

CAM Zirconia 완전도재 구조물의 정밀 적합도에 관한 연구

부산대학교 치과대학 치과보철학교실

전미현 · 전영찬 · 정창모 · 임장섭 · 정희찬

I. 서 론

도재금속관이 심미적 수복을 위한 고정성국소의치에 주로 사용되고 있지만¹⁾ 금속 코핑의 색조 간섭현상으로 인해 자연치의 색조재현이 어려우며 도재금속관의 치경부에서 금속 collar가 노출될 경우 심미성에 영향을 줄 수 있다. 또한 구조부적합이나 도재 소성시 발생하는 구조체의 변형은 이차우식증의 가능성을 증가시킨다.²⁾

이러한 문제점을 해결하기 위해 전부도재관이 많이 사용되고 있고 그에 따른 다양한 종류와 술식이 개발되고 있다. 전부도재관에 사용되는 도재는 재료에 따라 전통적인 장식형 도재와 백류석 도재, 알루미늄 도재 그리고 유리 도재와 같은 강화도재로 분류할 수 있다.

전통적인 장식형 도재는 우수한 심미성, 생체 적합성, 내식성을 보이고 열팽창 계수가 치질과 유사하다는 장점이 있으나, 굴절 강도가 매우 낮고 응력 조절이 잘 안되는 경우 파절 가능성이 높다는 단점이 있다.³⁾ 이를 백류석으로 강화한 도재로서 Optec HSP(Jeneric/Pentron Inc., USA)가 있으며 투명도 및 강도가 우수하지만 도재 소결시 수축에 따른 변연적합도의 부족과 구치부에서의 높은 파절가능성 등의 단점이 존재한다. McLéan과 Hughes⁴⁾에 의해 장식형 도재에 알루미늄을 첨가시킨 강화도재를 적용한 이후 Morena는 백금박상에서 알루미늄 도재 코어를 만드는 방법을 소개하였고, 내화 모형상에서

알루미나 도재관을 만들 수 있는 Hi-Ceram(Vita Zahnfabrik, Germany)이 개발되었으나 파절 위험성이 있고 소결 후 수축에 의해 적합이 좋지 않았다. 이 후 다공성 알루미늄 도재 코어에 저밀도의 유리를 침투시켜 기포를 줄이고 코어를 강화시키는 방법으로 In-Ceram(Vita Zahnfabrik, Germany)^{5,6)}이 개발되었다. In-Ceram은 적합도가 우수하고 굴곡강도가 크게 증가하여 구치부에서의 사용이 가능하다는 장점을 가지고 있지만 코어가 불투명하며 산부식이 불가능하며 제작과정이 복잡하다는 문제도 포함하고 있다. 이 외에도 유리에 결정성 입자를 만들어 강도와 인성을 증가시키는 구조도체인 Dicor(Dentsply, USA)와 유리도재를 백류석으로 강화한 IPS Empress(Ivoclar-Vivadent, Leichtenstein)는 심미성은 좋으나 강도가 약하였고⁷⁾ IPS Empress2는 유리도재를 lithium disilicate로 강화한 것으로 이전 시스템에 비해 강도가 증가하였지만 구치부에서 파절 가능성은 여전히 존재한다.⁸⁾

1980년대 초 CAD/CAM 방식이 치과영역에 처음 소개된 후 이를 이용한 전부도재관 제작에 이용할 수 있는 Celay system (Mikrona AG, Switzerland), Cerec(Sirona, USA), Procera AllCeram crown system(Nobel Biocare, Sweden) 등의 제품들이 등장하였다. 이 방식은 컴퓨터로 제어되는 입력, 설계 및 가공과정을 통하여 보철물을 제작하기 때문에 제작 시간과 비용을 절감할 수 있으며^{9,10)} 기존의 완전 도재관 제작법에 비해 코어나 하부구조물이 균질하고

치밀한 구조를 가지게 되어 강도가 증가되는 반면, system이 고가이고 숙련된 조작능력이 요구된다.^{11,12)}

이처럼 전부도재관의 강도를 증진시키기 위한 여러 재료나 제작방법의 변천이 있었지만 아직도 인성이 부족하고 취성이 높아서 주적응증은 전치부가 되고 있고, 구치부 수복을 위해 강도와 인성이 큰 zirconia(ZrO₂)를 치과용 심미보철 술식에 사용하게 되었다.

순수한 zirconia에 구조 안정화제인 Y₂O₃를 첨가하여 제조된 Ytria-stabilized Tetragonal Zirconia Polycrystals(Y-TZP)^{13,14)}는 기계적 강도와 체적안정성, 내구성 등의 면에서 뛰어나다.¹⁾ zirconia는 주조, 치밀한 형태로 열가압, 연마 또는 소결 등의 일반적인 성형이 쉽지 않다.¹⁾ 따라서 zirconia 하부구조물 제작에 CAD/CAM 방식이나 또는 CAM system이라고 불리는 direct ceramic machining하는 방법을 사용한다.

CAM 방식은 제작한 하부구조물 패턴을 주사한 후 소결 수축을 고려하여 zirconia block을 가공하고 소결하는 방식이므로 하부구조물 가공시간이 짧다.¹⁾ CAM 방식에서 하부구조물의 적합을 위해 소결 후 별도의 가공을 하지 않도록 하려면 체적정확성이 필요하기 때문에 모든 방향으로 소결수축이 일정하게 일어나야 한다.

