

## CAD/CAM 및 카피밀링 시스템을 이용하여 제작한 구치부 3-유닛 고정성 국소의치의 파절강도

강 후 원, 김 희 진\*, 김 장 주\*\*, 고 명 원\*\*

동아인재대학교 치기공과, 부산가톨릭대학교 치기공학과 박사과정\*, 평양보건대학교 치기공과\*\*

### Fracture Strength of All-Ceramic 3-Unit Fixed Partial Dentures Manufactured by CAD/CAM and Copy-Milling Systems

Hoo-Won Kang, Hee-Jin Kim\*, Jang-Ju Kim\*\*, Myung-Won Ko\*\*

Dept. of Dental Lab. Technology, Dong-A In-Jae College, Jeonnam 526-705, South Korea

Dep. of Dental Lab. Science, Graduate School, Catholic University. of Pusan\*

Dept. of Dental Lab. Technology, Gwang Yang Health College, Jeonnam 545-703, South Korea\*\*

#### [Abstract]

**Purpose:** Fracture strength of all-ceramic 3-unit fixed partial dentures manufactured by CAD/CAM and copy-milling systems were evaluated.

**Methods:** Zirconia cores were made by milling the pre-sintered zirconia block by CAD/CAM or copy milling method followed by subsequent sintering. By building-up the corresponding porcelains on the core, all-ceramic bridges were fabricated, and those were evaluated in comparison with PFM fixed partial denture.

**Results:** During the flexural test of the 3-unit PFM bridge, the porcelain started to chip or break at 507.28(±62.82)kgf and the metal framework did not break until the maximum load level of 800kgf which was set in the testing instrument of this study. However, among all-ceramic restoration test groups, Everest(EV) group showed a peeling off or breakage of the porcelain from 365.64(±64.96)kgf and the core was broken at 491.77(±55.62)kgf. Those values of Zirkozahn(ZR) were 431.03(±58.47)kgf and 602.74(±48.44)kgf, respectively. The break strength of the porcelain of PFM(PM) group was significantly higher than that of EV (p<0.05) group and there was no significant difference when comparing to that of ZR (p>0.05). ZR group showed higher break strength than that of EV group however there was no significant difference (p>0.05). The break strength of cores were in the increasing order of EV < ZR < PM (p<0.05).

**Conclusion:** We could find that even though the PM group fractured at much higher value than all-ceramic cores, the breakage values of the porcelain of PM group with crack formation or delamination, which will be regarded as clinical failure, was significantly higher than that of EV group and not significantly higher than that of ZR group at p-values of 0.05. The break strength of ZR group was higher than that of EV group at an insignificant level(p>0.05).

○ **Key words :** fracture strength, all-ceramic 3-unit fixed partial dentures, CAD/CAM system, copy-milling system

교신저자	성명	강 후 원	전화	010-5672-7324	E-mail	kanghw0106@hanmail.net	
	주소	전라남도 영암군 학산면 영산로 76-57 동아인재대학교 치기공과					
접수일	2012. 4. 18		수정일	2012. 5. 31		확정일	2012. 6. 26

## I. 서 론

금속도재관(porcelain fused to metal crown; PFM)은 개발 이래 현재까지 전치부와 구치부의 단일관 및 고정성 국소의치(fixed partial denture; FPD)로서 40년이 넘게 사용되고 있다(Christenson, 1986). 그러나 PFM 수복물은 하부 금속골격의 존재에 따른 색조의 부자연스러움에 따른 심미성 회복의 한계, 심미성 부여를 위한 과도한 치아 삭제에 따른 치수에 대한 악영향, 치은의 변색 및 일부 환자의 경우 금속에 대한 민감성, 그리고 금속의 주조 및 폐금속 처리에 따른 자연환경 친화성에 대한 영향 등이 문제가 되고 있다(Morris, 1987).

이러한 금속도재관의 문제점을 해결하기 위한 방안의 하나로 알루미늄을 코어로 사용한 전부도재관(all-ceramic crown)인 Dicor가 1984년에 미국의 코닝사에 의해 개발되면서 (Probster L, 1992) 다수의 업체에서 다양한 종류의 전부도재관용 코어를 연구 개발하여 임상에 적용하여 왔지만, 제작과정이 번거롭고 기능 중에 발생하는 미세결함의 성장에 의해 금속도재관보다 파절강도가 낮은 문제가 있어서 대부분 전치부에만 제한적으로 사용되었다 (Adam & Gross, 1984; Campbell & Sozio, 1998; Krmer & Frankenberger 등, 1999). 그러나 강도가 높은 산화이트륨 안정화 지르코니아(yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystals; Y-TZP)가 코어로 개발됨으로써 높은 하중을 받는 구치부에 전부도재 고정성 국소의치가 적용되기 시작하였다. Y-TZP는 지르코늄 금속을 산화시켜서 제조한 지르코니아( $ZrO_2$ )에 산화칼슘(CaO), 산화마그네슘(MgO), 이트리아( $Y_2O_3$ ), 산화세슘( $CeO_2$ ) 등을 3~5% 첨가하여 제조한다. 정방정계 지르코니아는 응력을 받게 되면 단사정계로 변하여 3~5% 정도의 부피팽창을 한다. 이러한 체적변화는 균열 에너지를 분산시키고 균열의 진행을 차단하는 상변태 강화(transformation toughening) 효과를 일으킨다. 즉, 결정형태 변화에 따른 체적변화는 입자들이 압축응력을 가하여 균열이 전파되어 나가는 것을 억제하고 상변태 강화를 유발시켜 지르코니아는 굴곡강도가 900~1000MPa 정도가 되는 특성을 갖는다 (Ralph & Mandy 등, 2004).

