

지르코니아 단일구조 전부도재관의 파절강도

부산대학교 치과대학 보철학교실

정 희 찬

1. 서 론

심미에 대한 환자의 요구가 증가하면서 전치부 뿐만 아니라 구치부에서도 전부도재관의 사용이 증가하고 있다.¹⁾ 전부도재관은 기존의 금속-도재관에 비해 심미성이 우수하고, 생체적합성이 좋을 뿐만 아니라 최근에는 물리적인 성질도 개선되어 구치부에서도 적용되고 있다.²⁾ 구치부에 적용 가능한 전부도재관으로는 주조 전부도재관, 백류석 강화형 전부도재관, 알루미늄 전부도재관, 지르코니아 전부도재관 등이 여기에 해당된다.¹⁾

이와 같은 전부도재관 중에서 지르코니아 전부도재관은 가장 최근에 개발된 것으로, 최대 굽힘강도가 900~1200MPa로 매우 높고, 파괴인성이 높아 파절에 강하며, milling 작업이 가능하기 때문에 CAD/CAM을 이용하여 보철물 제작이 가능하다.³⁾

대부분의 전부도재관과 마찬가지로 지르코니아 전부도재관도 하부의 지르코니아 코어와 상부의 도재로 이루어져 있다. 지르코니아 코어는 앞에서 언급한 것처럼 물리적 성질이 매우 우수하지만, 상부도재는 장석계열의 도재를 전통적인 방법으로 축성하여 제작되고 있어 여전히 파절가능성을 안고 있으며, 숙련되고 전문화된 기공과정을 필요로 한다.⁴⁾ 이로 인해 구치부에서 지르코니아 전부도재관의 광범위한 사용은 제한받고 있는 상황이다.

한편 단일구조 전부도재관(monolithic all-ceram-

ic crown)은 기존의 전부도재관 구조와 같은 하부코어와 상부도재의 이중구조가 아닌 단일층 구조의 전부도재관을 말하는데 가장 대표적인 예가 Cerec system(Sirona, Germany) 이다. 단일구조 전부도재관은 기존의 전부도재관 제작법과는 달리 한 번의 CAD/CAM작업으로 제작되므로 기공실 과정이 없다.⁵⁾ 그리고 이중구조 전부도재관은 상부도재의 축성으로 높은 심미성을 갖기는 하지만 상부도재가 파절에 대한 취약성이 크고 지대치의 삭제량이 많으며 제작에 많은 비용이 들어가는 단점이 있는데 비해, 단일구조관은 제작 시간이 훨씬 단축되고 취약한 구조의 상부도재층이 존재하지 않는다. 또한 지르코니아와 같은 고강도의 단일 소재로 제작함으로써 최소한의 치아삭제로 충분한 강도를 갖는 전부도재관의 제작이 가능해졌다. 최근까지 개발된 단일구조 전부도재관은 공장에서 생산된 절삭가능형 장석계열 세라믹 블럭(Mk II, Vita Zahnfabrik, Germany)으로 제작되고 있는데 기공실에서 축성하여 제작되는 장석계열 세라믹보다는 매우 우수한 물리적 성질을 가지고 있다.⁶⁾ 한편 장석계열 세라믹 블럭보다 물리적 성질이 더 뛰어난 지르코니아를 이용한 단일구조 전부도재관은 아직 개발되어 있지 않은데, 그 이유는 완전소결된 지르코니아는 절삭이 대단히 힘들어 시간이 많이 소요되고, 반소결된 지르코니아는 절삭은 비교적 용이하나 완전소결 후 수축이 일어나므로 정밀도가 떨어지기 때문이다. 또한 대합치의 마모,

* 본 연구는 부산대학병원 연구비 지원으로 이루어졌습니다.

색조문제, 임상적으로 안정한 구조적 기준 등이 마련되어 있지 않다. 이에 본 연구는 단일구조 지르코니아 단일구조 전부도재관 개발을 위한 단계의 일부로써 지르코니아 전부도재관 두께에 따른 파절강도의 차이를 알아보려고 하였다.

