

CAD/CAM을 이용하여 제작한 All-ceramic core의 변연 적합도

단국대학교 치과대학 보철학교실

김동근 · 조인호 · 임주환 · 임현송

I. 서 론

전통적으로 치과 보철물은 기계에 의한 생산이 어려운 것으로 생각되어 왔다. 하지만 CAD/CAM (Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacturing) system의 진보는 정밀계측과 설계 그리고 가공이라는 공정을 거치면서 기공작업 대신 computer에 의해 제어되는 기계를 통해 보철물 제작이 가능하면서도 높은 생산성을 발휘 할 수 있게 되었다. 현재 CAD/CAM 기술의 발전에 의해 인레이, 금관, 계속가공의치 등이 기공사의 수작업이 아닌 컴퓨터와 기계에 의해 제작되고 있으며, 제작된 보철물의 정밀도¹⁻³⁾ 역시 상당히 개선되어 이제 연구실 수준을 탈피하여 임상에 적용되고 있으며 상품화되어 출시되고 있다. 따라서 컴퓨터로 디자인하여, 절삭가공^{4,5)}이나 방전가공^{6,7)}으로 보철물을 제작하는 새로운 방법이 전통적인 주조법의 대안으로 제시되고 있다.^{8,9,10)}

치과영역에 도입되어 이용되고 있는 CAD/CAM 체계는 지대치의 3차원입력과 수복물의 설계 및 재료 가공으로 나눌 수 있으며, 지대치의 자료를 입력하기 위해서는 CEREC2(Sirona Dental systems GmbH, Bensheim, Germany), GN-1(GC Co., Japan), DCS(DCS Dentalsysteme, Germany)에서 적용하고 있는 비접촉식 입력방식⁹⁾과 Procera (Nobel Biocare, Goteborg, Sweden)에서 이용하고 있는 접촉식 입력방식이 이용되고 있다.^{11,12)} 이러한 CAD/CAM이 적용되기 위한 첫번째 관문은 석고모

형의 정밀한 3차원 입력이다. 아직 구강 내 직접 입력은 난반사 등 기술적으로 어려운 측면이 있다.^{13,14)} 그래서 일반적으로 석고모형의 입력을 많이 사용하며, 사용되는 센서로는 레이저(point, line laser)센서를 많이 사용하지만 급경사와 인접치아 입력에서는 부정확한 데이터들이 종종 발생하고 있으며, GN-1(GC Co., Japan), DCS(DCS Dentalsysteme, Germany) system 등은 광삼각분할 laser 측정방법을 이용하는 데 입력 받지 못하는 영역 등이 있으므로 정확한 데이터를 얻기 위해서는 지대치의 여러 방향에서 반복 입력하여 합성하는 과정을 거치며, 일반적으로 pin die 작업을 한 후 5축 구동장치에 개개의 치아를 분리 설치하고 입력을 시행한다.

접촉식 입력기는 속도는 2배 정도 느리지만 정밀 입력(0.001도 가능)이 가능하고 역시 5축으로 구동하면 거의 모든 영역을 20um 이하의 정밀도로 입력이 가능하다(Dental Graphic, Seoul, Korea). 반면 시간이 많이 소요되는 단점을 가지고 있다.^{15,16)}

치과용 3차원 입력기의 요구사항으로는 정밀도가 30um 이하이어야 하며 급경사입력이 가능해야 한다. 그리고 모든 영역의 입력이 가능해야 하며, 입력간격은 50um 정도가 적당하다. 또한 사용이 간단하여 모든 사람이 이용 가능해야 한다.

인공치관의 설계를 위해서는 삭제된 지대치의 외면을 확대복사하거나, 지대치 중 삭제되지 않은 자연치질 부분의 외면을 연장하여 인레이의 교합면을 형성하는 등의 인공치관의 외면형성 방법이 개발되어 이용되고 있다.^{14,17)} 본 연구에 이용된 CATRS

(Computer Aided Teeth Reconstruction System, Dental Graphic, Seoul, Korea)¹⁸⁾는 In-Ceram core 설계가 가능하며 변연과 접착제공간 등의 내면 형성의 변수를 술자가 임의로 지정할 수 있고 외면 형성의 변수를 지정할 수 있다.

