

금속코핑 설계에 따른 Collarless Metal Ceramic Crown의 파절강도에 관한 연구

서울대학교 치과대학 치과보철학교실

윤종욱 · 양재호 · 장익태 · 이선형 · 정현영

I. 서 론

오랫동안 심미적인 수복물로 사용되어져온 금속 도재관은 치경부 치은의 변색과 순측 치경부에서의 탁한 반사때문에 심미성이 떨어졌다. 특히 절대적인 심미를 요하는 환자에서는 사용하기 곤란한 경우가 많았다. 그것의 대안으로 완전도재수복물이 개발되었지만 구강내에서 많이 파절되는 등 강도에 있어서 취약성을 보였다¹⁾.

1956년 Becker가 platinum foil technique으로 순측에 도재변연을 갖는 금속도재관을 개발하면서 치경부 치은의 변색을 없앨 수 있게 되었고 그 이후 Hagen은 도재 facing을 코핑에 접착하는 방법을 개발하였다. Schneider²⁾에 의해서 refractory die technique이 개발되었고, 1970년대 후반부터는 Toogood³⁾, Vryonis⁴⁾, McLean, Prince⁵⁾, Edge⁶⁾, Pinnell⁷⁾ 등에 의해서 direct lift technique이 개발, 발전되어왔다. 그러나 이렇게 제작된 치관 역시 치경부 치은의 변색을 완전히 없애지는 못하였고 순측치경부의 불투명도재반사 역시 해결할 수 없었다.

최근에 360° 솔더와 금속 코핑을 솔더에서 균일하게 2mm 제거하는 코핑설계를 통해 치근과 치아주위조직으로 빛의 투과를 기대하는 방식(Geller-Winter design^{8,9)})이 도입되면서 금속도재관의 여러 문제들이 어느 정도 해결되고있다. 이 방법은 설측에서 도재면에 교합접촉을 형성해야 했기 때문에 마모문제와 강도문제가 제기되었다¹⁰⁾. 그래서 요즘에는 변형된 Geller-Winter 설계, 즉 설측은 웹퍼로

형성하고 순측만 Geller-Winter 설계으로 하는 방법이 주로 사용되고 있다.

이전에도 Behrend¹¹⁾, Choung¹²⁾이 이런 설계를 소개하였지만 순측변연을 불투명도재나 상아질도재로 축조하는 방식이었기 때문에 심미적이지 못했다. 초창기 솔더도재는 금속도재관의 변연을 만들려는 의도가 아니었고 정밀한 적합성을 제공하기 위해서였다¹⁰⁾. 따라서 초기 솔더도재는 알루미늄 함량이 많았고 순면에서 보면 심미성이 떨어지는 편이었다. 최근에는 솔더도재의 개선으로 상아질도재와 색조, 질감이 비슷하게 되어 이전 심미에도 지장을 받지않게 되었다.

최근 변형된 Geller-Winter 금속도재관의 사용증가와 관련하여 이런 금관에 대한 강도와 심미성에 관한 연구가 약간씩 발표되고 있는 추세이다. 본 연구에서는 변형된 Geller-Winter 금속도재관의 파절강도와 파절양상을 관찰하고자 하였다.

II. 연구 재료 및 방법

1. 시편제작

Dentoform 상악좌측중절치를 도재전장금관의 지대치형성법을 기준으로하여 형성하였다. 절단삭제는 2.0mm, 순측삭제는 1.5mm, 설면삭제는 1.0mm, 순측변연은 1mm 솔더로 형성하였고, 설측변연은 0.7mm 웹퍼로, 치대(cingulum)높이는 2.5mm가 되게하였다. 삭제된 dentoform치아의 치근부는 base-

plate wax로 사각기둥의 손잡이를 만들었다. 그 후 금속다이를 제작하기 위해서 polyvinyl siloxane인상재인 Examix(GC America Inc. Chicago.)를 사용하여 인상을 채득한 후 Duralay resin (Dental Mfg. Co. Worth.)으로 다이패턴을 제작하였다. 제작된 다이패턴을 인산염계 매몰재(GC Fujivest, GC Belgium)를 사용하여 매몰한 후 Ni-Cr-Be 합금(Rexillium III, Jeneric Gold Co., Wallingford, Conn.)으로 주조하여(Bego, casting machine, Fonax 35EM) 금속다이를 제작하였다.

금속다이의 finish line상방 1mm까지 Die spacer (Interspace varnish, Vita In-ceram, Bad Säckingen, Germany)를 한 겹 도포하고 0.5mm sheet wax를 사용하여 코핑납형을 완성하였다. 실험군은 금속코핑의 형태에 따라 모두 4군으로 하였는데 1군은 폭 0.5mm의 금속변연이 솔더를 덮는 형태로, 2군은 순측코핑이 솔더 높이에서 끝나는 형태로, 3군은 코핑의 순측변연부를 솔더로 부터 1mm 짧게한 형태로, 4군은 코핑의 순측변연부를 솔더로부터 2mm 짧게한 형태로 총 60개의 시편을 제작하였다(Fig. 1).