또한 CAD/CAM(Computer Aided Design/Computer

Aided Manufacturing)과 카피밀링(copy milling) 시스템이 도입되면서 높은 강도를 가진 지르코니아의 가공이 가능해졌다. 보철물 제작과정을 표준화하고 원가를 절감할 수 있는 자동화시스템이 집중 연구되었으나 치과기공 과정에서 크게 호응을 받지 못하다가, 1990년대 후반에 산업적으로 이용되고 있는 3차원 스캐닝, CAD/CAM 기술이 기공과정에 접목되면서 자동화에 박차를 가하게 되었다. 현재 치과기공에 코어로 사용되는 알루미늄 및 지르코니아 블록과 가공장비인 CAD/CAM 및 카피밀링 시스템을 제조하는 회사가 세계적으로 20여개 업체에 이르고 있으며 급속한 연구 개발이 이루어지고 있다.

전부도재관에 사용되는 재료와 장비의 발전과 함께 다양한 형태로 보급되는 알루미늄 및 지르코니아 세라믹과 관련된 연구로는 코어의 변연적합도(Futoshi & Thomas 등, 2005; Rosentritt & Behr 등, 2006), 코어 재료의 굴곡강도 (Erdelt & Beuer 등, 2004; Wagner & Chu, 1996), 코어의 파절강도 (Kelly & Teskl 등, 1995; Thompson & Anusavice 등, 1994; Tinschert & Natt 등, 2001; Aggstaller & Beuer 등, 2006; Oh & Anusavice, 2002), 코어의 응력분포에 대한 유한요소해석 (Ichim & Li 등, 2007), 및 전부도재관의 시멘트 적합성 (Chang & Hart 등, 2003; Jahn & Bode 등, 2006) 등에 관한 연구가 주로 진행되어 왔다. 이들 연구는 대부분 전부도재관의 코어에 대해서만 평가하였지 코어에 도재를 축성하여 실제 고정성 국소의치 형태의 시편을 제작하여 파절강도 등을 살펴본 연구는 거의 없다. 이러한 이유는 코어 제작 후의 도재 축성 및 소결과정이 수작업이므로 표준화된 시편을 제작하기가 어렵기 때문일 것이다. 최종보철물의 상태를 반영하지 못한 실험시편에 대해 측정된 파절강도 값은 실제 임상에서 발생될 수 있는 상황을 예측하는데 의미가 적을 수밖에 없다.

본 연구에서는 구치부 3-유닛 고정성 국소의치에 대해 임상모형과 유사하게 도재 축성까지 최종적으로 완성된 보철물 형태의 시편을 제작한 후 금속도재 고정성 국소의치와 전부도재 고정성 국소의치의 굴곡강도시험을 통해 그 파절강도를 상대적으로 비교 평가하고자 하였다. 구치부 3-유닛 고정성 국소의치 제작을 위해 대조군으로는 전통적인 방법으로 금속도재 고정성 국소의치 균을 제작

하였으며 가소성된 지르코니아를 CAD/CAM 및 카피밀링 시스템을 이용해 코어를 절삭 가공하여 소결한 후 각각의 시스템에서 권장하는 도재를 그 위에 축성하여 전부도재 고정성 국소의치 실험군을 제작하였다. 각 실험군에 대해 5개씩의 시편을 제작하여 만능시험기를 이용하여 굴곡강도 시험에 의해 측정된 파절강도를 비모수 독립 K-표본 분석 후 Duncan's 다중범위 사후검정을 하여 통계 처리하여 유의성을 평가하였다.

## II. 연구 방법

### 1. 지대치 금형 제작

구치부 3-유닛 고정성 국소의치 제작을 위한 모형으로서 지대치 금형을 세 개 제작하였다. 지대치 형상의 금형은 고정성 국소의치형 다이(Bridge type die G-003, Seiki Co., Japan)의 치수를 기준으로 설계하였고, 파절강도 시험 시 변형되거나 파절되지 않는 충분한 강도를 갖도록 황동을 정밀 가공하여 지대치 금형(metal die)을 제작하였다. 교합 하중 시 응력집중이 발생하지 않도록 금형은 날카로운 모서리나 언더컷 및 급격한 형태변화가