절삭가공이란 초경합금으로 만들어진 절삭공구를 10,000-20,000 rpm 으로 회전시켜 가공될 재료를 절삭하는 것으로 이 절삭공구가 지나갈 경로는 CAM 프로그램에서 지정되며 가공속도는 재료와 절삭공구의 특성에 의해 결정된다.¹⁹⁾ Celay 시스템 (Mikrona AG, Spreitenbach, Switzerland)은 복사 절삭가공에 의해 도재블럭을 가공하며¹⁰⁾ CEREC 시스템에 의해 도재인레이, 도재라미네이트 등이 절삭가공되고 있다.^{20,21)} 또한 방전가공과 절삭가공의 병합방법은 제작할 치관의 내면에 대한 음형의 전극을 만들어서 내면을 가공하고 외면은 절삭가공하는 방법으로 Procera 에서 채택하고 있다.²²⁾

가공된 보철물은 변연적합의 정확도에 의해 그 가치를 평가할 수 있다. 전부도재관의 변연 적합도에 영향을 미치는 요인으로는 인상체의 변형, 모형제작시의 변형, 도재제작방법, 변연형태 등이고, 전부도재관에 주로 사용하는 변연에는 chamfer margin, shoulder margin, sloped shoulder margin 등이 있다. 변연적합도가 낮은 경우 미세 누출이 증가하고 치태 침착이 증가하여 결과적으로 치아 우식증이나 치주염이 발생하게 된다. 전통적인 주조법에 의해 제작된 수복물은 최적의 기공조건에서 50 μ m 이하의 변연적합을 구현할 수 있다고 하였지만²³⁻²⁵⁾ 임상에서는 100 μ m 이상의 변연 간격도 보고되고 있다.^{20,21)} 그러나 최근의 CAD/CAM 기술을 이용한 보철물의 가공은 정밀도에 있어서는 전통적인 주조기법의 수준에 접근하거나 더욱 정밀해지고 있다.^{1,2,3)} 이와같이 수복물 제작에 있어서 CAD/CAM 기술이 주조법의 한계를 넘어 발전해가고 있지만 국내에서는 이에 대한 연구가 미비한 상태이다.

따라서 본 연구는 접촉식 3차원입력기로 지대치의 3차원정보를 입력하고, CATRS 로 In-Ceram core을 설계한 후 CAD/CAM 을 이용하여 제작된 In-Ceram core와 통법으로 제작된 In-Ceram core의 변연 적합을 비교 분석하여 다소의 지견을 얻었기에 이에 보고하는 바이다.

II. 실험 재료 및 방법

1. 실험 재료 및 기구

실험에 사용한 재료와 기구는 다음과 같다.

1) 금속 주모형 제작 재료

- (1) Epoxy resin tooth
(TRIMUNT Corp., Kyoto, Japan) -1개
- (2) Metal tooth
(Rexillum 3, Jeneric/Pentron Incorp., Wallingford, USA) - 2개
- (3) Impression Material
Extrude®(Kerr Corp., Michigan, USA)
- (4) 초경석고
DIE-KEEN(Heraeus Kulzer INC., USA)

2) 도재 축성 및 입시합착제

- (1) In-Ceram powder (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany)
- (2) 입시 합착제
CAVITEC®(Kerr Corp., Collins Orange, USA)

3) 측정 및 관찰 기구

- (1) 입체광학현미경(AVK-CO, Mitutoyo, Japan)
(Fig. 1)
- (2) 주사전자현미경(XL-20, PHILIPS, Netherland) (Fig. 2)

4) CAD/CAM 기계

- (1) 3차원 입력기(Dental Graphic, Seoul, Korea)
- (2) 절삭가공기계(MDX-500, ROLAND Corp., JAPAN)

2. 실험방법

1) 실험군의 분류

CAD/CAM으로 제작한 In-Ceram core와 통법제작한 core를 각각 12개 전부 24개를 제작하여 순축, 설축, 근심축, 원심축으로 분류하였다(Table I).

Table I. Classification of experimental groups

Group	Number	Classification of measuring point of margin
Conventional	12	Mesial margin
		Distal margin
		Labial margin
		Lingual margin
CAD/CAM	12	Mesial margin
		Distal margin
		Labial margin
		Lingual margin
Total	24	96

