

Procera[®] AllCeram 을 이용한 도재관의 임상적 변연적합도에 관한 연구

송영균¹ · 조인호² · 이종혁³

단국대학교 치과대학 치과보철학교실 ¹대학원생, ²교수, ³조교수

완전도재 수복물은 뛰어난 심미성을 가지고 있어, 환자들의 심미적 욕구를 충족시킬 수 있다. 이러한 도재관을 제작함에 있어 CAD/CAM 시스템을 이용하는 것은 시간과 비용을 절감할 수 있는 장점을 가지고 있으며, 정밀도 또한 점차 높아지고 있다. 특히 변연적합도는 수복물의 성공 여부에 중요한 요소이고, 이 분야에 대한 실험적 연구는 많이 보고되고 있으나 임상적인 연구는 아직 미흡한 실정이다. 본 연구에서는 CAD/CAM 시스템의 하나인 Procera[®] AllCeram 시스템의 변연적합도를 실제 환자의 수복물 상에서 측정함으로써 임상에서 사용되는 CAD/CAM 시스템의 변연적합도를 연구하고자 하였다. 단국대학교 치과병원 보철과에 내원한 56명, 101개의 지대치에 대해 코핑 상태와 최종수복물의 변연오차를 입체광학현미경으로 측정하고 비교분석하여 다음과 같은 결과를 얻었다. 실험 결과, 코핑의 변연오차 ($53.84 \pm 38.83 \mu\text{m}$)보다 최종 수복물에서의 변연오차 ($45.82 \pm 30.84 \mu\text{m}$)가 더 낮은 값을 나타냈으며, 이는 통계적으로 유의한 차이가 있었다 ($P < .05$). 각 측정 지점간 비교에서 역시 모든 변연에서 코핑의 변연오차가 최종 수복물에서의 변연오차보다 더 높은 값을 나타냈으며, 통계적으로 유의한 차이가 있었다 ($P < .05$). 구치부의 변연오차는 전치부의 변연오차보다 더 높은 값을 나타냈으나, 통계적으로 유의한 차이는 없었다. 설측 변연의 경우, 근심, 원심, 순측 변연의 오차보다 더 높은 값을 나타냈으며, 통계적으로 유의한 차이가 있었다 ($P < .05$). 이상의 결과로 보아 Procera[®] 시스템의 Allceram 관의 변연적합도는 임상적 허용 범위 내에 있었으며, 특히 도재 축성후 변연적합도는 더 우수해지는 것으로 나타났으며, 각 변연 중 설측 변연의 오차가 가장 큰 것은 주모형의 정보 입력시 순측 부위의 특성상 일어나는 오류로 사료된다. Procera[®] 시스템 Allceram 관 수복시 설측 변연에 더욱 주의를 기울이는 것이 좋은 변연적합을 얻는 데 도움이 될 것으로 사료되며, 앞으로 주모형 변연 부위의 변곡 정도에 따른 변연오차에 대한 연구가 필요할 것으로 사료된다. (대한치과보철학회지 2008;46:470-8).

주요단어: CAD/CAM, Procera[®] 시스템 Allceram 관, 변연적합도, 입체광학현미경

서론

1886년 백금박 술식을 이용한 전부도재관이 Land에 의해 개발되면서 치과 영역에 도재가 본격적으로 사용되었으며,¹ 1956년 Brecker에 의해 개발된 도재전장주조관은 도재수복물로서 가장 많이 사용되어왔다.² 그러나, 치은 퇴축이 있는 경우나 치은연상에 보철물의 변연이 있는 경우에 금속 collar로 인하여 심미적인 문제를 야기할 수 있으며, 치은의 변색과 불투과성으로 인하여 인접 치은 조직과 치근이 어두워짐으로써 자연스러운 색조재현이 어려운 점이 있었다.^{3,5} 이러한 단점 때문에 1988년 Sadoun은 slip-casting 술식으로 알루미늄을 사용하여 코아를 제작하는 In-Ceram 기법을 개발하였다.⁶ 알루미늄 입자가 균열의 진행을 방지하고 또한 침투된 글라스가

대부분의 기공을 없앴으로써 높은 강도를 나타내었다.⁷

전부도재관을 만드는 방법은 기공사가 직접 수작업으로 축성하여 만드는 방법이 주로 사용되었으나, 1980년대 초 치과 영역에 CAD/CAM (Computer Aided Design / Computer Aided Manufacturing) 시스템을 이용한 방법이 소개되었다. CAD/CAM은 컴퓨터로 제어되는 입력, 설계 및 가공 과정을 통하여 보철물의 제작 시간과 비용을 절감하기 위해 개발되었으며,^{8,9} 제작된 보철물의 정밀도 또한 상당히 높은 것으로 보고되고 있다.¹⁰

