

Copy-milled Celay In-Ceram 전부도재관의 파절강도에 관한 연구

서울대학교 치과대학 보철학교실

황정원 · 양재호 · 이선형 · 정현영

I. 서 론

치과용 도재는 심미성과 생체적합성이 우수하여 오랫동안 치과용 수복물로서 사용되어 왔다. 장식계 도재는 가장 흔하게 사용되는 치과용 도재이나 굴곡강도가 60-70 Mpa정도여서 금속하부구조물에 의한 강화가 필요하다³⁾. 그러나 도재전장주조관의 경우 금속으로 인해 빛의 투과성이 제한되어 자연치의 색조와 생동감을 재현하기가 어렵다⁵⁹⁾. 19세기말 Land에 의해 백금박을 이용한 전부도재관 제작법이 소개되었으나 전부도재관은 초기에 파절과 변연적합성의 문제로 잘 사용되지 못하다가 1965년 McLean이 알루미늄 강화형 장식계도재를 소개³⁵⁾하면서 조심스럽게 다시 사용되었다. 전부도재관은 기존의 도재전장주조관에 비해 심미적으로 우수하였지만 깨지기 쉬운 성질과 파절저항이 약한 것이 문제점으로 대두되었다³⁴⁾.

최근에는 심미적이고, 강도가 증가된 여러 가지 전부도재관²³⁾이 소개되어 임상적으로 많이 사용되고 있다. 현재 관심이 집중되는 전부도

재관으로는 Optec (Jeneric Pentron, Wallingford, Conn.), IPS-Empress(Ivoclar AG, Liechtenstein), Dicor(Dentsplay), In-Ceram (Vita)등이 있다.

1985년 Sadoun에 의해 개발된 In-Ceram⁴⁶⁾ (Vita Zahnfabrik, Bad S ckirgen, Germany)은 유리침투도재계 (glass infiltration ceramic system)로서 85%의 알루미늄으로 형성된 코아에 glass를 침투시켜 알루미늄입자사이의 기공을 채워주는 방법으로 강도를 현저히 증가시킨 도재관이다. 최근의 연구들은 In-Ceram이 심미성, 파절강도^{24, 40, 45)}, 변연적합성^{24, 42, 57)} 등에 대한 임상적인 요구조건을 만족시킨다고 보고하였다.

In-Ceram은 Hi-Ceram 보다는 투명하지만 코아의 높은 알루미늄 함량으로 인해 Optec, IPS-Empress, Dicor보다는 투명도가 떨어진다. Spinel은 치과영역에서는 인레이용으로 사용되기 시작하였는데 알루미늄에 비해 투명도가 높고, 빛에 대한 굴절율이 낮으며, 충분한 강도, 화학적인 안정성, Vitadur도재와 조화를 이루는 열팽창계수 등의 성질을 가지고 있어

최근 In-Ceram 코아로 이용되고 있다⁶⁾. 이로 인해 In-Ceram 도재관의 심미적 영역이 확대되었으나 spinel은 alumina에 비해 강도가 떨어진다고 보고되고 있다⁵³⁾.

Celay system (Mikrona AG, Spreitenbach, Switzerland)은 1992년 소개되었으며 copy-milling 술식을 이용하여 전부도재 인레이, 부분관, veneer를 제작^{14, 21)}할 수 있도록 고안된 것이다. 최근에는 Celay system을 이용한 copy-milling 술식과 In-Ceram 술식을 연관시켜 copy-milled In-Ceram 코아를 제작하고 있다. Copy-milling 술식으로 완성된 알루미늄나 코아에는 통상적인 In-Ceram 방법과 마찬가지로 알루미늄나 도재(Vitadur alpha, Vita Zahnfabrik)를 축성시켜 도재관을 제작한다. 이러한 방법으로 임상적으로 적절한 변연적합성을 얻을 수 있음이 보고되었다^{43, 44)}. 그러나 그 정확성은 지대치삭제 형태에 의해 크게 영향을 받으며 copy-milled In-ceram coping 제작을 위한 지대치의 변연형태는 chamfer보다는 둥근 내각을 가진 shoulder가 좋다고 하였다⁴³⁾.

Celay In-Ceram 을 위한 코아의 재료는 공업적으로 소결(sintering)된 것으로, 제조사의 연구에 의하면 통상적인 In-Ceram 코아보다 10% 가량 높은 굴곡강도를 갖는다고 보고되고 있다¹⁶⁾.

본 연구의 목적은 copy-milled Celay In-Ceram 도재관과 통상적인 방법으로 제작된 In-Ceram 도재관의 파절강도를 비교하는 것으로, 코아의 재료로 alumina와 spinel을 사용하여 코아의 제작방법과 재료에 따른 In-Ceram의 파절강도를 비교하였다.

II. 연구재료 및 방법

1) 실험재료

① 전부도재관

대조군으로서 spinel 코아를 가진 In-Ceram (이하 In-Ceram Spinell)과 alumina코아를 가진 In-Ceram (이하 In-Ceram Alumina)을 설정하고, 실험군으로 spinel 코아를 가진 copy-

milled In-Ceram(이하 Celay In-Ceram Spinell)과 alumina코아를 가진 copy-milled In-Ceram (이하 Celay In-Ceram Alumina) 도재관을 설정하여 각각 10개씩 제작하였다.

1. In-Ceram Spinell : conventional In-Ceram crown with spinel core
2. In-Ceram Alumina : conventional In-Ceram crown with alumina core
3. Celay In-Ceram Spinell : copy-milled In-Ceram crown with spinel core
4. Celay In-Ceram Alumina : copy-milled In-Ceram crown with alumina core

② 접착용 시멘트

In-Ceram도재관의 접착을 위하여 화학중합형 레진 시멘트인 Panavia TC(Kuraray, Japan)를 사용하였다.

2) 실험방법

① 주모형 제작

전부도재관을 위해 형성된 상악중절치 지대치 형태를 기준으로 제작된 금속주모형을 사용하였다. Shoulder의 폭은 1mm, 측방경사는 6°, 전방에서 본 측방경사는 3°, 높이 7mm, 치경부폭경 7mm가 되도록 제작된 강화된 스테인리스 스틸모형 10개를 사용하였다(Fig. 1).

