

3종의 CAD/CAM 시스템에서 지르코니아 코어의 변연 적합도에 관한 비교 연구

권용중 · 이영수 · 박원희

한양대학교 의과대학 치과학교실

최근 개발된 다양한 CAD/CAM 시스템으로 제작된 지르코니아 코어의 변연 적합도에 관해 많은 연구가 있었다. 그러나 비교 연구는 미흡한 실정이다. 본 연구의 목적은 3종의 CAD/CAM 시스템에서 단일 전부 도재관을 위한 지르코니아 코어의 변연 적합도를 비교하는 것이다. 실험을 통하여 3종의 CAD/CAM 시스템(Adens[®] 시스템, Lava[®] 시스템, Cerasys[®] 시스템) 으로 제작된 지르코니아 코어의 변연 적합도를 비교하였다. 각 시스템당 10개의 지르코니아 코어를 제작하였다. 광학현미경(L-150A[®], Nikon, Japan)을 사용하여 총 50곳의 변연 간격을 측정하였다. 통계처리는 Kruskal Wallis test와 Wilcoxon Rank Sum test를 시행하였다. 단일 전부 도재관을 위한 지르코니아 코어의 총 변연간격은 Adens[®] 시스템이 $284.5 \pm 152.9 \mu\text{m}$, Lava[®] 시스템이 $99.0 \pm 73.0 \mu\text{m}$, 그리고 Cerasys[®] 시스템이 $153.5 \pm 85.7 \mu\text{m}$ 이었다. 본 연구내에서, Lava[®] 시스템이 다른 시스템에 비해 우수한 변연 적합도를 보였다. (대한치과보철학회지 2008;46:12-21)

주요단어 : CAD/CAM 시스템, 지르코니아 코어, 변연 적합도

서론

치과에서 날로 증가하고 있는 심미적 수복치료의 요구에 대해 전부 도재 수복물은 뛰어난 심미성을 제공하며 전치부와 구치부 수복에 있어서 성공적으로 이용되고 있다.¹ 현재 사용되는 전부 도재 시스템에는 In-Ceram[®], IPS Empress 2[®], CAD/CAM 시스템 등이 있다. In-Ceram[®] 시스템은 slip casting법으로 glass-infiltrated 알루미늄 코어를 만들고, IPS Empress 2[®] 시스템은 열가압법으로 lithium disilicate 코어를 만든다. CAD/CAM(computer aided design/computer aided manufacturing) 시스템은 컴퓨터에 의해 코어를 디자인하고 절삭가공한다.

CAD/CAM 시스템은 컴퓨터에 의한 지대치 스캔과정, 수복물 설계, 가공과정을 거치므로 제작 시간과 비용을 절감할 수 있고 일반적인 수복물 제작시 발생할 수 있는 변형 문제를 해결할 수 있으며,^{2,3} 금속 또는 금속과 유사한 강도를 갖는 지르코니아를 가공할 수 있다.

우리가 흔히 지르코니아라고 부르는 부분 안정화 지르코니아는 높은 강도, 파절 인성, 그리고 생체적합성을 지녀,⁴ 생체의학용으로 정형외과에서 total hip replacement에 처음으로 사용되었고,⁵ 치과영역에서는 1990년대 초반이 되어서야 근관용 포스트와 임플란트 지대주로서 사용되기 시작했다.⁶⁻⁸

지르코니아의 독특한 특성, 강도, 전이 인성, 백색, 화학적 안정성, 구조적 안정성은 지르코니아를 최선의 코어 재료로 만들고 있지만,⁹⁻¹¹ 높은 강도로 인해 통상의 도재 수복물 제작방법으로는 제작이 어려워 CAD/CAM 시스템을 사용하여 기계적으로 절삭가공된다.^{12,13} 가공후 소결 과정을 거치게 되는데, 15-30%의 선형 수축을 일으키고 결과적으로 밀도와 강도가 증가한다.^{14,15}

지르코니아의 임상적 사용을 위해서는 CAD/CAM 시스템은 스캔 과정, 소프트웨어 디자인, 가공, 그리고 소결후 수축 효과에 따른 부정확성에 초점을 맞추게 된다. 이러한 부정확성은 수복물 변연에 영향을 미친다.¹⁶

치과 수복물의 여러 가지 요구조건중에는 변연 적합

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

도가 있다. 변연 적합은 수복물의 성공에 있어 중요한 요소이다. 변연의 결함은 치아의 손상과 치주 조직에 악영향을 미치고,^{17,18} 치태의 축적은 변연 염증과 치은 퇴축을 일으킨다.¹⁹ 부적합한 변연 적합은 치관 변연 하방에 치아우식증과 2차 우식증을 일으키게 되어,²⁰ 수복물 실패의 빈번한 원인이 된다.^{19,21}

CAD/CAM 시스템으로 제작된 전부 도재관의 변연 적합도에 관한 여러 연구가 있었다. 이 연구들은 한 종류의 CAD/CAM 시스템으로 제작된 치관의 변연을 평가하거나, 기타 제작법의 전부 도재관과 비교 평가한 보고들이다.^{2,16,22,23} 현재 수많은 CAD/CAM 시스템들이 개발되어 임상 활용이 증가되고 있는 추세에서 CAD/CAM 시스템간 비교 평가한 연구는 매우 미흡한 실정이다.