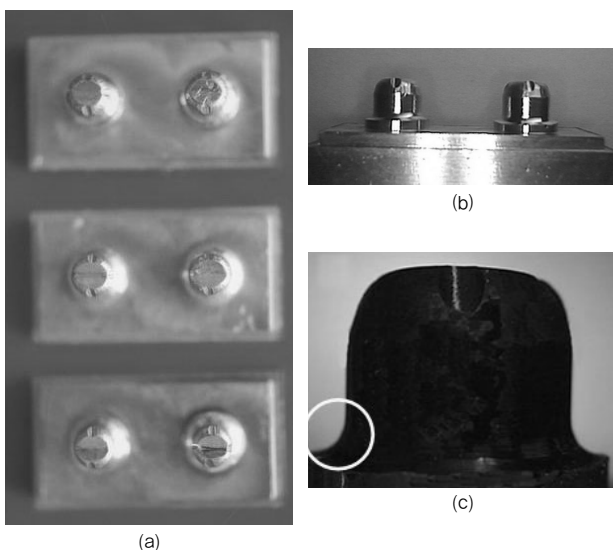


Fig. 1. (a) Photographs of metal dies simulating posterior 3-unit fixed partial denture abutments (occlusal view); (b) lingual view of metal die shown on (a); and (c) magnified view of deep chamfer margin preparation used for all ceramic restoration. Brass was used for die material

없도록 제작하였으며, 전부도재 고정성 국소의치 실험군 금형의 변연부는 전체적으로 deep chamfer 형태로 형성해 주었다. 대조군인 금속도재고정성 국소의치 제작을 위한 금형은 순측 변연부를 shoulder 형태로 하였고, 설측은 chamfer 형태가 되게 (Fig. 1)과 같이 형성하였다.

### 2. 구치부 3-유닛 고정성 국소의치 제작

구치부 3-유닛 고정성 국소의치 제작을 위해 먼저 왁스 패턴 제작, 매물, 그리고 소환 후 진공고주파 원심주조기를 이용하여 금속 코어를 얻었다. 코어로 사용된 금속은 Ni-Cr계 합금인 Rexillum III®(Generic Pentron, USA)를 사용하였고, 금속도재관 전용 도재인 Cera Max III®(Alphadent Co., Korea)를 이용하여 축성 및 소성하여 대조군 시험편 5개를 제작하였다.

CAD/CAM 시스템인 Everest(KaVo Dental Co., Germany) 시스템을 이용한 구치부 3-유닛 고정성 국소의치 제작은 먼저 석고모형을 스캐닝한 후 가소성 지르코니아(yttrium-stabilized zirconium oxide) 블록 ZS-Blanks(KaVo Dental Co., Germany)를 절삭 가공하여 코어를 제작한 다음, 15시간 동안 1500°C에서 소성하여 완전 소결시켰다. 소결 후 코어의 두께는 0.4mm이고 가공치의 연결부 폭은 수직폭 4mm, 수평폭 3mm가 되게 제작하였다. 그 후 지르코니아 코어 전용 도재인 Cerabien®(Noritake, Japan)을 이용하여 제조회사의 지시 방법대로 도재를 축성 및 소결하여 EV 실험군 시편 5개(EV1~EV5)를 최종 두께가 1.5mm가 되도록 제작하였다.

카피밀링 시스템인 Zirkozahn(Enrico Steger Bruneck, Italy) 시스템을 이용하여 ZR 실험군 코어를 제작하기 위해 먼저 모형 상에서 광중합형 콤포짓트 레진(Elite LC Tray, pink color)으로 제작하였다. 이 레진 코어의 기본두께는 0.5mm이고, 가공치 연결부의 폭은 수직폭 4mm, 수평폭 3mm가 되게 하였다. 이 코어를 제작할 때에는 light gun을 이용하여 간헐적으로 중합하고 작업 후 다이에서 코어를 분리 후 광중합 오븐에 넣어 마무리 중합하여 레진코어를 제작하였다. 레진코어와 파절강도가 1150MPa 정도 되는 가소성된 지르코니아 블록(Zirkozahn CE0476, Italy)을 Zirkozahn 시스템에 장착한 후 카피밀링법으로 체적이 20% 더 큰 코어를 제

작하였다. 이어서 가공된 지르코니아 코어를 A3 color liquid에 5초 동안 디핑하고 45분 동안 건조시킨 후 1,500℃에서 13시간 소결하여 두께가 0.5mm인 코어를 최종적으로 얻었다. 제작된 코어는 도재와의 결합력을 증진시키기 위하여 표면을 샌드블라스트 처리한 후 지르코니아 전용 도재인 Creation®(Klema, Australia)를 사용하여 축성 및 소결하여 최종두께가 1.5mm인 ZR 전부도재고정성 국소의치 실험군(ZR1~ZR5) 시편 5개를 제작하였다.

### 3. 굴곡강도 시험에 의한 파절강도 측정

〈Fig. 2〉와 같이 굴곡파절 강도를 측정하기 위해서 시편을 금형에 임시수복물 제작용 자가중합 레진인 Luxatemp®(DMG Co. Ltd., Germany)를 사용하여 접착하였다. 접착 시 정하중 압축기(HCT-50; 혁신정밀, Korea)을 이용하여 20kgf의 하중이 가해지도록 하여 접착하였다. 이때 레진시멘트를 사용하여 접착하지 않는 이유는 시험 후 지대치 금형으로부터 파절된 시편을 분리하기 쉽도록 하기 위함이며, 사용된 자가중합 레진은 충분히 낮은 점조도와 흐름성을 가져서 본 실험방법으로 접착했을 때 충분히 얇은 균일한 두께의 시멘트 층을 형성할 수 있었기 때문이다. 접착 30분 후에 만능시험기(Instron 4302, England)를 사용하여 직경이 5mm의 강철구가 박힌 하중 봉을 통해 가공치 부의 교합면 중심와(central fossa) 부위에 파절될 때 까지 하중을 가하였다. 이때 cross head speed는 0.5mm/min으로 하였다. 도재 및 코어의 초기 파절 값과 최종파절강도를 측정하였다.