② 전부도재관의 제작

전부도재관 제작과정중 생길 수 있는 오차를 재현하기 위하여, 모든 임상 및 가공실 과정을 모방하였다. 즉, 부가중합형 실리콘인상재

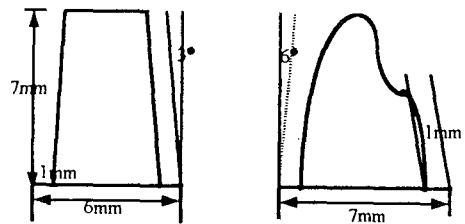


Fig. 1. Dimensions of master die

(Exaflex® GC Co. Japan)를 사용하여 금속 주모형을 인상채득하고 2시간 후 type IV경석고 (Silky Rock, Whipmix, Louisville, KY)를 주입하여 40개의 작업모형을 제작하였다. 각각 10개씩 In-Ceram Alumina, In-Ceram Spinell, Celay In-Ceram Alumina, Celay In-Ceram Spinell도재관 제작을 위해 사용하였다.

In-Ceram코아의 두께는 모든 측벽 및 절단면이 0.5mm가 되도록 제작하였으며 도재관의 형태는 Fig. 2와 같이 제작하였다.

I) 통상적인 In-Ceram Alumina 도재관의 제작은 제조사의 지시대로 시행하였다. 작업모형에 die-spacer를 한 겹 바른 후 부가중합형 실리콘으로 복제하여 plaster model (In-Ceram Special Plaster, Vita Zahnfabrik)을 제작하였다. Al₂O₃ 분말 38g에 액 5ml를 초음파 진동 기구를 사용하여 혼합, 액상 slip을 만들어 plaster model에 축조하여 alumina 코아를 만든 후 In-Ce-

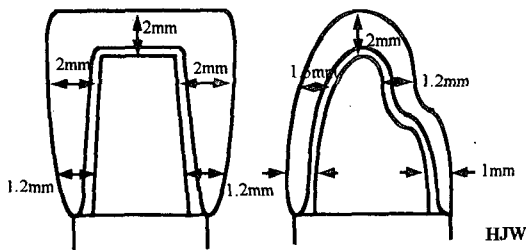


Fig. 2. Dimensions of crown form



Fig. 3. Celay system

ram 소환로 (In-Ceram, Vita Zahnfabrik)에서 10시간 소결시켰다. 이후 methylene blue시액으로 코아의 균열 유무를 확인하고 균열이 생긴 코아는 재제작하였다. 코아의 모든 측벽의 두께가 0.5mm가 되도록 다이아몬드 저속 회전기구로 조심스럽게 삭제하였다. 이후, 색조 A3의 In-Ceram glass분말을 증류수에 섞어 코아에 도포하고 온도를 1,108°C까지 급격히 올린 후 4시간 계류시켜 In-Ceram glass를 침투시켰다. Infiltration이 완료된 코아는 sandblaster(공기압 50kg, 50μAl₂O₃)를 이용하여 과도한 glass를 제거하고 정확한 두께조정을 시행하였다. 코어의 두께는 ± 0.1mm범위 내에서 조정하였다. 완성된 코아에 알루미나도재(Vitadur alpha, Vita Zahnfabrik)을 축성하여 전부도재관을 제작하였다.

II) In-Ceram Spinell도재관은 alumina powder 대신 spinel powder를 사용하여 위 방법과 동일하게 코아를 제작한 후 Vitadur alpha porcelain을 전장하여 제작하였다.

III) Celay In-Ceram Alumina를 위한 코아를 제작하기 위해서 Celay system (Mikrona AG)을 사용하였다(Fig.3). 작업모형에 die-spacer 한 겹을 바른 후 광중합 레진 (Celay Tech, Espe, Seefeld, Germany)을 사용하여 prototype resin coping을 만들었다. Prototype resin coping은 0.6mm의 두께의 형틀에 레진을 올려놓고 균일한

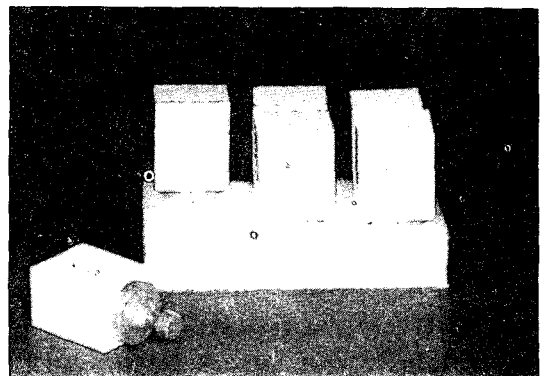


Fig. 4. Celay In-Ceram Alumina blank

두께를 만든 후 작업모형에 적합시키고 광중합시켜 제작하였다. 이후 Celay system으로 이 resin pattern을 scanning하여 공업적으로 소결된 alumina-oxide blank (Vita Celay Alumina Blank, Vita Zahnfabrik) (Fig.4)를 copy-milling하였다. Milling작업 후, 시편을 장치에서 꺼내 미세 조정과 연마를 통하여 코아의 두께를 0.5 mm로 만들었으며 코아의 두께는 $\pm 0.1\text{mm}$ 범위 내에서 조정하였다. 이후 소결과정을 거치지 않고 일반 도재소환로에서 40분간 glass를 침투시켰다. 코아를 꺼내 sandblast(공기압 50kg, $50\mu\text{mAl}_2\text{O}_3$)로 과도한 glass를 제거하고 알루미나 도재(Vitadur alpha, Vita Zahnfabrik)를 축성하였다.

IV) Celay In-Ceram Spinell도재관은 위 방법과 동일하게 spinel blank를 milling하여 코아를 만들고 도재관을 제작하였다.

V) 인공치관의 두께측정

도재관을 일정한 형태와 두께로 제작하기 위하여, Fig.2와 같은 크기로 상악중절치 형태를 왁스형성한 후 실리콘 퍼티로 형틀을 제작하였다. 실리콘 형틀과 캘리퍼를 이용하여 도재관의 두께를 $\pm 0.1\text{mm}$ 오차 범위내에서 조정하였다.

③도재관의 접착

전부도재관의 내면을 sandblaster(공기압 50 kg, $50\mu\text{ Al}_2\text{O}_3$)로 15초간 분사시킨 후 초음파 세척기에서 5분간 세척하였다. 화학중합형 레진인 Panavia TC(Kuraray, Japan)를 제조사의 지시에 따라 혼합하여 도재관 내면에 얇게 도포한 후 도재관을 금속모형에 적합시키고 3분간 일정한 지압을 가하였다. 접착된 도재관은 37°C 물에 24시간 보관하였다.

④파절하중의 측정

파절하중은 Instron만능시험기 (Instron 60 22, Instron)를 이용하여 측정하였다. 모형을 Instron의 test jig에 30° 의 경사로 견고하게 고정하고 도재관의 절단면에서 1.5mm설측으로, 근원심 방향으로 중심위치에 하중을 가하였다. 하중이 가해질 위치는 얇은 펜으로 표시한 후 교합자로 확인하였다. Loading stylus는 직경 4mm의 강화된 스테인리스 스틸구를 사용하였다. 하중은 도재관이 파절될 때까지 가하였다(Fig. 5).