CAD/CAM 시스템을 이용한 보철물의 제작 과정은 지대치의 정보를 입력하는 과정과 수복물을 제작하는 두 가지 과정으로 나눌 수 있다.¹¹ Procera[®] 시스템 (NobelBiocare, Goteborg, Sweden)에서는 탐침을 이용하는 접촉 방식의 입력 시스템을 이용하고 있다.¹² 접촉식의 경

교신저자: 조인호

330-716 충청남도 천안시 신부동 산 7-1 단국대학교 치과대학 보철학교실 041-550-1971-1973: e-mail, cho8511@dku.edu

원고접수일: 2008년 5월 5일 / 원고최종수정일: 2008년 5월 26일 / 원고채택일: 2008년 8월 29일

우는 시간이 많이 소모되지만, 데이터가 비교적 정확하다는 장점이 있다.^{11,13} Procera® 시스템에서 수복물을 가공하는 방식으로는 예전에는 방전가공과 절삭가공의 병합 방법을 사용하였으나, 현재는 절삭가공법을 사용하고 있다.¹⁴

한편, 변연적합도는 보철물의 성공 여부를 결정짓는 중요한 요인 중 하나이다.^{11,15} CAD/CAM 시스템의 경우에는 지대치의 입력과 가공시 오차 보상을 위한 소프트웨어 및 가공 정확도 등에 의해서도 변연적합도가 달라질 수 있다.^{8,16}

CAD/CAM 시스템으로 제작된 수복물의 적합도에 대한 실험 연구를 살펴보면 May 등¹⁷은 Procera® 시스템 Allceram 관의 변연과 측면 적합도를 평가하여 변연간격이 70 μm 이하임을 보고하였고, Sulaiman 등¹⁸은 Procera® 시스템으로 가공한 보철물의 변연 간격을 83 μm 이하라고 보고하였으며, Denissen 등¹⁹은 CICERO, CEREC, 그리고 Procera® 코어의 변연간격을 각각 $74 \pm 15 \mu\text{m}$, $85 \pm 40 \mu\text{m}$, $68 \pm 53 \mu\text{m}$ 로 procera®가 가장 우수하다고 보고하였다.

최근 CAD/CAM 시스템을 이용하여 수복물을 제작하는 사례가 증가하고 있으며, CAD/CAM의 변연적합도에 대한 연구도 활발하게 진행되고 있다. 하지만 대부분 실험실적인 자료를 근거로 하고 있고, 임상에서 환자에게 장착되는 수복물에 대한 연구는 미비한 상태이다.

따라서 본 연구는 접착방식인 Procera® 시스템을 이용하여 제작된 환자의 수복물을 대상으로 각 변연의 적합도를 비교 분석하여 다소의 지견을 얻었기에 이에 보고하는 바이다.

연구재료 및 방법

1. 연구 대상 선정 및 임상과정

단국대학교 치과대학 부속치과병원 보철과에 내원하여 Procera crown으로 수복된 환자 중 전치와 구치에 단일 치아 수복된 환자를 대상으로 수복물의 변연적합도를 측정하였다. 환자는 모두 56명으로 성별은 남자 23명, 여자 33명으로 구성되어 있었다. 지대치는 전치 74개, 구치 27개로 총 101개 지대치를 대상으로 하였다. 치료과정은 통법에 따라 지대치를 삭제한 후, 실리콘 인상재로 인상을 채득하였으며, 채득된 인상체는 초경석고인 GC fujirock®(GC, Kortrijk, EU)으로 주모형을 제작하였다.

2. 지대치의 3차원 입력

주모형을 NobelBiocare사에서 추천하는 방법으로 다듬은 후, Fig. 1과 같은 Procera® Scanner Mod 50 (NobelBiocare, Göteborg, Sweden)을 이용하여 스캔하였다. 각각의 모형을 스캔하기 전 calibration 과정을 거쳤으며, 스캔 파일에서 언더컷이 존재하는 경우에는 주모형 방향을 조절하여 다시 스캔하였다.

3. 알루미늄 코핑 설계 및 전송

설계 프로그램인 Procera® system ver 1.6을 이용하여 코핑을 설계하였다. 변연 설정은 Fig. 2에서와 같이 컴퓨터에 입력된 3차원 상을 이용하여 변연부의 급격한 기울기 변화를 보이는 부위를 변연으로 설정하였으며, 프로그램에서 변연부를 설정한 후 Fig. 3에서와 같이 확대하여 다시 변연을 조절하였다. 코핑은 Fig. 4와 같이 0.4 mm 균일한 두께의 알루미늄 코핑으로 설정하였다. 설계한 자료를 인터넷을 통해 스웨덴의 Procera sandvik AB로 전송하여 약 1주일 후 제작된 코핑을 전달받았다.