고정성 보철물의 장기적 성공률에 중요한 영향을 미치는 적합도에 관해서 Wilson 등은 전부도재고정성 보철물에서 적합도가 수복물의 강도 및 보철물의 수명에 나쁜 영향을 준다고 하였고,^{12,16)} 변연의 부적합이 치은 조직이나 합착재의 용해에 끼치는 영향에 관한 다수의 연구들이 보고되었다.¹⁶⁻¹⁹⁾

CAD/CAM 방식으로 제작되는 전부도재관의 적합도에 대해 Boening¹⁶⁾과 May²⁰⁾ 등은 Procera AllCeram crown, Nakamura¹¹⁾는 Cerec 3, Tinschert¹²⁾ 등은 zirconia bridge를 연구하였으며 임상보철분야에서 점차 활용이 증가되고 있는 추세이다. 이에 반해 CAM 방식의 zirconia 완전도재 고정성국소의치의 적합도에 관한 연구는 매우 미흡하다.

이에 본 연구에서는 CAM 방식의 Cercon (DeguDent, Germany) system을 이용한 3-unit zirconia 하부구조물의 변연과 내면 적합도를 조사하고, 도재용귀금속합금 구조체와 비교하였다.

II. 연구 재료 및 방법

1. 3본 고정성 국소 의치용 다이 제작

1) 레진 모형치 삭제
3본 고정성 국소의치의 하부구조물을 제작하기 위하여 하악 제2소구치와 제2대구치를 다음 규격으로 삭제하였다.

· 교합면 삭제: 1.5mm

· 측면 삭제: 1.0mm

· 변연부 형태:

(1) 근심면과 협면: chamfer 변연

Parallel sided diamond bur with a rounded tip 사용

(2) 원심면과 설면: shoulder with rounded inner edge 변연

Tapered diamond bur with rounded edge 사용

· 측면 경사도: 6°

2) Epoxy resin model 제작

위에서 삭제한 레진 지대치를 복제하여 epoxy resin model(Fig. 1) 10개를 제작하였다.

3) 초경석고 다이 제작

위에서 제작된 10개의 epoxy resin model을 각각 초경석고 다이로 복제하였다. 이 중 5개는 Cercon zirconia 하부구조물 제작을 위하여, 나머지 5개는 도재용귀금속합금 구조체 제작을 위하여 사용하였다.

2. 시편제작

1) Zirconia 하부구조물

다음과 같은 크기의 납형 제작 후 zirconia 하부구조물(Cercon system, DeguDent, Germany)을 제작하였다.

· 다이 내면 relief: 20 μm(Cergo spacer, DeguDent, Germany)

· 교합면, 측면, 변연부의 두께: 0.5 ± 0.1 mm

· Connector크기: 2.5 × 3.6 mm(9 mm²)

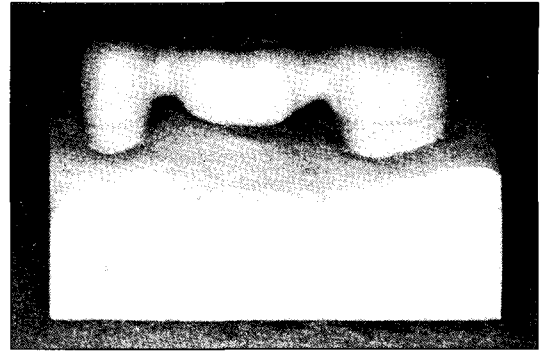
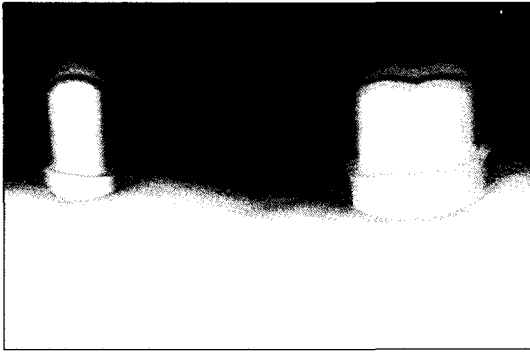


Fig. 1. Epoxy resin model(left) and zirconia framework on epoxy resin model(right).

2) 귀금속합금 주조체

다음과 같은 크기의 납형 제작 후 통법에 따라 매몰 및 주조하여 주조체(V-GnathosPlus, Metalor, Switzerland)를 제작하였다.

- 다이 내면 relief: 20 μm (Tru-fit die relief, George Taub Products & Fusion Co., Inc., USA)
- 교합면, 측면, 변연부의 두께: $0.4 \pm 0.1\text{mm}$
- Connector 크기: $2.5 \times 3.6\text{ mm}$ (9 mm^2)
- 주조 후 finishing하고 degassing처리

3. 측정 및 관찰

1) 준비

제작된 하부구조물을 epoxy resin model에 합착재(FujiCEM, GC Co., Japan)로 합착한 후, 아크릴릭 레진으로 포매하여 각 지대치 장축을 중심으로 근원심 방향 및 협설 방향으로 절단하였다.

2) 측정 및 관찰

절단된 면을 지대치 당 두 개씩의 근심측면, 원심측면, 협측면 그리고 설측면으로 나누고, 다음의 항목들을 계측 현미경(Compact measuring microscope STM5; Olympus, Japan)을 이용하여 지대치 당 8곳에서 100배율로 측정하였다(Fig. 2, 3).