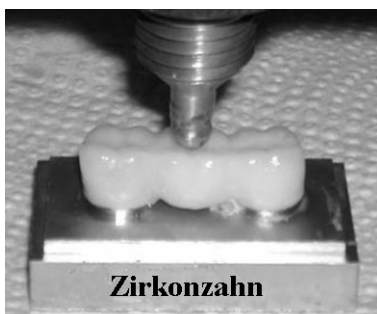


Fig. 2. Flexural strength measurement of posterior 3-unit fixed partial denture cemented on metal die using universal testing machine

### 4. 통계처리

대조군 및 실험군 시편 도재의 파절강도 및 코어의 파절강도에 대해 평균값 간의 유의성은 통계프로그램 SPSS 18.0을 이용하여 비모수 독립 K-표본 분석 후 Duncan's 다중범위 사후검정을 하여 통계처리하여 평가하였다.

## III. 결 과

도재에 하중을 가하면 소성변형을 거의 나타내지 않고 주로 취성때문에 파괴된다. 일반적인 재료의 기계적 성질은 인장시험으로 평가하지만 도재는 인장시험 시 양 끝을 잡으면 파지부에서 쉽게 파손되므로 굴곡시험을 행한다. 따라서 도재에 대한 기계적 성질에 대한 평가는 국제규격 ISO 6872 기준으로 2점에서 지지하고 1점에서 하중을 가하는 3점 굴곡시험과 2축 굴곡시험 방법을 주로 이용한다.

본 연구는 구치부 3-유닛 고정성 국소의치의 파절강도를 측정하기 위해서 대조군인 PM군 및 실험군인 EV군과 ZR군을 제작한 후 도재와 코어의 굴곡파절강도를 측정하였다. 굴곡하중에 의한 파절강도 결과를 〈Table 1〉에 나타냈으며, 대조군인 PM군과 실험군인 EV군 및 ZR군의 도재와 코어의 파절강도를 〈Fig. 3〉의 (a), (b) 및 (c)에 각각 나타냈다. 금속도재 고정성 국소의치는 507.28±62.82kgf에서 도재가 파절되기 시작했으며, 최종파절강도는 굴곡파절시험 시 설정한 최대하중 범위인 800kgf까지도 파절되지 않았다〈Fig. 3, a〉. 전부도재 고정성 국소의치인 EV군의 경우는 365.64±64.96kgf에서 도재가 파절되기 시작했으며, 코어의 파절은 491.77±55.62kgf의 하중에서 발생하였다〈Fig. 3, b〉. 한편 ZR군은 431.03±58.47kgf에서 도재가 파절되기 시작하였으며 코어는 602.74±48.44kgf에서 파절되었다〈Fig. 3, c〉. 굴곡강도시험에 의한 응력-변형률 곡선을 보면 EV군의 경우는 금속도재 고정성 국소의치군과 ZR군의 경우에 비해 도재 파절 점에서의 급격한 응력감소가 더 뚜렷하게 관찰되었다. 전부도재 고정성 국소의치의 경우 금속도재 고정성 국소의치와 비교해보면 굴곡강도시험 시 도재파절이 시작되고 응력이 더 가해질수록 코어에서 도재가 신속히 박리되는 경향을 보였다. 특히 EV군의 경우 도재파절이 시작된 후 코어에

서 도재가 박리되면서 응력 값이 갑자기 감소했다가 응력이 다시 증가되면서 코어가 최종적으로 파절되는 변화를 보였다. <Fig. 4 (a)>는 PM군의 파절된 시편의 사진이다. 응력을 받은 가공치 부분에서 파절이 시작되어 지대치 측 하방으로 비스듬하게 진전된 후 금속을 제외한 도재가 파절되는 양상을 보였다. <Fig. 4 (b)>와 (c)는 전부도재 고정성 국소의치군의 파절된 시편사진이다. EV군과 ZR군의 파절양상은 응력을 받은 가공치 부분 도재에서 초기 파절이 시작된 후 연결부 하부에서 거의 수직적으로 파절되는 양상을 보였다. 하지만 EV군과는 다르게 ZR군은 금속도재 고정성 국소의치의 파절양상과 같이 지대치 쪽으로 약간 비스듬하게 균열이 진전된 후 파절되는 양상을 보였다. 바디도재 및 코어의 파절강도 평균값과 표준편차를 Table 1과 <Fig. 5>에 나타내었으며, 각 평균값 간의 유의성은 비모수 독립 K-표본 분석 후 Duncan's 다중범위 사후검정을 하여 통계처리하였다(Table 1).