본 연구는 Adens[®] 시스템, Lava[®] 시스템, Cerasys[®] 시스템으로 제작된 단일 전부 도재관을 위한 지르코니아 코어의 변연 적합도를 비교하는데 그 목적이 있다.

연구 재료 및 방법

1. 연구 재료

1) 치아모형

Dentiform[®](Nissin Dental Prod. Inc., Japan)상의 상악 우측 중절치를 사용하였다.

2) 인상재

비가역성 하이드로콜로이드 인상재인 Alginoplast[®](Heraeus Kulzer GmbH., Holland)와 부가중합형 실리콘 인상재인 Examixfine[®](GC Co., Japan)을 사용하였다.

3) 복제용 레진

Pattern Resin[®](GC Co., Japan)을 사용하였다.

4) 아크릴릭 레진

Ivolar[®](Ivoclar vivadent., Liechtenstein)를 사용하였다.

5) 경석고

MG Crystal Rock[®](Maruishi Gypsum Co., Japan)을 사용하였다.

6) 초경석고

GC Fujirock[®](GC Europe., Belgium)을 사용하였다.

7) 금속치아

Ni-Cr alloy인 Rexillum 3[®](Jeneric/Pentron Inc., USA)로 제작하였다.

8) 영구합착제

Panavia-F[®](Kuraray medical Inc., Japan)를 사용하였다.

9) CAD/CAM 시스템

Adens[®] 시스템(Adens Co., Korea), Lava[®] 시스템(3M ESPE., USA), Cerasys[®] 시스템(Cerasys Co., Korea)을 사용하였다.

10) 광학현미경

L-150A[®](Nikon, Japan)를 사용하였다.

2. 연구방법

1) 실험군 분류

시스템에 따라 3개의 그룹으로 구분하였으며, 각 군당 10개씩 총 30개의 시편을 제작하였다.

2) 금속치아 제작

전부 도재관의 지대치 형성법에 따라 Dentiform[®]의 상악 우측 중절치를 삭제(절단면 2mm, 측면 1mm, 1mm폭의 deep chamfer margin, 6도의 측면 경사도)하였다. 삭제된 지대치를 부가 중합형 인상재를 사용하여 인상 채득한 후, Pattern Resin[®]을 이용하여 복제하였다. 복제한 Pattern Resin 치아를 매몰, 소환한 후 Ni-Cr alloy로 주조하였고, Stone point와 rubber point로 연마하여 금속치아 30개를 제작하였다. 제작된 30개의 금속치아는 3개의 시스템에 따라 각 10개씩 3개의 그룹으로 나누었다(Fig. 1).

3) 지르코니아 코어의 제작

비가역성 하이드로콜로이드 인상재로 금속치아의 예비인상을 채득하여 경석고 주입후 얻은 예비모형상에서 개인트레이를 제작하였다. 금속치아를 개인트레이와 부가중합형 인상재로 인상을 채득한 후, 초경석고를 주입하여 석고 주모형 30개를 제작하였다(Fig.

2). 석고 주모형상에서 각 시스템에 따른 지르코니아 코어를 각 10개씩 제작(0.5mm 두께, 40 μ m relief)하였다(Fig. 3).

4) Core의 합착

영구합착제를 제조사의 지시에 따라 혼합하고 코어를 금속치아에 수압으로 3분간 합착하였다. 영구합착제의 경화를 위해 15초간 광중합을 시행한 후, 37 $^{\circ}$ C 증류수에 24시간 보관하였다(Fig. 4).

5) 변연 간격의 측정

변연 간격의 측정시, 시편 위치의 일관성을 위하여 복제용 레진으로 금속치아의 순면, 구개면, 근심면, 원심면을 인기한 Index상에서 광학현미경(Fig. 5)을 사용하여 50배율로 변연 간격을 관찰하였다(Fig. 6-17).

6) 통계처리

통계처리는 비모수적 방법을 사용하였다. 각 시스템에 해당하는 평균값과 표준편차를 구하고, 각 그룹간 유의차를 비교하기 위해 Kruskal Wallis test를 시행하였으며, 각 그룹간 변연 간격을 비교하기 위해 두



Fig. 1. Metal teeth.



Fig. 2. Stone dies.