⑤통계처리

각 군의 파절강도의 평균값과 각군간의 비교분석을 one way ANOVA(An analysis of variance)와 Duncan 비교검정으로 처리하였다.

Table 1. Flow chart of the two fabrication technique

Conventional In-Ceram Technique	Copy-milling technique Celay/In-Ceram
<ul style="list-style-type: none"> • Manufacture of the master model • Application of die spacer • Duplication of the dies • Manufacture of working dies with special plaster • Application of the powder slip-alumina, spinel • Sintering(10 hours) • Trimming of the sintered substructure • Glass infiltration (4hours) • Removal of excess glass • Veneering with aluminous porcelain 	<ul style="list-style-type: none"> • Manufacture of the master model • Application of die spacer <li style="text-align: center;">↓ • Modeling of a prototype resin coping as a pattern • Copy-milling of the substructure from an industrially sintered blank <li style="text-align: center;">↓ • Trimming of the sintered substructure • Glass infiltration (40min) • Removal of excess glass • Veneering with aluminous porcelain

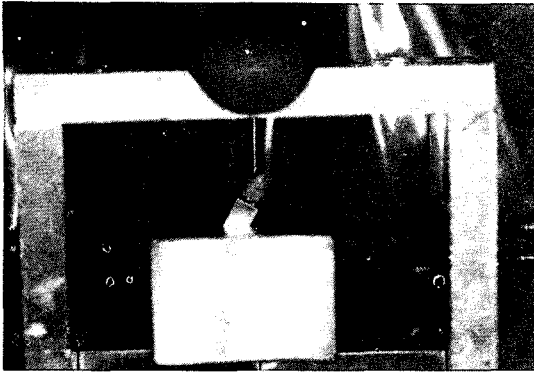


Fig. 5. Testing crown mounted in Instron Jig

III. 결 과

① 파절하중

코아의 제작방법과 재료에 따른 In-Ceram도재관의 파절강도는 Celay In-Ceram Alumina가 평균 984.5N 으로 가장 크게 나타났고, 그 다음으로 통상적인 In-Ceram Alumina가 876.7N 으로 크게 나타났으며 Celay In-Ceram Spinnell과 In-Ceram Spinnell은 각각 706.0N, 687.4 N으로 가장 낮은 값을 보였다(Table 2,3. Fig. 7).

Celay In-Ceram과 통상적 In-Ceram의 파절강도를 비교시 alumina코아를 가진 경우, Celay In-Ceram 이 통상적 In-Ceram보다 파절강도가 유의하게 컸다($P < 0.05$). 그러나 spinel 코아가

사용된 경우는 copy-milling술식과 측정법사이에 유의할 만한 차이가 보이지 않았다($P > 0.05$).

코아의 재료에 따른 In-Ceram의 파절강도는, alumina 코아를 가진 경우가 spinel코아를 가진 경우보다 모든 경우에서 파절강도가 유의할 만하게 큰 결과를 보였다($p < 0.05$).

Copy-milling 술식과 통상적 측정방법을 이용한 In-Ceram 도재관의 파절강도의 표준편차는 양 군에서 유의할만한 차이가 없었다.

② 파절양상

4종의 전부도재관의 파절양상은 대부분 하중이 가해진 곳에서 순면 치경부 1/3부위까지

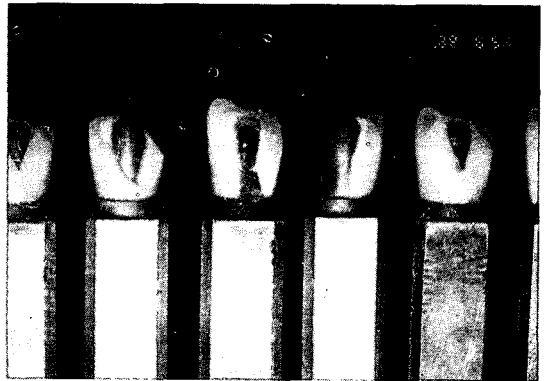


Fig. 6. In-Ceram Alumina crowns after fracture test

Table 2. Fracture strength value ofr the In-Ceram crowns(N)

tooth number	In-Ceram A	Celay A	In-Ceram S	Celay S
1	1065.2	1042.0	640.0	636.9
2	832.2	873.7	613.7	729.5
3	849.2	1074.0	717.7	719.5
4	791.7	787.5	620.6	678.2
5	819.2	925.0	708.9	671.9
6	837.9	987.5	636.3	705.7
7	871.6	998.7	847.9	878.4
8	1023.0	1104.0	677.3	648.0
9	809.0	1107.0	584.9	651.9
10	862.9	948.7	831.7	743.2
mean± SD	876.6± 92.2	984.5± 103.67	687.4± 90.26	706.3± 70.59

Table 3. Comparative value of fracture strength(N)

Type	N	Mean	SD	Min	Max
In-Ceram A	10	876.19	92.2	792	1065
Celay A	10	984.81	103.67	788	1107
In-Ceram S	10	687.90	90.26	585	848
Celay S	10	706.32	70.59	637	878

N : number, SD : standard deviation
 In-Ceram A : In-Ceram Alumina
 Celay A : Celay In-Ceram Alumina

In-Ceram S : In-Ceram Spinell
 Celay S : Celay In-Ceram Spinell

Table 4. Flexural strength values of all ceramic materials(Mpa) from inclusive studies

	Seghi와 Sorenson ¹⁸⁾ (3point)	Giodano등 ²¹⁾ (4point)	Lehner와 Scharer ²²⁾ (3point)	Rizkalla등 ²³⁾ (3point)	Manufacturer (3point)
Vita VMK	66(5)	67(3)	71(6)		
Vitadur aluminous core		91(7)		151(20)	
Hi-Ceram	142(19)		182(17)	128(17)	
Optec	105(11)		167(10)		
Dicor	125(19)	71(7)	114(24)		
IPS-Empress	127(18)	65(10)	182(26)		
In-Ceram Alumina	446(64)	236(22)	419(62)	484(63)	450
In-Ceram Spinell	378(65)				300
Celay Alumina					500
Celay Spinell					350

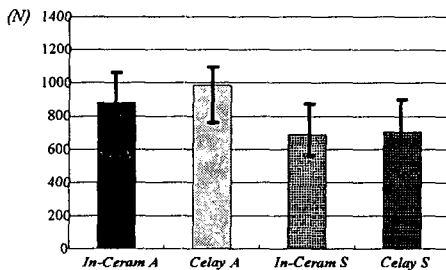


Fig. 7. Comparative value of fracture strength

이어서 순축과 설축 도재를 분리시키는 파절 양상을 나타냈다. 1000 Mpa이 넘는 파절강도를 보인 도재판 중 In-Ceram Alumina 한 개와 Celay In-Ceram Alumina가 하중이 가해진 곳에서 균열이 시작되어 방사상으로 파절이 일어나 설축으로도 퍼져나가는 two phase 파절양상을 보였다(Fig.6).

