

3종의 CAD/CAM 시스템에서 지르코니아 코어의 파절 강도에 관한 비교 연구

신언식 · 이영수 · 박원희

한양대학교 의과대학 치과학교실

최근 CAD/CAM 시스템을 이용하여 제작된 지르코니아 코어의 사용이 증가하고 있다. 하지만 국내 기술력을 이용한 제품에 대한 연구는 아직 미흡한 단계이다. 본 연구의 목적은 3종의 CAD/CAM 시스템에서 단일 전부 도재관을 위한 지르코니아 코어의 파절 강도를 비교하는 것이다. 본 연구를 위해 상악 중절치 부위의 전부도재관을 위한 30개의 지르코니아 코어를 제작하였다. 각 군은 다음과 같다. 1. Adens[®] CAD/CAM 시스템 군, 2. Cerasys[®] CAD/CAM 시스템 군, 3. Lava[®] CAD/CAM 시스템 군. 모든 시편은 두께 0.5mm, relief 40 μ m로 일관성 있게 제작하였다. 시편은 Z250/SN5S를 이용하여 파절 강도를 측정하였다. 각 군의 평균과 표준편차를 구하고, 각 군간의 유의성을 알아보기 위해 Kruskal wallis test와 Wilcoxon Rank Sum test를 시행하였다.

본 연구 결과, 각 군의 파절 강도는 Adens[®] 시스템은 $615.89 \pm 156.1N$, Cerasys[®] 시스템은 $863.98 \pm 151.5N$, 3M Lava[®] 시스템은 $1143.1 \pm 286.6N$ 이었다. 각 군의 파절 강도는 3M Lava[®] 시스템, Cerasys[®] 시스템, Adens[®] 시스템 순으로 통계학적으로 유의한 수준의 차이를 보였으나, 세 그룹 모두 임상적으로 사용 가능한 결과를 나타냈다. 실제 임상에서 장기간의 사용에 대한 연구가 필요할 것이다.

(대한치과보철학회지 2008;46:22-30)

주요단어 : 지르코니아 코어, 파절 강도, CAD/CAM 시스템, 전부 도재관

서론

최근 치과치료에 있어서 심미치료가 중요시 되면서 심미적인 수복물을 제작하기 위한 다양한 방법들이 소개되고 있다. 이상적인 심미 수복물은 투명도, 빛의 투과성 등의 시각적인 면뿐만 아니라 내마모성, 색조 변화의 안정성, 생체적합성, 충분한 강도 및 우수한 변연 적합성 등을 지녀야 한다.^{1,2} 도재전장금속관은 이러한 심미적인 면을 어느 정도 만족시키며 그동안 임상적으로 많이 쓰여 왔다. 그러나, 금속 코핑의 색조 간섭현상으로 인해 완전한 자연치의 색조 재현이 어려우며 도재전장금속관의 치경부에서 금속 변연이 노출될 경우 심미성에 영향을 줄 수 있다. 또한 구조 부적합이나 도재 소성시 발생하는 구조체의 변형은 이차 우식증을 일으킬 가능성이 있다.

이러한 문제점들 때문에 전부 도재관이 많이 사용되는 추세이고, 이에 따른 다양한 종류의 재료와 술식이

연구되고 있다.

1985년 Sadoun에 의해 개발된 In-Ceram[®]은 slip casting 술식으로 알루미나 코어를 제작해 물성과 심미성이 향상되었다. 그러나 코어가 불투명하며 산부식이 불가능하고, 제작과정이 복잡하다는 단점이 있다.³ 1990년에는 Ivoclar 회사에 의해 IPS- Empress[®] system이 개발되었다. 이후 단점을 보완하기 위해 유리도재를 lithium disilicate로 강화한 IPS-Empress II[®]가 개발되어 강도가 크게 증가하였지만 구치부에서 파절 가능성은 여전히 남아있다.^{4,5}

이러한 재료에 대한 개발과정 중에 물성에 있어서 뛰어난 성질을 지니는 지르코니아라는 재료에 대해 연구가 되기 시작했다. 지르코니아는 산화 지르코늄(Zirconium Oxide, ZnO₂)의 총칭으로, 외부로부터 자극을 받으면 자체 내에 압축응력을 주어서 균열의 전이를 스스로 막는다는 특징을 지닌다. 이로 인해 기존의 도재에 비해 높은 굴곡 및 파절 강도를 지니며,

교신저자: 이영수

133-792 서울시 성동구 행당동 17 한양대학교 병원 치과보철과 02-2290-8675: e-mail, leeys@hanyang.ac.kr

원고접수일: 2007년 9월 5일 / 원고최종수정일: 2007년 9월 30일 / 원고채택일: 2008년 2월 25일

높은 마모 저항성 및 생체적합성으로 인해 의학영역의 여러 분야에 사용되고 있던 재료이다.^{1,6,7} 이러한 특징을 이용하여 치과에서 전부 도재관 제작시 코어에 결합시켜 사용하기 시작하였다.⁸