설측의 금속과 도재의 경계부는 설측변연 상방 3mm로 정하였고, 각 군당 시편은 15개로 하였다. 그 후 인산염계매몰재(GC Fujivest, GC Belgium)를 이용해서 왁스코핑을 매몰한 후 Ni-Cr-Be 합금(Rexillium III, Jeneric Gold Co., Wallingford, Conn.)으로 주조하였다. 각 코핑을 금속다이에 적합시킨 후 금속의 두께를 균일하게 0.4mm가 되도록 조정하였다. Sandblasting, ultrasonic cleansing, steam cleansing을 시행한 후 degassing 하였고 Ceramco porcelain(Ceramco Inc., Burlington

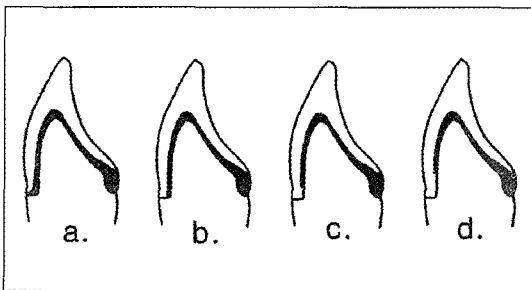


Fig. 1. a. group 1, b. group 2, c. group 3, d. group 4

N.J.)을 이용하여 도재를 축조하였다. 도재축조 및 소성시 발생하는 오차를 보상하기 위해서 솔더도재를 소성한 후에는 시편을 임의로 선택하여 축조하였다. 솔더도재는 연고형태인 Ceramco Edge Shoulder Porcelain(Ceramco Inc., Burlington N.J.)을 이용하였다. 도재 축조 후 순측 치관부의 두께가 균일하게 1.5mm가 되도록 조정하여 평균적인 상악 중절치의 크기¹⁰⁾에 준해서 만든 원래의 Dentoform치아의 크기대로 금속도재관을 만들었다. Overglazing하여 치관을 완성하고 치관이 금속다이에 적합이 된 것을 확인한 후 인산아연시멘트(Conf-Dental products Co.)를 이용하여 접착하였다.

2. 파절시험

치관접착 24시간 후 파절실험을 시행하였다. 파절 강도실험은 만능시험기(Universal testing machine, Instron 6022 U.K.)를 이용하였다. 금속다이의 finish line하방 3mm부근에서 치아장축이 수직면에 130° 경사지도록 받침대에(Three-way-vice, Homge, Taiwan) 고정하였다. 그리고 절단중앙의 설측하방 2mm부위에서 하중을 가하였다(Fig. 2). Load stylus의 끝부분은 직경이 4mm인 반구형태였고 cross-head speed는 1mm/min였다. 하중을 가하면서 초기 균열이 발생할 때와 완전파절이 생기는 시점에서 하중값을 측정하였다.

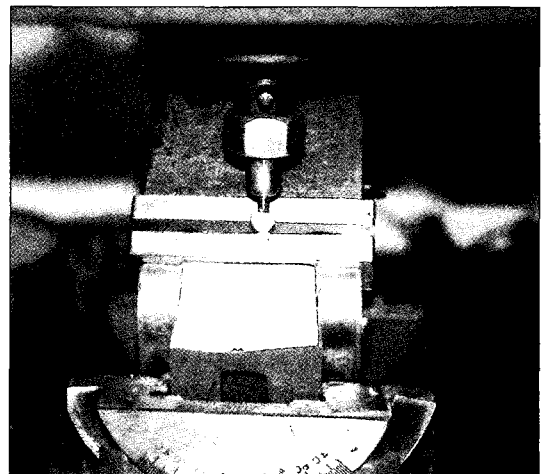


Fig. 2. Loading test on the Instron machine.

Ⅲ. 연구 결과

1. 파절강도

초기균열에서의 하중값과 완전파절에서의 하중값은 Table I, II에 나타내었다. 분산도에서 실험값의 차이가 많이 나는 것은 통계처리과정에 넣지 않았다.

초기균열은 600 - 800N내의 값을 가졌고 완전파절에서의 평균하중값은 1군에서 1603N, 2군에서 1355N, 3군에서 1128N, 4군에서 970N이었다. 각 군에서의 평균값은 Fig. 3, 4에 나타내었다. 통계는 SPSS 프로그램을 이용해서 one-way ANOVA로

Table I. Strength at initial crack (in Newton)

| | group 1 | group2 | group3 | group4 |
|----|---------|--------|--------|--------|
| 1 | 453 | 877 | 603 | 581 |
| 2 | 907 | 593 | 861 | 669 |
| 3 | 796 | 868 | 720 | 524 |
| 4 | 943 | 568 | 811 | 645 |
| 5 | 740 | 848 | 419 | 740 |
| 6 | 664 | 1003 | 604 | 730 |
| 7 | 618 | 980 | 1003 | 821 |
| 8 | 851 | 916 | 591 | 740 |
| 9 | 953 | 530 | 645 | 611 |
| 10 | 968 | 846 | 507 | 807 |
| 11 | 968 | 953 | 514 | 767 |
| 12 | 877 | 686 | 601 | 693 |
| 13 | 834 | 1019 | 855 | 507 |
| 14 | 1014 | 584 | 483 | 645 |
| 15 | 517 | 811 | 682 | 537 |

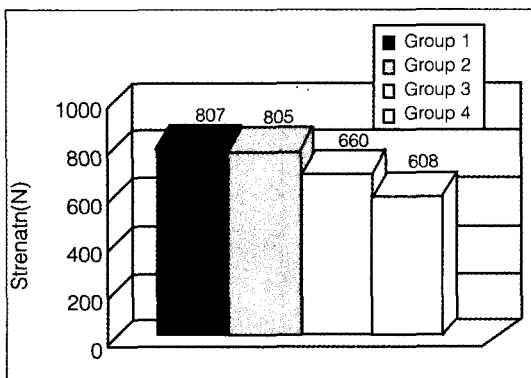


Fig. 3. Mean strength at initial crack.

처리하였고, 사후검정은 0.05% 유의수준에서 Sheffe's test를 시행하였다(Table III).

초기균열은 1, 2군이 3, 4군보다 실험값이 높은 편이었다. 그러나 통계적인 유의성은 없었다($p < 0.05$). 다시 말하자면 초기균열에는 코핑의 설계외에 다른 변수들이 더 크게 작용하는 것 같다. 완전파절에서는 1군에서 4군으로 갈수록 실험값이 낮아지는 양상을 보였지만 3,4군 사이에는 통계학적 유의차가 인정되지 않았다($p < 0.05$).