IV. 총괄 및 고안

치과용 도재는 인장력에 취약하여 인장강도를 증가시키기 위한 연구가 진행되어 왔다. McLean과 Hughes³⁵⁾은 알루미나 결정을 glass matrix에 용융시킨 알루미나 강화형 도재를 소개하였다. 이것은 중량비 50%의 알루미나를 함유하여 굽힘강도가 100-130Mpa로 기존의 치과용 도재보다 굽힘강도가 50%이상 컸으나 여전히 파절에 취약한 문제가 있었으며 알루미나로 인해 빛의 투과성이 감소되는 단점이 있었다. 전부도재판은 초기에는 백금박을 매트릭스로 하여 그 위에서 도재작업을 하였으나 Hi-Ceram(Vita)⁶¹⁾이 개발되면서 도재를 매몰재 모형위에 직접 축성함으로써 제작과정이 한 단계 단순화되었다. 그러나 이 같은 방법도 내화 모형과 인접한 도재 표면에 파절의 원인이 되는

기공이나 미세결함이 형성되는 단점이 있었다³³⁾. Sadoun에 의해 개발된 In-Ceram (Vita Zahnfabrik)⁴⁶⁾은 slip casting 방법으로 코아를 만든다. 즉 다공성의 모형위에 알루미늄 분말 slurry를 도포하면 다공성 모형이 모든 액상을 모세관 현상으로 빨아들여 견고한 slip층을 형성하게 된다. 이를 약하게 소결시켜 만든 알루미늄 slip-cast코아에 알루미늄과 열팽창 계수가 같은 약 0.5-3.5 μm 크기의 저용융 glass를 도포하면 이것이 소성될 때 모세관 현상에 의해 다공성의 알루미늄 코아로 퍼져 들어가서, 치밀한 alumina-glass 복합 구조를 가진 In-Ceram 하부 구조물이 만들어진다. Glass를 침투시키지 않은 alumina core의 4점 굽힘강도는 18.39 ± 5.00 Mpa, glass는 76.53 ± 15.23 Mpa, infused alumina는 236.15 ± 21.94 Mpa¹⁷⁾로 glass를 침투시킨 후 코아의 강도는 크게 증가하게 된다. In-Ceram 코아의 인장강도는 다른 치과용도재에 비해 3-4배 정도 크며^{7, 26, 53)} 이와 같은 In-Ceram의 강도는 85%의 고강도 alumina를 함유하는 core와 alumina입자사이의 공간이 저용융 glass로 채워져 치밀하고 단단한 하부구조물을 만들 수 있는데서 비롯한다⁴⁾. 또한 alumina와 glass사이의 열팽창률의 차이로 인해 그 계면에 압축응력이 생기는 것도 파절강도를 증가시키는 요인 중 하나이다⁴⁾.

Infiltration glass의 성분은 Lanthanum aluminosilicate가 주성분이며 소량의 나트륨과 칼슘이 함유되어 있다³⁹⁾. Lanthanum은 glass의 점성을 저하시켜 침윤이 쉽게 되도록 하며 굴절율이 높아 In-Ceram 도재의 투광성을 향상시킨다. In-Ceram의 변연적합성은 도재전장금속관과 거의 차이가 없다. In-Ceram 도재관의 변연적합도에 대해 Kappert와 Altvarer²⁴⁾ 평균 $38\mu\text{m}$, Sorensen⁵⁷⁾은 $24\mu\text{m}$ (SD=25.5 μm), Rinke⁴³⁾는 $32.5\mu\text{m}$ (1-153 μm)이라고 보고하였다. In-Ceram 도재관은 우수한 변연적합성 및 심미성과 더불어 다른 전부도재관에 비해 매우 큰 강도를 가져 최근 단일치아뿐 아니라 bridge까지 응용 가능하게 되었으며 임상적으로 좋은 예후를 보이고 있다^{41, 48)}.

전부도재관의 색은 하부구조물의 색조에 의해

많은 영향을 받는다⁸⁾. In-Ceram은 강도의 보강을 위해 alumina함량을 증가시켰기 때문에 투명도, 빛의 투과 및 산란이 자연치와 약간의 차이를 보인다. Ironside²⁰⁾, Levy와 Daniel²⁹⁾은 In-Ceram 코아의 색 및 투광도가 0.5mm 두께에서는 상아질과 유사하다고 하였다. 다소 불투명하고 명도가 높은 치아의 경우 In-Ceram 알루미늄 도재관을 이용해 심미적으로 수복할 수 있으나 명도가 낮고 투명도가 높은 치아에서는 In-Ceram 알루미늄 도재관으로는 심미적 수복이 다소 어렵게 된다.

Spinel(MgAl_2O_4)은 자연광물로써 spinel결정은 색조가 없을 수도 있을 수도 있으며 투명하거나 반투명할 수 있다. 자연 spinel의 조성이 매우 다양하기 때문에 공업용으로 사용되는 spinel은 합성하여 만든다. Spinel은 화학적으로 안정하고 투광성 및 강도가 우수하여 치과용으로는 주로 인레이에 사용되었다⁶⁾. Spinel powder는 Vitadur Alpha와도 열팽창계수가 상응하여 In-Ceram술식에 최근 2년간 사용되고 있다. 이 분말은 백색이며 특별한 색조의 glass를 침투시켜 원하는 색조를 만든다. Cap의 투과성이 glass ceramic과 유사하기 때문에 layering시 협측면에 Luminary[®] 도재도 전장하는 것이 추천되고 있다⁶⁾. Spinel코아의 사용으로 In-Ceram도재관의 심미적 영역이 확대되었으나 spinel은 alumina보다 강도가 약하다. Seghi와 Sorenson은 spinel의 굴곡강도는 alumina의 75% 정도라고 하였다⁵³⁾.