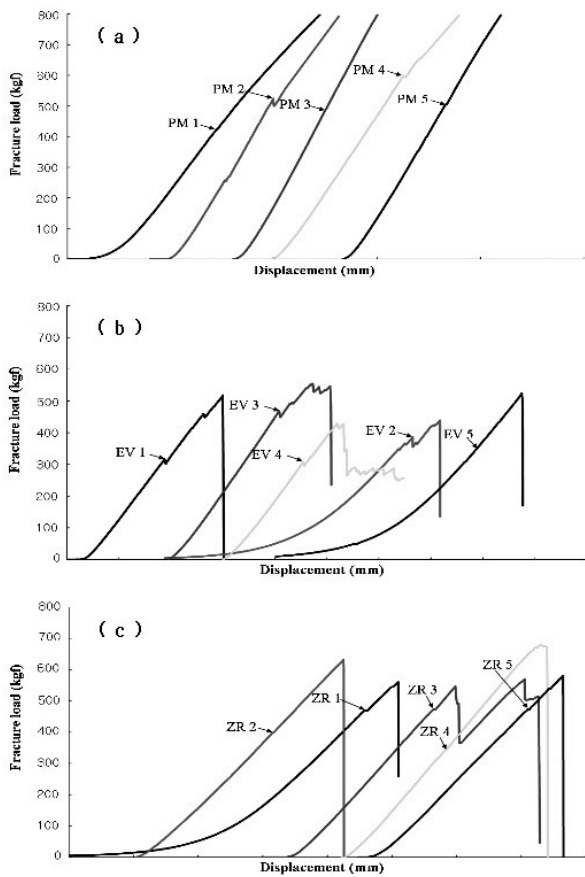


Fig. 3. Load-displacement curves of (a) PM, (b) EV and (c) ZR groups

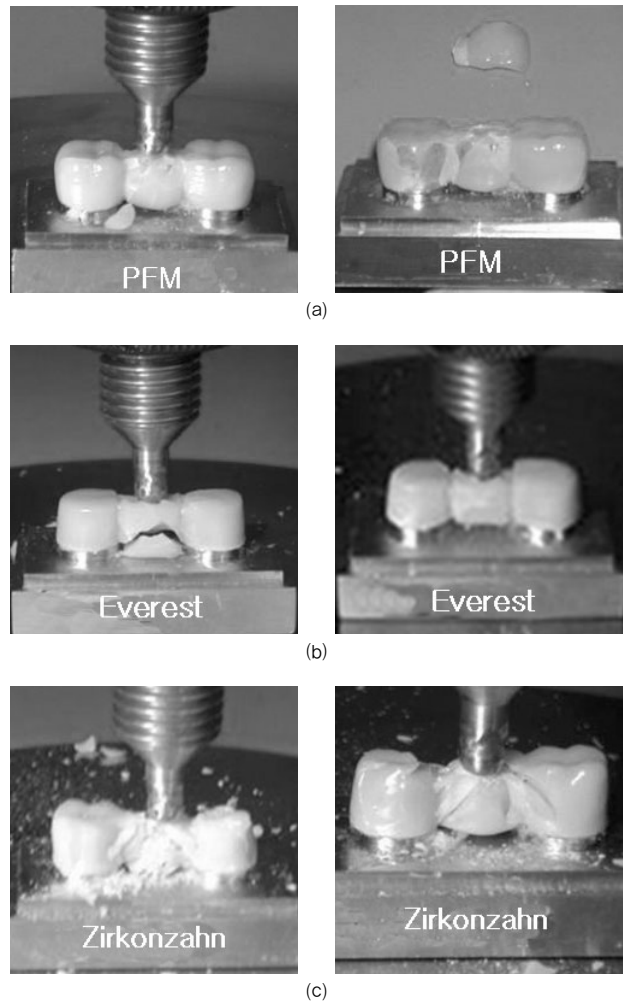


Fig. 4. Fractured morphology after flexural strength test: (a) PM, (b) EV and (c) ZR groups

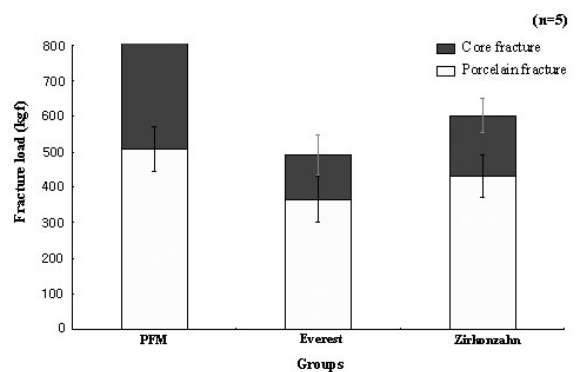


Fig. 5. Fracture load values(kgf) of tested groups. For PFM group, metal core fracture did not occur until the end of loading at 800kgf as denoted with '\*' mark

Table 1. Break loads (kgf) of the 3-unit fixed partial denture measured by flexural strength test (n=5)

	PFM(PM)		Everest(EV)		Zirkonzahn(ZR)	
	porcelain	metal framework	porcelain	core	porcelain	core
1	423.09	NA#	315.84	515.7	467.78	559.46
2	521.34	NA	385.10	437.12	397.18	631.14
3	490.74	NA	467.78	554.36	473.56	568.59
4	597.85	NA	307.25	428.99	343.76	673.82
5	502.28	NA	352.21	522.70	472.88	580.67
Mean.	507.28 <sup>a</sup>	NA	365.64 <sup>b</sup>	491.77 <sup>a</sup>	431.03 <sup>a,b</sup>	602.74 <sup>c</sup>
S.D.	62.82		64.96	55.62	58.47	48.44

\* Within same row, mean values with the same superscript letter are not statistically different(p>0.05).