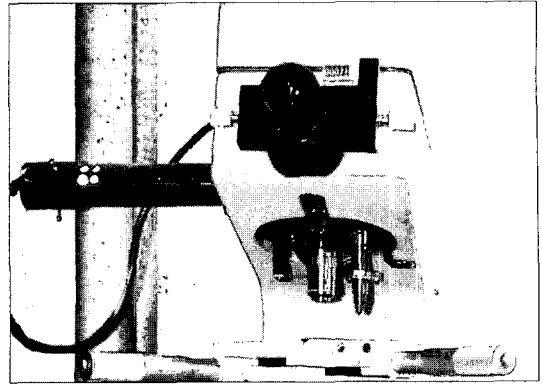


Fig. 1. View of stereomicroscope

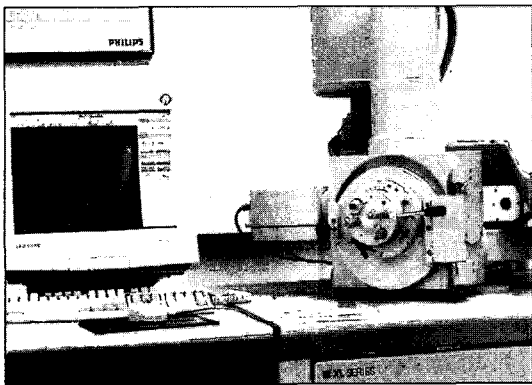


Fig. 2. View of SEM

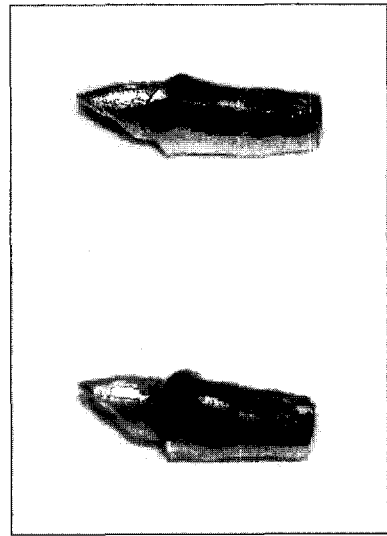


Fig. 3. Metal master model of prepared tooth

2) 컴퓨터 3차원 입력에 의한 In-Ceram core의 제작

(1) 금속 주모형 제작

시험모델 제작을 위해 A50-Assortment 111번 (TRIMUNT corporation, Kyoto, Japan)의 상악 우측 중절치의 삭제된 모형을 In-Ceram core에 맞게 변형하여 기초모형을 만들고 이를 복제하여 REXIL-LIUM-3 (Jeneric/Pentron Incorp., Wallingford, USA) 금속주모형 2개를 제작하였다(Fig. 3). 이 모형에는 deep chamfer 변연이 부여되었고, 변연폭경은 약 0.8~1.0mm이었다. 각각의 금속 주모형은

CAD/CAM용도와 통법 제작용으로 사용되었다.

(2) 지대치의 3차원 입력

주모형에서 DGS-2(Dental Graphics, Seoul, Korea)로 3차원 자료를 수집하였다. X축은 바닥판의 전후방 이동에 의해 Y, Z축은 탐침이 상하, 좌우로 움직여 좌표를 수집하였다. 각 좌표값의 간격은 50 μ m이며 좌표 사이의 요철은 직선으로 간주되어 입력되었다. 입력과정 중 탐침의 움직임은 2차원상으로 모니터에 나타났다(Fig. 4).

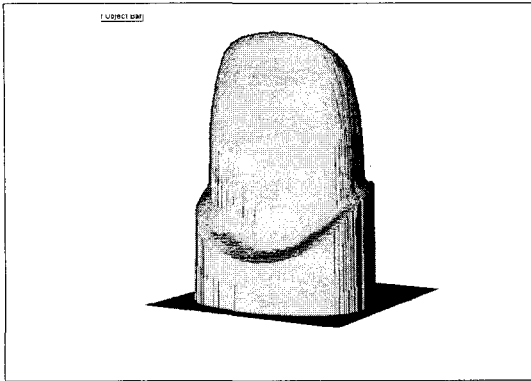


Fig. 4. Modelling of master die using contact digitizer

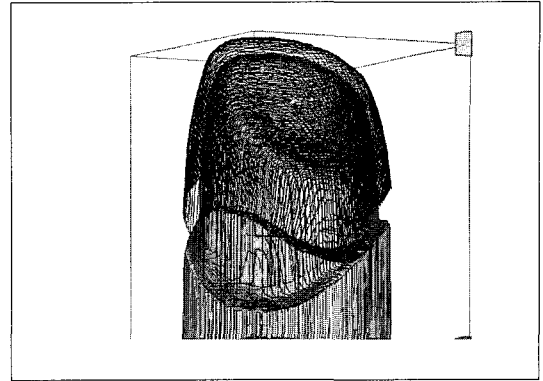


Fig. 5. Design of All-Ceramic core

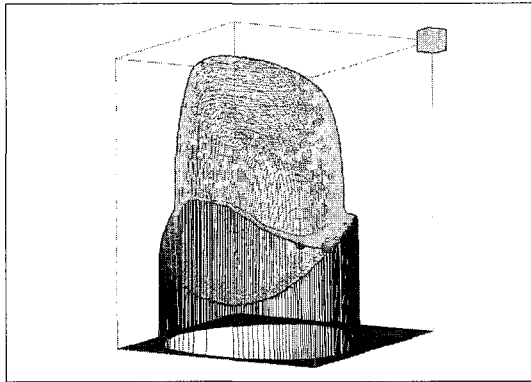


Fig. 6. Margin creation using CATRS

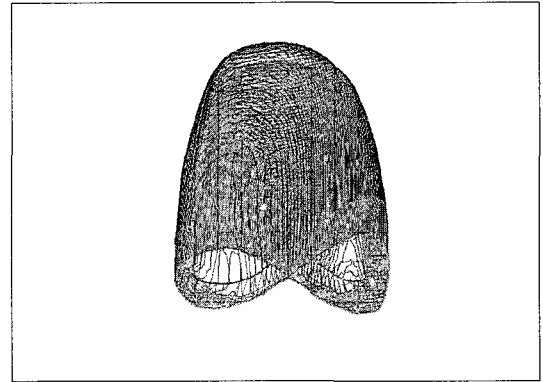


Fig. 7. Design of inner and outer surface on the master die

(3) In-Ceram core의 설계
입력후 40,000개 정도의 좌표는 컴퓨터 상에서 그물망이나 면 형태의 지대치로 표현되었다(Fig. 5).