4. 광학현미경을 이용한 코핑의 변연부위 측정

제작된 코핑을 코핑을 인상용 퍼티와 집계를 이용하여, 주모형에 안착시킨 후, Fig. 5처럼 근원심과 순설측 모두 4개의 지점에 표시를 하였으며 입체광학현미경인 Stereo microscope SZ-PT® (Olympus Co., Shinjuku, Japan) (Fig. 6)를 이용하여 180배의 배율에서 Fig. 7처럼 지대치 장축에 대하여 수직방향에서 변연을 관찰하였다. 측정은 순차적으로 3번씩 측정하였으며, 동일한 결과를 얻었을 때, 수치를 기록하였다.

5. 도재 축성

알루미늄 전용 파우더인 Cerabien™ (NORITAKE KIZAI Co., Nagoya, Japan)을 이용하여 제조사가 추천하는 방법으로 도재 축성을 시행하였다.

6. 광학현미경을 이용한 수복물의 변연부위 측정

글래징 전의 수복물을 주모형에 안착시킨 후, 근원심과 순설측 모두 4개의 지점에 표시된 부위에서 입체광



Fig. 1. Procera scanner Mod 50 (NobelBiocare, Göteborg, Sweden) used for this study.

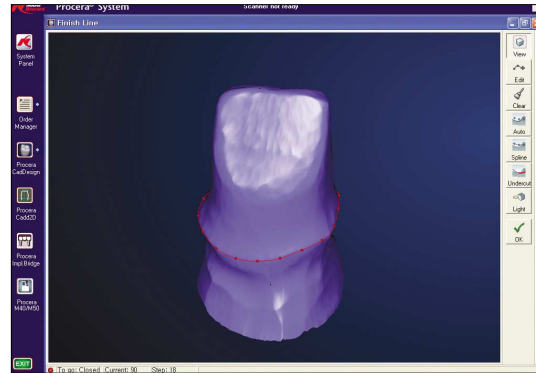


Fig. 2. Margin creation of abutment using Procera system.

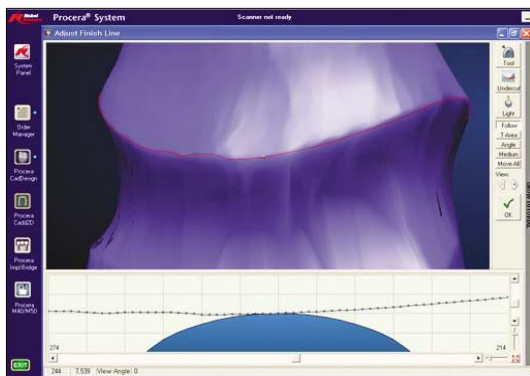


Fig. 3. Margin adjustment of abutment using Procera system.

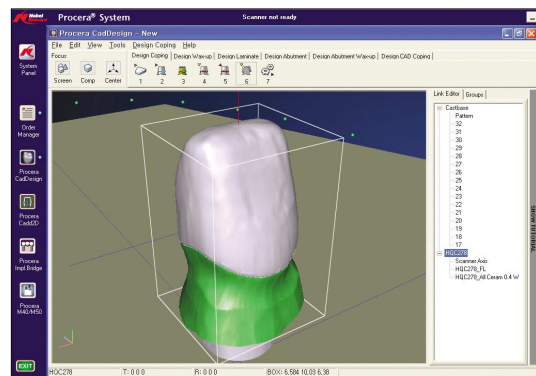


Fig. 4. Design of alumina coping with Procera system.



Fig. 5. Master die and alumina coping.



Fig. 6. Stereo microscope SZ-PT® (Olympus Co., Shinjuku, Japan).

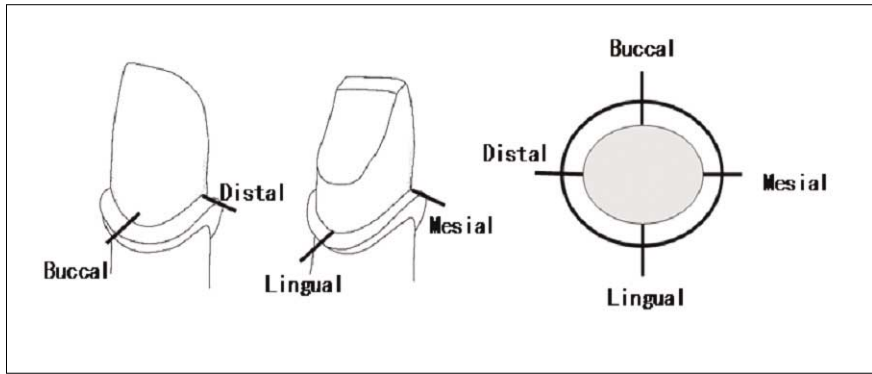


Fig. 7. Schematic view of measuring points.



Fig. 8. Master die and Allceram crown.