하지만 높은 강도 때문에 통상적인 도재 수복물 제작 방법으로는 제작에 어려움이 많아 이를 해결하기 위해 CAD/CAM 시스템이 치과 분야에 도입되었다. CAD/CAM 시스템은 기존의 방식과는 달리 컴퓨터를 이용한 입력, 설계, 가공을 통해 보철물을 제작하게 된다. 초기에는 산업분야에서 주로 사용되었고, 최근 치과분야에 소개되어 그 영역이 확대되고 있는 실정이다. CAD/CAM 시스템은 제작기간의 단축 효과를 볼 수 있을 뿐 아니라, 작업과정의 정밀도는 기존의 방법과 유사하거나 증가하고, 기존의 방법으로는 가공하기 어려웠던 재료도 가공이 가능해졌다. 또한 밀도는 증가하고 기포, 잔류응력은 감소함에 따라 코어나 하부 구조물의 균일함, 구조적 안정성, 기계적인 물성의 향상 등의 장점을 지닌다.⁹⁻¹¹ 기존의 국외에서 발표된 여러 연구들을 살펴보면, Russell Giordano 등은 2002년 연구에서 In-Ceram zirconia의 강도를 750MPa 이라고 보고하였고,¹² White SN 등은 1996년 Procera All-Ceramic 시스템의 물성에 관한 연구에서 굴곡 강도는 487-699MPa라고 보고하였다.¹³ Wagner WC & Chu TM은 1996년에 In-Ceram Alumina, In-Ceram Zirconia, Procera All-Ceram의 비교 연구에서 평균 파절강도가 각각 418MPa, 615MPa, 592MPa 라고 보고하였다.¹⁴

이러한 지르코니아의 물성, CAD/CAM 시스템의 효율성 등의 장점을 이용하여 전치부 심미 보철물의 제작에 CAD/CAM 방식을 이용한 보철수복이 증가하고 있는 추세이다. 하지만 실제 임상에서 사용하기에는 기기 및 재료 등의 고가로 인해 널리 사용되고 있지는 못하다. 최근에는 국내 기술력, 혹은 국내외 기술력을 합작하여 개발된 CAD/CAM 시스템 등이 기존 제품보다 저렴한 수가로 공급되고 있다. 저렴하다는 것은 경쟁력을 지닐 수 있다. 하지만 이러한 제품의 임상적 유용성에 관한 연구는 미흡한 실정이다.

전부 도재관의 임상적 유용성을 평가하는데 있어서 중요한 요소 중 하나는 기능 운동 시 저작에 견디는 충분한 파절강도를 지녀야 한다.^{15,16} 전부 도재관의 실패 이유 중 높은 비율을 차지하고 있는 것이 도재관의 파절이다. 이러한 파절로 인한 실패를 방지하기 위해서는 전부 도재관이 일정한 두께에서 파절강도가 높아

야 한다. Guazzato M 등은 2002년 In-Ceram Alumina와 In-Ceram Zirconia의 초기굴곡강도 비교에서 In-Ceram Alumina는 428-600MPa, In-Ceram Zirconia는 489-756MPa라고 보고하였고,¹⁷ Suttor D 등이 발표한 2001년 논문에서 In-Ceram Alumina를 이용한 all-ceramic Cr & Br. 제작시 LAVA 시스템에 대한 연구에서 초기파절강도가 960-1180MPa라고 보고하고 있다.¹⁸ 이러한 여러 논문 결과에서 보면 도재 전장관의 초기파절강도 요구량은 전치부의 경우 400N, 구치부의 경우 600N이라고 하였다. 이는 평균적인 최대교합력의 수치가 전치부는 200N, 구치부는 300N 일 경우를 기준으로 산출한 요구량이다.¹⁹ 전부 도재관의 강도는 주로 재료의 종류, 제작 방법, 치아 형성방법, 도재관과 치아의 접합 방법 등에 영향을 받는다.^{15,20-22}

본 연구는 최근에 개발되어 쓰이고 있는 3종의 CAD/CAM 시스템의 제품들을 동일한 방법으로 제작한 후 만능시험기를 이용하여 파절강도를 측정하여 임상적인 유용성을 상호 비교, 평가하는데 그 목적이 있다.