- 외부변연간격(external marginal gap): 다이 변연에서 하부구조물 변연까지의 최단거리
- 내부변연간격(internal marginal gap): 변연부의 치은면에서 하부구조물 내면까지의 최단수직거리

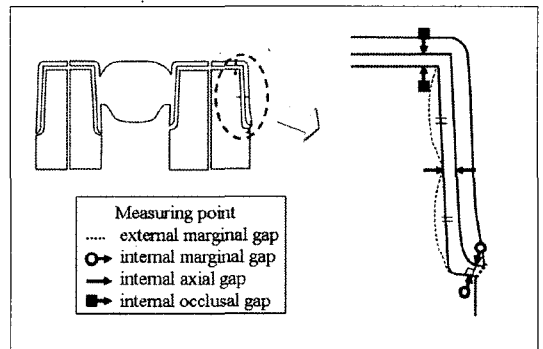


Fig. 2. Measuring points for marginal and internal gaps.

- 내부측면간격(internal axial gap): 측면 전체 길이를 이등분하는 부위에서 다이와 하부구조물 내면 간 수직거리
- 내부교합면간격(internal occlusal gap): 측면 이행부 선각으로부터 1 mm 떨어진 교합면 부위에서 다이와 하부구조물 내면 간 수직거리

4. 통계처리

Zirconia와 metal framework으로 나누어 외부변연간격, 내부변연간격, 내부측면간격 그리고 내부교합면간격의 평균과 표준편차를 계산하고, 하부구조물에 따른 유의한 차이가 있었는지를 검정하기 위하여 95% 신뢰도로 t-test를 실시하였다. 이후 각 구조물에서 chamfer와 shoulder으로 나누어 외부변연간격, 내부변연간격, 내부측면간격, 내부교합면간격의 평

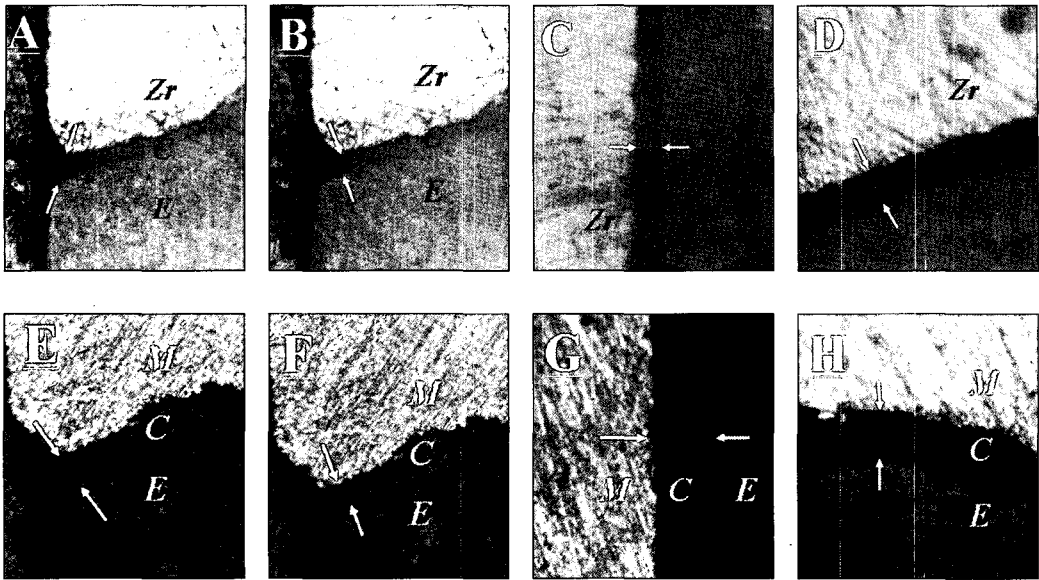


Fig. 3. The photomicrographs of marginal and internal gaps of zirconia(A~D) and metal(E~H) framework (magnification $\times 100$). A and E, external marginal gap; B and F, internal marginal gap; C and G, internal marginal gap; D and H, internal axial gap; Zr, zirconia framework; M, metal framework; C, cement space; E, epoxy resin model.

균과 표준편차를 계산하고, 변연 형태에 따른 유의한 차이가 있었는지를 검정하기 위하여 95% 신뢰도로 t-test를 실시하였다.

III. 연구성적

측정된 시편의 외부변연간격, 내부변연간격, 내부측면간격, 내부교합면간격의 변연 형태에 따른 평균과 표준편차를 Table I에 나타내었다.

위의 값(Table I)으로부터 변연형태는 고려하지 않고 zirconia와 metal 허부구조물만의 비교를 하기 위하여 평균치와 표준편차를 계산하고 산출한 t-test를 Table II와 Fig. 4에 나타내었다. Zirconia(81.9 μm)와 metal(81.3 μm) framework의 평균 외부변연간격은 통계적 분석결과(Table II, Fig. 4) 유의한 차이가 없었다($P>0.05$). 그러나 평균 내부변연간격은 zirconia(44.6 μm)와 metal(58.6 μm)에서 차이가 있었고($P<0.05$), 평균 내부측면간격은 zirconia(96.7 μm)가 metal(78.1 μm)보다 컸으며($P<0.05$), 반대로 평균 내부교합면간격은 zirconia(89.4 μm)가 met-

al(104.9 μm)보다 작았다($P<0.05$).

Zirconia와 metal framework 각각에서 변연부 형태에 따른 평균 외부변연간격의 차이를 검정하기 위해 산출한 t-test를 Table III과 Fig. 5에 나타내었다. Zirconia는 변연부 형태에 따른 유의한 차이가 없었고($P>0.05$), metal은 shoulder(70.3 μm)가 chamfer(92.4 μm)보다 더 작은 값을 보였다($P<0.05$).