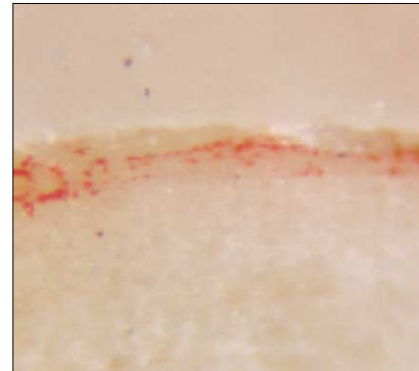


Fig. 9. Stereomicroscopic view of marginal discrepancy.

학현미경인 Stereo microscope SZ-PT[®]를 이용하여 180배의 배율에서 Fig. 8처럼 지대치 장축의 수직방향에서 변연을 관찰하였다 (Fig. 9). 측정은 순차적으로 3번씩 측정하여 동일한 결과를 얻었을 때, 수치를 기록하였다.

7. 통계처리

모든 측정값은 윈도우용 SPSS V. 12.0 (SPSS Inc., Chicago, USA) 프로그램을 이용하여 통계 처리하였다. 코핑 상태의 변연오차 전체 평균과 수복물의 전체 평균을 paired t-test를 시행하여 비교하였으며, 각 부위에 대한 paired t-test를 통해 부위간 유의성을 보았다. 전치와 구치간의 평균값 비교는 independent t-test로 유의성을 검증하였으며, 각 측정 부위에 대한 유의성은 one-way ANOVA test로 검정하였다. 신뢰구간은 95% 수준으로 시행하였다.

결과

코핑 상태의 평균 변연오차는 53.84 μm 이었으며, 완성된 수복물에서는 45.82 μm 로 나타났다 (Table I, Fig. 10).

협측측정점, 설측측정점, 근심측정점, 그리고 원심측정점 모두에서 변연오차가 코핑 상태일 때보다 완성된 수복물 상태의 변연오차가 낮은 값을 보였고 paired t-test 결과 통계적으로 유의성이 있었다 ($P < .05$) (Table II, Fig. 11).

전체적인 변연 적합도를 보았을 때, 완성된 수복물의 변연오차가 코핑에서의 변연오차보다 낮은 값을 나타내었다. 이는 통계적으로 유의한 차이가 있었다 ($P < .05$).

전치와 구치를 기준으로 각 측정점을 비교한 결과 구치의 변연오차가 더 크게 나왔으나, independent t-test 결과 통계적으로 유의한 차이는 없었다 (Table III).

전체적으로 보았을 때 코핑 상태와 완성된 수복물에서

설측 부위를 제외한 각 부위 변연오차에 대한 유의한 차이는 없었다. 설측 부위는 다른 부위보다 큰 변연오차를 보였으며, 통계적으로 유의한 차이를 보였다 ($P < .05$) (Table V, Fig. 12).

총괄 및 고안

CAD/CAM 시스템은 1987년 스위스에서 CEREC 시스템이 출시된 이후 많은 발전을 거듭하여, 현재 Procera 시스템을 비롯한 CEREC 3, Cicero, Celay, DCS Titan 등 여러 시스템이 개발되어 임상에 사용되고 있다.²¹

그 중에 Procera® 시스템은 주모형을 직경 2.5 mm의 탐침을 이용한 접촉식 3차원 스캐너를 이용하여 주모형의 정보를 디지털 데이터로 전환하여, 이 자료를 인터넷을 통해 milling center로 보낸 후 코핑을 제작하는 방식을 채택하고 있다.¹⁸ 코핑의 제작 장소가 해외에 있어서 재제작 시 시간이 많이 걸리기 때문에 다른 CAD/CAM 시스템보다 더욱 정밀해야 할 것으로 사료된다. Procera® 시스템에서 오차가 일어날 가능성이 가장 큰 과정은 주모형을 3차

원 데이터로 변형시키는 스캐닝 과정과 변연을 설정하는 과정일 것이다. Procera® 시스템의 접촉식 3차원 입력기는 탐침을 15-20 g의 압력으로 모형과 접촉시키고 모형을 회전시켜서 한 회전당 200 μm씩 마무리 선 하방에서 상방으로 상승하며 주모형에 대한 정보를 얻는다.¹³ 입력된 좌표는 20,000-50,000개 정도이며, 오차는 10 μm이다.²² 일반적으로 지대치를 입력하는데 소요되는 시간은 3-5 분이다. 입력시 주모형을 다듬는 과정 또한, 중요한 변수가 되는데, 지대치가 심한 타원형이거나, 변연이 과도하게 다듬어진 경우 스캔 시 오차가 발생하기 쉽다.