(4) CATRS에서 변연 설정
3차원으로 입력된 지대치 데이터에서 기포 등의 오류를 수정하고 모델링하여 컴퓨터 상에서 지대치의 모형을 만든 후 변연을 찾았다. 컴퓨터는 구강점막과 치아를 구분하지 못하므로 구강점막과 치아를 분리하는 과정이 필요하며 모델링된 지대치 변연부의 급격한 기울기 변화를 이용하여 프로그램이 반자동으로 변연을 찾은 후, 자세히 볼 수 있도록 변연부를 확대하여 Z축을 중심으로 5~10°씩 회전시키며 오류가 있는 곳을 반자동으로 수정하여 변연을 설정

하였다(Fig. 6).

(5) Core의 내면 및 외면 설계
모델링된 지대치의 외면과 변연에 기초하여 In-Ceram core의 내면을 설계하였다. Core의 내면은 지대치의 외면으로부터 30 μ m정도 떨어져지게 확대하여 접착제공간을 형성하며, 변연에서는 20 μ m정도로 좁게 형성하여 긴밀한 변연적합을 유도하였다(Fig. 7).

In-Ceram core의 내면을 설정한 후 외면은 0.6mm 두께를 가지도록 3차원 모델링 기술로 설계하였다(Fig. 8).

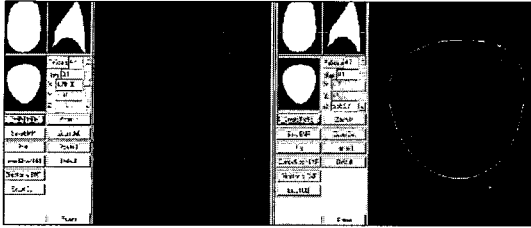


Fig. 8. Horizontal and sagittal section of the reconstruction tooth

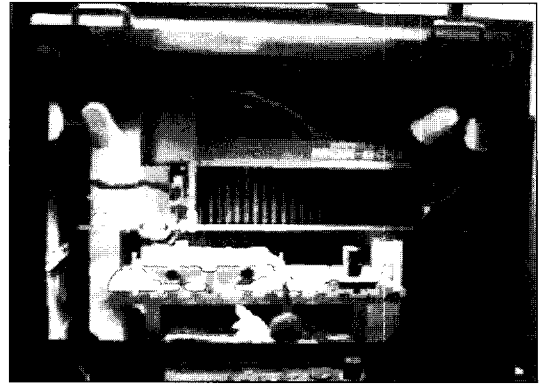


Fig. 9. Fabricating machine

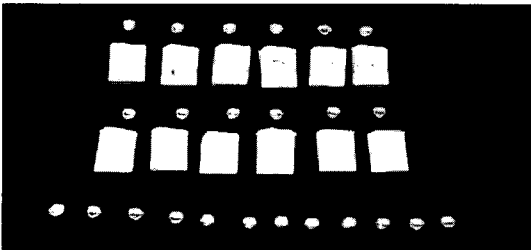


Fig. 10. Master die and completed In-Ceram core

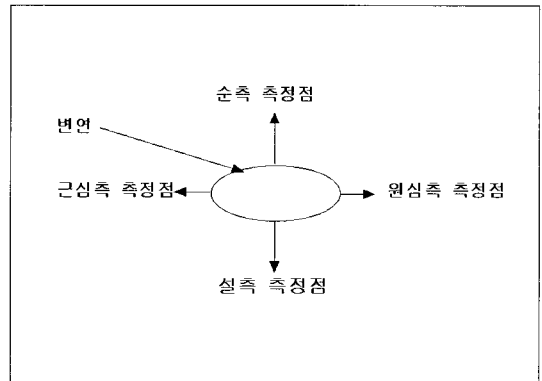


Fig. 11. Schematic view of representing measurement site

(6) 절삭 가공

설계된 데이터는 가공기에 적합한 NC 데이터 (기계 동작을 설계하는 것으로 공구의 시작과 경로 그리고 속도를 지정는 62개의 G-cord로 구성되어 있음)를 형성하고 여러 가지 가공조건을 부여하였다. 본 실험에 사용된 가공조건은 다음과 같다.