연구 재료 및 방법

1. 연구재료

실험을 위해 Dentiform[®](Nissin Dental Prod. Inc., Japan) 상악 우측 중절치를 사용하였다. 인상재는 비가역성 하이드로콜로이드 인상재인 Alginoplast[®](Heraeus Kulzer GmbH., Holland)와 부가중합형 실리콘 인상재인 Examixfine[®](GC Co., Japan)를 사용하였고, Pattern Resin[®](GC Co., Japan)을 이용하여 작업모형을 제작하였다. 치아 매물을 위해 경석고인 MG Crystal Rock[®](Maruishi Gypsum Co., Japan)과 초경석고인 GC Fujirock[®](GC Europe., Belgium)을 사용하였다. 실험에 쓰일 지대치 제작을 위해 Ni-Cr alloy - Rexillum 3[®](Jeneric/Pentron Inc., USA)을 사용, 복제하였다. 코어는 Adens[®] 시스템(Adens Co., Korea), Cerasys[®] 시스템(Cerasys Co., Korea), Lava[®] 시스템(3M ESPE., USA)에서 일관성있게 제작하여 Panavia-F[®](Kuraray medical Inc., Japan)을 이용하여 영구합착하였다. 파절 하중의 측정에는 Z250/SN5S[®](ZWICK GMBH & CO., Germany)를 이용하여 기록하였다.

2. 연구방법

1) 금속 주모형 제작

기본 모형 제작을 위해 상악 우측 중절치에 해당하는 레진치아(Dentiform®, Nissin Dental Prod. Inc., Japan)를 이용하여 전부 도재관의 지대치 형성법에 따라 삭제하였다. High speed를 이용, diamond bur로 절단면은 2mm, 측면은 1mm로 삭제하고 변연부는 1mm 폭을 갖는 deep chamfer 형태를 부여했고, 6도의 일정한 측면 경사도를 갖도록 milling machine으로 다듬고 연마하여 마무리 하였다. 실험군 별로 10개의 주모형을 제작하기 위해 삭제된 기본 모형을 부가 중합형 인상재(Examixfine®, GC CO., Japan)를 사용하여 인상 채득 후 Pattern Resin®(GC Co., Japan)을 이용하여 30개의 레진치아를 복제하였다. 복제한 레진치아를 매몰, 소환한 후 Ni-Cr alloy(Rexillum 3®, Jeneric/Pentron Inc.,

USA)로 주조, stone point와 Rubber point로 연마하여 금속 주모형 30개를 제작하였다(Fig. 1).

2) 코어의 제작

코어의 제작과정 중 생길 수 있는 오차를 재현하기 위하여 모든 임상 및 기공실 과정을 모방하였다. 즉, 비가역성 하이드로콜로이드 인상재(Alginoplat®, Heraeus Kulzer GmbH., Holland)로 금속 주모형의 예비인상을 채득하여 경석고(MG Crystal Rock®, Maruishi Gypmsum CO., Japan) 주입 후 얻은 예비모형 상에서 개인 트레이를 제작한 후, 부가중합형 실리콘 인상재(Examixfine®, GC CO., Japan)를 사용하여 금속 주모형을 인상 채득하고 초경석고(GC Fujirock®, GC Europe, Belgium)를 주입하여 석고 주모형 30개를 제작하였다(Fig. 2).

각 CAD/CAM 시스템 별로 10개씩 코어를 제작하였다. 각 시스템 간에 상악 전치부에 일반적으로 쓰이



Fig. 1. Metal master dies.



Fig. 2. Working dies.



Fig. 3. fabrication of zirconia cores.



Fig. 4. Cementation of cores.



Fig. 5. Universal testing machine(Z250/SN5S®).

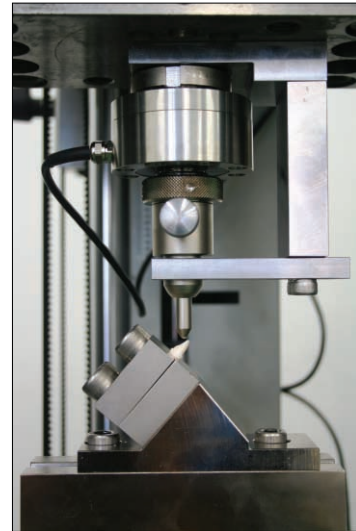


Fig. 6. Fixation of specimens.

는 코어의 두께 및 relief 양이 조금씩 차이가 있어 이를 고려하여 코어 두께는 0.5mm, relief 양은 40 μ m로 일관성있게 제작하였다(Fig. 3).

3) 코어의 합착

금속 주모형의 피착면은 50 μ m의 알루미나 입자로 표면처리 하였다. 코어의 접착을 위하여 레진시멘트인 Panavia-F®(Kuraray medical Inc., Okayama, Japan)를 사용하여 제조회사의 지시대로 주모형에 합착하고 3분간 지압을 가하였다. 레진시멘트의 경화를 위해 15초 동안 광중합을 시행하였고 접착이 완료된 주모형은 37 $^{\circ}$ C 증류수에서 24시간 보관하였다(Fig. 4).