스캔이 끝나면, Procera® 시스템에서는 두 번의 변연 확인 과정을 거치게 되는데, 우선 변연 부위에 20개의 점을

Table I. Mean and standard deviation (SD) of total marginal discrepancies at coping stage and after build-up stage unit: μm

	Mean	SD
Coping	53.84	38.83
After porcelain build-up	45.82	30.84

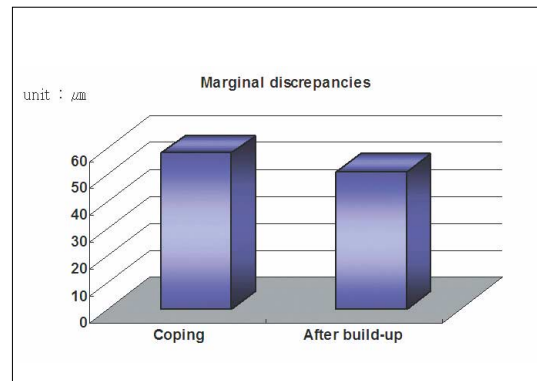


Fig. 10. Comparison of total mean marginal discrepancies at coping stage and after build-up stage.

Table II. Mean and standard deviation (SD) and statistical analysis of marginal discrepancies at different measuring points unit: μm

Source of variation	Coping stage		After build-up stage		P value
	Mean	SD	Mean	SD	
Buccal	51.98	30.03	42.77	25.10	0.000
Lingual	54.36	37.78	44.95	32.24	0.000
Mesial	54.16	43.80	46.83	33.19	0.001
Distal	54.85	42.70	48.71	32.27	0.003

Table III. Mean and standard deviation (SD) and statistical analysis of marginal discrepancies at anterior and posterior abutments unit: μm

Source of variation	Anterior abutment		Posterior abutment		P value
	Mean	SD	Mean	SD	
Buccal	41.49	24.67	39.81	19.18	0.348
Lingual	67.64	50.22	71.11	41.47	0.153
Mesial	44.73	34.69	48.70	28.42	0.768
Distal	42.36	20.15	49.26	31.31	0.126

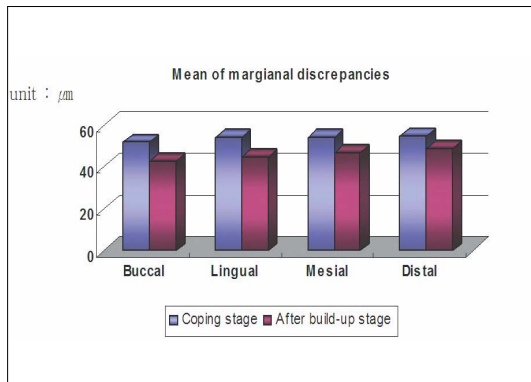


Fig. 11. Comparison of marginal discrepancies at different measuring points.

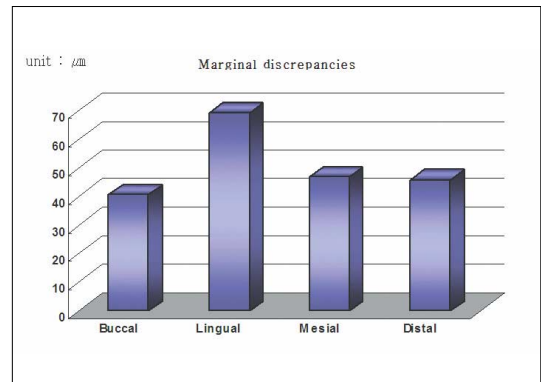


Fig. 12. Comparison of marginal discrepancies according to measuring points.

Table IV. Result of multiple range test for marginal discrepancies according to measuring points

Measurement point	Buccal	Lingual	Mesial	Distal
Buccal				
Lingual	*			
Mesial		*		
Distal		*		

* Denotes pair of group significantly different at the 0.05 level

찍는다. 이 점은 자동적으로 급격한 각도의 변화가 있는 부위에 위치하게 되며, 설계자가 임의적으로 조절할 수도 있다. 이 점들을 선으로 이어 1차 변연을 형성한다. 이후 변연을 확대시켜 1차 변연형성 때 설정한 선을 조정하여 최종 변연을 설정하게 된다. 코핑은 일반적으로 일정한 두께로 설계를 하지만, 경우에 따라서 CAD나 납형 제작을 통해서 원하는 모양으로 변형할 수도 있다. 이러한 자료들이 인터넷을 통해 Procera sandvik AB로 보내지면, 12-20% 확대된 지대치를 설계하여 CAM으로 작업모형을 만들고 99.9% 이상의 순수 산화알루미늄으로 도재관 코어를 축성하고 다시 밀링 후 소성하여 원래의 크기로 수축시키는 방법으로 코어를 제작하고 있다.^{12,22}