가공기계로는 MDX-500(ROLAND Corp. JAPAN) (Fig. 9)을 사용하였으며 가공방법으로는 황삭가공에서 공구지름 2mm공구를 사용하였으며, 정삭가공에서는 공구지름 0.5mm를 사용하였다. 공구길이는 10mm이며 가공시간은 1면당 7분14초가 소요되었다. 가공간격은 0.05mm이고 가공깊이는 0.05mm이며 가공오차는 0.01mm이다. 기계의 RPM 18000이며 공구의 이동속도는 1500mm/min이다.

CAD/CAM을 이용하여 In-Ceram core를 제작하는 절삭가공 순서는 다음과 같다.

먼저 매물재를 사용하여 내면의 양형을 가공한다. 통법에 따라 In-Ceram을 거칠게 축조한다. 그리고 축조된 in-ceram을 외면 NC 데이터로 가공한다. 가공소재를 180도 회전하여 2차 내면가공한다. 1120°로 통법에 따라 소결한다. 소결된 core에 유리 침투재를 바른다. 1100°로 통법에 따라 2차 소결한다. 위와 같은 방법으로 12개의 In-Ceram core를 제작하였다(Fig. 10).

3) 통법에 의한 In-Ceram core 제작

금속 주모형을 복제하기 위하여 각 15mm의 가로, 세로, 높이를 지닌 자가중합레진 트레이를 만들

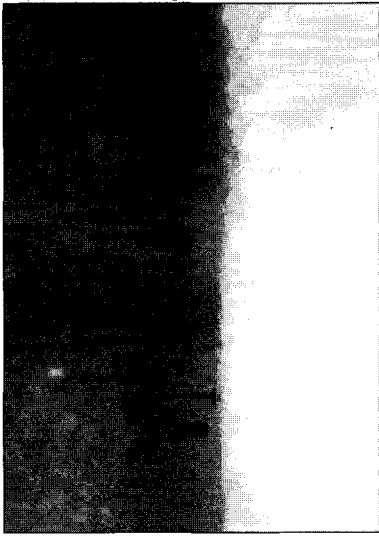


Fig. 12. Measurement and comparison of the marginal discrepancy using the stereomicroscope

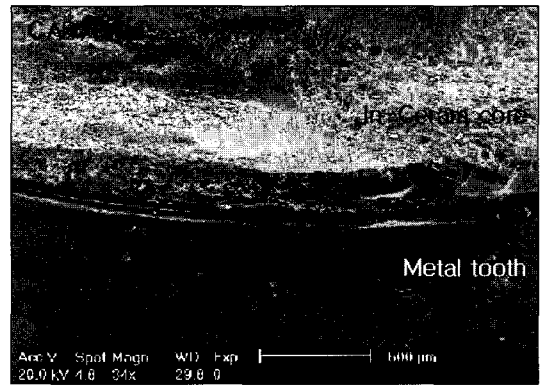
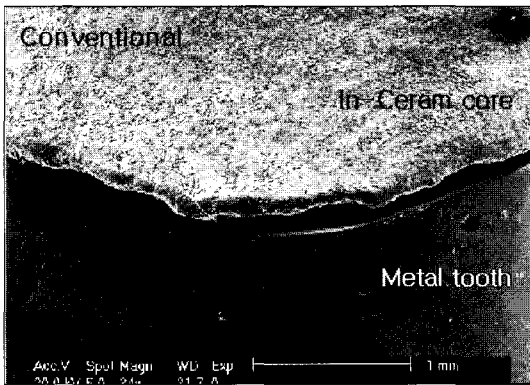


Fig. 13. Observation and comparison of marginal discrepancy using SEM($\times 34$)

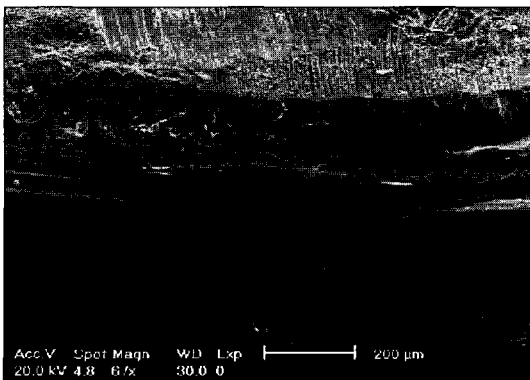


Fig. 14. Observation of marginal discrepancy using SEM($\times 67$)

어 polyvinylsiloxane 인상제(EXTRUDE, Kerr Corp., Michigan, USA)로 주모형의 인상을 채득하고, 초경석고(DIE-KEEN, Heraeus Kulzer INC., USA)를 부어 주모형다이 12개를 만들었다.

제조회사의 지시대로 알루미나 분말을 혼합하여 slip을 제작하였으며, 제조회사의 지시대로 소성하고, 유리침투소성후 최종적으로 core의 내, 외면을 정리하여 core 12개를 제작하였다(Fig. 10).