4) 파절강도 측정

만능역학시험기 Z250/SN5S®(ZWICK GMBH &CO., Germany)를 사용하여 파절강도를 측정하였다.(Fig. 5) 상악 중절치와 하악 중절치의 장축이 이루는 각의 평균치를 고려하여 금속 주모형의 장축이 testing jig와 130 $^{\circ}$ 를 이루도록 고정하였다.(Fig. 6) Loading stylus는 직경이 4mm인 강화형 스테인레스 스틸 반구 형태로 사용하였다. 하중이 가해지는 부위는 절단면에서 2mm 설측으로, 근원심 방향으로 중심에 위치시켰고, 그 위치는 교합지를 사용하여 확인하였다(Fig. 7). Cross-head speed는 0.5mm/min 로



Fig. 7. Fixation of specimens - enlarged view.

설정하고, 코어가 파절될 때까지 하중을 가하였다.

5) 통계 처리

모든 시편의 파절강도를 측정하고, 각 군의 평균과 표준편차를 구하였다. Kruskal Waillis test를 통해 각 군의 유의차를 확인하고, Wilcoxon Rank Sum test를 시행하였다.

결과

각 군의 파절강도의 평균값과 표준편차는 Table I 과 같다.

Table I. Means and standard deviations of Fracture strength of each groups (Unit : N)

	Adens [®] system	Cerasys [®] system	Lava [®] system
1	253.8	891.2	1336.8
2	673.3	1038.3	1326.1
3	657.0	581.4	1528.2
4	573.3	1049	961.7
5	775.6	789.7	1323.5
6	777.2	978.4	1096.9
7	518.3	781.6	1423.8
8	739.0	766.6	939.5
9	549.5	995.7	844.6
10	641.9	767.9	649.9
Mean	615.9	864.0	1143.0
Standard deviation	156.1	151.5	286.6

Table II. Kruskal Wallis test

	N	Mean Rank
Adens [®] system	10	24.0
Cerasys [®] system	10	14.3
Lava [®] system	10	8.2
Total	30	
Asymp. Sig.		0.0003

Table III. Wilcoxon Rank Sum test

	Sig.
Adens [®] system/Cerasys [®] system	0.0013
Cerasys [®] system/Lava [®] system	0.0171
Lava [®] system/Adens [®] system	0.0003

고찰

새로운 치과 재료의 개발로 도재관의 물성과 심미적 성질은 나날이 증가하고 있다. 이는 심미성을 중시하는 현대인의 욕구와 부합하여 점차 많은 환자에게서 사용되어지고 있는 추세이다. 전부 도재관의 단점 중 하나로 지적되던 강도에 있어서 점차 새로운 재료의 개발로 이를 극복할 수 있게 되어 금속 도재관은 비심미적이라는 단점과 함께 점차 사용이 줄어들고 있다.

1965년 알루미늄 코어를 이용하여 강도를 현저히 증가시킨 전부 도재관이 개발되었지만 제작과정이 복잡하고 강도가 충분하지 못했다. 1984년 개발된 Dicor[®] 도재관은 외형 형성이 용이하고 적합성이 향상되었지만 강도가 부족하고 심미성이 뛰어나지 못했다.^{23,24} 1989년 소개된 In-Ceram[®]은 slip-casting 방

법으로 알루미늄 코어를 제작하는 방식으로 전치부 전부 도재관의 제작이 가능해졌다.^{3,15} 1990년 Ivoclar 회사에 의해 개발된 IPS Empress[®] 시스템은 결정화된 도재를 가열 및 가압하여 수복물을 제작한다. 뛰어난 심미성을 자랑하지만 낮은 굴곡강도로 인하여 전치부 전부 도재관으로의 사용이 제한적이다.²⁵ 이러한 재료의 취약한 성질을 보강하기 위해 Lithium disilicate로 구성된 높은 강도의 IPS Empress II[®]가 개발되었다. 유리기질 내 긴밀히 결합된 Lithium disilicate 결정들의 미세구조들이 서로 맞물리는 구조로 배열되어 파절 전달을 차단함으로써 파절인성과 굴곡강도의 증가를 가져왔다.^{4,5} 하지만 여전히 구치부 고정성 국소의치로 사용하기에는 한계가 있다.