주조관의 적합도에 관한 측정 기준에 대해서는 여러 연구에서 정의되는 바가 다르지만 Holmes 등²³은 지대치의 측면에서 수복물의 내면까지 수직 거리를 내부 간격(internal gap)이라 하고 특히 변연부에서의 이것을 변연간격(marginal gap)이라고 정의하였다. 또한 지대치 변연과 수복물 변연 사이의 거리인 절대변연오차(absolute marginal discrepancy)는 변연에서 생기는 오차 중 최대값을 보이는 부분이므로 임상적으로 유용한 기준이 될 수 있다고 하였다. 임상적으로 수용 가능한 변연오차에 대하여 많은 의견이 있다. Christensen²⁵는 적절한 변연 간격

은 40 μm 이라고 한 반면에, Kydd 등²⁴은 발거된 크라운을 절단 후 관찰한 결과, 20년 이상 사용되어 온 치아임에도 불구하고 74 μm 의 시멘트 피막에 평균 432 μm 의 미세누출 지수를 나타냈다고 보고하였다. 또한, Mclean²⁶은 1000개의 수복물을 조사하여 120 μm 이하 변연간격이 임상적으로 받아들일 수 있는 범위라고 하였다. 하지만 이 수치는 합착을 시행한 후 얻어진 결과이기 때문에 합착전의 변연 간격은 이보다 적은 값을 보여야 할 것이다. Kenneth 등⁷은 Procera® Allceram 관에서 변연오차가 소구치부에서 56 μm , 대구치부에서 63 μm 이라고 하였는데, 본 연구에서는 전치부에서 변연오차가 44.59 μm , 구치부에서 41.78 μm 이었다. 본 연구에서 변연오차가 더 작게 나온 이유는 변연오차의 측정 방법이 다르기 때문이라고 사료된다. Kenneth 등의 연구에서는 인상재로 인기한 변연오차를 측정하는 방법을 사용하였고, 본 연구에서는 변연을 광학현미경으로 직접 관찰하였다. 변연을 직접 관찰하는 방법은 여러 단계를 거치지 않아서 측정과정 중 일어날 수 있는 오차를 줄일 수 있는 장점이 있다.¹⁸ Andersson 등²⁷은 Procera® 시스템의 가공정밀도 실험에서 절삭가공은 3.2-6.5 μm , 방전가공은 5.6-10.4 μm 범위의 오차를 보고하였고, Mormann 등²⁸은 CEREC1 시스템에서 29-67 μm , CEREC2 시스템에서 9-27 μm 의 절삭가공오차를 보고하

였는데, 이는 임상에서 보철물의 정밀도를 의미하는 것은 아니므로 본 연구에서 사용한 Procera® 시스템의 변연 오차가 더 크다고 단정하기는 무리가 있을 것으로 사료되며, 다른 시스템의 임상적 정밀도에 대한 연구도 필요할 것으로 생각된다.

도재축성 전후의 변연비교에서, Bindl 등²⁹은 Cerec 코핑과 도재축성 후 합착을 하지 않은 상태에서 변연 오차를 비교한 결과, 코핑에서의 변연오차가 $73.4 \pm 12 \mu\text{m}$ 로 최종 보철물에서의 변연오차인 $59.9 \pm 5.6 \mu\text{m}$ 보다 더 작음을 보고하였다. 본 연구 결과에서도 Procera® 시스템의 Allceram 관은 코핑 상태의 변연오차가 $53.84 \pm 38.83 \mu\text{m}$ 로 나왔고 최종 수복물에서의 변연오차가 $45.82 \pm 30.84 \mu\text{m}$ 로 측정되었다. 코핑 상태에서보다 최종 수복물에서의 변연오차가 더 적은 것으로 나타났다. 이는 도재축성 시 변연전용 도재의 사용과 관련이 있을 것으로 사료된다.

측정부위에 따른 비교에서, Sulaiman 등¹⁸은 Procera® Allceram 관의 변연오차가 순측에서 $102.54 \mu\text{m}$, 설측에서 $124.38 \mu\text{m}$, 근심에서 $96.11 \mu\text{m}$, 원심에서 $85.39 \mu\text{m}$ 임을 보고하였다. 측정값은 본 연구에서 얻어진 자료와 차이가 있지만, 설측에서의 변연오차가 다른 부위의 오차보다 통계적으로 유의성 있게 크다는 사실은 동일하였다. 위의 연구에서 설측 변연오차가 가장 큰 이유가 다른 부위보다 설측 도재의 두께가 더 두껍기 때문에 수축이 더 크게 일어났기 때문이라고 분석하였다. 하지만 본 연구에서는 코핑의 두께를 동일하게 설정하였기 때문에 위와 같은 원인에서 일어난 오차라고 보기에는 어렵다. Persson 등³⁰은 접촉방식의 Procera® 시스템에서 원형, 타원형, 사각의 모형을 스캔하고 오차를 분석한 결과 타원형에서의 오차가 가장 큰 것을 보고하였다. Small³¹은 접촉식 감지기로는 주모형의 내부 선각이나 함몰부를 정밀하게 읽을 수 없어 슬더 변연 같이 날카로운 선각을 재현하는 데는 아직 한계가 있다고 지적하였다. 전치의 설면은 임상적인 면에서 지대치의 삭제가 쉽지 않은 부위이기 때문에 변연이 불규칙하거나 삭제량이 과도하거나 미흡한 경우가 많다. 또한, 전치의 설면결절 부위가 다른 부위에 비해 돌출된 변연을 가지고 있고, 전치부에서 스캔시 지대치의 언더컷을 없애기 위해 설측으로 기울여야 하는 경우가 많기 때문에 상대적으로 설측변연 하방의 언더컷이 더 커지게 되므로 변연부위에서 접촉식 감지기로 스캔시 오차가 발생했을 것으로 사료되며, 변연의 변곡 정도에 따른 변연오차에 대해서는 추후 더 많은 연구가 필요할 것으로 사료된다.