II. 연구 재료 및 방법

1. 실험용 금속 다이 제작

Base 제작용 silicone mold에 초경석고를 주입하고 측면 경사도 6° , 높이가 5.5 mm인 임플란트용 abutment lab analog(Osstem, Korea)를 mold의

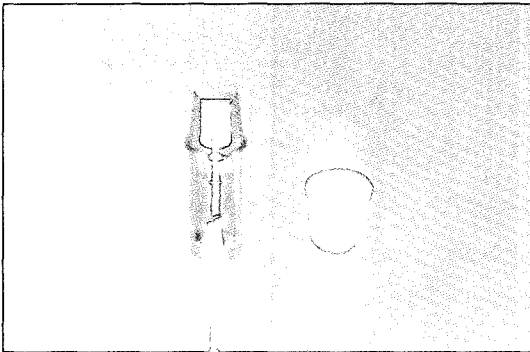


Fig. 1. Metal die and 0.5 mm thickness zirconia crown.

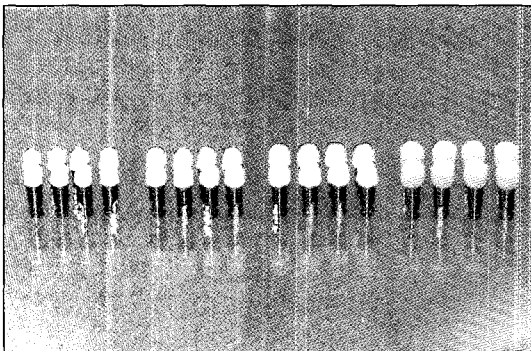


Fig. 2. Cemented crowns before loading. 0.5 mm, 0.8 mm, 1.1 mm thickness zirconia crowns, and 1.5 mm thickness Empress II crowns(left to right).

중앙에 위치시킨 다음 초경석고를 경화시켰다. 금속 다이의 선각은 스캔 작업을 용이하게 하기 위하여 복합레진을 이용하여 relief 하였다.

2. 지르코니아 전부도재관 제작

금속 다이를 레이저 스캐너(Kavo, Germany)를 이용하여 스캔하고 도재관의 두께가 각각 0.5 mm, 0.8 mm, 1.1 mm가 되도록 CAD하였다. 도재관과 금속 다이 사이의 시멘트공간은 0.03 mm가 되도록 하였고, 각 그룹당 8개씩의 pre-sintered zirconia block(Everest ZS-blank, Kavo, Germany)을 CAM하여 지르코니아 전부도재관을 제작하였다. 완전소결과정은 CAD/CAM system(Kavo, Germany)의 전용 furnace에서 제조사의 지시대로 시행하였으며, 완전소결이 끝난 후에는 금속 다이에 변연적합을 확인하여 내면적합이 불량한 도재관은 새로 제작하였다. 변연적합을 확인한 도재관은 변연적합과정동안 발생할 수 있는 지르코니아의 상전이를 되돌리기 위해 1000°C 에서 15분간 열처리를 시행하였다.

3. Empress II 전부도재관 제작

대조군으로 임상에서 널리 사용되고 있는 IPS Empress II(Ivoclar, Lichtenstein) 전부도재관을 제작하였다. 지르코니아 전부도재관 제작에 사용된 금

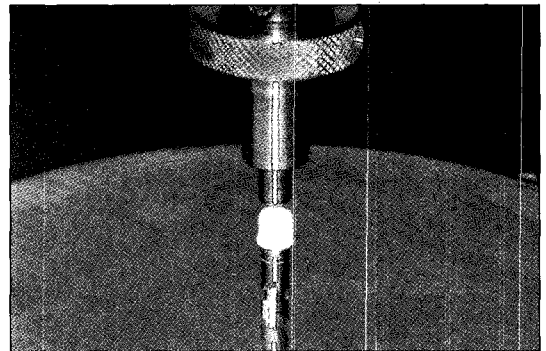


Fig. 3. Crown secured for testing on universal testing machine.