지르코니아는 산화 지르코늄(Zirconium Oxide, ZnO₂)의 총칭으로 화학적 안정성, 체적 안정성을 보

이며,²⁶ 기존의 도재에 비해 높은 굴곡 및 파절강도를 지니고 있다.^{1,8,27} 이는 다형 구조로 1170°C까지는 단사정계의 상으로 유지되다가 2370°C까지는 정방정계의 상으로 유지된다. 그 이상의 온도에서는 입방형의 상 형태를 지닌다. 가공 후 냉각되면서 3~5%의 체적 확장이 일어나 균열의 시발점에 반하여 내적 스트레스의 발달을 유도하고 결국 균열에 대한 저항을 증가시키는 성질(transformation toughening mechanism) 때문에 기존의 도재에 비해 높은 파절강도를 갖게 된다.⁷ 이 재료는 1789년에 발견되어 주로 가공 산업분야에서 많이 사용되다가 1969년 의학분야에서 인공고관절 등의 제작을 위해 사용하기 시작했다. 이후 치과분야에서 근관용 포스트, 임플란트 지대주, 교정용 브라켓 등에 사용하기 시작했다. 하지만 높은 강도 때문에 통상적인 도재 수복물을 위한 제작방법으로는 가공이 어려워 도재 수복물로는 사용되지 않았는데 최근에는 지르코니아 블록을 CAD/CAM (computer-aided design and computer-aided manufacturing) 시스템으로 절삭, 가공하여 고정성 보철물에도 사용되고 있다.

CAD/CAM 시스템은 컴퓨터를 이용한 입력, 설계 가공을 통해 보철물을 제작하는 방식으로, 왁스로 형태를 형성하고 주조를 통해 보철물을 제작하는 방법이나 도재를 축성해 열가압시켜 만드는 방식과는 다른 점이 많다. CAD/CAM 시스템을 이용한 기공작업 시 제작기간을 줄일 수 있고, 정밀도는 증가시킬 수 있으며 기존의 방식으로는 가공할 수 없었던 재료도 사용이 가능하다.^{10,11} 또한 상온에서의 기계적인 작업으로 제작되므로 기포, 진류응력 등은 감소하고, 밀도는 증가시켜 보철물의 물성을 매우 향상시킨다.^{28,29} 특히 CAD/CAM 시스템의 임상 적용시 장기간의 성공여부에서도 좋은 결과를 나타낸다는 보고가 있다.³⁰ 따라서 최근 CAD/CAM 시스템을 이용한 지르코니아 수복물의 사용 범위가 넓어지고 있다.

전부 도재관의 성공에 대한 기본적인 중요한 평가 요소 중 하나는 기능 운동 시 하중에 의해 파절되지 않는 충분한 파절강도를 지녀야 한다는 것이다.³¹ 본 실험에서는 다른 조건의 변수를 제외하고 시스템간의 코어에 대한 파절강도만을 측정, 비교하였다. 수종의 전부 도재관 코어의 파절강도를 정확히 비교하기 위해서는 각 시스템을 제외한 모든 조건이 동일해야 한다. 따라서 비교할 수 있는 모든 수복물 시편은 한 개의 작업 모형에서 제작되는 것이 바람직하다. 따라서 본 실험에서는 한 개의 레진 치아를 사색하여 30번의 인상 채

득 후 동일한 금속 주모형 30개를 제작, 이를 이용하여 실험하였다. 실제 임상에서의 조건을 부여하기 위해 각각의 금속 주모형을 다시 인상채득, 작업 모형을 제작하여 이를 이용, 각 시스템 별로 코어를 제작, 이를 금속 주모형에 합착한 후 파절강도를 측정하였다.

기존에 발표된 다수의 논문에서 전부 도재관의 파절 강도는 차이가 있는데 이는 지대치 형성의 설계³², 코어의 두께¹⁶, 인공 치관의 두께, 하중이 가해지는 방향³³, 하중이 가해지는 위치, loading stylus 방향, 열순환, 반복 하중 시행 여부³⁴, 지지모형의 탄성계수³⁵, 접착재의 종류³⁶ 등의 조건들이 다르기 때문이다.

코어의 두께 및 강도는 전부 도재관의 성공여부와 관련이 깊다. 황 등은 전부 도재관의 강도는 코어의 재료 및 제작 방법에 따라 차이가 있다고 하였고,³⁷ Seghi, Lee 등도 전부 도재관의 제작 시 코어의 탄성계수가 클수록 전부 도재관의 강도가 더 강해진다고 하였다.^{38,39} 코어에 상아질용 및 법랑질용 도재가 축성되어지고 연마, 착색, 글레이징 등 다양한 처리가 적용되어 완성된 강도를 지니게 되므로 코어 자체만으로 전부 도재관의 파절 저항성을 평가할 수는 없다. 하지만 코어의 강도가 완성된 보철물에 큰 영향을 미치는 것은 분명하다. 그리고 코어 위에 축성된 도재는 기공사의 숙련도에 따라 오차를 가져올 수 있는 요소이기 때문에 본 실험에서는 코어의 강도만을 측정하였다.