결론

본 연구는 임상에서 Procera® 시스템의 Allceram 관을 이용하여 수복하는 56명의 환자, 101개의 지대치를 대상으로 변연오차를 평가하였다. 입체광학현미경을 이용한 성별, 전치/구치를 구분하고 코핑 상태와 최종 수복물 상태에서의 변연적합도를 순측, 설측, 근심, 원심측에서 비교분석하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 코핑 상태에서 변연오차보다 최종 수복물에서의 변연오차가 더 낮은 값을 나타냈으며, 이는 통계적으로 유의한 차이가 있었다 ($P < .05$).
2. 순측, 설측, 근심, 원심측 변연 모두에서 코핑 상태의 변연오차가 최종 수복물에서의 변연오차보다 더 높은 값을 나타냈으며, 통계적으로 유의한 차이가 있었다 ($P < .05$).
3. 구치의 변연오차가 전치의 변연오차보다 더 높은 값을 나타냈으나, 통계적으로 유의한 차이는 없었다.
4. 설측 변연의 경우, 근심, 원심, 순측 변연의 오차보다 더 높은 값을 나타냈으며, 통계적으로 유의한 차이가 있었다 ($P < .05$).

이상의 결과로 보아 Procera® 시스템의 Allceram 관의 변연적합도는 임상적으로 받아들여질 만하며, 특히 도재 축성 후 변연적합도는 더 우수해지는 것으로 나타났다. 각 변연 중 설측 변연의 오차가 가장 큰 것으로 나타났으며, Procera® 시스템 Allceram 관 수복시 설측 변연에 더욱 주의를 기울이는 것이 좋은 변연적합을 얻는 데 도움이 될 것으로 사료된다.

참고문헌

1. Godacre CJ, Campagni WV, Aquilino SA. Tooth preparations for complete crowns: An art form based on scientific principles. *J Prosthet Dent* 2001;85:363-76.
2. Brecker SC. Porcelain baked to gold; a new medium in prosthodontics. *J Prosthet Dent* 1956;6:801-10.
3. Goodacre CJ, Van Roekel NB, Dykema RW, Ullmann RB. The collarless metal-ceramic crown. *J Prosthet Dent* 1977;38:615-22.
4. Lehner CR, Mannchen R, Scharer P. Variable reduced metal support for collarless metal ceramic crowns : A new model for strength evaluation. *Int J Prosthodont* 1995;8:337-45.
5. Mclean JW, Jeanson EE, Bruggers H, Lynn DB. A new metal-ceramic crown. *J Prosthet Dent* 1978; 40:273-87.