Fig. 3. Zirconia cores fabricated with 3 CAD/CAM systems.



Fig. 4. Zirconia cores cemented finally on metal teeth.



Fig. 5. Microscope(L-150A[®](Nikon, Japan)).



Fig. 6. Labial surface(Adens[®] system).



Fig. 7. Palatal surface(Adens[®] system).

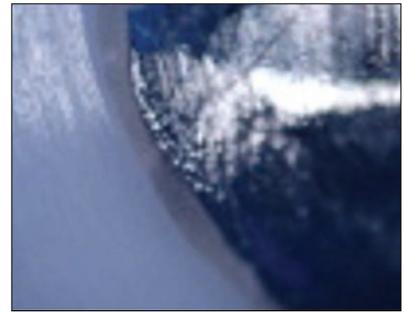


Fig. 8. Mesial surface(Adens[®] system).



Fig. 9. Distal surface(Adens[®] system).



Fig. 10. Labial surface(Lava[®] system).

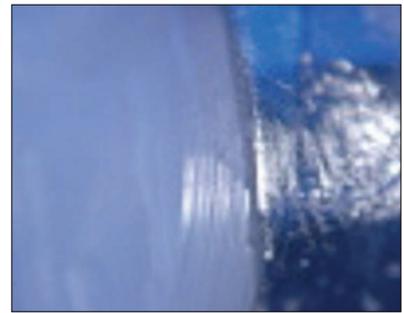


Fig. 11. Palatal surface(Lava[®] system).



Fig. 12. Mesial surface(Lava[®] system).



Fig. 13. Distal surface(Lava[®] system).

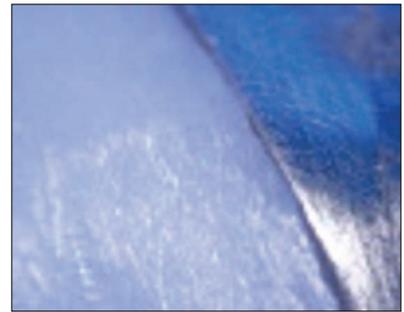


Fig. 14. Labial surface(Cerasys[®] system).

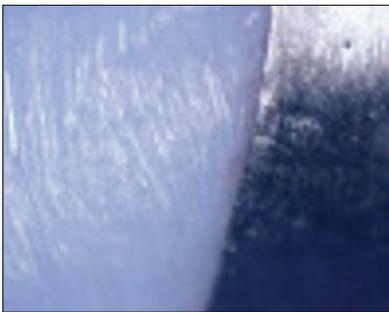


Fig. 15. Palatal surface(Cerasys[®] system).



Fig. 16. Mesial surface(Cerasys[®] system).



Fig. 17. Distal surface(Cerasys[®] system).

그룹씩 짝을 지어 Wilcoxon Rank Sum test를 시행하였다.

결과

각 군에서 총 50곳 변연 간격의 평균값과 표준편차는 Adens[®] 시스템이 284.5±152.9 μ m, Lava[®] 시스템이 99.0±73.0 μ m, 그리고 Cerasys[®] 시스템이 153.5±85.7 μ m 이었다(Table I). Kruskal Wallis test 결과(Table II)와 Wilcoxon Rank Sum test 결과(Table III)에 따르면 Lava[®] 시스템이 다른 시스템

에 비해 통계학적으로 유의성 있게 작은 변연 간격을 보였다(P<0.05).

고찰

여러 전부 도재관 코어의 변연 간격을 정확히 비교하기 위해서는 도재관의 제작 시스템외 다른 모든 조건이 동일해야 한다.³ 자연치아는 시편의 동일성을 이루기 어렵고, 동일성을 이루었다해도 보관조건과 발치 후 경과시간에 따라 물리적 성질 등에 변화가 발생한다.^{24,25} 한편, 합착후 변연 간격을 측정하기 위해서는

Table I. Means and standard deviations of Marginal gaps in each 3 groups (unit : μ m)

	Adens [®] system	Lava [®] system	Cerasys [®] system
1	371.9	95.2	340.0
2	119.8	60.6	82.9
3	446.4	103.3	97.2
4	174.5	109.1	252.4
5	109.1	298.3	142.3
6	186.1	61.2	128.7
7	217.2	66.5	104.4
8	307.9	87.8	203.6
9	584.3	53.6	90.6
10	327.9	54.7	92.6
Mean	284.5	99.0	153.5
Standard deviation	152.9	73.0	85.7

Table II. Kruskal Wallis test

	N	Mean Rank
Adens [®] system	10	22.9
Lava [®] system	10	8.3
Cerasys [®] system	10	15.3
Total	30	
Asymp. Sig.		0.001

Table III. Wilcoxon Rank Sum test

	Sig.
Adens [®] system>Lava [®] system	0.0004
Lava [®] system<Cerasys [®] system	0.0171
Adens [®] system>Cerasys [®] system	0.0117

수복물 시편의 수와 동일한 수의 치아 또는 금속다이가 필요하다.²⁶ 본 연구에서는 Dentiform[®]상의 상악 우측 중절치에서 전부 도재관을 위한 지대치 삭제를 하고, 이를 복제하여 금속치아 30개를 제작하여 각 시스템당 10개씩의 지르코니아 코어를 제작했다.