2. 파절양상

금속도재판이 하중을 받으면 하중점에서부터 순

Table II. Strength at catastrophic fracture (in Newton)

| | group 1 | group2 | group3 | group4 |
|----|---------|--------|--------|--------|
| 1 | 1818 | 2123 | 1211 | 943 |
| 2 | 1368 | 1495 | 1363 | 1030 |
| 3 | 1733 | 1331 | 1495 | 922 |
| 4 | 1444 | 1493 | 1262 | 841 |
| 5 | 1571 | 1209 | 662 | 909 |
| 6 | 1470 | 1505 | 1041 | 986 |
| 7 | 1530 | 1189 | 1931 | 1176 |
| 8 | 1758 | 1186 | 1142 | 922 |
| 9 | 1696 | 1203 | 963 | 919 |
| 10 | 1946 | 1434 | 1088 | 1047 |
| 11 | 1576 | 1485 | 1037 | 1068 |
| 12 | 1668 | 1338 | 919 | 905 |
| 13 | 1331 | 1647 | 1034 | 635 |
| 14 | 1515 | 1236 | 1034 | 841 |
| 15 | 1596 | 1216 | 1034 | 1064 |

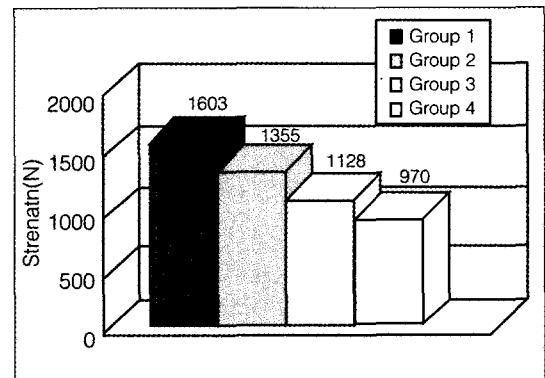


Fig. 4. Mean strength at catastrophic fracture.

Table III. Statistical analysis (one-way ANOVA, Sheffe)

a. Initial crack

| Design | N | Subset for alpha = 0.05 | | |
|-----------------|----|-------------------------|--|--|
| | | 1 | | |
| 3 | 15 | 660 | | |
| 4 | 15 | 668 | | |
| 2 | 15 | 805 | | |
| 1 | 15 | 807 | | |
| Significance(P) | | 0.091 | | |

b. Catastrophic fracture

| Design | N | Subset for alpha = 0.05 | | |
|-----------------|----|-------------------------|-------|-------|
| | | 1 | 2 | 3 |
| 4 | 14 | 970 | | |
| 3 | 13 | 1128 | | |
| 2 | 14 | 1355 | | |
| 1 | 15 | 1603 | | |
| Significance(P) | | 0.060 | 1.000 | 1.000 |



Fig. 5. Appearance of fractured crowns.

측치경부까지 순면중앙의 수직적인 균열이 형성되고 하중이 증가함에 따라 균열이 방사상으로 퍼지다가 완전히 파절되는 양상을 보였다. 순면의 도재는 썩기형태로 떨어져 나가는데 그 기저부는 절단에 있고 첨부는 순측치경부에 위치했다(Fig. 5). 그리고 부하가 가해진 점 하방은 둥근 원형의 함몰부가 형성되었다.

주된 실패형태는 금속산화물과 도재간의 실패나 금속과 금속산화물사이의 계면에서의 실패이고 그 주변부로는 도재내에서의 실패양상을 보인다. 특히 할만한 사항으로는 변연도재가 금속다이에 접촉된 상태로 파절에 관여하지 않았고 상아질도재와의 계면에서 실패가 일어났다.

IV. 총괄 및 고안

1. 파절강도

그 동안 사용되어져온 금속도재관의 금속변연은 치아와 인접조직으로 향하는 빛의 양을 감소시켜 치

근면과 치은을 어렵게 만드는 원인이 되어왔다¹⁾. O'Boyle¹⁰⁾의 변형된 Geller-Winter 설계에 대한 연구에서 순속도재변연이 길어지면 치근면으로 투과되는 빛의 양이 많아지는 반면 파절강도는 약해지기 때문에 1mm 도재변연을 갖는 설계가 임상적으로 적절하다고 추천하였다. 반면 Gardener¹⁴⁾는 이와는 달리 금속도재관의 파절강도는 금속변연을 갖을 때보다 도재 변연을 갖을 때가 더 뛰어나다고 하였다. 이렇게 실험에 따라서 금속도재관의 파절강도가 조금씩 다른데, 이것은 실험방법과 실험조건에 따라서 도재가 민감하게 반응하기 때문이다. 도재의 강도를 실험하는 방법에는 three point beam test¹⁵⁾, torsional test, Vicker's indentation test^{16,17)}, biaxial flexure test¹⁸⁾, diametrically compressed cylindrical specimen test, impact test¹⁹⁾, crown fracturing test^{10,14,20-37)} 등이 있다.

이런 실험들에서 도재의 강도값은 비교적 넓게 분포하게 된다. 그리고 이들 중에서 일관적인 실험값을 갖는 실험방법은 아직 없다¹³⁾. 이것은 물론 많은 기전이 도재 파절에 관계하기 때문이다. 특히 crown fracturing test는 금속도재관을 만든 후 직접 하중을 가하여 실험값을 얻게 되는데, 일반 다른 시편으로 시행한 실험과 결과가 다를 수 있다. 이것은 주로 시편의 기하학적인 구조가 원인이 되는 것 같다. 예를 들면 귀금속보다 비금속의 경우가 도재와의 결합강도가 약한데 실제적으로 금속도재관의 파절강도는 비금속에서 더욱 강하게 나오는 경우가 많다^{21,32)}. 이것은 비금속의 탄성계수가 높아 금관의 변형이 적기 때문이라는 가설로 설명된다. 이처럼 다른 형태의 시편으로는 검증될 수 없는 금속 도재관의 강도를 치관을 직접 제작하여 실험하는 방법으로 조금 더 실제에 가까운 결과를 낼 수 있을 것으로 판단된다.