속 다이에 시멘트공간을 부여하기 위해 die spacer(GC, Japan)를 두 번 도포하였다. 1.5 mm의 두께의 wax coping을 제작하고 실리콘 인상재를 이용하여 mold를 제작한 다음, mold에 inlay wax를 주입하여 1.5 mm 두께의 wax coping을 8개 제작하였다. Wax coping을 다시 금속 다이에 장착한 다음 margin reflowing을 시행하고 제조사에서 추천하는 방법에 따라 Empress II coping을 제작하였다. 제작된 coping을 제조사의 지시대로 staining과 glazing하였다.

4. 전부도재관과 금속 다이의 합착

32개의 전부도재관을 각각의 금속 다이에 제조사의 지시에 따라 레진 시멘트(Rely X Unicem, 3M ESPE, Germany)를 이용하여 합착하였다(Fig. 2). 합착과정동안 손가락으로 5분정도 일정한 힘으로 유지하였으며 접착이 완료된 도재관은 증류수에 24시간 보관하였다.

5. 파절강도 측정

제작된 시편에 만능시험기(4301, Instron, USA)를 사용하여 파절강도를 측정하였다. 반경이 3 mm인 금속구가 선단에 위치한 금속 지그를 금속

다이의 장축과 평행하도록 시편을 위치시키고 도재관의 중앙에 하중을 가하였다. 만능시험기의 시험속도는 분당 1 mm로 도재관이 파절될 때까지 하중을 가했다.

6. 통계분석

두께에 따른 각 그룹간 파절강도의 차이를 검정하기 위하여 일원분산분석과 Tukey multiple comparison test ($p(0.05)$)를 시행하였다.

Ⅲ. 연구성적

도재관의 평균 파절강도는 1.1 mm 두께의 지르코니아 도재관이 3280.3N으로 가장 높게 나타났으며, 1.5 mm 두께의 Empress II 도재관이 2943.2N, 0.8 mm 지르코니아 도재관이 1439.9N이었으며, 0.5 mm의 지르코니아 도재관의 경우가 635.8N으로 가장 낮게 나타났다(Table I, Fig. 4). 일원분산분석을 시행한 결과 그룹간 파절강도는 유의한 차이를 보였으며, 사후검정결과 모든 그룹간에도 파절강도는 유의한 차이를 보였다(Table II, III).

도재관의 파절양상은 두께가 얇을수록 파절면의 크기가 작았으며, 두께가 두꺼울수록 파절면의 크기가 컸다(Fig. 5).

Table I. Mean fracture strength and standard deviations of all groups (N)

	0.5 mm zirconia	0.8 mm zirconia	1.1 mm zirconia	1.5 mm Empress II
1	605.1	1288.7	3471.2	2804.8
2	616.9	1616.0	2990.0	3027.2
3	669.0	1561.1	3287.9	2832.2
4	653.5	1302.4	3404.5	3246.7
5	622.9	1299.5	3182.1	2837.1
6	664.9	1427.9	3419.2	2952.7
7	630.3	1454.3	3192.8	2957.6
8	624.0	1569.0	3294.8	2887.1
Mean	635.8	1439.9	3280.3	2943.2
SD	23.6	133.2	157.2	144.1

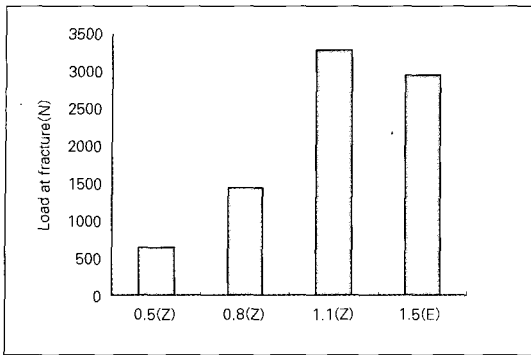


Fig. 4. Mean fracture strength of 0.5 mm, 0.8 mm, 1.1 mm thickness zirconia crowns and 1.5 mm thickness Empress II crowns.