Koo 등²⁷은 전부 도재관에서 chamfer margin, 130° shoulder margin이 90° shoulder margin보다 변연 적합도가 더 우수하다고 하였고, Pera 등²⁸은 90° shoulder margin에 비해 chamfer 또는 50° shoulder margin이 더 좋은 변연 적합도를 보였다고 보고하였다. 본 연구에서도 Koo 등²⁷과 Pera 등²⁸의 보고에 따라 1mm 폭의 deep chamfer margin으로 지대치를 삭제하였다.

변연 적합도에 영향을 미치는 요소로는 시멘트의 피막후경, 시멘트의 종류, 접착시 발생한 수압, 접착압의 크기, 변연의 형태와 위치 등이 있다. White 등²⁹은 레진시멘트가 다른 시멘트보다 피막후경과 변연간격이 더 크다고 하였다. 하지만, 일반적으로 전부 도재관의 합착에는 레진시멘트를 사용하는데, 이는 미세누출이 적고,^{30,31} 유지력이 좋으며,³⁰ 파절강도가 증가하기^{32,33} 때문이다. 접착압에 대해 Davis 등³⁴은 10파운드의 접착압에서 Dicor[®]로 제작한 전부 도재관의 변연부 파절을 보고하였고, Abbate 등³⁵은 5kg의 접착압에서 Dicor[®]와 Cerestore[®]로 제작한 전부 도재관의 미세균열을 관찰하고 전부 도재관 접착시에는 약한 힘을 사용할 것을 제안했다. 적절한 시멘트 공간(40 μ m) 확보시 접착압은 25N 정도가 적절하다.³⁶ 본 연구에서는 모든 시편을 0.5mm 두께와 40 μ m relief로 제작을 하였으며, 수복물의 실제 접착시에 발생하는 적합도 변화³⁷와 전부 도재관의 접착 시 파절 방지를 위해 단지 일정한 수압으로만 눌러주는 것³⁸을 고려하여, 임상에서와 같이 레진시멘트인 Panavia-F[®]를 사용하여 3분간의 수압으로 실제 접착을 시행하였다.

변연 적합도를 계측하는 측정 방법에 대해 Sorensen JA³⁹는 직접 보는 방법, 절단후 보는 방법, 인상채득으로 평가하는 방법, 탐침으로 평가하는 방법 등을 제시하였다. Leong D 등⁴⁰은 금속으로 제작된 경우에도 절단하는 것 자체가 변연을 변형시킬 가능성이 있다고 하였다. Moon 등⁴¹은 절단하여 보는 것이 가장 정확한 방법이나 측정 부위를 늘리는 것이 어렵고, 인상채득으로 평가하는 방법과 탐침으로 평가하는 방법은 정확도가 낮으며, 현미경으로 직접 보는 방법은 반복측정이 가능하고 측정 부위를 늘릴 수 있는 장점이 있다고 하였다.

한 시편의 변연 간격을 나타내는 대표값을 구하려면, 적절한 측정회수가 필요하다.³ Groten 등⁴²에 의하면 변연을 따라 약 50회이상 측정할 경우, 임상적으로 적절한 정보를 얻을 수 있으며, 무작위로 변연 위치를 선택하나, 500 μ m 간격으로 변연 위치를 선택하나에 관계없이 일관적인 값을 갖는다고 하였다. 반면에 Gassino 등⁴³은 변연 간격 분석을 위한 최소 측정 회수는 18회라고 하였다. 본 연구에서는 한 시편의 변연 간격을 측정하기 위해 광학 현미경을 사용하여 순면 15곳, 구개면 15곳, 근심면 10곳, 원심면 10곳, 총 50곳을 500 μ m 간격으로 반복 측정하는 방법을 사용하였다. 총 50곳의 변연 간격을 측정하여 얻은 평균값을 관찰한 시편의 변연 간격으로 기록하였는데, Gassino 등⁴³의 보고에 따라 순면, 구개면, 근심면, 원심면에서 측정 회수가 부족하므로 각 면에 대한 분석은 시행하지 않았다.