그러나 치관은 복잡한 형상을 하고 있어서 실험값에 영향을 주는 인자가 많은 편이다. 도재의 파절강도 실험값에 영향을 미치는 인자로는 치아삭제형태^{13,36,37)}, 금관의 형태^{10,14,23,33,38,39)}, 코핑의 재료와 처리방법^{21,32)}, 도재의 종류와 축조 및 소성방법⁴⁰⁾, 시멘트 종류, 다이재료, preload 여부³⁴⁾, 하중점의 위치, 하중각도, load stylus의 크기와 모양, cross-head speed¹⁰⁾ 등이 있다.

치아의 길이가 전부도재관에서의 파절에 중요한 요소이다. Pettrow⁴¹⁾는 치아삭제 후의 지대치 길이가 치아길이의 2/3이하가 되면 하중이 설측절단면에 가해질 때 전치부 순측과 설측의 도재변연에 응력이 많이 가해져서 반달형의 도재파절이 일어난다고 하였다. 그러나 2/3이상이 되면 응력은 순측 도재변연으로 집중되지 않고 절연부에서 머물기 때문에 파절되는 경우가 드물다고 하였다. 이것을 순측도재변연부가 1mm이상되는 금속도재관에 적용해 볼 수 있다. 이런 경우에는 명확한 슬더를 형성하여 치아에서 금관으로 가해지는 췌기작용을 막아주는 것이 좋다. 실제로 광탄성 분석을 해보면 슬더가 없는 도재관에서는 강한 응력대가 존재하지만 슬더를 갖는 도재관은 잘 분산된 스트레스양상을 나타낸다.

많은 실험에서 하중을 가하는 방향은 치아장축에 평행한 수직력을 많이 사용하고 있다. 수직력은 절단교합이나 하악치아에 가해지는 것을 모방하는 것인데 비교적 하중의 재현성이 뛰어난 편이고 넓은 면적으로 하중을 가할 수 있는 설계이다. 그러나 수직력은 초기균열과 완전파절을 동시에 일으키는 경우가 많고 정상교합의 상악전치부에서 일어나는 파절 형태를 나타내지 않는다. 물론 임상에서 갑작스런 충격이나 하중을 받을 경우에는 바로 파절이 일어나겠지만 정상교합의 상악전치부에서 저작시 파절되는 형태는 균열이 선행되는 경우가 많다.

이 실험에서는 설측에서 130°의 경사력을 적용했는데 이것은 정상적인 교합에서 하악전치와 상악전치가 이루는 각^{23,42)}을 나타내기 위해서였다. 설측에 하중을 가하는 설계에서는 load stylus의 위치의 변화에 따라 실험값의 변화가 많은 편이다. 본 연구에서는 이것에 의한 오차를 줄이기 위해서 설면 중앙 2mm 하방에 하중점을 표시한 다음 load stylus와의 접촉점을 교합지로 확인하면서 하중점을 정하였다. 하중점을 절단면에서 2mm 설측하방으로 정한 이유

는 절단면에 하중을 가하면 응력이 순측치경부까지 충분히 전달되지 않은 상태에서 파절이 일어나서 코핑설계를 달리한 효과가 충분히 나타나지 않기 때문이다.

보통 load stylus는 면으로 하중을 가하기 위해서 평평한 면을 갖는 것을 사용하기도 하고 하악절치를 흉내내기 위해서 끌(chisel)모양의 형태를 사용하기도 한다. 본 연구에서는 load stylus를 지름이 4mm인 반구의 형태로 만들었는데 stylus와 시편을 정밀하게 조작하지 않는 한 하중은 한 점으로 가해지게 되므로 끌이나 평평한 모양의 stylus를 사용하지 않았다.

도재의 파절실험은 하중속도에 따라서 영향을 받기도 하는데, cross-head speed가 분당 0.1mm에서 8000mm로 증가하면 파절강도값 역시 증가한다¹³⁾.

도재의 피개정도도 파절강도의 변수로 작용하는데 전치의 설면, 구치교합면을 덮어야 금속도재관의 강도가 높다고하는 연구들이 있다. Straussberg, McLean⁴³⁾ 등은 도재가 금속을 적게 덮는 부분피개 형태에서는 금속의 굴곡으로 도재가 쉽게 파절된다고 하였다. 그러나 Lund³³⁾의 연구에서는 완전피개의 경우 파절강도가 오히려 낮은 것으로 나타났다. Nielsen, Tucillo⁴⁴⁾가 계산한 바에 따르면 도재의 완전피개가 부분적인 순면피개보다 70%정도 금속도재간의 잔존응력이 많았다. 코핑설계보다 금속의 물성과 결합되는 곳의 잔존응력이 파절에 더 큰 영향을 끼칠 것으로 예상된다. 잔존응력에 영향을 크게 미치는 인자는 냉각속도, 도재와 금속간의 열팽창의 차이, 코핑의 설계등이 있다.

일반적으로 도재를 응축하는 방법에 따라서 도재의 강도변화는 그리 크지않다¹³⁾. 대신 불충분한 도재의 응축은 도재의 소성수축을 크게하고 기포의 함량을 증가시킨다. 적절한 도재의 응축은 도재의 수축을 최소화하고 기포의 생성을 감소시키기 때문에 치관의 심미성이 훼손되는 것을 막을 수 있다 도재의 물리적 성질은 도재의 응축보다는 도재를 소성하는 시간-온도에 더 많은 영향을 받는다³⁸⁾.