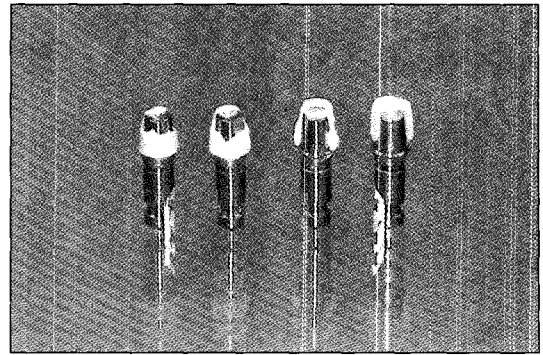


Fig. 5. Fractured specimens after loading.

Table II. Result of one-way ANOVA for fracture strengths

	Sum of squares	df	Mean square	F value	P value
Between groups	37449041.661	3	12483013.87	782.905	0.000
Within groups	446445.677	28	15944.488		
Total	37895487.39	31			

Table III. Results of Tukey multiple comparisons for fracture strengths

(I) groups	(J) groups	Mean Difference(I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
					Lower Bound	Upper Bound
0.5(Z)	0.8(Z)	-804.037(*)	63.135	.000	-976.417	-631.657
	1.1(Z)	-2644.487(*)	63.135	.000	-2816.867	-2472.107
	1.5(E)	-2307.350(*)	63.135	.000	-2479.730	-2134.969
0.8(Z)	0.5(Z)	804.037(*)	63.135	.000	631.657	976.417
	1.1(Z)	-1840.450(*)	63.135	.000	-2012.830	-1668.069
	1.5(E)	-1503.312(*)	63.135	.000	-1675.692	-1330.932
1.1(Z)	0.5(Z)	2644.487(*)	63.135	.000	2472.107	2816.867
	0.8(Z)	1840.450(*)	63.135	.000	1668.069	2012.830
	1.5(E)	337.137(*)	63.135	.000	164.757	509.517
1.5(E)	0.5(Z)	2307.350(*)	63.135	.000	2134.969	2479.730
	0.8(Z)	1503.312(*)	63.135	.000	1330.932	1675.692
	1.1(Z)	-337.137(*)	63.135	.000	-509.517	-164.757

* P<0.05

IV. 토 의

지르코니아는 기존의 어떤 치과용 세라믹보다 파절강도와 파괴인성이 높고 생체적합성은 hip joint implant 사용으로 잘 규명되어 있다.⁷⁾ 또한 세라믹재료의 특성상 광투과도가 높으므로 금속-도재 수복물과 비교할 수 없는 높은 심미성을 제공하고 컴퓨터와 CAD/CAM의 발전으로 지르코니아 코어의 제작이 대단히 간단해졌다.

많은 지르코니아 전부도재관이 임상에서 사용되고 있으나 고정성 보철물로 사용하는데 충분한 자료는 부족한 실정이다. 대부분의 지르코니아 도재관은 전통적인 전부도재관 구조와 동일한 이중구조 즉 지르코니아 하부코어와 장식계열의 상부도재로 이루어진다. 이러한 이중구조는 1965년 Mclean이 처음 알루미늄 강화형 코어를 이용한 전부도재관 원형 그대로이다. 이중구조로 이루어진 전부도재관은 심미적이기는 하지만 항상 상부도재의 파절이라는 위험성과 지대치 삭제가 많은 단점을 가지고 있다. 이에 비해 Cerec system과 같은 단일구조 전부도재관은 구강내 스캔과 CAD/CAM system을 이용하여 시술 후 즉시 보철물의 장착이 가능하고, 절삭형 장식계 세라믹을 이용하므로써 심미성과 기계적 강도를 확보하였지만,⁸⁾ 단일치관 수복만 가능하고 장식계 세라믹이 갖는 본질적인 물리적 한계로 인해 금속-도재 수복물을 대체하기는 아직 어려움이 있다.