CAD/CAM 시스템에 의한 코어의 제작시 지대치의 스캔 과정, 소프트웨어 디자인, 가공, 그리고 소결후 수축 효과에 따른 오차가 발생할 수 있다.¹⁶ 일차적으로는 지대치의 3차원 입력시에 발생하는데, 입력과정과 컴퓨터 프로그램에서 기포 등의 오류를 수정하는 과정에서 발생한다.⁴⁴ 이차적으로는 가공 과정중에 발생하는데, 절삭공구의 형태에 결함이 있는 경우나, 공구의 마모, 다이아몬드 절삭공구에서 다이아몬드가 떨어져 나와 오류를 일으키기도 한다.⁴⁵ 절삭과정에서도 CAM기계의 떨림이나 회전축의 흔들림으로 인해 오류가 발생할 수 있다. 또한 절삭되는 재료도 오류의 원인이 될 수 있다. 그리고 금속을 절삭하는 절삭공구는 절삭면이 날카로운 연속면이므로 절삭면이 매끄럽지만 도재의 경우에는 표면이 거친 다이아몬드 절삭공구를 이용하므로 절삭면이 거칠고, 변연의 날카로운 부분이 깨져서 변연간격이 벌어지는 원인이 되기도 한다.⁴⁵ 또한 소결후 15-30%의 수축에 의한 오류가 발생할 수 있다.^{14,15}

CAD/CAM 시스템으로 제작된 전부 도재관의 변연 적합도에 관한 여러 연구가 있었는데, Tinschert J 등²은 President DCS[®] 시스템을 이용한 전부 도재관의 변연 간격이 60.5-74 μ m라고 보고하였고, Boening KW 등²²은 Procera all-ceram[®] crown을 이용한 연구에서 변연 간격은 63 μ m, 교합면 간격은 74 μ m라고 보고하였으며, Hertlein 등²³은 Lava[®] 시스템에서 변연 간격이 72 \pm 36 μ m라고 보고하였다. 변연 적합도에 대한 여러 연구들의 계측치는 연구에 따라 차이가 있고, 명확한 변연 간격은 아직 규명되어 있지 않다. 본

연구의 Kruskal Wallis test 결과에서 5% 유의수준으로 근사 유의 확률이 $P=0.001$ 로써 각 그룹간 평균값이 다르다고 할 수 있다. 5% 유의수준으로 Wilcoxon Rank Sum test 결과에서 Lava[®] 시스템, Cerasys[®] 시스템, Adens[®] 시스템순으로 통계적으로 유의성있게 작은 변연 간격을 보였다. 본 연구에서 각 시스템의 변연 간격은 Adens[®] 시스템이 $284.5 \pm 152.9 \mu\text{m}$, Lava[®] 시스템이 $99.0 \pm 73.0 \mu\text{m}$, 그리고 Cerasys[®] 시스템이 $153.5 \pm 85.7 \mu\text{m}$ 로써, 다른 연구들^{2,22,23}에 비하여 다소 큰 평균값과 표준편차를 얻었다. 이는 크게 변연 적합도에 영향을 미치는 요소들에 의한 것과 CAD/CAM 시스템에서의 제작과정 중 오류에 의한 것으로 생각해 볼 수 있다. 첫째로 위에서 설명한 변연 적합도에 영향을 미치는 요소들중에서는 피막후경이 큰 레진시멘트를 사용하여 실제 접착을 시행한 것이 큰 영향을 미쳤을 것이다. 하지만, 임상으로의 적용을 위해 실제 접착을 시행하는 것과 전부 도재관의 실제 접착시에는 다른 시멘트에 비해 레진시멘트가 주로 사용되고 있다는 것은 중요하다. 다른 연구들^{2,22,23}에서와 같이 접착을 시행하지 않거나 임시 합착제로 접착을 시행했다면 본 연구의 결과보다는 작은 변연 간격이 나왔을 것이다. 둘째로 CAD/CAM 시스템에 의한 코어의 제작과정 중에서 오차가 발생할 수 있는데, 이들 과정중에서 스캔 과정, 소결후 수축과정은 각 시스템 고유의 특징이므로 각 시스템마다 고정되어 있다고 볼 수 있다. 하지만 소프트웨어 디자인시의 숙련도가 떨어질 경우에 오차가 발생할 수 있다. 또한 가공 과정 중에는 절삭공구의 결함, 공구의 마모, 다이아몬드 절삭공구에서 다이아몬드의 탈락등으로 인해 미리 예상하지 못한 오차가 발생할 수 있다. 소프트웨어 디자인에 숙련되고, 각 시스템에 따른 각 코어를 제작할 때마다 결함이 없는 새로운 공구를 사용했다면 본 연구의 결과보다는 작은 변연 간격이 나왔을 것이다. 이외에도 변연 간격 측정시 각 시편의 위치에 따라 측정값이 달라질 수 있으나, 이는 금속치아의 순면, 구개면, 근심면, 원심면을 미리 인기해 놓은 Index로 시편을 고정하여 측정하였으므로 미치는 영향은 미미할 것이다. 본 연구의 결과값만으로 볼 때, 평균값은 각 시스템의 정밀도를 의미한다고 할 수 있으며, 표준편차값이 큰 것은 변연의 불균일함을 나타내는 것으로 볼 수 있다.