접착되지않은 금관에 하중이 가해진 경우는 인장응력이 많이 발생하게 된다. 만약 변연누출이 생긴 후 금관내에 공간이 생긴 경우라면 교합응력은 쉽게 순측 치경부로 향할 것이다. Warpeha³⁶⁾는 금속다이에 바로 도재를 소성해서 파절시험을 했는데 이는 접착에서 발생하는 부정확함을 없애기 위해서였다.

2. 파절양상

본 실험처럼 설계했을 때는 초기균열과 완전파절 시점이 일정한 시간간격을 두고 나타난다. 하중을 받으면 하중점을 중심으로하여 순측키경부까지 순면중양의 수직적인 균열이 형성되고 하중이 증가함에 따라 균열이 방사상으로 퍼지다가 완전파절이 된다. 하중점 하방에는 전단응력의 trajectory가 생기는데 하중점 직하방에 trajectory가 집중되어있다³²⁾. 하중점의 변연은 인장, 전단응력을 받기 때문에 하중점 변연은 균열이 시작하는 부위가 되고 이 균열은 응력의 trajectory를 따라서 전파된다. 하중이 가해진 점 하방은 등근 원형의 합몰부가 형성된다.

코핑의 금속이 비금속일 때는 금속산화물과 도재간의 계면과 금속과 금속산화물사이의 계면에서 주로 실패가 일어난다. 도재내에서 실패한 경우는 도재사이의 결합력보다 금속-도재 사이의 결합이 강하기 때문인데 이런 현상은 주로 금함량이 높은 합금에서 일어난다. 보통 산화물층이 굉장히 얇고 산화물이 도재의 성질을 변화시키지 않으면 산화물층에서의 실패가 적게 되는데 금합금에서는 인듐이나 주석에 의해서 이런 결합이 훌륭하게 일어나지만 크롬을 함유하는 비금속에서는 주된 산화물인 크롬산화물이 이런 역할을 하지 못한다. 그러나 비금속이 크롬을 함유하지 않으면 부식저항이 현격히 떨어지기 때문에 크롬성분을 완전히 제거할 수는 없다.

자연치는 금속도재관보다 낮은 파절강도를 나타낸다. 자연치의 파절은 한번에 완전파절이 일어나지 않고 여러단계를 거치게 된다. 보통 stylus가 상아질까지 뚫고 들어갔을 때 완전파절이 일어난다. 그리고 금속도재관과 자연치에서 스트레스 분포양상은 동일하지않다. 자연치의 파절강도가 낮음에도 불구하고 금속도재관처럼 파절이 잘 생기지 않는 이유는 이처럼 응력분포양상이 틀리기때문일 것이라고 추측되고 자연치의 낮은 취성(brittleness)도 원인이 되는 것 같다.

구강내에서 금속도재관은 지속적인 스트레스를 받았을 때, 혹은 갑자기 단단한 물질을 깨물었을 때 파절이 일어나게된다. 이 실험으로 구강내의 주기적인 피로하중이나 치아에 접착된 상태에서 구강내 응력양상을 다 흉내낼 수는 없다. Preload를 가한 상태나 습한 구강내 상황에서는 파절강도가 어떻게 변할

지는 모를 일이다.

실험결과로 볼 때는 전치부에서 받는 최대교합력이 300N^{14,23,28)} 정도가 되므로 도재변연이 2mm정도가 되어도 파절에 대한 큰 부담은 없다고 할 수있다. 물론 구강내와 조건이 동일하지는 않지만 치아에 직접 실험한 다른 연구에서도 최대교합력보다 훨씬 높은 파절강도를 보고하고 있다.

금속도재관과 관련된 파절은 초기파절과 기능파절(functional failure)로 나눌 수 있다⁴⁰⁾. 초기파절은 임상전단계에서 조정할 때, 혹은 접착할 때 발생하는 것이고 기능파절은 일정기간동안 환자가 사용하고 난 후에 생기는 것이다.

Lehner³⁹⁾는 변연도재에 직접적으로 힘을 가해서 변연도재의 파절강도를 측정하였다. 이것은 금관접착 후에 생기는 기능적 실패를 실험한 것이 아니고 금관 시적시나 금관접착시 변연도재에 가해지는 힘에 의해 생기는 실패에 대한 고찰이라고 할 수 있다. 지지되지않는 변연도재는 시적 초기에 파절될 가능성이 있지만 명확한 90° 솔더만 형성해 주면 도재의 파절은 많이 감소한다. 반면 경사진 솔더를 사용할 때는 쉽게 파절이 일어날 수 있다. 또한 치아삭제형태가 너무 평행한 경우도 금관이 조이게 되어 쉽게 파절이 발생할 수 있다. 접착시 발생하는 힘으로 도재변연이 초기에 파절될 수 있고 접착 후에는 잔류응력으로 인해서 지연된 파절이 발생되기도 한다³⁹⁾.

접착제의 두께가 초기파절의 한 요소가 되는데 접착제가 두꺼울수록 도재가 변형될 수 있는 공간이 많아져서 파절이 잘 일어날 수 있다.

치경부에 undercut이 있으면 접착전, 후에 순측변연도재는 파절이 잘 일어날 수 있다. 이런 일은 전부 도재관에서 자주 일어나지만 순측도재변연이 길어지는 금속도재관의 경우에서도 일어날 수 있다.

접착시 발생하는 응력으로 인한 금관의 파절이나 변형을 막는 법으로는 저점도 접착제의 사용, 낮은 접착하중, die spacer의 사용등이 있다³⁹⁾.