코어의 두께는 각 제조회사마다 권장하는 양의 차이가 있었는데 모든 시스템의 권장 범주 내에 들 수 있도록 두께는 0.5mm, 내면 relief 양은 40 μ m으로 하였다.

본 실험과 관련된 부분 중 합착재에 따른 차이를 고려해야 한다. 하지만 이 부분에 대해서는 여러 논문에서 견해가 다른 부분이 많다. 지르코니아의 경우 도재 내면에 적용하여야 하는 산부식 및 실란 처리가 도움이 되지 않는다는 보고가 있고,⁴⁰ 압축강도에 있어서 인산아연시멘트, 글래스-아이오노머 시멘트, 레진시멘트 간에 유의한 차이를 보이지 않는다는 연구 보고가 있었다.³⁶ 따라서 본 실험에서는 지르코니아 코어 내면 처리를 따로 하지 않았으며, 기계적, 화학적 결합에 의한 강도 증가 및 뛰어난 심미성으로 인해 전부 도재관 합착 시 권장되는 레진시멘트 (Panavia-F[®]; Kuraray medical Inc., Okayama, Japan)를 이용하여 합착하였다.

파절강도에 영향을 미치는 요소 중 지지모형에 따른 차이도 고려해야 하는데, Scherrer 등은 실험 연구에서 지지모형의 탄성계수가 커질수록 파절강도는 증가



Fig. 8. Aspects of fractured cores.

한다고 보고하였다.³⁵ 본 실험에서는 지대치 모형으로 Ni-Cr alloy를 사용하였는데, 이는 상아질에 비해 탄성계수가 매우 크다. 따라서 실제 자연치에 적합된 경우에는 보다 낮은 수치의 파절강도가 예상된다.

실험 결과 분석을 위해 비모수적 통계 분석을 이용하였다. 통계적 추론의 신뢰도는 일반적으로 모수 통계 분석이 비모수 분석보다 높기 때문에 모수적 방법을 이용할 수 있으면 비모수적 방법을 사용해서는 안 된다. 모수적 방법을 사용하려면, 추출한 표본의 모집단이 정규분포를 이루어야 한다는 가정이 필요한데, 본 실험 결과처럼 산포도가 큰 경우에는 10개의 시편수로 모집단의 정규성을 가정할 수 없다. 이 때에는 비모수 통계 추론(Kruskal-Wallis)이 보다 정확한 분석법이 된다.⁴¹ 본 실험 결과 Kruskal Wallis test에서 5% 유의수준으로 근사 유의 확률이 $P=0.0003$ 로써 각 군간의 평균값이 다르다는 것을 알 수 있고, 5% 유의수준으로 한 Wilcoxon Rank Sum test 결과에서 3M LAVA[®] CAD/CAM 시스템, Cerasys[®] CAD/CAM 시스템, Adens[®] CAD/CAM 시스템 순으로 높은 파절강도를 나타냈다. 여러 문헌에서 연구한 최대 교합력의 평균치는 생체 내 연구를 통한 것은 아니지만 임상적으로 도재관의 사용에 있어 참고가 될 수 있다.³⁷ 일반적인 전치의 평균 교합력을 155N이라고 보았을 때¹⁹, 본 실험에서는 모든 군에서 임상적으로 사용 가능한 수치를 나타냈다.

본 실험에서 도재관의 파절양상은 대부분 하중이 가해진 설측 하중점에서 근원심 인접면을 따라 순측 치경부 방향으로 진행되어 코어가 순설측으로 분리되는 썩기모양의 파절양상을 나타냈다. 파절은 설측의 치경부 쪽으로는 진행되지 않았다.(Fig. 8) 이러한 양상은 기존의 논문에서 이미 보고된 파절양상과 비슷하다.^{33,42}

전부 도재관의 파절저항은 재료 외에도 치아의 적절한 지지, 적절한 환자의 선택, 가공사의 숙련 등에 의해 영향을 받는다. 본 실험에서는 구강내 환경과 유사한 반복적 스트레스와 전단력, 온도 변화, 젖음 상태, 전부도재관의 형태 등과 같은 조건이 고려되지 못했다. Kelly 등이 1995년 발표한 문헌에 따르면 도재의 파절은 일시에 작용하는 큰 힘보다는 주로 반복된 작은 힘에 의한 피로 때문이라고 한다.⁴³ 향후 상기 요소들이 포함된 실험연구와 임상연구가 계속 이루어져야 할 것이다.

결론

본 연구는 전부 도재관 제작을 위해 최근에 개발되어 쓰이고 있는 3종의 CAD/CAM 시스템을 이용, 지르코니아 코어를 동일한 형태로 제작한 후 만능시험기를 이용하여 파절강도를 측정하여 다음과 같은 결론을 얻을 수 있었다.