이에 비해 지르코니아 단일구조 전부도재관은 지르코니아의 물리적 장점을 그대로 활용가능하므로 기계적 강도면에서는 충분히 금속-도재 수복물을 대신할 수 있다. 또한 이 도재관은 대부분의 제작과정이 CAD/CAM 작업으로 이루어지므로 기공실내 작업과정에서 발생할 수 있는 결함이나 과다한 기공료 등의 부담이 없으며, Cerec system과 같은 시술 후 즉시 장착은 아직 어렵지만 제작시간이 매우 단축되며 대량생산도 가능하다.⁶⁾ 그리고 최근 순백색의 지르코니아 코어를 대신한 color zirconia block(Cercon, Germany)의 개발과 더불어 coloring liquid(Vita Zahnfabrik, Germany) 등의 사용으로 지르코니아 코어의 심미성도 어느 정도 향상되었다. 반면 지르코니아는 경도가 매우 높으므로 대합치의 마모가 급속하게 진행될 수 있고,⁹⁾ 임상적으로 적용 가능한 규격

등은 마련되어있지 않으므로 실제 임상에서 적용될 수 있을지는 아직 미지수이다.

본 연구는 임상을 가정한 상황에서 지르코니아 단일구조 전부도재관과 Empress II 전부도재관의 파절강도를 비교하기 위함이었다. 제작의 편의성과 실험조건의 동질성을 확보하기 위하여 자연치아 형태가 아닌 임플란트 기공용 지대치모형을 사용하였다. 그리고 반복 스캔 과정에서 생길 수 있는 오차를 줄이기 위하여 수 회의 스캔 과정 중 스캔 결과가 가장 좋은 한 개의 스캔 데이터를 이용하여 CAD/CAM 과정을 거쳐 모든 시편을 제작하였다. 하지만 도재관 제작 이후 과정은 가능한 임상적 상황과 유사하도록 노력하였다.

치관수복물의 파절 강도 시험은 기하학적으로 잘 규명된 bar bending test와 같은 표준화된 시험이 아니다. 정하중의 시험과정 또한 반복하중에 따른 피로 환경에 놓이게 되는 수복물의 장기적인 물리적 성질을 밝혀주기도 다소 어렵다. 그러나 수복물의 파절강도 연구는 시간과 비용이 많이 소요되는 임상 실험이전에 기초적인 자료를 제공한다.¹⁰⁾

지르코니아 단일구조관의 파절강도에 관한 연구가 매우 드물기 때문에 다른 전부도재관이나 금속-도재 수복물과 비교하는 것이 필요하다. 김 등¹¹⁾은 Empress II 전부도재관의 파절강도에 관한 연구에서 전부도재관의 파절강도는 도재관의 두께에 따라 큰 차이가 있으며 측면 각도와는 관계가 없었다고 보고하였다. 그리고 12° 경사각에 1.5 mm 두께의 Empress II 도재관은 약 1130N의 파절강도를 보였다고 하였다. 본 연구에서 사용된 Empress II 도재관은 김 등의 연구결과보다는 높은 파절강도를 보이고 있는데 이것은 아마도 김 등의 연구와는 달리 치축에 평행하게 하중을 가했기 때문으로 생각된다. 그리고 2종류의 전부도재관의 압축강도에 관한 연구에서 Pröbster¹²⁾는 평균파절강도가 In-ceram crown은 964.3N, veneered Empress crown은 751N, 그리고 Ni-Cr 금속-도재관은 1494N을 보고하였다. Miller 등¹³⁾은 Au-Pt 금속-도재관은 전부도재관에 비해 100% 이상 높은 파절강도를 보였다고 하였다. 본 연구에서는 0.8 mm 두께의 지르코니아 전부도재관의 파절강도는 Pröbster 연구의 Ni-Cr 금속-도재관의 그것과 유사하였다.