4) 입체광학현미경에 의한 변연부위 측정

In-Ceram core를 집계를 이용하여 약 207.5gm의 압력으로 주모형에 임시로 부착한 후, 근원심과 순

설측 모두 4개의 지점(Fig. 11)에서 입체광학현미경 (AVK-CO, Mitutoyo, Japan)으로 100배의 배율에서 지대치의 장축에 대하여 수직방향에서 각각의 금속 주모형에 임시 합착 후 측정하고 합착제 (CAVITEC, Kerr Corp., USA)를 제거한 후 반복하여 모든 도재관을 재합착하고 측정하였다. 측정은 두사람이 독립적으로 실시한 후 측정값의 차이가 있는 경우 의견이 일치될 때까지 재측정하였다(Fig. 12). 그리고 주사전자현미경으로 변연을 관찰하였다(Fig. 13, 14).

5) 통계처리

모든 측정값은 Window용 SPSS® V. 10.0 프로그램을 이용하여통계 처리하였다. 통법제작된 In-Ceram core의 전체 평균과 CAD/CAM 제작된 In-Ceram core의 전체 평균을 paired t-test를 시행하여 비교하였으며, 또한 각 부위에 대한 paired t-test를 통해 부위간의 유의성을 보았다. 그리고 제작 방식에 따른 부위간의 유의성을 보기 위해 one-way

ANOVA test를 시행하고 Duncan's multiple range test로 유의성을 검증해 보았으며 신뢰구간은 95%수준으로 시행하였다.

Ⅲ. 실험 결과

통법 제작된 In-Ceram core와 CAD/CAM 제작 core의 전체면에 대한 병연오차의 평균과 표준편차의 값은 Table II와 같다. 통법제작된 core의 변연오차는 $75.4 \pm 30.1 \mu\text{m}$ 이었으며, CAD/CAM core에 선 $76.5 \pm 23.7 \mu\text{m}$ 로 나타났다. 통법 제작 core의 최소 변연 간격은 $28 \mu\text{m}$ 였으며 최대 간격은 $131.2 \mu\text{m}$ 였다. 그리고 CAD/CAM core의 경우 최소 간격은 $32.5 \mu\text{m}$ 였으며 최대간격은 $122.5 \mu\text{m}$ 였다.

근심측정점, 원심측정점, 설측측정점의 경우, CAD/CAM제작 core변연이 통법제작 core변연보다 낮은 값을 나타냈으나, paired t-test결과 유의한 차이가 없는 것으로 나타났으며 Table III과 같았다.

순측변연의 경우, CAD/CAM제작 core변연이 통법

Table II. Mean(M) and standard deviation(SD) of total marginal discrepancies(μm) between the conventional core and CAD/CAM core

	Conventional				CAD/CAM			
	M	D	La	Li	M	D	La	Li
1	109.0	54.5	28.0	127.0	32.5	53.5	96.0	63.6
2	56.5	121.6	79.0	100.8	81.5	68.9	64.9	102.0
3	68.0	79.0	70.5	14.5	88.5	90.5	122.5	70.5
4	82.0	101.8	77.4	39.5	61.2	71.5	99.5	51.8
5	131.2	92.2	115.0	105.2	75.8	85.5	114.0	66.5
6	52.5	93.5	68.4	62.2	67.3	53.0	115.2	16.2
7	121.8	100.5	106.5	71.3	33.2	105.5	62.5	58.8
8	53.8	83.1	49.5	53.0	87.0	70.8	91.2	66.5
9	86.7	84.4	48.4	72.0	55.6	52.1	103.5	84.8
10	86.2	79.0	35.6	88.4	84.5	76.3	59.6	53.6
11	44.2	96.7	33.5	132.0	64.2	109.0	58.0	77.8
12	28.2	63.2	33.4	38.7	97.8	79.5	117.8	111.2
Mean	76.7	87.5	62.1	75.4	69.1	76.3	92.1	68.6
SD	32.0	17.9	29.0	36.5	21.0	19.0	24.6	24.7
GRAND mean				75.4	GRAND mean			76.5
GRAND SD				30.1	GRAND SD			23.7

M:mesial, D:distal, La:labial, Li:lingual

Table III. Mean and standard deviation(SD) of marginal discrepancies, and paired t-test value after temporary cementation.