1. Adens[®] 시스템은 $615.89 \pm 156.1N$, Cerasys[®] 시스템은 $863.98 \pm 151.5N$, 3M LAVA[®] 시스템은 $1143.1 \pm 286.6N$ 의 파절강도를 보였다.
2. 각 군의 파절강도는 3M LAVA[®] 시스템, Cerasys[®] 시스템, Adens[®] 시스템 순으로 통계학적으로 유의할 수준의 차이를 보였다.

참고문헌

1. Park JH, Whang JW, Shin SW. The Study of Flexural Strength of Various Zirconia Ceramics. J Kor Acad Prosthodont 2004;42:142-153.
2. Rosenblum M. A review of All-Ceramic Restoration. JADA 1997;128:297-307.
3. Burke FJT. The effect of variations in bonding procedure on fracture resistance of dentin-bonded All-ceramic crown. Quintessence Int 1995;26:293-300.
4. Yu JH, Kim YC, Kang DW. A Study on the Marginal Fidelities and Fracture Strength of IPS Empress 2[®] ceramic crowns. J Kor Acad Prosthodont 2000;38:1-11.
5. Luca L, Dalloca UD. A new esthetic material for anterior crowns: IPS-Empress. QDT 1995:171-175.
6. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. Dent Mater 2004;20:449-456.
7. Ardlin BI. Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface

- structure. Dent Mater 2002;18:590-595.
8. Guazzato M, Proos K, Sara G, Swain MV. Strength, reliability and mode of fracture of bilayered porcelain/core ceramics. Int J Prosthodont 2004;17:142-149.
 9. Jeon MH, Jeon YC, Jeong CM, Lim JS, Jeong HC. A study of precise fit of the CAM zirconia all-ceramic framework. J Kor Acad Prosthodont 2005;43:611-621.
 10. Luthardt RG, Sandkuhl O, Herold V, Walter MH. Accuracy of mechanical digitizing with a CAD/CAM system for fixed restorations. Int J Prosthodont 2001;14:146-151.
 11. McLaren EA, Terry DA. CAD/CAM systems, materials and clinical guidelines for all-ceramic crowns and fixed partial dentures. Compendium 2002;23:637-653.
 12. Giordano R. All-ceramic restorative systems: alumina-based core systems. J Mass Dent Soc 2002;51:30-35.
 13. White SN, Caputo AA, Li ZC, Zhao XY. Modulus of rupture of the Procera All-Ceramic System. J Esthet Dent 1996; 8:120-126.
 14. Wagner WC, Chu TM. Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. J Prosthet Dent 1996;76:140-144.
 15. Hwang JW, Yang JH, Lee SH, Chung HY. A Study on Fracture Strength of Conventional and Copy-milled In-CERAM Crowns. J Kor Acad Prosthodont 1997;35:1-27.
 16. Kim DY, Lee YS, Park WH. Comparative Study of Fracture Strength Depending on the Thickness of some All Ceramic Cores. J Kor Acad Prosthodont 2004;42:49-56.
 17. Guazzato M, Albakry M, Swain MV, Ironside J. Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. Int J Prosthodont 2002;15:339-346.
 18. Suttor D, Bunke K, Hoescheler S, Hauptmann H, Hertlein G. LAVA-the system for all-ceramic ZrO₂ crown and bridge frameworks. Int J Comput Dent 2001;4:195-206.
 19. Craig RG. Restorative dental materials. pp65, ST Louis, CV Mosby, 1989.
 20. Shin DK, Kang HJ, Park YS, Park KS, Dong JK. Fracture Strength of the IPS Empress Crown : The Effects of Incisal Reduction and Axial Inclination on Upper Canine. J Kor Acad Prosthodont 2005;43:30-40.
 21. Campbell SD, Sozio RB. Evaluation of the fit and strength of an all-ceramic fixed partial denture. J Prosthet Dent 1998;59:301-306.
 22. Nakamura T, Ohyama T, Imanashi A, Ishigaki S. Fracture resistance of pressable glass-ceramic fixed partial dentures. J Oral Rehabilitation 2002;29:951-955.
 23. Scherrer SS, Rijk WG. The effect of crown length on the fracture resistance of posterior porcelain and Glass-ceramic crown. Int J Prosthet 1992;5:550-557.
 24. Grossman DG, Nelson JW. The bonded Dicor crown. J Dent Res 1987;800. 66:206.
 25. Probster L. Compressive strength of two modern All-ceramic crown. Int J Prosthet 1992;4:409-414.
 26. Tinschert J, Zwez D, Marx R, Anusavice KJ. Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. J Dent 2000;28:529-535.
 27. Piconi C, Maccauro G. Review zirconia as a ceramic biomaterial. Biomaterials 1999;20:1-25.
 28. Willer J, Rossbach A, Weber HP. Computer-assisted milling of dental restoration using a new CAD/CAM data acquisition system. J Prosthet Dent 1998;80:346-351.
 29. 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 2001;14:231-238.
 30. Bindl A, Mormann WH. An up to 5-years clinical evaluation of posterior In-Ceram CAD/CAM core crowns. Int J Prosthodont 2002;15:451-456.
 31. Koh JW, Yang JH, Lee SH. Influence of thickness of Empress 2 ceramic on fracture strength. J Kor Acad Prosthodont 2000;38:446-460.
 32. Friedlander LD, Munoz CA, Goodacre CJ. The effect of tooth preparation design on the breaking strength Dicor crowns. Part I. Int J Prosthodont 1990;3:159-168.
 33. Ludwig K. Study on the ultimate strength of all-ceramic crowns. Dental-labor. No.5/91:647-651.
 34. Kem M, Fechtig T, Strub J. Influence of water storage and thermal cycling on the fracture strength of all-ceramic, resin-bonded fixed partial dentures. J Prosthet Dent 1994;71:251-256.
 35. Scherrer SS, Rijk WG. The fracture resistance of all-ceramic crowns on supporting structures with different elastic moduli. Int J Prosthodont 1993;6:462-467.
 36. McCormick JT, Rowland W, Shillingburg Jr HT, Duncanson Jr MG. Effect of luting media on the compressive strengths of two types of all-ceramic crown. Quintessence Int 1993;24:405-408.
 37. Hwang JW, Yang JH. A study on the fracture strength of conventional and copy-milled In-Ceram crown. J Kor Acad Prosthodont 1997;35:417-429.
 38. Seghi RR, Daher T. Relative flexural strength of dental restorative ceramics. Dental Materials 1990;6:181-184.
 39. Lee SK, Wilson PR. Fracture strength of all-ceramic crowns with varying core elastic moduli. Aust Dent J 2000;45:103-107.
 40. Derand P, Derand T. Bond strength of luting cements to zirconium oxide ceramics. Int J Prosthodont 2000;13:131-135.
 41. Yang JH, Yeo IS, Lee SH, Han JS, Lee JB. Marginal fit of celay/In-Ceram, Conventional In-Ceram and Empress 2 all-ceramic single crowns. J Kor Acad Prosthodont 2002;40:131-139.
 42. Maruyama T, Koh N, Hino T, Miyauchi S. Clinical use of a new castable glass ceramic material. Int J Prosthodont 1991;4:138-146.
 43. Kelly JR, Tesk JA, Sorensen JA. Failure of all-ceramic fixed partial dentures *in vitro* and *in vivo*: Analysis and modeling. J Dent Res 1995;74:1253-1258.