본 연구에서 사용된 0.5 mm 지르코니아 전부도재관은 가장 낮은 파절강도(635.8N)를 보였다. 그러나 0.5 mm 지르코니아 도재관의 평균 파절강도는 몇몇 연구¹⁴⁻¹⁷⁾에서 밝힌 정상 교합력보다는 훨씬 높았다. 저작이나 연하동안 가해지는 평균 교합력의 크기는 약 40N 정도인 것으로 알려져 있으며 구치부에 가해지는 최대 교합력의 크기는 200N에서 540N으로 다양하게 나타난다.^{14,15)} 최대 교합력은 각 치아의 위치에 따라 서로 다르게 나타나는데 Craig¹⁶⁾의 연구에서 대구치에서는 565N, 소구치에서는 288N, 전치에서 155N 정도의 최대 교합력이 가해진다고 하였다. 그러므로 본 연구의 결과에 따르면 0.5 mm 지르코니아 도재관은 구치부 최대 교합력을 견딜 수 있으며, 금속-도재 수복물과 유사한 파절강도를 기대한다면 0.8 mm 지르코니아 전부도재관의 사용이 추천된다고 할 수 있다.

비록 본 연구에서 합착과정의 변수는 포함시키지 않았으나, Bindl 등⁴⁾은 완전도재관의 파절강도와 합착용 시멘트와의 관계에 관한 연구에서 레진시멘트가 ZPC보다 더 높은 파절강도를 나타내었다고 하였다. McInnes-Ledoux 등¹⁷⁾은 Dicor와 식각된 상아질 사이의 결합강도는 레진시멘트가 글래스아이노머 시멘트보다 약 2배 정도 더 크게 나타난다고 하였다. 이러한 결과에 대해 Jensen¹⁸⁾은 레진시멘트가 교합 하중으로 인한 응력을 치아면으로 잘 분산시키기 때문이라고 설명하였다. 이와 같은 이유로 본 연구에서는 임상에서 많이 이용되고 있는 Unicem 레진시멘트를 사용하여 합착하였다.

본 연구는 지르코니아 단일구조 전부도재관의 임상적용을 위한 연구의 하나로써 최대교합력을 견디기 위해 필요한 지르코니아 도재관의 최소두께를 알아보고자 하였다. 그러나 실제 치아와 금속 다이는 탄성계수가 다르므로 실제 치아에서는 다른 결과가 나올 수 있으나 본 연구가 지르코니아 전부도재관의 임상 활용에 도움을 줄 수 있을 것으로 생각한다.

V. 결 론

본 연구는 지르코니아 단일구조 전부도재관의 두께가 파절강도에 미치는 영향을 알아보기 위하여 지르코니아 전부도재관의 두께를 각각 0.5 mm, 0.8

mm, 1.1 mm로 달리하여 각 그룹마다 8개씩의 도재관을 제작하였다. 그리고 대조군으로 임상에서 많이 사용되고 있는 Empress II 전부도재관을 1.5 mm 두께로 8개 제작하였다. 제작된 전부도재관을 금속다이에 레진시멘트를 이용하여 합착하고 만능시험기 상에서 치아장축에 평행하게 도재관의 중앙에 하중을 가해 파절강도를 측정된 결과 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 지르코니아 전부도재관은 두께가 두꺼울수록 파절에 대한 저항성이 높았다($p < 0.05$).
2. 1.1 mm 두께의 지르코니아 전부도재관은 1.5 mm 두께의 Empress II 전부도재관보다 파절강도가 높았다($p < 0.05$).
3. 0.5 mm 두께의 지르코니아 전부도재관의 파절강도는 최대 교합력보다 높았다.

참고문헌

1. Komine F, Tomic M, Gerds T, Strub JR. Influence of different adhesive resin cements on the fracture strength of aluminum oxide ceramic posterior crowns. *J Prosthet Dent* 2004;92:359-64.
2. Blatz MB. Long-term clinical success of all-ceramic posterior restorations. *Quintessence Int* 2002;33(6):415-26.
3. Kim CH, Jeon YC, Jeong CM, Lim JS. Effect of surface treatments of zirconia ceramic on the bond strength of resin cements. *J Korean Acad Prosthodont* 2004;42(4):386-96.
4. Chen HY, Hickel R, Setcos JC, Kunzelmann KH. Effects of surface finish and fatigue testing on the fracture strength of CAD-CAM and pressed-ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 1999;82(4):468-75.
5. Bindl A, Luthy H, Mormann WH. Strength and fracture pattern of monolithic CAD/CAM generated posterior crowns. *Dent Mater* 2006;22:29-36.
6. Attia A, Kern M. Fracture strength of all-