Source of variation	Conventional		CAD/CAM		T value	P value
	Mean	±SD	Mean	±SD		
Mesial	76.68	±32.01	69.09	±21.01	0.05	P>0.05
Distal	87.46	±17.92	76.34	±19.00	1.70	P>0.05
Labial	62.10	±29.00	92.06	±24.56	-2.86	P<0.05
Lingual	75.38	±36.45	68.62	±24.66	0.55	P>0.05
Total ¹⁾	301.62	±75.08	306.11	±48.90	-0.15	P>0.05

¹⁾ Total = (mesial+distal+labial+lingual)

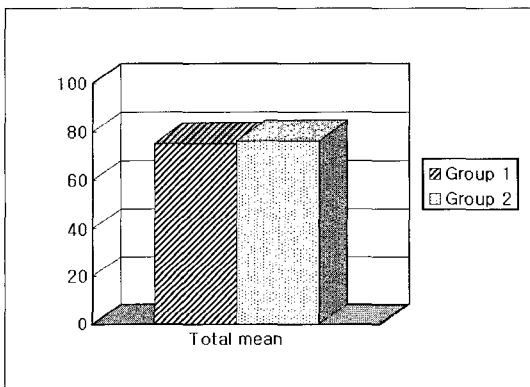


Fig. 15. Comparison of total mean marginal discrepancy

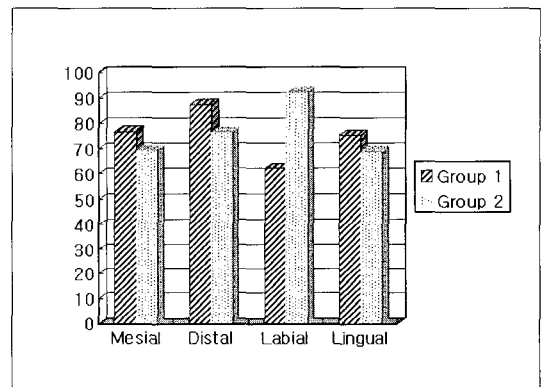


Fig. 16. Comparison of individual marginal discrepancy

Table IV. Results of one-way ANOVA test for gap discrepancies according to measurement site at the CAD/CAM core

	Sum of squares	df	Mean squares	F	Sig.
Between Groups	4309.371	3	1436.457	2.853	0.048
Within Groups	22155.444	44	503.533		
Total	26464.815	47			

(P=0.05)

제작 core변연 보다 유의하게 높은 값을 나타내었으며(p<0.05), Fig. 15에 그림으로 나타내었다.

전체적인 내면의 적합도를 보았을 때, CAD/CAM 제작 core변연이 통법제작 core변연 보다 높은 값을

Table V. Results of multiple range test for gap discrepancies according to measurement site at the CAD/CAM core

	Mesial	Distal	Labial	Lingual
Mesial				
Distal				
Labial	*			
Lingual		*		

(Duncan test)

(p=0.05)

나타냈으나, 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다 (Fig. 16).

통법제작 core와 CAD/CAM으로 제작된 core에서 각각의 부위에 대한 유의한 차이를 검증하기 위해

one-way ANOVA test를 시행하였으며, 그 결과 통법제작의 core에선 서로간에 유의차가 없었으나, CAD/CAM core의 각 부위에선 유의차가 보였고 Table IV와 같았다.

CAD/CAM 제작 core 부위의 유의성을 검증하기 위해 Duncan multiple range test를 시행하였으며, Table 5에서처럼 순측과 설측 그리고 순측과 근심측에서 유의차를 보였다.

주사전자현미경으로 통법 제작한 core의 변연을 34배로 관찰한 결과, 변연의 형태가 지대치의 변연을 따라 일정한 연속성을 보이지 않고 물결 모양으로 나타났으며, 부분적으로 파연장된 형태를 보였다 (Fig. 13). 그러나 CAD/CAM 제작 core는 두께의 일관성과 변연의 연속성을 34배와 67배 사진에서 관찰할 수 있으며, 일정한 변연 간격을 보여 주는 반면 core 표면의 절삭가공된 거친 삭제면을 보이고 있다 (Fig. 13, 14).

IV. 총괄 및 고안

CAD/CAM의 운영에 있어 CEREC 시스템에서는 진료실에 장비를 두고 운영하고 있으며, Procera는 치과 의사가 주모델을 만들고 멀리 떨어져 있는 3차원입력소에서 지대치의 자료를 컴퓨터에 입력하여 모델을 통하여 스웨덴이 있는 가공공장에 보내 보철물을 가공하는 운영체계를 가지고 있다.³⁾ 이러한 차이는 제작시간과 이용되는 장비의 가격에 의해 발생하므로 시스템의 개발과정에서 가격과 시간의 요소를 중요하게 고려해야 할 것으로 사료된다.