Celay시스템(Mikrona AG, Spreitenbach, Switzerland)는 1992년 소개되었으며 copy-milling을 이용하여 전부도재 인레이, 부분관, Veneer를 제작할 수 있도록 고안된 것이다. Celay인레이의 변연적합성은 최근 관심을 끌고 있는 CAD/CAM시스템 중 하나인 Cerec인레이보다 우수하다고 보고되고 있다^{55, 56, 58)}. 최근에는 copy-milling술식과 In-Ceram술식을 연관시켜 copy-milled In-Ceram코아를 제작할 수 있게 되었다. 제조사의 연구에 의하면 Celay Crown & Bridge blank는 기공실에서 축성하여 제작한 시편보다 굴곡강도가 10% 정도 강하다⁶⁾.

도재의 강도를 측정하는 방법은 여러 가지가 있으나 표준화된 것이 없다. 전통적으로 사각형의 bar를 사용하였으나 원판시편을 이용하는 biaxial flexure test^{16, 32, 54, 62)}는 사각형의 선단결합 효과를 피할 수 있어 최근에 많이 이용되고 있다. 굴곡강도 또는 굽힘강도(flexural strength)시험은 표면 미세결합부에서의 균열이 전파되는 것에 저항하는 정도이다. 여러 전부도재관의 굴곡강도에 대한 연구가 많이 이루어졌는데(Table 4) 도재는 응력집중에 매우 민감하여 표본의 준비, 기구의 디자인에 따라 결과가 다르다. 이러한 test들은 도재의 고유한 인장강도를 비교하는 것으로 그 결과가 좀 더 복잡한 시편 시험이나 도재관의 구강내 장착 후의 예후를 예상해 주지는 못한다.

치관이 구강내에 접착되면 재료의 고유한 성질외에 다른 요소도 매우 중요하다. 코아재료는 매우 얇은 두께로 사용되므로 최종수복물의 강도에는 어느 정도까지만 영향을 미치며 전장도재에 결합이 있다면 코아의 강화효과가 감소될 수 있다³⁶⁾. 전부도재관의 파절저항은 재료의 강도^{3, 25)} 외에도 치아의 적절한 지지^{13, 38)}, 적절한 환자의 선택, 기공사의 숙련도 등에 의해 영향을 받는다. 전부도재관의 파절은 이상과 같은 조절하기 어려운 요소들에 의해 영향을 받으므로 대부분의 전부도재관 파절강도에 대한 연구결과는 절대적인 수치보다는 상대적인 수치에 더 의미를 두고 있다.

본 실험과 같은 충격테스트는 구강내에서의 만성적 스트레스와 스트레인으로 인한 실패를 재현하지는 못하지만 굽힘강도 실험보다 임상적 관점에서 의미가 있다고 생각된다. In-Ceram Alumina 도재관의 파절강도에 대해 Pröbster는⁴⁰⁾ 964N (수직하중, ZPC), Rinke⁴³⁾는 1307N (30°경사하중, ZPC)을 보고하였는데 본 실험 결과는 평균 876 N(30°경사하중, 레진 시멘트)로 나타났다. 이러한 파절하중값의 차이는 지대치 형성¹⁵⁾, 치관 두께, 지지모형의 탄성계수, 시멘트의 종류, thermocycling 시행여부^{26, 31)}, loading stylus의 반경, 하중이 가해지는 위치 및 방향³⁰⁾에 의해 비롯된다. 본 실험과 같은 30° 각도의 부하실험에서 Celay In-Ceram

Alumina는 통상적인 In-Ceram Alumina보다 유의성있게 큰 파절강도를 보였다. 이는 Rinke의 보고⁴³⁾와도 일치한다. Celay In-Ceram Alumina의 파절강도가 큰 이유는 Celay Alumina blank가 축성하여 만든 코아에 비해 굴곡강도가 10%가량 더 크기 때문인 것으로 생각된다. Rinke는 수직부하를 가한 경우는 두 방법사이에 파절강도의 차이가 없다고 하였다⁴³⁾. 그러나 전치부는 대부분 치아장축에서 벗어난 방향으로 힘을 받으므로 전체 부하의 인장요소가 더 커지고¹⁸⁾, 전치부 도재관의 파절강도 코아의 강도에는 의한 영향을 수직부하를 받을 때 보다 더욱 받는다고 할 수 있다.

Copy-milling한 경우나 통법으로 제작한 경우 모두, In-Ceram Alumina는 In-Ceram Spinell에 비해 파절강도가 유의할 만하게 컸다. 이러한 결과도 alumina가 spinel에 비해 굴곡강도가 크기 때문이다. 그러나 spinel 코아를 가진 경우, Celay In-Ceram Spinell과 통상적 In-Ceram Spinell의 파절강도 사이에는 유의할 만한 차이가 없었다. 제조사의 연구에 의하면 spinel blank도 축성법에 의해 제작한 시편보다 굴곡강도가 10%가량 더 크다고 하였으나, 300-350 Mpa 정도의 코아의 강도의 변이 내에서는 도재관의 파절강도에 큰 차이를 야기하지 않는 것으로 생각된다.

Celay In-Ceram 코아는 공업적으로 소결한 것으로, 좀 더 균일한 미세구조를 가지므로 통상적 In-Ceram에 비하여 파절강도의 변이(표준편차)가 작을 것이 예상되었으나 본 실험 결과에서는 두 방법간에 유의할 만한 표준편차 값의 차이를 발견할 수 없었다. In-Ceram slip을 축조할 때 special plaster가 slip의 용액을 흡수하여 건조시키기 때문에 능숙하게 축조하여 축조한 slip 사이로 층이 생기지 않게 하는 것이 중요하다. 축조시 먼저 축조한 slip 과 곧 이어 축조한 slip 사이에 층이 생기면 코아의 강도를 약화시키는 요인이 되기 때문이다. 테스트 용액을 사용하여 이러한 시편을 실험에서 제외시켜 파절강도의 변이가 적었던 것으로 생각된다.

도재관 제작과정 중 glass infiltration후 과

도한 glass를 제조사의 지시대로 sandblast를 통해 제거하였는데 Carrier등⁵⁾은 coping위에 남아있는 0.1-0.2mm의 infiltration glass 피막이 오히려 코아와 전장도재간의 결합강도를 증진시킨다고 하였다. 그러나 과도한 glass는 수복물의 색조에 영향을 미치기 때문에 임상적 적용시는 제거가 필요할 것이라고 생각된다.