- ceramic crowns luted using two bonding methods. *J Prosthet Dent* 2004;91:247-52.
7. Filser F, Luthy H, Scharer P, Gauckler L. All-ceramic dental bridges by direct ceramic machining. *Materials in medicine* 1998: 165-89.
 8. Simon J, Schmidt B. New CAD/CAM system combines simplicity with sophistication. *Contemporary Esthetics and Restorative Practice* 2003;Sep:5-22.
 9. Williams D. The troubles of zirconia. *Medical Device Technology* 2004 15(3):8-11.
 10. Ku CW, Park SW, Yang HS. Comparison of the fracture strengths of metal-ceramic crowns and three ceromer crowns. *J Prosthet Dent* 2002;88:170-5.
 11. Kim SH, Lee JH, Lim YL, Dong JK. Fracture strength of the IPS Empress crown: The effect of occlusal depth and axial inclination on lower first molar. *J Korean Acad Prosthodont* 2003;41(1):48-60.
 12. Probst L. Compressive strength of two modern all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 1992;5(5):409-14.
 13. Miller A, Long J, Miller B, Cole J. Comparison of the fracture strengths of ceramometal crowns versus several all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 1992 ;68(1):38-41.
 14. Yoshinari M, Derand T. Fracture strength of all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 1994;7(4):329-38.
 15. Strub JR, Beschnidt SM. Fracture strength of 5 different all-ceramic crown systems. *Int J Prosthodont* 1998;11(6):602-9.
 16. Craig RG. *Restorative dental materials*. St. Louis: CV Mosby; 1989. p.65
 17. McInnes-Ledoux PM, Ledoux WR, Weinberg R. A bond strength study of luted castable ceramic restorations. *J Dent Res* 1989; 68(5):823-5.
 18. Jensen ME. A two-year clinical study of posterior etched-porcelain resin-bonded restorations. *Am J Dent* 1988;1(1):27-33.

Reprint request to:

Hee-Chan Jeong, D.D.S., M.S.D.

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Pusan National University
#1-10, Ami-dong, Seo-Gu, Pusan, 602-739, Korea
ideamemo@pusan.ac.kr

ABSTRACT

FRACTURE STRENGTH OF ZIRCONIA MONOLITHIC CROWNS

Hee-Chan Jeong, D.D.S., M.S.D.

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Pusan National University

Purpose: The purpose of this study was to compare the fracture strength of the zirconia monolithic all-ceramic crowns according to the thickness(0.5 mm, 0.8 mm, 1.1 mm) and IPS Empress II ceramic crown of 1.5 mm thickness.

Material and method: Eight crowns for each of 3 zirconia crown groups were fabricated using CAD/CAM system(Kavo, Germany) and eight Empress II crowns were made from silicone mold and wax pattern. Each crown group was finished in accordance with the specific manufacturer's instruction. All crowns were luted to the metal dies using resin cement and mounted on the testing jig in a universal testing machine. The load was directed at the center of crown with perpendicular to the long axis of each specimen until catastrophic failure occurred. Analysis of variance and Tukey multiple comparison test($p < .05$) were applied to the data.

Results and Conclusion:

1. The fracture strength of the zirconia monolithic all-ceramic crown was higher thickness increased($p < .05$).
2. The fracture strength of 1.1 mm thickness zirconia monolithic all-ceramic crown was higher than the fracture strength of 1.5 mm thickness IPS Empress II crown($p < .05$).
3. The fracture strength of 0.5 mm thickness zirconia monolithic all-ceramic crown exceeded maximum occlusal forces.

Key words : Zirconia, Monolithic, All ceramic crown, Fracture strength, Thickness