완전히 간격이 없는 상태로 수복물의 변연을 제작하기는 불가능하며 그렇게 제작되었다고 해도 시멘트 피

막후경만큼 변연 간격이 남는다.⁴⁶⁻⁴⁸ 임상적으로 허용 가능한 변연 간격에 대한 여러 문헌이 있다. Christensen⁴⁹은 적절한 변연 간격을 대략 $40 \mu\text{m}$ 라고 하였으나, Moon 등⁴¹은 이에 대해 이러한 적합도는 치과의사가 변연부를 이상이 없다고 판단하는 기준 수치일 뿐이지 이 정도의 변연이개가 임상적으로 허용 가능한가의 판단기준으로는 부적당하다고 하였다. McLean과 Von Fraunhofer³²는 5년이상된 구강내 1000개의 수복물에 대한 연구에서 $100 \mu\text{m}$ 정도의 변연 간격은 임상적으로 거의 문제를 일으키지 않으며, 임상적으로 허용할 수 있는 최대 변연 간격은 $120 \mu\text{m}$ 라고 하였다. Kydd 등⁵⁰은 치주질환으로 발치된 치아에 대한 변연 누출 연구에서 $74 \mu\text{m}$ 의 시멘트 피막 후경과 평균 $432 \mu\text{m}$ 의 미세 누출지수, 변연 간격이 $244 \mu\text{m}$ 인 경우에도 20년이상 사용된 것이라고 하였다. 이들의 연구결과로 볼 때, 최대 $200 \mu\text{m}$ 까지는 임상적으로 허용 가능한 변연 적합도 수준이 될 수 있다.^{51,52} 본 연구 결과에 따르면 Lava[®] 시스템은 임상적으로 허용할 수 있는 변연 적합도를 보였다.

현재 국외 CAD/CAM 시스템은 많은 연구가 있었으나, 국내 CAD/CAM 시스템에 대한 연구는 미흡한 실정이며, 시스템간 비교 연구는 더욱 부족한 상태이다. 이에 본 연구는 국내 CAD/CAM 시스템 2종, 국외 CAD/CAM 시스템 1종으로 단일 전부 도재관을 위한 지르코니아 코어를 제작하여 변연 적합도를 비교하고자 하였다. 각 시스템간 변연 적합도는 유의한 차이가 있었다. 이에 대한 원인으로는 레진시멘트를 사용한 실제 접착과 지르코니아 코어 제작과정에서 소프트웨어 디자인의 숙련도, 가공시의 오류를 들 수 있다. 한편, 통계처리는 일반적으로 모수적 방법이 비모수적 방법보다 신뢰도가 높다. 모수적 방법을 사용하기 위해서는 각 시스템당 30개 이상의 시편이 필요하다. 시편의 수가 적을 때는 모수적 방법이 적용될 수 없으므로 비모수적 방법이 더 정확한 방법이 된다. 본 연구에서는 각 시스템당 10개의 시편을 제작하여 비모수적 방법을 사용하였다. 비모수적 방법은 모수적 방법에 비해 신뢰도가 떨어지지만, 시편의 수가 적을 때는 쉽게 적용할 수 있다. 본 연구결과는 상악 중절치의 단일 전부 도재관을 위한 지르코니아 코어에 한정된다. 앞으로 구치부에서의 연구 및 전치부와 구치부의 고정성 국소의치에서의 비교 연구가 필요할 것으로 사료된다.

결론

본 연구는 단일 전부 도재관을 위한 지르코니아 코어의 변연 적합도를 통하여 Adens[®] 시스템, Lava[®] 시스템, Cerasys[®] 시스템간 비교해 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 단일 전부 도재관을 위한 지르코니아 코어의 변연 간격은 Adens[®] 시스템이 $284.5 \pm 152.9 \mu\text{m}$, Lava[®] 시스템이 $99.0 \pm 73.0 \mu\text{m}$, 그리고 Cerasys[®] 시스템이 $153.5 \pm 85.7 \mu\text{m}$ 이었다.
2. 단일 전부 도재관을 위한 지르코니아 코어의 변연 간격은 Lava[®] 시스템이 다른 시스템에 비해 통계학적으로 유의성 있게 작은 변연 간격을 보였다($P < 0.05$).