본 실험에서는 접착제로 Panavia TC[®] 레진 시멘트를 사용하였다. 규소가 주성분인 장석계도재 또는 유리도재계는 불산에 의한 식각과 silane처리 후 레진 시멘트로 접착하였을 때 zinc phosphate cement, glass ionomer cement를 사용한 경우보다 유의성 있게 큰 결합강도를 얻을 수 있다^{1,2)}. Hsu¹⁹⁾는 장석계도재관 내면을 불산으로 부식시킨 후 silane처리하면, silane처리 안한 것에 비해 3.5배 이상의 결합강도가 증가하였고, silane처리와 불산 처리를 안한 것에 비해 결합강도가 6배 가량 증가한다고 하였다. 이와 같은 현상에 대해 Crocker는⁹⁾ 레진시멘트가 도재면의 결합부를 메워줌으로써 균열의 진행을 막기 때문이라고 하였다. Nathanson은³⁷⁾ 레진 중합시 생기는 수축이 어느 한계 내에서는 도재분자를 서로 끌어당겨 주는 힘으로 작용하며 도재를 강화시킨다고 하였다. Doring¹²⁾은 강력한 상아질 결합제와 복합레진 시멘트가 교합하중으로 인한 응력을 치아와 도재관 계면으로 잘 분산시킨다고 하였다. 그러나 In-Ceram은 산식각이나 silane 처리로는 충분한 결합강도를 얻을 수 없는데 이는 silane bonding은 도재표면의 silica를 통해 이루어진다고 추측되며, In-Ceram은 중량비 5% 미만의 silica를 함유하기 때문이다⁴⁷⁾. Alumina와의 silane bonding은 수분이 있는 상황에서는 시간이 지남에 따라 불안정해진다²⁷⁾.

In-Ceram도재관의 접착에 대해서는 tribochemical silica bonding처리 후 통상적인 BIS-GMA resin시멘트를 사용하거나, sandblasting으로 도재의 접촉면적을 넓힌 후 phosphate단량체를 가진 레진시멘트를 사용할 것이 추천되어²²⁾ 본 실험에서는 도재표면을 sandblast한후 Panavia TC를 사용하여 접착시켰다. 시멘트 경화가 완전하지 않았을 경우 도재관의

파절강도가 약 50% 까지 감소되므로⁴⁹⁾ 도재관을 접착 후 37°C물에 하루동안 보관하였다.

본 실험결과 In-Ceram전부도재관의 파절양상은 구강 내에서 전부도재관에서 보이는 치은부위 반달형 파절양상과 같은 양상은 없었다. 반달형 파절은 만성적인 스트레스와 스트레인, 열충격, 습한 환경에서의 와해, 도재결합의 결과로써 본 실험에서는 이러한 조건이 재현되지 않았기 때문이다. 전부 도재관의 파절양상은 대부분 하중이 가해진 곳에서 근원심축인접면을 따라 순축의 치경부까지 퍼져나가 전부도재관의 순설축도재가 분리되는 썩기모양의 파절양상이 나타났다. 파절강도가 1000 Mpa을 넘는 시편 3개가 균열이 전파된 후 파절이 일어나 설축 도재까지 파절되는 two phase 파절양상을 보였다. 이와 같은 양상은 Ludwig³⁰⁾, Dickinson^{10,11)}, Pr bster⁴⁰⁾, 백⁶³⁾, Rinke⁴³⁾ 등이 보고한 파절양상과 일치하였다.

본 실험에서는 지대치 모형으로 탄성계수가 큰 스테인리스 스틸 모형을 사용하였는데 Scherrer는⁵⁰⁾ 지지모형의 탄성계수가 커질수록 파절강도가 증가한다고 보고하였다. 스테인리스 스틸(E=7200 Gpa)은 상아질(E=18.3 Gpa)보다 탄성계수(E)가 매우 크며 따라서 자연치를 지대치로 실험할 경우는 본 실험에서 얻은 값보다 작은 파절강도값이 예상된다.

굽힘강도와 피로강도를 측정한 여러 연구결과 전부도재관의 기계적 강도의 요구조건은 초기강도가 전치부의 경우 400N, 구치부의 경우 600N이 필요하다고 하였다^{51,52)}. 이는 피로강도는 초기강도의 60% 가량의 크기이고, 평균적인 최대교합력의 수치가 전치부는 200N, 구치부는 300N 일 경우를 기준으로 산출한 요구량이다. 이러한 강도는 생체내 연구를 통해 지지되고 있는 수치는 아니지만 도재관을 임상적으로 적용하기 위해 선택할 때 참고로 삼을 수 있다. 본 실험결과 모든 대조군 및 실험군의 파절강도값은 687N이상으로 나타났다. In-Ceram Alumina도재관은 전치부 Bridge 및 구치부에도 좋은 예후가 보고되고 있으며 In-Ceram Spinnell의 초기강도 또한 전치부를 위한 전부도재관으로서 충분한 강도를 가지는 것으로 나타

났다.

Celay In-Ceram 도재관의 주요한 장점은 제작시간의 절감이다. 즉, 주모형의 복제, special plaster작업모형의 제작과정, slip casting material을 축조해야 하는 과정, 10시간동안의 소결과정 등을 생략할 수 있다. 더우기 유리침투과정을 일반 도재소환로에서 시행할 수 있으며 약 40분 가량만이 소요되어 전부도재관을 하루에 완성시킬 수 있다는 장점이 있다. 또 다른 장점은 제조회사에서 만들어진 blank는 기공실에서 만들어진 것보다 우수한 미세구조적 제어를 받을 수 있다는 것이다. Celay In-Ceram은 임상적으로 충분한 적합도를 갖지만 통상적인 In-Ceram보다 변연 gap이 크다. 적합도의 오차를 줄이기 위해 주기적으로 milling기구를 교환하여 주는 것이 추천되며 날카로운 절단연과 변연은 scanning과 milling 과정중 오차가 생기기 쉬우므로 더 섬세한 디자인이 필요하다고 사료된다.

V. 결 론

본 실험에서는 In-Ceram Spinell, In-Ceram Alumina 도재관과 copy-milled Celay In-Ceram Spinell, Celay In-Ceram Alumina전치부 도재관을 각각 10개씩 제조자가 지시하는 방법대로 제작하여 강화된 스테인리스 스틸 주모형에 레진 시멘트(Panavia TC)로 접착시킨 후, Instron만능 시험기로 도재관의 파절하중을 측정하였다. 하중의 방향은 치아장축에 대해 30각도를 부여하였으며 도재관이 파절 될때의 하중을 측정하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. Alumina코아를 사용한 경우, copy-milled Celay In-Ceram도재관의 파절강도($984 \pm 103.67N$)는 통상적인 방법으로 제작한 In-Ceram 도재관의 파절강도($876.60 \pm 92.20N$)보다 유의 성있게 컸다($P < 0.05$).
2. Spinell코아를 사용한 경우, copy-milled Celay In-Ceram 도재관 ($706.3 \pm 70.59N$)과 통상적 In-Ceram의 파절강도($687.4 \pm$

$90.26N$)에는 유의할 만한 차이가 없었다 ($P < 0.05$).