도재변연이 길어지면 도재축조가 어려워지는데 기포가 잘 생기고 다이에서 솔더도재가 잘 분리되지 않는 경우가 많아진다. 특히 2mm 도재변연을 갖는 금속도재관의 변연도재 축조 후 다이에서 분리할 때는 도재의 부피가 커서 덩어리로 분리되기도 한다. Edge Shoulder Porcelain은 연고형태이므로 도재축조시 응축과 수분함량정도가 일정하고 비교적 다이

에서 분리가 잘되는 편이다. 도재변연이 2mm인 코핑에서는 변연도재의 수축량이 상대적으로 많게 되므로 변연부쪽으로 더 많은양의 솔더도재를 축조해서 어느 정도 보상해주는 방법을 사용해야한다. 솔더도재는 보통 2회 소성하게 되는데 도재관을 완성한 후에는 변연적합도가 떨어지므로 일반적으로 수정소성이 필요하다.

솔더도재는 상아질도재와 색이 틀려 치경부에서 그 경계표시가 보일 수 있다. 도재변연이 짧은 경우는 치경부 가까이에 경계가 존재하므로 채도가 강한 치경부가 가려주기 때문에 문제가 없지만 도재변연이 길어지면 문제가 될 수 있다.

순측도재변연이 1mm일 때는 치경부에서의 색의 변화를 잘 가리고 치아주위조직으로 빛의 투과도 잘 시킨다. 또한 파절강도도 전형적인 금속도재관보다 떨어지는 편이 아니고 제작과정도 비교적 쉽기 때문에 임상에 적용하기에 적당하다고 할 수 있다.

전부도재관은 식각 후 레진시멘트로 접착하면 파절강도가 증가한다고 하였는데^{42,46)} 순측의 도재변연이 2mm이상 되는 경우에는 이방법을 이용하면 좀더 유리할 것으로 생각된다. 금속도재관이 파절된 경우 장식계 도재는 금속에 남아있는 경우가 많은데 이런 경우는 산식각, silane 적용으로 수리하는데 큰 도움이 된다. 특히 본 실험에서처럼 솔더도재가 파절되지않고 남아있으면 치경부에서의 수리가 용이할 것이다.

V. 결 론

본 연구에서는 도재변연금속도재관을 코핑설계에 따라 4군으로 제작한 후 금속도재관의 상대적인 파절강도를 측정하였다. 1군은 폭 0.5mm의 금속변연이 솔더를 덮는 형태로, 2군은 순측코핑이 솔더 높이에서 끝나는 형태로, 3군은 코핑의 순측변연부를 솔더로부터 1mm 짧게한 형태로, 4군은 코핑의 순측변연부를 솔더로부터 2mm 짧게한 형태로 군당 15개씩 제작하였다. 금속도재관의 제작은 가능한 한 임상적인 과정과 동일하게 하였고 정상교합에서 상악중절치에 가해지는 힘의 방향을 선택하여 하중을 가해 금속도재관의 균열과 파절을 일으키는 방법을 사용했다. 실험결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 초기균열이 발생하는 하중치는 1, 2군에서 3, 4군보다 높았지만 통계학적으로 유의할만한 차이는 아니었다($P < 0.05$).
2. 금속도재관의 순측변연이 도재변연일 때보다 금속변연인 경우 파절강도가 높았다.
3. 금속코핑의 순측치경부 제거량이 많을수록 금속도재관의 파절강도가 낮았지만 1mm 이상 제거한 경우에는 파절강도의 감소가 유의성있게 크지는 않았다($P < 0.05$).
4. 도재변연 금속도재관 중 파절강도가 가장 높은 코핑설계는 2군이였다.

REFERENCES

1. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. Fundamentals of Fixed Prosthodontics. 3rd ed. 1997 Quintessence co.
2. Schneider DM, Levi MS, Mori DF. Porcelain shoulder adaptation using direct refractory dies. J Prosthet Dent 1976;36(5):583-587.
3. Toogood GD, Archibald JF. Technique for establish porcelain margins. J Prosthet Dent 1978;40(4):464-466.
4. Vryonis P. A simplified approach to the complete porcelain margin. J Prosthet Dent 1979;42(5):592-593.
5. Prince J, Donovan TE, Presswood RG. The all-porcelain labial margin for ceramometal restorations: A new concept. J Prosthet Dent 1983;50(6):793-796.
6. Edge MJ, Maccarone T. An alternate method for establishing porcelain margins. J Prosthet Dent 1987;57(1):276-277.
7. Pinnell DC, Latta GH, Evans JG. Light-cured porcelain margins. A new technique. J Prosthet Dent 1987;58(1):50-52.
8. Geller W. Dark and shadowed zones : An important aspect of the creative shading technique. Quint Dent Tech 1983;7(8):483-486.
9. Geller W, Kwiatkowski SJ. The Willi' s Glas