참고문헌

1. Bindle A, Mormann WH. Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-coping on chamfer preparations. *J Oral Rehabil* 2005;32:441-447.
2. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Spikermann H, Anusavice KJ. Marginal fit of alumina- and zirconia-based fixed partial dentures produced by a CAD/CAM system. *Oper Dent* 2001;26:367-374.
3. 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.
4. Luthardt RG, Sandkuhl O, Reitz B. Zirconia-TZP and alumina-advanced technologies for the manufacturing of single crowns. *Eur J Prosthodont Resor Dent* 1997;7:113-119.
5. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999;20:1-25.
6. Jeong SM, Ludwig K, Kern M. Investigation of the fracture resistance of three types of zirconia posts in all-ceramic post-and core restorations. *Int J Prosthodont* 2002;15:154-158.
7. Edelhoff D, Sorensen JA. Retention for selected core materials to zirconia posts. *Oper Dent* 2002;27:455-461.
8. Heydecke G, Butz F, Hussein A, Strub JR. Fracture strength after dynamic loading of endodontically treated teeth restored with different post-and-core systems. *J Prosthet Dent* 2002;87:438-445.
9. 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.
10. Lawn BR, Deng Y, Thompson VP. Use of contact testing in the characterization and design of all-ceramic crown-like layer structures : A review. *J Prosthet Dent* 2001;86:495-510.
11. Massimiliano G, Kaarel P, Linda Q, Michael VS. Strength, reliability and mode of fracture of bilayered porcelain/zirconia(Y-TZP) dental ceramics. *Biomaterials* 2004;25:5045-5052.
12. 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.
13. Seo JY, Park IN, Lee KW. Fracture strength between different connector designs of zirconia core for posterior fixed partial dentures manufactured with CAD/CAM system. *J Kor Acad Prosthodont* 2006;44:29-39.
14. Ariel J, Raigrodski. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: A review of the literature. *J Prosthet Dent* 2004;92:557-562.
15. 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; 3:195-206.
16. Reich S, Wichmann M, Nkenke E, Proeschel P. Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. *Eur J Oral Sci* 2005;113:174-179.
17. Bader J, Rozier R, McFall W Jr, Ramsey D. Effect of crown margins on periodontal conditions in regular attending patients. *J Prosthet Dent* 1991;65:75-79.
18. Grasso J, Nalbandian J, Sanford C, Baili H. Effect of restoration quality on periodontal health. *J Prosthet Dent* 1985;53:14-19.
19. Schwartz N, Whitsett L, Berry T, Stewart J. Unserviceable crowns and fixed partial dentures : lifespan and causes for loss of serviceability. *J Amer Dent Ass* 1970;81:1395-1401.
20. Felton D, Kanoy B, Bayne S, Wirthman G. Effect of *in vivo* crown margin discrepancies on periodontal health. *J Prosthet Dent* 1991;65:357-364.
21. Walton J, Gardner F, Agar J. A survey of crown and fixed partial denture failures : length of service and reasons for replacement. *J Prosthet Dent* 1986;56:416-421.
22. Boening KW, Wolf BH. Clinical fit of Procera AllCeram crown. *J Prosthet Dent* 2000;84:419-424.
23. Hertlein G, Hoescheler S, Frank S, Suttor D. Marginal fit of CAD/CAM manufactured all ceramic zirconia prosthesis. *J Dent Res* 2001;80:42.
24. Carter JM, Sorensen SE, Johnson RR, Teitelbaum RL, Levine MS. Punch shear testing of extracted vital and endodontically treated teeth. *J Biomech* 1983;16:841-848.
25. Strawn SE, White JM, Marshall GW, Gee L, Goodis HE, Marshall SJ. Spectroscopic changes in human dentine exposed to various storage solution-short term. *J Dent* 1996;24:417-423.
26. Chang JY, Yang JH, Han JS, Lee JB. *In vitro* marginal fit of the computer-aided milled cercon crowns. *J Kor Acad*