6. Rizkalla AS, Jones DW. Mechanical properties of commercial high strength ceramic core materials. *Dent Mater* 2004;20:207-12.
7. Campbell SD, Pelletier LB, Pober RL, Giordano RA. Dimensional and formation analysis of a restorative ceramic and how it works. *J Prosthet Dent* 1995;74:332-40.
8. Sturdevant JR, Bayne SC, Heymann HO. Margin gap size of ceramic in-lays using second-generation CAD/CAM equipment. *J Esthet Dent* 1999;11:206-14.
9. Besimo C, Jeger C, Guggenheim R. Marginal adaptation of titanium frameworks produced by CAD/CAM techniques. *Int J Prosthodont* 1997;10:541-6.
10. Denissen HW, Van der Zel JM, Van Waas MAJ. Measurement of the margins of partial-coverage tooth preparation for CAD/CAM. *Int J Prosthodont* 1999;12:395-400.
11. Rekow ED. High-technology innovations and limitations for restorative dentistry. *Dent Clin North Am* 1993;37:513-24.
12. Persson M, Andersson M, Bergman B. The accuracy of a high-precision digitizer for CAD/CAM of crowns. *J Prosthet Dent* 1995;74:223-9.
13. Kim IS, Kang DW. Marginal adaptation of the conical inner crown fabrication with CAD/CAM. *J Kor Acad Prosthodont* 2002;40:30-41.
14. Van Roekel NB. Electrical discharge machining in Dentistry. *Int J Prosthodont* 1992;5:114-21.
15. Valderrama S, Van Roekel N, Andersson M, Goodacre CJ, Munoz CA. A comparison of the marginal and internal adaptation of titanium and gold-platinum-palladium metal ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 1995;8:29-37.
16. Gardener FM. Margins of complete crowns-literature review. *J Prosthet Dent* 1982;48:396-400.
17. Sulaiman F, Chai J, Jameson LM, Wozniak WT. A comparison of marginal fit of In-ceram, IPS Empress, and Procera Crowns. *Int J Prosthodont* 1997;10:478-84.
18. Denissen H, Dozic A, Van der Zel J, van Waas M. Marginal fit and short-term clinical performance of porcelain-veneered CICERO, CEREC, and Procera on-lays. *J Prosthet Dent* 2000;84:506-13.
19. Kim DK, Cho IH, Lim JH, Lim HS. On the marginal fidelity of all-ceramic core using CAD/CAM system. *J Kor Acad Prosthodont* 2003;41:20-34.
20. Shin SY. Procera system: a review of literature. *J Kor Acad Stomatog Func Occ* 2006;22:309-15.
21. Andersson M, Razzoog ME, Odén A, Hegenbarth EA, Lang BR. Procera: a new way to achieve an all-ceramic crown. *Quintessence Int* 1998;29:285-96.
22. Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent* 1989;62:405-8.
23. 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.
24. Christensen GJ. Marginal fit of gold inlay casting. *J Prosthet Dent* 1996;13:297-305.
25. Jenkins CB, Phillips RW. An evaluation of five inlay investing techniques employed with different types of wax patterns. *J Prosthet Dent* 1971;25:211-20.
26. Mclean JW. Polycarboxylate cements. Five years' experience in general practice. *Br Dent J* 1972;132:9-15.
27. Andersson M, Carlsson L, Persson M, Bergman B. Accuracy of machine milling and spark erosion with a CAD/CAM system. *J Prosthet Dent* 1996;76:187-93.
28. Mormann WH, Schug J. Grinding precision and accuracy of fit of CEREC2 CAD-CAM inlays. *J Am Dent Assoc* 1997;128:47-53.
29. Bindl A, Windisch S, Mormann WH. Full-ceramic CAD/CIM anterior crowns and copings. *Int J Comput Dent* 1999;2:97-111.
30. Persson M, Andersson M, Bergman B. The accuracy of a high-precision digitizer for CAD/CAM of Crowns. *J Prosthet Dent* 1995;74:223-9.
31. Small BW. Product review: all-ceramic system. *Gen Dent* 1998;46:446-50.

The marginal fidelity of Procera® AllCeram alumina copings and crowns of patients

Young-Gyun Song¹, DDS, In-Ho Cho², DDS, MSD, PhD,

Jong-Hyuk Lee³, DDS, MSD, PhD

¹Graduate student, ²Professor, ³Assistant professor,

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Dankook University, Korea

Statement of problem: Use of all-ceramic prostheses fabricated with CAD/CAM systems is increasing in the dentistry. Marginal fidelity in production of all-ceramic restoration has important clinical implications and is a key consideration issue in CAD/CAM production as well. **Purpose:** The objective of this study was to analyse marginal fidelities of Procera® Allceram Crown. **Material and methods:** On 56 patients treated with Procera® system Allceram Crown at Dankook Dental Hospital, marginal discrepancies of 101 abutments were measured by stereomicroscope at coping and final restoration stages. Paired t-test and one-way analysis of variance on marginal discrepancy data were conducted to determine the presence of significant differences between measurement and measuring point stages. **Results:** Marginal discrepancies of final restoration ($45.82 \pm 30.84 \mu\text{m}$) were lower than alumina coping ($53.84 \pm 38.83 \mu\text{m}$). Furthermore, the differences were found to be statistically significant at 95% confidence level. Anterior marginal discrepancies were lower than posterior marginal discrepancies, but they were not statistically significant. Lingual marginal discrepancies were higher than other measurement sites, and the differences were found to be statistically significant at 95% confidence level. **Conclusion:** Within the conditions of this study, marginal fidelities of Procera® Allceram Crown were acceptable, and after porcelain build-up, marginal fitness improved over alumina coping. More careful scanning is needed for better results. (*J Kor Acad Prosthodont* 2008;46:470-8).

Key words: CAD/CAM, Procera® Allceram crown, Alumina coping, Marginal fidelity, Stereomicroscope

Corresponding Author: **In-Ho Cho**

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Dankook University, San 7-1, Shinboo-Dong, Cheonan, Choongnam, 330-716, Korea

Tel.: +82 41 550 1971

E-mail: cho8511@dku.edu

Article history

Revised May 5, 2008 / Last Revision May 26, 2008 / Accepted August 29, 2008.