3. In-Ceram의 파절강도는 alumina코아를 사용한 경우가 spinel 코아를 사용한 경우보다 파 절강도가 유의성있게 컸다($P < 0.05$).
4. 코아의 제작방법과 재료에 따른 In-Ceram도재관의 파절강도는 Cealy In-Ceram Alumina, 통상적인 In-Ceram Alumina순으로 컸고 다음으로 Celay In-Ceram Spinell과 통상적인 In-Ceram Spinell이 비슷한 값으로 가장 작았다.

REFERENCES

1. Burke FJ. The effect of variations in bonding procedure on fracture resistance of dentin-bonded all-ceramic crowns. Quintessence Int 1995 ; 26 : 293-300
2. Burke FJT, Watts DC. Fracture resistance of teeth restored with dentin-bonded crowns. Quintessence Int 1994 ; 25 : 335-340
3. Campbell SD. A comparative strength study of metal-ceramic and all ceramic materials : modulus of rupture. J Prosthet Dent 1989 ; 62 : 476-470
4. Campbell SD, Pelletier LB, Pober RL, Giordano RA. Dimensional and formation analysis of a restorative ceramic and how it works. J Prosthet Dent 1995 ; 74 : 332-340
5. Carrier DD, Kelly HR. In-Ceram failure behavior and core-veneer interface quality as influenced by residual infiltration glass. J Prosthodont 1995 ; 4 : 237-242
6. Claude Sieber ZT, Nobert T, Dipl-chem. Spinell/Luminary porcelain : Natural light optics for anterior crowns. QDT 1996 : 43-49
7. Clause H. Vita In-Ceram, a new system for producing aluminum oxide crown and

- bridge substructures (German). *Quintessence Zahntech* 1990 ; 16 : 35–46
8. Crispin BJ, Okamoto SK, Globe H. Effect of porcelain crown substructures of visually perceivable value. 1991 ; 66 : 209–212
 9. Crocker WP. The cementation of porcelain jacket crown with adhesive resins. *Br Dent J* 1992 ; 192 : 64–67
 10. Dickinson AJ, Madorb BK, Dykema RW. A comparative study of the strength of an aluminous porcelain and all-ceramic crown. *J Prosthet dent* 1989 ; 62 : 476–479
 11. Dickson AJG, Moore BK, Harris RK, Dykema RW. A comparative study of the strength aluminous porcelain and all ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 1989 ; 61 : 297–304
 12. Doering J, Jensen ME, Sheth J., Tolliver D, Chan D. Fracture resistance of resin bonded etched-porcelain full veneer crown(abstract). *J Dent Res* 1987 ; 66 : 207
 13. Doyle MG, Munoz CA, Goodacre CJ, Friedlander LD, Moore BK. The effect of tooth preparation design on the breaking strength of Dicor crowns, Part 2., *Int J Prosthodont* 1990 ; 3 : 241
 14. Eidenbenz S, Lehner CR, Scherer P. Copy milling ceramic inlays from resin analogs : A practicable approach with the Celay system. *Int J Prosthodont* 1994 ; 7 : 134–149
 15. Friedlander LD, Munoz CA, Doodacre DJ, Doyle MG, Moore BK. The effect of tooth preparation design on the breaking strength of Dicors. Part I. *Int J Prosthodont* 1990 ; 3 : 159–168
 16. Giodano R. Unpublished data, 1994. Boston University, Boston
 17. Giodano RA, Pelletier L, Cambell S, Pober R. Flexural strength of an infused ceramic, glass ceramic, and feldspathic porcelain. *J Prosthet Dent* 1995 ; 73 : 411–418
 18. Hölsch W, Kappert HF. Festigkeitsprüfung von volkeramischem Einzelzahnersatz für den Front-und Seitenzahnberich. *Dtsch Zahnärztl Z.* 1992 ; 47 : 621–623
 19. Hsu CS, Stangel I, Nathanson D. Shear bond strength of resin to etched porcelain (abstract). *J Dent Res* 1985 ; 64 : 296
 20. Ironside JG. Light transmission of a ceramic core material used in fixed prosthodontics QDT 1993 : 103
 21. Isenberg BP, Garber DA. Directly milled ceramic inlays and onlays-CAD/CAM systems. In : Garber DA,Goldstein RE(eds). *Porcelain and Composite Inlays and Onlays : Esthetic Posterior restorations.* Chicago : Quintessence, 1994 : 143–151
 22. Isodor F, Stokholm R, Ravnholt G. Tensile bond strength of resin luting cement to glass infiltrated porous aluminum oxide cores (In-Ceram). *Eur J Prosthodont Rest Dent* 1995 ; 3 : 199–202
 23. Jones DW. Development of dental ceramics. *Dent Clin North Am* 1985 ; 29 : 621–644
 24. Kappert HF, Altvater A. Field study on the accuracy of fit and the marginal seal of In-Ceram crowns and bridges (German). *Dtsch Zahnärztl Z* 1991 ; 46 : 151–153
 25. Kelly JR. Perspective on strength. *Dent Mater* 1995 ; 11 : 103–110
 26. Kern H, Fechtig T, Strub J. Influence of water storage and thermal cycling on the fracture strength of all-porcelain, resin-bonded fixed partial dentures. *J Prosthet Dent.* 1994 ; 71 : 251–6
 27. Kerm M, Thompson VP. Bonding to glass infiltrated alumina ceramic : adhesive methods and their durability. *J Prosthet Dent* 1995 ; 73 : 240–249