Zirconia와 metal framework 각각에서 변연부 형태에 따른 평균 내부변연간격의 차이를 검정하기 위해 산출한 t-test를 Table IV와 Fig. 6에 나타내었다. Zirconia와 metal 모두 변연부 형태에 따른 유의한 차이가 없었다($P>0.05$).

Zirconia와 metal framework 각각에서 변연부 형태에 따른 평균 내부측면간격의 차이를 검정하기 위해 산출한 t-test를 Table V와 Fig. 7에 나타내었다. Zirconia는 shoulder(85.8 μm)가 chamfer(107.7 μm)보다 작은 값을 보였으며($P<0.05$), metal은 변연부 형태에 따른 유의한 차이가 없었다($P>0.05$).

Zirconia와 metal framework 각각에서 변연부 형태에 따른 평균 내부교합면간격의 차이를 검정하

Table I. Means and standard deviations of gap in measuring points(μm)

	margin	EMG	IMG	IAG	IOG
		Mean (SD)	Mean (SD)	Mean (SD)	Mean (SD)
Zirconia	Chamfer	81.0 (41.6)	47.6 (29.0)	107.7 (33.9)	85.0 (24.6)
	Shoulder	82.8 (37.5)	41.6 (21.5)	85.8 (25.0)	93.8 (25.6)
Metal	Chamfer	92.4 (41.2)	63.4 (43.4)	82.6 (40.9)	101.3 (35.4)
	Shoulder	70.3 (43.4)	53.8 (37.3)	73.6 (39.2)	108.5 (43.9)

EMG, external marginal gaps; IMG, internal marginal gaps; IAG, Internal axial gaps; IOG, Internal occlusal gaps

Table II. T-test results comparing mean gap between zirconia framework and metal framework(μm)

	Zirconia	Metal	T value	P value
	Mean(SD)	Mean(SD)		
External marginal gap	81.9(40.7)*	81.3(48.0)*	0.08	0.938
Internal marginal gap	44.6(26.4)	58.6(46.3)	-2.35	0.02
Internal axial gap	96.7(34.3)	78.1(41.0)	2.80	0.006
Internal occlusal gap	89.4(25.9)	104.9(40.6)	-2.87	0.005

* The same letter denotes groups that were not significantly different from each other($P>0.05$).

Table III. T-test results comparing mean external marginal gaps between chamfer and shoulder margins(μm)

	margin	Mean(SD)	T value	P value
Zirconia	chamfer	81.0(42.7)	-0.20	0.844
	shoulder	82.8(39.2)		
Metal	chamfer	92.4(42.9)	2.11	0.038
	shoulder	70.3(50.9)		

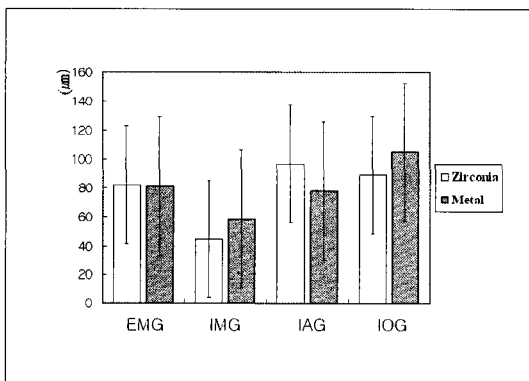
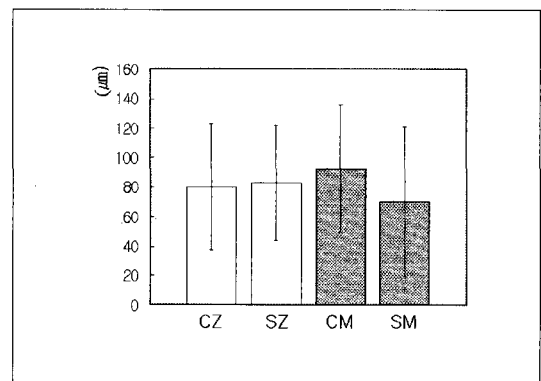
**Fig. 4.** Means and standard deviations of external and internal gaps between zirconia and metal framework. EMG, external marginal gaps; IMG, internal marginal gaps; IAG, Internal axial gaps; IOG, Internal occlusal gaps.**Fig. 5.** Means and standard deviations of external marginal gaps between chamfer and shoulder margin. CZ, chamfer-zirconia; SZ, shoulder-zirconia; CM, chamfer-metal; SM, shoulder-metal.

Table IV. T-test results comparing mean internal marginal gaps between chamfer and shoulder margins(μm)

		Mean(SD)	T value	P value
Zirconia	chamfer	47.6(30.5)	1.00	0.32
	shoulder	41.6(21.4)		
Metal	chamfer	63.4(45.7)	0.92	0.36
	shoulder	53.8(47.0)		

Table V. T-test results comparing mean internal axial gaps between chamfer and shoulder margins(μm)

		Mean(SD)	T value	P value
Zirconia	chamfer	107.7(36.0)	2.99	0.004
	shoulder	85.8(28.9)		
Metal	chamfer	82.6(41.7)	0.98	0.331
	shoulder	73.6(40.5)		

Table VI. T-test results comparing mean internal occlusal gaps between chamfer and shoulder margins(μm)

		Mean(SD)	T value	P value
Zirconia	chamfer	85.0(25.0)	-1.53	0.129
	shoulder	93.8(26.4)		
Metal	chamfer	101.3(35.4)	-0.8	0.428
	shoulder	108.5(45.5)		

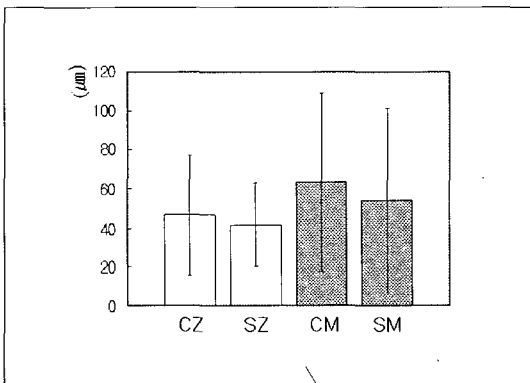


Fig. 6. Means and standard deviations of internal marginal gaps between chamfer and shoulder margin. CZ, chamfer-zirconia; SZ, shoulder-zirconia; CM, chamfer-metal; SM, shoulder-metal.

