J. W. : The science and art of dental ceramics. Vol.2. Quintessence Pub. Co. Inc., Chicago, 1979.
19. Petrow, J. H. : Practical factors in building and firing characteristics of dental porcelain. J Prosthet Dent, 11 : 334, 1961.
20. Phillip, R. W. : Skinner's Science of Dentl Materials. ed. 8th., W. B. Saunders Co., Chicago, P.49, p.526, 1973.
21. Ronald, P. L., and Richard, J. G. : Bond strength studies of precious, semi - precious and non precious metal alloys with two porcelain. J Prosthet

- Dent, 37 : 288, 1977.
22. Sced, I. R., and McLean, J. W. : The strength of metal ceramic bonds with base metal containing chromium. Brit Dent J, 132 : 232, 1972.
  23. Shelby, D. S. : Practical considerations and design of porcelain fused to metal. J Prosthet Dent, 12 : 542, 1962.
  24. Shillingburg, H. : Fundamentals of Fixed Prosthodontics. 2nd edition 1981.
  25. Sillness, J. : Fixed prosthodontics and periodontal health. Dent Clin North Am, 24 : 37, 1980.
  26. Straussberg, G., Katz, G., and Masahiro, K. : Design of gold supporting structures for fused porcelain restorations, J Prosthet Dent, 16 : 928, 1966.
  27. Tylman, S. D. : Theory and Practice of Crown and Bridge Prosthodontics. ed. 5th., St. Louis, The C. V. Mosby Co., Chicago, P.23~24, 1965.
  28. Warpeha, W. S., and Goodkind, R. J. : Design and technique variables affecting fracture resistance of metal - ceramic restorations. J Prosthet Dent, 35 : 291, 1976.
  29. Wheeler, R. C. : Dental Anatomy, Physiology and Occlusion. ed. 8th., W. B saunders Co., Chicago, P.436, 1971.
  30. 양재호 : 도재소부 전장 수복물의 제작에 관한 기술적 고찰(I), 대한치과 의사협회지, 18 : 715, 1980.
  31. 양재호 : 김기환 : 치과도재학, 대림출판사, P. 7~9, 1984.

—Abstract—

## THE FRACTURE RESISTANCE OF CERAMOMETAL CROWN WITH VARIOUS COPING DESIGN

Wan - Mo Chung, D. D. S., Jin - Keun Dong, D. D. S., Ph. D., Tai - Ho Jin, D. D. S., Ph. D.

*Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Wonkwang University*

The purpose of this study was to evaluate the effect of the metal coping design on the fracture resistance of ceramometal crown. The Ni - Cr alloy (Supranium, Krupp Co., German) and Vacuum-fired porcelain powder (Vita VMK 689, Vita Co., Germany) were used in this study. The measurement of fracture resistance of ceramometal crown was done with Instron Universal Testing Machine (Instron Co., Model no.4201).

The obtained results were as follows :

1. The fracture resistance measured at the buccal cusp tip was the highest value in the group that those position of ceramometal junction was 2mm superior to the lingual finishing margin (100.25Kg) and the fracture resistance revealed on order of the group that those position was 2mm buccal to the central groove (51.64Kg).
2. The fracture resistance measured at the central groove was higher value in the group that those position was 2mm lingual to the central groove than in the group that those position was 2mm lingual to the central groove than in the group that those position was 2mm superior to lingual finishing margin (132.48Kg).
3. In all cases, the fracture resistance at the central groove was higher than that at the buccal cusp tip.