# The values were not available because the metal core of PFM group did not break down until the maximum load limit (800kgf) of the test.

#### IV. 고 찰

도재의 파절강도는 PM군(507.28±62.82kgf)이 EV군(365.64±64.96kgf)에 비해 유의하게 높았고(p<0.05), ZR군(431.03±58.47kgf)에 비해서는 유의한 수준의 차이는 보이지 않았다(p>0.05). 또한 ZR군이 EV군에 비해 강도는 높았으나 유의한 차이는 보이지 않았다(p>0.05). 코어의 파절강도는 EV군(491.77±55.62kgf), ZR군(602.74±48.44kgf), 그리고 PM군(800kgf 이상)의 순으로 유의하게 증가하였다(p<0.05).

도재의 기계적 성질을 평가하기 위하여 규정된 실험군을 제작하여 3점 굴곡시험을 하면 이론적으로 응력을 가한 가압 측에서는 압축응력이, 지지부에서는 전단응력이 발생한다. 그러나 실제로 대부분의 파괴는 하중점 아래 면에서 발생하는 인장응력 때문이다. 금속도재 고정성 국소의치는 도재자체의 파절과 코어로 사용된 금속과 도재의 용착 경계면의 파절이 주원인이다. 즉 판 모양의 시험편 중앙부에 도재를 축성, 소성한 것을 도재의 반대 측에서 가압한 금속도재 고정성 국소의치의 굴곡시험 결과, 도재 용착면 끝부분에서 먼저 도재가 박리되고 금속 코어 주조체와의 경계면에서 박리되는 양상을 나타낸다. 금속도재관 및 전부도재관의 파절저항성에 관한 연구에서, 금속도재관은 도재가 완전히 파절되었을 때에도 하부 금속에 부착되어 있는 경향을 보이는데 이러한 이유는 하부구

조로 사용된 금속의 탄성계수, 두께, 다공성 및 형태적 특성 때문이며, 전부도재관은 균열이 진전되기 쉬운 다공성 층에서 시작되어 전체 두께로 쉽게 확산되어 가는데 이는 도재가 취성이 강한 성질 때문이라고 보고하였다(Castellani & Baccetti 등, 1994). 전부도재 고정성 국소의치의 파절에 대해 연구한 결과, 연결부 내의 홈에 집중되는 응력에 의하여 코어 도재와 상부도재 계면에서 균열이 발생하여 파절되기 때문에 3-유닛 전부도재관 고정성 국소의치 보철물의 임상적 실패가 발생한다고 보고하였다(Kelly, 1999). 또한 임상적으로 실패한 단일 전부도재관의 파절된 표면 특성에 대해서 교합면에 가해지는 응력에 의하여 내면에서부터 시작된다고 보고하였다(Thompson & Stoner 등, 2007). 전부도재 구치부 고정성 국소의치에서 도재를 축성하지 않고 코어의 파절양상을 관찰한 결과 연결부에서 주로 파절이 시작되어 진전한다고 보고하였다(Campbell, 1989). 또한 전부도재 고정성 국소의치의 파절 시작부위와 진행과정을 연구하기 위해 파절된 면을 주사전자현미경을 이용하여 현상학적으로 관찰한 결과, 파절은 연결부의 치은 측에서 시작하여 진행하였다고 보고하였다. 본 연구에서도 3-유닛 전부도재관 고정성 국소의치의 경우 많은 경우에서 연결부에서 최종 파절이 발생된다고 보고하였다(Oh & Anusavice, 2002).

본 연구에서 금속도재 고정성 국소의치군과 전부도재

고정성 국소의치군의 굴곡강도 시험 시 도재 파절 후 코어 파절이 진행되는 동안 응력 변형률 곡선이 다른 양상을 보인 이유는 금속-도재 및 지르코니아-도재 사이의 결합기전 차이와 하방 코어의 탄성계수 차이에 기인한 것으로 여겨진다. 또한 금속도재 및 전부도재 고정성 국소의치 제작 시 사용되는 도재는 각각 고온용융도재 및 저온용융도재로서 서로 다른 물성을 가지므로 도재 파절 양상이 다른 것으로 여겨진다.

전부도재 고정성 국소의치 실험군인 EV군 및 ZR군에서 도재 및 코어의 파절강도 결과가 차이를 보였다. 이러한 이유는 두 실험군 모두 제조회사만 다르지 소성 후 파절강도 값이 비슷한 가소성된 지르코니아 블록을 사용하였지만 연결부 코어의 형태, 코어의 표면처리 및 축성된 도재와의 결합력 등의 차이 때문인 것으로 여겨진다. 또한 지르코니아 코어 제작 후 수작업으로 만들어진 바디도재의 두께 및 교합면 형태 등의 피할 수 없는 차이 때문에 도 영향을 받은 것으로 판단된다.