28. Lehner CR, Scharer P. All-ceramic crowns. Current opinion in Dentistry Current science-Prosthodontics and Endodontics 1992 ; 45–52
29. Levy H, Daniel X. Working with the In-Ceram porcelain system. Prosth ses Dentaire N 44–45 juin/juillet 1990
30. Ludwig K. Studies on the ultimate strength of all-ceramic crown. Dental labor. 1991 ; 5 : 647–651
31. Mair LH, Vowles R. The effect of thermal cycling on the fracture toughness of seven composite restorative materials. Dent Mater 1989 ; 5 : 23–26
32. Marshall DB. All improved biaxial flexure test for ceramics. Am Ceram, Soc. Bull. 1980 ; 59 : 551–553
33. McLean JW. Ceramics in clinical dentistry. Br Dent J 1988 ; 164 : 187–194
34. McLean JW, The science and art of dental ceramics vol II. Chicago Quintessence publishing. Co. Inc. 1980 21–22,38–39
35. McLean JW, Hughes TH. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. Br Dent J 1965 ; 119 : 251–167
36. McLean JW, Jeansson EE, Chiche GJ, Pinault A. All-ceramic crowns and foil crowns. In : Chiche GJ, Pinault A (eds). Esthetics of Anterior Fixed Prosthodontics. Chicago : Quintessence, 1994 : 97–113
37. Nathanson D, Riis DN, Cataldo GL, Ashayeri N. CAD/CAM ceramic inlays and onlays : using an indirect Technique. J Am Dent Assoc 1994 ; 125 : 421–427
38. Nuttal EB. Factors influencing success of porcelain jacket restoration. J Prosthet Dent 1961 ; 11 : 743
39. Pober RL, Giodano RA, Campbell SD, Pelletier LB. Compositional analysis of In-Ceram infusion glass (abstract). J Dent Res 1992 ; 71 : 253
40. Pröbster L. Compressive strength of two modern all-ceramic crowns. Int J Prosthodont 1992 ; 5 : 409–414
41. Pröbster L. Survival rate of In-Ceram restorations. Int J Prosthodont 1993 ; 6 : 259–263
42. Pröbster L, Diehl J. Slip-casting alumina ceramics for crowns and bridge restorations. Quintessence Int 1992 ; 23 : 25–31
43. Rinke S, Margraf G, Jahn L, Huls A. The quality appraisal of copy-milled complete-ceramic crown structures (Celay In-Ceram). Schweiz Monatsschr Zahnmed 1994 ; 104 : 1495–1499
44. Rinke S, Huls A, Jahn L. Marginal accuracy and fracture strength of conventional and copy-milled all-ceramic crowns. Int J Prosthodont 1995 ; 8 : 303–10
45. Rodrigues A, Nathanson D, Goldstein R. Fracture resistance of different porcelain crown systems in-vitro (abstract). J Dent Res 1987 ; 66 : 270
46. Sadoun M. All ceramic bridges with the slip casting technique. Presented at the 7th International Symposium on ceramics, Paris, September, 1988
47. Sadoun M, Asmussen E. Bonding of resin cements to an aluminous ceramic : a new surface treatment . Dent Mater 1994 ; 10 : 185–189
48. Scotti R, Catapano S, D'Elia A. A clinical evaluation of In-Ceram crowns. Int J Prosthodont 1995 ; 8 : 320–323
49. Scherrer SS, de Rijk WG. Factors in the fracture resistance of posterior all-ceramic crowns (abstract). J Dent Res 1991 ; 70 : 434
50. Scherrer SS, de Rijk WG. The fracture resistance of all-ceramic crowns on supporting structures with different elastic moduli. Int J Prosthodont. 1993 ; 5 : 462–467
51. Schwickerath HC. Einzelkronen aus Glas-

- keramik . Philipp J 1987 ; 4 : 336
52. Schwickerath HC. Vollkeramische Brücken-Geräte aus kern-oder Hartkernmassen. Dental-Labor 1988 ; 36 : 1081
 53. Seghi RR, Sorenson JA. Relative flexural strength of six new ceramic materials. Int J Prosthodont 1995 ; 8 : 239-246
 54. Shetty DK, Rosenfield AR, Duckworth WH, Held PR. A biaxial flexure test for evaluating ceramic strength. J Am Ceram Soc. 1983 ; 66 : 36-42
 55. Siervo S, Pampalone A, Siervo P, Siervo R. Where is the gap? Machinable ceramic systems and conventional laboratory restorations at a glance. Quintessence Int 1994 ; 25 : 773-779
 56. Sjögren G. Marginal and internal fit of four different types of ceramic inlays after luting. An in vitro study. Acta Odontol Scand 1995 ; 53 : 24-8
 57. Sorenson JA, Kang SK, Kyomen SM, Avera SP, Faulkner R. Marginal fidelity of all-ceramic bridges (abstract). J Dent Res 1991 ; 70 : 540
 58. Sorenson JA, McLaren E, Avera SP. Marginal fidelity and microleakage of ceramic inlay systems (abstract) J Dent Res 1994 ; 73 : 119
 59. Sproull RC. Color matching in dentistry. Part I. The three-dimensional nature of color. J Prosthet Dent 1973 ; 29 : 416-426
 60. Stafford S, Baex R, Blackman R. Comparative evaluation of strength test methods for various dental ceramics (abstract). J Dent Res 1994 ; 73 : 135
 61. Vita Zahnfabrik. Vita Hi-Ceram Working Instruction. Bad Sackingen, Germany. 1988
 62. Wachtman JB, Capps W, Mandel J. Biaxial flexure tests of ceramic substrates. J Mater. 1972 ; 7 : 188-198
 63. 백승진, 양재호. 수중 전부도재관의 파절강도에 관한 비교연구. 대한치과보철학회지. 1995 ; 33(4) : 611-633

A STUDY ON FRACTURE STRENGTH OF CONVENTIONAL AND COPY-MILLED IN-CERAM CROWNS

Jung-Won Hwang, Jae-Ho Yang, Sun-Hyung Lee, Hun-Young Chung

Dept. of Prosthodontics, College of Dentistry, Seoul National University

The purpose of this study was to compare the fracture resistance of copy-milled and conventional In-Ceram crown. Four groups of ten uniform sized all-ceramic crowns were fabricated. In-Ceram Spinell and In-Ceram Alumina crowns were fabricated as control group, Celay In-Ceram Spinell and Celay In-Ceram Alumina crowns were fabricated as test group. All specimen were cemented on stainless steel master die with resin cement, and stored in 37°C water for 1 day prior to loading in Instron testing machine. Using a steel ball at a crosshead speed of 0.5mm/min, the crowns were loaded at 30° angle until catastrophic failure occurred.

The results obtained were as follows :

1. With the value of $984.8N \pm 103.67N$, the strength of Celay In-Ceram Alumina crowns had a significantly higher fracture strength than conventional In-Ceram Alumina crowns ($876.2N \pm 92.20N$) ($P < 0.05$).
2. The fracture strength of Celay In-Ceram Spinell crowns ($706.3 \pm 70.59N$) was greater than that of conventional In-Ceram Spinell crowns ($687.4 \pm 90.26N$), but there was no significant difference ($P > 0.05$).
3. The In-Ceram Alumina crowns had a significantly higher fracture strength than In-Ceram Spinell crowns in both methods ($P < 0.05$).
4. Ther order of fracture strength was as followed :
Celay In-Ceram Alumina, In-Ceram Alumina, Celay In-Ceram Spinell and In-Ceram Spinell crowns