- Crown: A new solution in the dark and shadowed zones of esthetic porcelain restorations. *Quint Dent Tech* 1987;11(4):233-242.
10. O'Boyle KH, Norling BK, Cagna DR, Phoenix RD. An investigation of new metal framework design for metal ceramic restorations. *J Prosthet Dent* 1997;78:295-301.
 11. Behrend DA. Ceramometal restorations with supragingival margins. *J Prosthet Dent* 1982;47:625-632.
 12. Choung CK, Garlapo DA, Brown MH, Sorensen SE. Procedure for a simplified collarless metal ceramic restoration using gold powder. *J Prosthet Dent* 1982;47:449-453.
 13. McLean JW. The science and art of dental ceramics: volume 1 The nature of dental ceramics and their clinical use. Quintessence Publishing co.1979.
 14. Gardener FM, Tillman-McCombs KW, Gaston ML, Runyan DA. In vitro failure load of metal collar margins compared with porcelain facial margins of metal ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 1997;78:1-4.
 15. Campbell SD. A comparative strength study of metal ceramic and all-ceramic esthetic materials: Modulus of rupture. *J Prosthet Dent* 1989;62:476-479.
 16. Kvam K, Hero H, Ilo G. Fracture toughness measurements of some dental core ceramics: a methodologic study. *Scand J Dent Res* 1991;99:527-532.
 17. Taira M, Nomura Y, Wakasa K, Yamaki M, Matsui A. Study on fracture toughness of dental ceramics. *Journal of Oral Rehabilitation* 1990;17:551-563.
 18. Wagner WC, Chu TM. Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. *J Prosthet Dent* 1996;76:140-144.
 19. Silver M, Klein G, Joward MC. An evaluation and comparison of porcelains fused to cast methods. *J Prosthet Dent* 1960;10(6):1055-1064.
 20. Miller A, Long J, Miller B, Cole J. Comparison of the fracture strength of ceramometal crown versus several all ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 1992;68 :38-41.
 21. Barghi N, McKeenan-Whitmer M, Aranda R. Comparison of fracture strength of porcelain veneered to high noble and base metal alloys. *J Prosthet Dent* 1987;57:23-25.
 22. Munoz CA, Goodacre CJ, Moore BK, Dykema RW. A comparative study of the strength of aluminous porcelain jacket crowns constructed with the conventional and twin foil technique. *J Prosthet Dent* 1982;48:271-281.
 23. 임재철, 김기환, 정문규. 상악전치부 도재소부 전장금관의 금속관 설계에 따른 도재의 파절강도에 관한 실험적 연구. *대한치과의사협회지* 1984;22(6):515-521.
 24. 황정원, 양재호, 이선형, 정현영. Copy-milled celay Inceram 전부도재관의 파절강도에 관한 연구. *대한치과보철학회지* 1997;35(2):417-429.
 25. Probst L. Compressive strength of two modern all ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 1992;5:409-414.
 26. Dickinson AJG, Moore BK, Harris RK, Dykema RW. Comparative study of the strength of aluminous porcelain and all ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 1989; 61:297-304.
 27. Rinke S, Hüls A, Jahn L. Marginal accuracy and fracture strength of conventional and copy milled all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 1995;8:303-310.
 28. Smith TB, Kelly JR, Tesk A. In vitro fracture behavior of ceramic and metal ceramic restorations. *Journal of Prosthodontics*. 1994;3:138-144.
 29. Baccetti T, Giovannoni A, Bernardini UD. Resistance to fracture of metal ceramic and all ceramic crowns. *Int J Prosthodont*

- 1994;7:149-154.
30. Clark MT, Richards MW, Meiers JC. Seating accuracy and fracture strength of vented and non-vented ceramic crowns luted with three cements. *J Prosthet Dent* 1995;74:18-24.
 31. Philp GK, Brukle CE. Compressive strength of conventional, twin foil, and all ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 1984;52(2):215-220.
 32. Marker JC, Goodkind RJ, Gerberich WW. The compressive strength of nonprecious versus precious ceramometal restorations with various framework design. *J Prosthet Dent* 1986;55(5):560 - 567.
 33. Lund PS, Barer BA. The effect of porcelain veneer extension on strength of metal ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 1992;5:237-243.
 34. Yashinari M, Dé rand T. Fracture strength of all ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 1994;7:329-338.
 35. Guyer SE, Schulman A, Dunn JA, Hurwitz W. A compressive strength study of an all ceramic crown. *J Prosthet Dent* 1985; 53(3):301-303.
 36. Doyle MG, Munoz CA, Goodacre CJ, Friedlander LD, Moore BK. The effect of tooth preparation on the breaking strength of Dicor crowns: part 1. *Int J Prosthodont* 1990;3:241-248.
 37. Friedlander LD, Munoz CA, Goodacre CJ, Doyle MG, Moore BK. The effect of tooth preparation on the breaking strength of Dicor crowns: part 2. *Int J Prosthodont* 1990;3:159-168.
 38. Warpeha WS, Goodkind RJ. Design and technique variables affecting fracture resistance of metal ceramic restorations. *J Prosthet Dent* 1976;35(3):291-298.
 39. Lehner CR, M nchen R, Sch rer P. Variable reduced metal support for collarless metal ceramic crowns: A new model for strength evaluation. *Int J Prosthodont* 1995;8:337-345.
 40. Pettrow JN. Practical factors in building and firing characteristics of dental porcelain. *J Prosthet Dent* 1961;11(2):334-344.
 41. Anusavice KJ, Hojjatie B. Stress distribution in metal ceramic crowns with a facial porcelain margin. *J Dent Res* 1987;66(9):1493-1498.
 42. Tuntiprawon M. The effect of cement thickness on the fracture strength of all ceramic crowns. *Austrian dental Journal* 1995; 40(1):17-21.
 43. McLean JW. The science and art of dental ceramics: volume 2, Bridge design, An laboratory procedures in dental ceramics. Quintessence Publishing co. 1975.
 44. Nielsen JP, Tuccillo JJ. Calculation of interfacial stress in dental porcelain bonded to gold alloy substrate: *J Dent Res* 1972;51(4):1043-1047.
 45. Nally JN, Farah JW, Craig RG. Experimental stress analysis of dental restorations part IX: Two dimensional photoelastic stress analysis of porcelain bonded to gold crowns. *J Prosthet Dent* 1971;25(3):307-316.
 46. McCormick JT, Rowland W, Shillingburg JT, Duncanson MG. Effect of luting media on the compressive strengths of two types of all ceramic crown. *Quintessence Int* 1993;24:405-408.
 47. Peterson IM, Pahares A, Lawn BR, Thompson VP, Rekow ED. Mechanical characterization of dental ceramics by Hertzian contacts. *J Dent Res* 1998;77(4):589-602.
 48. Nally JN. Chemico-physical analysis and mechanical tests of the ceramometal complex. *International Dental Journal* 1968;18:309-325.
 49. Stafford S, Baez R, Blackman R. Comparative evaluation of strength test modes for various dental ceramics. *J Dent Res* 1994;73:135.
 50. Tsai YL, Petsche PE, Anusavice KJ, Yang MC. Influence of glass ceramic thickness on