임상에 적용되는 최종 보철물은 제작 시 사용된 재료와 관련된 여러 변수들, 즉 이종 재료간의 결합력, 열팽창계수의 불일치로 인해 발생하는 잔류응력, 기능할 때 가해지는 응력에 대해 재료간의 서로 다른 탄성계수에 의한 계면응력 차이에 따른 영향, 굴곡강도 시험 시 하중을 가하는 재료와 교합면 간의 접촉 면적의 차이, 그리고 제작자의 기술력 등에 의한 영향을 받기 때문에, 완성된 보철물에 대한 기계적 성질의 평가는 단일재료만의 강도를 평가하는 것에 비해 항상 일관된 결과를 얻기 어렵다.

전부도재관의 코어로 사용되는 지르코니아는 상변태 강화에 의해 부분적으로 안정화된 지르코니아로서 현재 사용 중인 도재재료 중 가장 높은 굴곡강도와 파괴인성을 갖는다. 그러나 구강환경과 같은 수분 상태에서 장시간 사용 시 안정성, 상부도재와의 적합성 및 상변태에 의한 체적변화로 파절되는 현상 등의 문제점이 있어 앞으로 지속적인 연구 평가가 필요하다. 저작이나 연하하는 동안 가해지는 평균 교합력의 크기는 약 40N 정도, 구치부에 가해지는 최대 교합력의 크기는 200N에서 540N으로 다양하게 나타난다(Craig & Powers, 2002). 또한 최대 교합력은 각 치아의 위치에 따라서도 다르게 나타나는데 대구치에서는 565N, 소구치에서는 288N, 전치에서 155N

정도의 최대 교합력이 가해진다고 보고하였다(Kim SH & Lee JH 등, 2003). 따라서 본 연구에서 평가된 세 가지 시스템의 굴곡시험에 의한 파절강도 값을 보면 자연치의 교합력에 대해 3-유닛 금속도재 및 전부도재를 구치부 수복물로 사용 시 대체적으로 굴곡강도는 만족할만하다고 평가할 수 있다. 하지만, 굴곡강도 시험에 의한 파절강도 평가는 모형 상에서 하중이 수직으로만 가해진 결과이며 습윤하고 온도의 변화를 보이는 구강 내 조건, 치주인대를 고려하지 않은 상태에서 평가되었고 반복하중에 대한 고려가 이루어지지 않은 결과이기 때문에 실제 임상에서 그대로 적용하기에는 한계가 있으므로 이와 관련한 임상적인 연구가 앞으로 필요하리라 사료된다.

## V. 결 론

본 연구에서는 구치부 3-유닛 고정성 국소의치 제작을 위해 대조군으로는 전통적인 방법으로 금속도재 고정성 국소의치를 제작하고, 실험군으로 가소성된 지르코니아를 CAD/CAM 또는 카피밀링 시스템으로 코어를 절삭 가공하여 소결한 후 각각의 시스템에서 권장하는 2종의 도재를 그 위에 축성하여 전부도재 고정성 국소의치를 제작하였다. 만능시험기를 이용하여 파괴시험하여 파절강도 및 파절양상을 비교 분석 후 평가한 결과는 다음과 같다.

1. 굴곡파절강도 시험을 한 결과, 구치부 3-유닛 고정성 국소의치 대조군인 PM군은  $507.28 \pm 62.82\text{kgf}$ 에서 도재가 파절되기 시작하였으나 금속골격은 굴곡파절시험 시 설정한 최대하중범위인  $800\text{kgf}$ 까지도 파절되지 않았다. 전부도재 고정성 국소의치 실험군 중 EV군은  $365.64 \pm 64.96\text{kgf}$ 에서 도재가 파절되기 시작하여 점차 도재가 박리되다가  $491.77 \pm 55.62\text{kgf}$ 에서는 코어도 파절되었다. 또한 ZR군은  $431.03 \pm 58.47\text{kgf}$ 에서 도재가 파절되기 시작하여 점차 도재가 박리되다가  $602.74 \pm 48.44\text{kgf}$ 에서 코어도 파절되는 양상을 보였다. 도재파절강도는 PM군이 EV군에 비해 유의하게 높은 수준을 보였으나 ( $p < 0.05$ ), ZR군에 비해서는 유의한 수준의 차이는 보이지 않았다( $p > 0.05$ ). 또한 ZR군이 EV군에 비해 강도는 더

켰으나 유의한 차이는 보이지 않았다( $p>0.05$ ). 코어의 파절강도는 EV군, ZR군 및 PM군의 순으로 유의하게 증가하였다( $p<0.05$ ).

2. 대조군인 PM군의 파절양상은 응력을 받은 가공치 부분에서 파절이 시작되어 지대치 쪽 하방으로 비스듬하게 균열이 진전된 후 금속을 제외한 도재가 파절되는 양상을 보였다. 실험군인 EV군 및 ZR군 전부도재 고정성 국소의치의 파절양상은 응력을 받은 가공치 부분 하부의 도재에서 초기 파절이 시작된 후 연결부 하부에서 거의 수직적으로 파절되는 양상을 보였다.