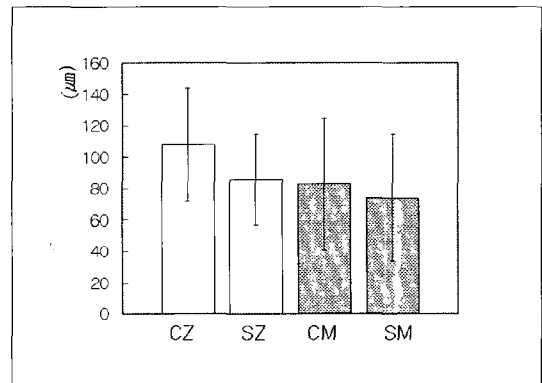


Fig. 7. Means and standard deviations of external marginal gaps between chamfer and shoulder margin. CZ, chamfer-zirconia; SZ, shoulder-zirconia; CM, chamfer-metal; SM, shoulder-metal.

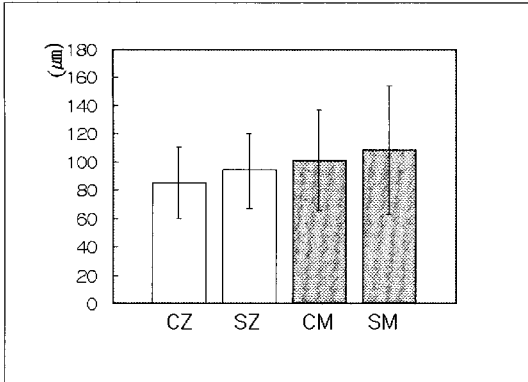


Fig. 8. Means and standard deviations of internal occlusal gaps between chamfer and shoulder margin. CZ, chamfer-zirconia; SZ, shoulder-zirconia; CM, chamfer-metal; SM, shoulder-metal.

기 위해 산출한 t-test를 Table VI와 Fig. 8에 나타내었다. Zirconia와 metal 모두에서 이들 값에 유의한 차이가 없었다($P>0.05$).

IV. 총괄 및 고찰

Zirconia는 1789년 독일의 화학자 Klaproth M. H에 의해 발견되었지만 한동안 아무도 그 잠재성을 알지 못하였다. 다기능성인 zirconia는 이차 세계 대전 당시 군사용으로 사용하기 시작하여 보석, 가공 산업과 우주항공 산업에서 이미 많은 진보를 이루었다. 1969년에는 의학분야에서 사용하기 시작하여 이미 40만개 이상의 인공고관절에서의 생체적합성과 강도는 입증되었다.^{13,14)} 치과분야에서는 이보다 늦게 근관용 post, 임플란트의 지대주로 사용되기 시작하여, 현재는 여러 가지 형태와 크기의 zirconia block을 절삭 가공하여 고정성 보철물에도 사용되고 있다. 한편 zirconia는 고강도, 고인성으로 인해 소결 상태에서 절삭가공하는 것이 용이하지 않아 이를 위해 CAM 방식으로 불리는 Direct ceraming machining이 개발되었다.¹⁾

CAM 방식은 1998년 스위스 Zürich 대학의 Schärer P 교수에 의해 처음 개발되었다. CAM 방식은 통상의 방법대로 납형을 제작하고 스캐닝 후 데이터에 따라 반소결상태의 zirconia body를 확대절삭하고

최종 소결하는 방식이다. 이러한 CAM 방식을 채택한 제품이 Cercon system이다.

CAM 방식의 정밀도는 납형, scanning, 확대절삭 과정, 소결수축의 정밀도에 의해 결정된다. Scanning과 절삭 과정의 정밀도는 CAD/CAM 방식을 이용한 수복물의 적합도에 관한 연구에서 어느 정도 인정되었다. ProCera AllCeram crown에서 Boening 등¹⁶⁾은 변연 틈 63 µm이하, 교합면 틈 74 µm를, May 등²⁰⁾은 변연 틈 55 µm, 내면 틈은 100 µm이하를 보고하였다. Nakamura 등¹¹⁾은 Cerec 3에서 변연 틈 67 µm이하, 내면 틈은 162 µm를 보고하였고, 성 등²¹⁾은 Zi-Ceram에서 변연 틈 73 µm, 내면 틈 84 µm를 보고하였다. 반면, CAM방식의 정밀도에 관한 연구는 부족한 편이다. 따라서 본 연구에서는 이러한 확대절삭과정과 소결수축 과정의 정밀도를 임상적상황과 유사한 모델을 제작하여 수복물과 지대치 사이의 오차를 도재용귀금속합금의 구조물과 비교해서 알아보려고 하였다.