- Hertzian and bulk fracture mechanism. *Int J Prosthodont* 1998;18:27-32.
51. DeLong R, Goodkind RJ, Douglas WH. Corrosion fatigue of the bond between nickel-chrome casting alloys and porcelain. *J Prosthet Dent* 1984;52(3):344-348.
 52. Brackett SE, Leary JM, Turner KA, Jordan RD. An evaluation of porcelain strength and the effect of surface treatment. *J Prosthet Dent* 1989;61:446-451.
 53. Anusavice KJ, Hojjatie B, Dehoff PH. Influence of metal thickness on stress distribution in metal ceramic crowns. *J Dent Res* 1986;65(9):1173-1178.
 54. Farah JW, Craig RG. Distribution of stresses in porcelain fused to metal crowns and porcelain jacket crowns. *J Dent Res* 1975;54(2):255-261.
 55. Anusavice KJ, Hojjatie B. Influence of incisal length of ceramic and loading orientation on stress distribution in ceramic crown. *J Dent Res* 1988;67(11):1371-1375.
 56. Craig RG, El-Ebrashi MK, Peyton MK. Stress distribution in porcelain fused to gold crowns and preparations constructed with photoelastic plastics. *J Dent Res* 1971;50(5):1278-1283.
 57. Grey NJA, Piddock V, Wilson MA. In vitro comparison of conventional crowns and a new all ceramic system. *Journal of dentistry* 1993;21:47-51.
 58. Chiche GJ, Pinault A. Esthetics of anterior fixed prosthodontics. Quintessence Publishing co. Inc.1994.
 59. Touatik B, Miara P. Light transmission in bonded ceramic restorations. *J Esthet Dent* 1993;Jan:11-18.
 60. Wang CJ, Millstein PL, Nathanson D. Effect of cement, cement space, marginal design, seating aid materials, and seating force on crown cementation. *J Prosthet Dent* 1992;67:786-790.
 61. Lund PS, Goodkind RJ, Swanson S. Residual stress in several ceramometal systems. *J Prothet Dent* 1989;62:278-283.
 62. Abbate MF, Tjan AHL, Fox WM. Comparison of the marginal fit of various ceramic crown systems. *J Prosthet Dent* 1989;61:527-531.
 63. Wilson PR, Goodkind RJ, DeLong R, Sakaguchi R. Deformation of crowns during cementation. *J Prosthet Dent* 1990;64:601-609.
 64. Hoard RJ, Caputo AA, Contino RM, Koenig ME. Intracoronal pressure during crown cementation. *J Prosthet Dent* 1978;40:520-525.
 65. 백승진, 양재호. 수중전부도재관의 파절강도에 관한 비교연구. *대한치과보철학회지* 1995; 33(4):611-625.
 66. 김경남, 김교한. *치과재료학*. 군자출판사 1995.
 67. Bertolotti LL. Calculation of interfacial stress in porcelain-fused-to-metal systems. *J Dent Res* 1980;59(11): 1972-1977.
 68. Phillips RW. Skinner's science of dental materials 8th ed. W.B. Saunders co. 1982.

ABSTRACT

A STUDY ON FRACTURE STRENGTH OF COLLARLESS METAL CERAMIC CROWN WITH DIFFERENT METAL COPING DESIGN

Jong-Wook Yun, D.D.S., Jae-Ho Yang, D.D.S., M.S.D., Ph.D., Ik-Tae Chang, D.D.S., M.S.D., Ph.D.,
Sun-Hyung Lee, D.D.S., M.S.D., Ph.D., Hun-Young Chung, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Seoul National University

The metal ceramic crown is currently the most popular complete veneer restoration in dentistry, but in many cases, the metal cervical collar at the facial margin is unesthetic and unacceptable. Facial porcelain margin has been used in place of it. But this does not solve the problems, such as dark gingival discoloration and cervical opaque reflection of porcelain veneer.

Recently, metal copings which were designed to terminate its labio-cervical end on the axial walls coronal to the shoulder have been clinically used to solve the esthetic problem of metal ceramic crown. But in this design, porcelain veneer of labio-cervical area which is not supported by metal may not be able to resist the stress during cementation and mastication. The purpose of this study was to evaluate fracture strength and fractured appearance of crowns according to different coping designs. A resin maxillary left central incisor analogue was prepared for a metal ceramic crown, and metal dies were made with duplication mold. Metal copings were made and assigned to one of four groups based on facial framework designs: group 1, coping with 0.5mm metal collar; group 2, metal extended to the shoulder; group 3, metal extended to 1mm coronal to the shoulder; group 4, metal extended to 2mm coronal to the shoulder. Copings and crowns were adjusted to be same size and thickness, and cemented to metal dies with zinc phosphate cement by finger pressure. Fracture strength was measured with Instron Universal Testing Machine. Metal dies were anchored in Three-way-vice at 3mm below finish line and at 130° inclined to the long axis of the crown. Load was directed lingually at 2mm below midincisal edge. Load value at initial crack and at catastrophic fracture was recorded.

The results obtained were as follows:

1. Fracture strength values at initial crack were higher in groups 1, 2 than in groups 3, 4 but this difference was not statistically significant ($P < 0.05$).
2. Conventional metal collared crown had greater catastrophic fracture strength than any other collarless crowns.
3. The greater the labial metal coping reduction, the lower the catastrophic fracture strength of crowns but when more than 1mm of labial metal reduction was done, the difference in strengths was not statistically significant ($p < 0.05$).
4. The strongest collarless coping design was group 2.

Key words : Collarless metal ceramic crown, Fracture strength