이상의 실험에서 전부도재 고정성 국소의치군의 코어 굴곡파절강도는 대조군인 PM군의 금속코어에 비해 크게 낮은 값을 보였다. 실제 임상에서 실패로 판정되는 도재의 균열이나 박리와 관련된 도재파절강도는 금속도재 고정성 국소의치군이 EV군에 비해 유의하게 높은 수준을 보였으나 ZR군에 비해서는 유의한 수준의 차이는 보이지 않았다. 또한 ZR군이 EV군에 비해 굴곡파절강도는 더 컸으나 유의한 차이는 보이지 않았다( $p>0.05$ ).

## 참 고 문 헌

- Adam PJ, Grossman DG. The castable ceramic crown. *Int J Periodont Rest Dent*, 2, 33-45, 1984.
- Aggstaller H, Beuer F, Funk M, Erdelt KJ, Gernet W. Effect of the preparation design on the fracture resistance of zirconia crown copings. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift*, 61(7), 347-352, 2006.
- Campbell SD, Sozio RB. Evaluation of the fit and strength of an all-ceramic fixed partial denture. *J Prosthet Dent*, 59(3), 301-306, 1998.
- Campbell SD. A comparative strength study of metal ceramic and all-ceramic esthetic materials Modulus of rupture. *J Prosthet Dent*, 62, 476-479, 1989.
- Castellani D, Baccetti T, Giovannoni A, Bernardini UD. Resistance to fracture of metal-ceramic and all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont*, 7, 149-154, 1994.
- Chang JC, Hart DA, Estey AW, Chan JT. Tensile bond strengths of five luting agents to two CAD-CAM restorative materials and enamel. *J Prosthet Dent*, 90(1), 18-23, 2003.
- Christenson GJ. The use of porcelain-fused-to-metal restorations in current dental practice: a survey. *J Prosthet Dent*, 56, 1-3, 1986.
- Craig RG, Powers JM. Restorative dental materials. 11th ed., Mosby, Inc, St. Louis, pp. 60-61, 2002.
- Erdelt K, Beuer F, Weiger JS, Berger ME, Gernet W. Flexural strength of milled hite-body zirconia. *Quintessenz Zahntech*, 30(9), 942-954, 2004.
- Futoshi K, Thomas G, Siegbert W, Joerg RS. Influence of framework configuration on the marginal adaptation of zirconium dioxide ceramic anterior four-unit frameworks. *Acta Odontol Scand*, 63(6), 361-366, 2005.
- Ichim I, Li Q, Li W, Swain MV, Kieser J. Modelling of fracture behaviour in biomaterials. *Biomater*, 28(7), 1317-1326, 2007.
- Jahn F, Bode D, Goebel R, Gnauck M, Kuepper H. In vitro-investigation of CAD/CAM all-ceramic resin-bonded fixed partial dentures. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift*, 61(8), 417-421, 2006.
- Kelly JR, Teskl JA, Sorensen JA. Failure of All-ceramic Fixed Partial Dentures in vitro and in vivo: Analysis and Modeling. *J Dent Res*, 74(6), 1253-1258, 1995.
- Kelly JR. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *J*



- Prosthet Dent, 81(6), 652-661, 1999.
- Kim SH, Lee JH, Kim YL, Dong JK. Fracture Strength of the IPS Empress crown: The effect of occlusal depth and axial inclination on lower first molar. *J Kor Acad Prosthodont*, 41, 48-60, 2003.
- Krmer N, Frankenberger R, Pelka M, Petschelt A. IPS Empress inlays and onlays after four years - a clinical study. *J Dent*, 27(5), 325-331, 1999.
- Morris HF. Veterans administration cooperative studies project NO. 147. Part IV: Biocompatibility of base metal alloys. *J Prosthet Dent*, 58(1), 1-4, 1987.
- Oh WS, Anusavice KJ. Effect of connector design on the fracture resistance of all-ceramic fixed partial dentures. *J Prosthet Dent*, 87(5), 536-542, 2002.
- Probster L. Compressive strength of two modern all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont*, 5(5), 409-414, 1992.
- Ralph GL, Mandy SH, Heike R, Volker H, Michael HW. CAD / CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. *Dent Mater*, 20(7), 655-662, 2004.
- Rosentritt M, Behr M, Kolbeck C, Handel G. Marginal adaptation and fracture resistance of all-ceramic FPDs. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift*, 61(7), 353-357, 2006.
- Thompson Y, Anusavice KJ, Naman A, Morris HF. Fracture surface characterization of clinically failed all-ceramic crowns. *J Dent Res*, 73, 1824-1832, 1994.
- Thompson JY, Stoner BR, Piascik JR. Ceramics for restorative dentistry: Critical aspects for fracture and fatigue resistance. *Mat Sci Eng C*, 27(3), 565-569, 2007.
- Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H. Fracture Resistance of Lithium Disilicate-, Alumina-, and Zirconia-Based Three-Unit Fixed Partial Dentures: A Laboratory Study. *Int J Prosthodont*, 14(3), 231-238, 2001.
- Wagner WC, Chu TM. Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. *J Prosthet Dent*, 76(2), 140-144, 1996.