- Prosthodont 2005;43:306-313.
27. Koo JY, Lim JH, Cho IH. Marginal fidelity according to the margin types of all ceramic crowns. J Kor Acad Prosthodont 1997;35:445-457.
 28. Pera P, Bassi F, Carossa S. *In vitro* marginal adaptation of alumina porcelain ceramic crown. J Prosthet Dent 1994;72:585-590.
 29. White SN, Kipnis V. Effect of adhesive luting agents on the marginal seating of cast restorations. J Prosthet Dent 1993;69:28-31.
 30. Gorodovsky S, Zidan O. Retentive strength, disintegration, and marginal quality of luting cements. J Prosthet Dent 1992;68:269-274.
 31. Lacy AM, Wade C, Du W, Watanabe L. *In vitro* microleakage at gingival margin of porcelain and resin veneers. J Prosthet Dent 1992;67:7-10.
 32. McLean JW, Von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by *in vivo* technique. Br Dent J 1971;131:107-111.
 33. Scherrer S, Rijk W, Besler U. Fracture resistance of human enamel and three all-ceramic crown systems on extracted teeth. Int J Prosthodont 1996;9:580-585.
 34. Davis DR. Comparison of fit of two types of all ceramic crowns. J Prosthet Dent 1988;59:13-16.
 35. Abbate MF, Tjan A, Fox WM. Comparison of marginal fit of various ceramic crown systems. J Prosthet Dent 1989;61:527-531.
 36. Wu JC, Wilson PR. Optimal cement space of resin luting cement. Int J Prosthodont 1994;7:209-215.
 37. Bruckl CE, Nicholson JW, Norling BK. Crown retention and seating on natural teeth with a resin cement. J Prosthet Dent 1985;53:618-622.
 38. 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;38:606-617.
 39. Sorensen JA. A standardized method for determination of crown margin fidelity. J Prosthet Dent 1990;64:18-24.
 40. Leong D, Chai J, Lautenschlager E, Gilbert J. Marginal fit of machine-milled titanium and cast titanium single crown. Int J Prosthodont 1994;7:440-447.
 41. Moon BH, Yang JH, Lee SH, Chung HY. A study on the marginal fit of all-ceramic crown using ccd camera. J Kor Acad Prosthodont 1998;36:273-292.
 42. Groten M, Axmann D, Poster L, Weber H. Determination of the minimum number of marginal gap measurement required for practical *in vitro* testing. J Prosthet Dent 2000;83:40-49.
 43. Gassino G, Barone Monfin S, Scanu M, Spina G, Preti G. Marginal adaptation of fixed prosthodontics : a new *in vitro* 360-degree external examination procedure. Int J Prosthodont 2004;17:218-223.
 44. Sturdevant JR, Bayne SC, Heymann HO. Margin gap size of ceramic inlays using second-generation CAD/CAM equipment. J Esthet Dent 1999;11:206-214.
 45. Mormann WH, Schug J. Grinding precision and accuracy of fit of CEREC 2 CAD-CIM inlays. JADA 1997;128:47-53.
 46. Holmes JR, Sulik WD, Holland GA, Bayne SC. Marginal fit of castable crown. J Prosthet Dent 1992;67:594-599.
 47. Hunter AJ, Hunter AR. Gingival margin for crowns : A review and discussion Part II : Discrepancies and configurations. J Prosthet Dent 1990;64:636-642.
 48. Pilo R, Cardash HS, Baharav H, Helfit M. Incomplete seating of cemented crown : A literature review. J Prosthet Dent 1988;59:429-433.
 49. Christensen GJ. Marginal fit of gold inlay casting. J Prosthet Dent 1966;16:297-305.
 50. Kydd WL, Nicholls JI, Harrington G, Freeman M. Marginal leakage of cast gold crowns luted with zinc phosphate cement : an *in vivo* study. J Prosthet Dent 1996;75:9-13.
 51. Fransson B, Oilo G, Gjeitanger R. The fit of metal-ceramic crowns, a clinical study. Dent Mater 1985;1:197-199.
 52. Boening KW, Walter MH, Reppel PD. Non-cast titanium restoration in fixed prosthodontics. J Oral Rehabil 1992;19:281-287.

Comparative study in marginal adaptation of zirconia cores fabricated with 3 different CAD/CAM systems

Yong-Joong Kwon, DDS, Young-Soo Lee, DDS, MS, PhD,
Won-Hee Park, DDS, MS, PhD
Department of Dentistry, College of Medicine, Hanyang University

Statement of problem: There have been many studies about marginal adaptation of Zirconia core fabricated with various CAD/CAM systems. But, the comparative study has not been conducted much. **Purpose:** This study was to compare marginal adaptations of zirconia cores fabricated with 3 different CAD/CAM systems. **Material and methods:** The *in vitro* marginal adaptations of zirconia cores fabricated with 3 different CAD/CAM systems (Adens[®] system, Lava[®] system, and Cerasys[®] system) were evaluated and compared. In this study 30 zirconia cores were fabricated (10 zirconia cores per each system). The measurements of the marginal adaptation were carried out using microscope L-150A[®] (Nikon, Japan). Measurements were recorded at 50 points. The measurements were analyzed using Kruskal-Wallis test and Wilcoxon rank sum test. **Results:** Within the limits of this study, the results were as follows. 1. Mean marginal gap values obtained were $284.5 \pm 152.9 \mu\text{m}$ in Adens system, $99.0 \pm 73.0 \mu\text{m}$ in Lava system, and $153.5 \pm 85.7 \mu\text{m}$ in Cerasys system. 2. Zirconia core made by Lava system showed the smallest marginal gap ($P < 0.05$). **Conclusion:** In the limitation of this study, we concluded that Lava[®] System was superior than other systems (Adens[®] system and Cerasys[®] system) in the marginal adaptation.

Key words : CAD/CAM system, Zirconia core, Marginal adaptation

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