한편 변연 및 내면 적합도에 대한 계측치는 연구자에 따라 많은 차이가 있다. 다양한 전부도재 시스템의 적합도에 관한 평가에서 앞서 말한 CAD-CAM system에 대한 보고외에 Chan 등²²⁾은 Cerestore에서 가장 큰 변연 틈은 158 µm이고 collarless 도재금속관에서 177 µm를 보고하였고 내면 틈은 In-Ceram에서 123 µm로 보고된 바 있다.²³⁾ 그러나 이런 값들은 대부분 단일 도재관에서의 연구 결과이며 복합적인 요소가 작용하는 고정성국소의치에서 이런 값들의 기준을 그대로 적용할 수 있을지는 확실하지 않다. 그러나 고정성국소의치의 적합도에 관한 몇몇 문헌에서 보고되는 값이 크게 다르지는 않았다.

Tinschert 등¹²⁾은 President DCS system을 이용한 zirconia 완전도재 고정성국소의치를 제작하여 변연 틈을 60~74 µm로 보고하였고, 긴 span일수록 오차가 커지는 경향이 있다고 하였다. Rinke²⁴⁾는 President DCS system으로 제작한 3-unit 티타늄 framework의 변연 틈이 52 µm이라고 하였으며, 이것은 Besimo가 티타늄 크라운에 대해 보고한 52 µm과 유사하다.

여러 연구자들은 100~200 µm 변연 틈이 임상적으로 받아들일만하다고 하였다.¹⁶⁾ Christensen은 임상 경험이 많은 치과의사가 찾아낼 수 있는 변연 틈

은 74 μm 이고, Dedmon은 104 μm 라고 보고하였다.²⁶⁾ McLean과 Fraunhofer는 80 μm 이하의 변연 틈은 방사선적으로 식별하기 어렵고 직경 80 μm 탐침으로 200 μm 의 틈도 식별할 수 없다고 하였다. 따라서 변연에서의 적합도는 최대 200 μm ,¹¹⁾ 50~200 μm 정도의 변연 틈을 보이는 경우 임상적으로 허용할 수 있다고 여겨진다.

Table II에서의 결과에서 보면 zirconia의 경우 외부 변연 적합도는 평균 81.9 μm 정도를 보이고 있으며 metal 또한 유사한 결과를 보이고 있다. 그리고 zirconia와 metal이 모든 간격에서 200 μm 이하의 간격을 보이고 있어 두 재료 모두 임상적으로 충분히 적용 가능한 오차를 보인다고 할 수 있다.

한편 외부변연간격을 제외한 나머지 간격에서는 오히려 zirconia가 metal보다 더 작은 오차를 보이고 있다(Fig. 4). 그 차이를 측정점 별로 보면 내부교합면간격은 zirconia가 metal보다 작고 내부측면간격은 zirconia가 더 크다. 이 같은 결과로부터 zirconia framework이 metal framework보다 수평적으로 더 크다고 생각해볼 수 있다. 이것은 zirconia의 내부 변연간격이 더 작다는 사실과도 일치한다. 즉 zirconia framework은 수평적으로 다소 큰 상태로써 측면 적합도가 더 우수한 metal에 비해 내부교합면과 내부변연에서 지대치와 좀 더 밀착된다고 생각할 수 있다. 이것은 Pascoe²⁸⁾의 연구결과와도 일치하는 것으로 이들의 주장에 따르면 oversized casting이 undersized casting보다 합착 후 더 좋은 변연적합을 보인다고 하였다.

그러나 수평적으로 zirconia가 metal보다 큰 상태라면 외부변연간격에서도 더 커야하지만 Table II에서 나타난 것과 같이 외부변연간격은 zirconia와 metal 사이에 차이가 거의 없었다. 이와 같은 결과는 가공과정상에서 생길 수 있는 여러 발생 가능한 요소들과 더불어 최종 소결 후 margin finishing과정에 의한 오차 수정등이 작용했기 때문일 것이라고 생각한다. 이와 같은 추론의 검증은 위해서는 framework의 유지력을 측정해보면 알 수 있을 것으로 생각한다. 크라운의 유지력은 동일한 지대치에서 측면에서의 적합도가 좋을수록 높으므로 이러한 가정이 옳을 경우 zirconia는 metal에 비해 더 낮을 것으로 생각된다. 이에 대한 추가 연구가 필요할 것으로 사료된다.

본 연구에서는 하부구조물간의 정밀적합도의 차이 뿐만 아니라 변연부 형태에 따른 차이도 알아보았는데 그 결과는 Table III~VI과 Fig. 5~8에 나타났다. 제조회사에서 추천하는 변연형태(chamfer, shoulder)를 부여하였을 때 zirconia의 경우 내부측면 간격을 제외한 나머지 간격에서는 변연형태에 따른 유의한 차이가 없었다. Pera 등²⁹⁾은 chamfer, 50° shoulder, 90° shoulder에 따른 변연 적합도를 입체현미경으로 조사하여 삭제 형태에 상관없이 모두 임상적으로 50 μm 의 변연적합도를 보인다고 하였다. 반면 Rinke¹⁵⁾는 copy-milled In-Ceram coping에서 chamfer보다 둥근 내면각을 가진 shoulder가 더 좋은 적합을 보인다고 하였고 구 등⁶⁾은 전부 도재관에서 변연형태에 따라 chamfer, 130° shoulder, 90° shoulder의 순으로 오차의 크기가 증가한다고 하였다. 본 연구에서는 내부와 외부변연간격 모두 차이가 없었다. 이와 같은 결과가 나온 이유는 CAM 방식이 기존의 다른 전부도재관제작방법과는 달리 확대정밀절삭을 하여 제작하는 것이므로 충분한 폭경의 변연을 갖는 실험시편의 경우 변연형태에 따른 정밀도의 차이가 없었던 것으로 사료된다.