Comparative study in fracture strength of zirconia cores fabricated with three different CAD/CAM systems

Eon-Sick Shin, DDS, Young-Soo Lee, DDS, MS, PhD,

Won-Hee Park, DDS, MS, PhD

Department of Dentistry, College of Medicine, Hanyang University

Purpose: The purpose of this study is to compare three different CAD/CAM systems through the fracture strength of zirconia core and to evaluate the clinical availability of each system. **Material and methods:** The following three groups of 30 maxillary mesial incisor core for all-ceramics(each group 10) were fabricated as follows: group 1. Adens[®] CAD/CAM system, group 2. Cerasys[®] CAD/CAM system, group 3. 3M LAVA[®] CAD/CAM system. All specimens were manufactured consistently thickness 0.5mm and relief 40 μ m. Specimens were subjected to compressive loading on the lingual area by Z250/SN5S[®]. Each group's mean and standard deviation were calculated and Kruskal Wallis test, Wilcoxon Rank Sum test were utilized to find out the relationship among the groups. **Results:** The results were as follows: 1. The mean fracture strength of Adens[®] system was 615.89 ± 156.1 N, the Cerasys[®] system was 863.98 ± 151.5 N, and the 3M LAVA[®] system was 1143.1 ± 286.6 N. 2. The fracture strength of the systems showed the significant statistical differences in order of 3M LAVA[®] system, Cerasys[®] system, Adens[®] system. **Conclusion:** In this study, in spite of the differences among the groups, every group showed clinically useful results. It is necessary to study further clinical experiments on a long term basis.

Key words : Zirconia core, Fracture strength, CAD/CAM system, All-ceramic crown

Corresponding Author: Young-Soo Lee

*Department of Dentistry, College of Medicine, Hanyang University, 17, Hangdang-Dong, Sungdong-Gu, Seoul, 133-792, Korea
+82 2 2290 8675: e-mail, leeys@hanyang.ac.kr*

Received September 5, 2007: Last Revision September 30, 2007: Accepted February 25, 2008