본 연구에 사용된 Cercon system은 coarse milling을 위해 2.8 mm, fine milling을 위해 직경 1.0 mm bur를 이용한다. 0.8~1.0 mm 폭경의 두 변연형태의 절삭을 위해 1.0 mm bur는 30% 정도 확대된 절삭을 한다. 따라서 0.8~1.0 mm 폭경의 변연형태를 정밀하게 채형해 내는 데는 특별히 어려움이 없었을 것이라 생각할 수 있다. 다만 이보다 작은 폭경을 가진 변연의 경우 정밀도에 있어서 문제가 있을 것으로 예상된다.

한편 metal의 경우 외부변연간격에서만 변연형태 간 차이를 보였는데 shoulder margin이 chamfer margin보다 변연간격이 작았다. 이 같은 결과는 shoulder margin이 chamfer margin에 비해 변연의 변형이 적다고 한 이전의 연구와 일치하고 있다. 하지만 Sye와 Byrne³⁰⁾는 finish line에 따라 변연적합이 영향을 받지 않는다고 하였다. 비록 본 연구의 결과 chamfer margin이 shoulder margin보다 변연간격이 작았지만, 그 원인을 명확하게 설명할 수 없으며 본 연구의 결과만으로는 두 변연사이의 차이가 있다고 결론짓기는 어렵다.

이상의 결과들을 종합해볼 때 Cercon system은 임상적으로 허용할 수 있는 적합도를 갖고 있으며, chamfer와 shoulder margin 둘 다 적합도에서 차이가 발생하지 않았다. 향후 arch 형태의 long span bridge에서 적합도에 관한 연구가 더 필요할 것으로 생각된다.

V. 결 론

본 연구에서는 CAM방식으로 제작되는 Cercon system을 이용한 3-unit zirconia 하부구조물의 변연과 내면 적합도를 조사하고, 도재용 귀금속합금 주조체와 비교하고자 하였다. 변연부 형태가 다르게 레진치아를 삭제하고 복제하여 10개의 epoxy resin model을 만들고 이를 각각 복제하여 다이 제작 후 5개의 CAM zirconia 하부구조물과 5개의 귀금속합금 주조체를 제작하였다. 각 구조물을 epoxy resin model에 합착하고 acrylic resin에 포매, 절단 후 외부 변연간격과 내부변연간격, 내부측면간격 그리고 내부교합면간격을 계측 현미경으로 측정하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 외부 및 내부변연간격은 zirconia와 metal framework 모두 임상적으로 허용 가능한 범위에 해당되었다. 외부변연간격은 zirconia(81.9 μm)와 metal(81.3 μm)에서 유의한 차이가 없었다. 내부변연간격은 zirconia(44.6 μm)가 metal (58.6 μm)보다 작았다.
2. 측면간격은 zirconia(96.7 μm)가 metal(78.1 μm) framework보다 컸으며, 교합 면간격은 zirconia(89.4 μm)가 metal(104.9 μm) framework 보다 작았다.
3. Zirconia framework 제작시 shoulder와 chamfer의 변연부 형태에 따른 외부 및 내부변연간격 차이는 없었다.

참고문헌

1. Filser F. All ceramic dental bridges by Direct Ceramic Machining(DCM). Materials in Medicine, Materials Day, Department of Materials, Eds. M.O. Speidel, P.J. Ugg-

owitz, vdf Hochschulverlag AG, ETH Zürich, Zürich. 1998:May:165-89.

2. Campbell SD, Sozio RB. Evaluation of the fit and strength of an all - ceramic fixed partial denture. J Prosthet Dent 1988; 59:301-6.
3. Kim CH, Jeon YC, Jeong CM, Lim JS. Effect of surface treatments of zirconia ceramic on the bond strength of resin cements. J Kor Acad Prosthodont 2004;42: 386-96.
4. Wassell RW. Crowns and extra-coronal restorations: Materials selection. British Dental Journal 2002;192:199-211.
5. Small BW. Product review: All-ceramic system. General Dent 1998;446-8.
6. Koo JY, Lim JH, Cho IH. Marginal fidelity according to the margin types of all ceramic crowns. J Kor Acad Prosthodont 1997; 35:445-7.
7. McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. J Prosthet Dent 2001;85:61-6.
8. Rosenblum M. A review of All-Ceramic Restorations. JADA 1997;128:297-307.
9. Nakamura T, Nonaka M, Maruyama T. In Vitro Fitting Accuracy of Copy-Milled Alumina Cores and All-Ceramic Crowns. Int J Prosthodont 2000;13:189-93.
10. Willer J. Computer-assisted milling of dental restorations using a new CAD /CAM data acquisition system. J Prosthet Dent 1998;80:346-53.
11. Nakamura T, Dei N, Kojima T, Wakabayashi K. Marginal and Internal Fit of Cerec3 CAD/CAM All-Ceramic Crowns. Int J Prosthodont 2003;16:244-8.
12. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Spiekermann H, Anusavice KJ. Marginal Fit of Alumina and Zirconia-Based Fixed Partial Dentures Produced by a CAD/CAM System. Oper Dent 2001;26:367-74.

13. Christel P, Meunier A, Heller M. Mechanical properties and short-term *in vivo* evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res* 1989;23:45-61.
14. Shimizu K, Oka M, Kumar P, Kotoura Y, Yamamuro T, Makinouchi K, Nakamura R. Time-dependent changes in the mechanical properties of zirconia ceramic. *J Biomed Mater Res* 1993;27:729-34.
15. Rinke S. Marginal Accuracy and Fracture Strength of Conventional and Copy-Milled All-Ceramic Crowns. *Int J Prosthodont* 1995;8(4):303-10.
16. Boening KW, Wolf BH. Clinical fit of Procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent* 2000;84:419-24.
17. Kalsson S. A clinical evaluation of fixed bridges, 10years following insertion. *J Oral Rehabil* 1986;13:423-32.
18. Sorensen JA. A standardized method for determination of crown margin fidelity. *J Prosthet Dent* 1990;64:18-24.
19. Bergenholtz G, Cox CF. Bacterial leakage around dental restorations: its effect on the dental pulp. *J Oral Pathol* 1982;11:439-50.
20. May KB, Russell MM, Razzoog ME, Lang BR. Precision of fit : The Procera AllCeram crown. *J Prosthet Dent* 1998;80:394-404
21. Seong JY, Jeon YC, Jeong CM, Lim JS. The fit of zirconia core fabricated with CAD/CAM system. *J Kor Acad Prosthodont* 2004; 42:489-500.
22. Chan C, Haraszthy G, Geis-Gerstorfer J, Weber H, Huettemann H. Scanning electron microscopic studies of the marginal fit of three esthetic crowns. *Quintess Int* 1989;20:189-93.
23. Grey N, Piddock V, Wilson M. *In vitro* comparison of conventional and a new all-ceramic system. *J Dent* 1993;21:47-51.
24. Rinke S. Fitting accuracy of FPDs produced by a CAD/CAM system for the production of metal copings for porcelain-fused-to-metal restorations. *J Dent Res* 1996;75:138.
25. Reports of councils and bureaus. Revised American National Standards Institute/American Dental Association Specification No.8 for zinc phosphate cement. *JADA* 1978;96:121-3.
26. Dedmon HW. Disparity in expert opinion on size of acceptable margin openings. *Oper Dent* 1982;7:97-101.
27. McLean JW, Fraunhofer JA. Estimation of cement film thickness by an *in vivo* technique. *Br Dent J* 1971;131:107-11.
28. Pascoe DF. Analysis of the geometry of finishing lines for full crown restorations. *J Prosthet Dent* 1978;40:157-62.
29. Pera P, Bassi F, Carossa S. *In vitro* marginal adaptation of alumina porcelain ceramic crown. *J Prosthet Dent* 1994;72:585-90.
30. Sye J, Byrne G. Influence of Finish-Line Geometry on the Fit of Crowns. *Int J Prosthodont* 1993;6:25-30.

Reprint request to:

Young-Chan Jeon, D.D.S., M.S.D., Ph.D.
 Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Busan National University
 1-10 Ami-dong, Seo-gu, Pusan, 602-739, Korea
 jeonyc@paran.com

ABSTRACT

A STUDY OF PRECISE FIT OF THE CAM ZIRCONIA ALL-CERAMIC FRAMEWORK

Mi-Hyeon Jeon, D.D.S., M.S.D., Young-Chan Jeon, D.D.S., M.S.D., Ph.D.,
Chang-Mo Jeong, D.D.S., M.S.D., Ph.D., Jang-Seop Lim, D.D.S., M.S.D., Ph.D.,
Hee-Chan Jeong, D.D.S., M.S.D.

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Busan National University

State of problem: Zirconia all-ceramic restoration fabricated with CAM system is on an increasing trend in dentistry. However, evaluation of the marginal and internal fits of zirconia bridge seldomly have been reported.

Purpose: This study was to evaluate the fit of margin and internal surface in posterior 3-unit zirconia bridge framework fabricated with CAM system (DeguDent, Germany).

Material and Method: Preparations of secondary premolar and secondary molar on artificial resin model were performed for fabrication of 3-unit posterior bridge framework. Fits of 5 zirconia bridge framework were compared with 5 precious ceramo-metal alloy framework (V-GnathosPlus, Metalor, Switzerland), and prepared margins were designed to chamfer and shoulder finishing line.

Each framework was cemented to epoxy resin model with reinforced glass ionomer (FujiCEM, GC Co., Japan), embedded in acrylic resin and sectioned in two planes, mesio-distal and bucco-lingual. Samples were divided into six pieces by sectioning and had two pieces of each surface (i.e. mesial, distal, buccal and lingual surface) per abutment, so there were eight measuring points in each abutment. External gap was measured at the margin and internal gaps were measured at the margin, axial and occlusal surface. Gaps were observed under the measuring microscope (Compact measuring microscope STM5; Olympus, Japan) at a magnification of $\times 100$. T-test were used to determine the statistic significance of the different gaps between zirconia and metal framework.

Results and Conclusion:

1. External and internal marginal gaps of zirconia and metal framework were in clinically acceptable range. External marginal gaps were not different significantly between zirconia (81.9 μm) and metal (81.3 μm) framework and internal marginal gaps of zirconia (44.6 μm) were smaller than those of metal framework (58.6 μm).
2. Internal axial gaps of zirconia framework (96.7 μm) were larger than those of metal framework (78.1 μm) significantly and adversely, internal occlusal gaps of zirconia framework (89.4 μm) were smaller than those of metal framework (104.9 μm) significantly.
3. There were no significant differences in external and internal marginal gaps between chamfer and shoulder finish line when zirconia frameworks were fabricated.

Key words: Zirconia, CAM, External marginal gap, Internal marginal gap