일반적으로 CAD/CAM을 위한 지대치는 가공오차를 줄이기 위하여 모서리와 꼭지점이 둥글게 되어야 하며 측면 경사도는 클수록 좋으며 편측으로 5°-6° 이상의 기울기를 가져야 한다.¹³⁾ 또한 변연과 지대치의 측면이 만나 형성되는 음형모서리는 접촉식입력기의 탐침이 감지하지 못하기 때문에 변연은 chamfer형태이어야 하며 변연의 폭은 1.3-1.5mm의 폭을 가져야 한다.^{2,17)} 지대치의 표면은 X, Y, Z의 좌표로 컴퓨터에 입력되며 CAD 프로그램은 좌표를 기초로 치아 표면의 형태를 그래픽으로 재현한다. 3차원 입력기는 지대치 표면의 좌표를 생성하는 기계이다. Procera의 접촉식 3차원입력기는 탐침을 15-20g의 압력으로 다이와 접촉시키고 다이를 회전시키며 한

번에 200 μ m상승하며 좌표를 읽어간다.^{11,26)} 입력된 좌표는 20,000-50,000개 정도이며 오차는 10 μ m이다.^{12,26)} 본 연구에 이용된 DGS-2의 감지기 오차는 25 μ m이며 50 μ m간격으로 좌표를 읽어간다. 50 μ m간격사이의 구조물은 각각의 좌표를 직선으로 연결된 것으로 간주한다. 대개의 입력오차는 술자가 지정하는 접착공간 내에서 수용되지만 모서리나 꼭지점에서는 접착공간의 범위를 벗어날 수도 있으며 접촉식 입력기는 변연과 경사진 면에서 탐침의 미끄러짐이 간혹 나타났다. 미끄러진 부분에서는 Z축 좌표가 겹치므로 모양이 찌그러진다. 미끄러진 부분의 데이터는 DGS-2가 다시 읽어서 스스로 수정하거나 프로그램 상에서 수정이 되지만 일부는 해결되지 않고 남아 있다. 또한 경사면에서의 미끄러짐 때문에 면 데이터를 만들 때 IGES Surface Format(입력된 점 데이터를 면 데이터로 바꾸어 주는 file format으로 편의상 안 쓰는 형식이다) 형식에서는 균일한 면을 만들지 못하였다.

지대치의 3차원 입력에 필요한 시간은 임상적으로는 중요한 의미를 가진다. DGS-2는 지대치를 입력하는 시간이 1시간 32분이어서 Procera의 3-5분^{18,22)}에 비하여 긴 시간이 소요되었다.

입력된 지대치에서 인공치관의 설계는 변연설정, 내면형성, 외면형성의 과정을 거친다. 마스터모델을 바로 입력하여 변연을 찾는 방법은 아직 보고되지 않고 있다. 상용되고 있는 CAD/CAM 대부분이 다이를 만들어 입력하고 변연을 찾고 있다. DCS(DCS production)에서 이용하는 접촉식 3차원 입력기는 다이모형에서 먼저 수동으로 변연을 찾은 후에 나머지 지대치 치면을 입력한다.¹⁵⁾ Procera에서는 모델링된 지대치의 변연부를 확대하여 10°씩 회전시키며 수동으로 변연을 찾은 후에 자동으로 변연을 인공치관을 설계하는 CAD 기술은 아직 성과가 미진하여 도재관의 코어나 형성한다.¹¹⁾ 초기의 치과영역에 이용되는 CAD/CAM 기술 중 가공기술에 비하여 인레이를 설계하는 수준이었다.¹⁵⁾ Procera에서는 지대치를 입력한 후에 12-20% 확대된 지대치를 설계하여 CAM으로 작업다이를 만들고 여기에 99.9% 이상의 산화알루미늄으로 도재관 코어를 축성하고 소성하여 원래의 크기로 수축시키는 방법으로 코어를 제작하고 있다.^{6,21,27)} 그러나 교합면을 포함한 인공치관의 설계는 아직 연구가 미약하여 임상에 널리 이용되지

못하고 있으나 일부의 연구에서는 성과를 거두고 있다.^{14, 28)}

절삭가공 시간은 공구의 수와 이송속도, 가공간격, 가공깊이에 의해 결정된다. 기계금속공업에서 사용되는 일반적인 금속에 대한 절삭방법은 표준화되어 있다.^{19, 29)} 지대치는 교합면 쪽으로의 경사는 크고 가공깊이가 얇을수록 가공성이 좋다.¹³⁾ 가공공구의 길이는 공구지름의 3배가 보통이다. 절삭가공된 재료의 표면을 주사전자현미경으로 관찰시 변연의 일부는 불규칙하였다. 이것은 가공시 절삭공구에 의해 예리한 변연이 패여나간 것으로 추정된다. 가공시 사용된 공구는 절삭 소재의 특성상 다이아몬드 코팅 공구를 사용해야 하지만 균일한 코팅두께를 담보할 수 없어 일반 초경공구를 사용하여 가공하였으며, 지름이 0.5mm이고 길이가 10mm인 가늘고 긴 공구이어서 끝 부분의 떨림 현상에 의해 가공 오차가 발생하게 된다. 또한 100 μ m 이상의 변연 간격을 보이는 곳은 지대치의 3차원 입력과정 중 변연 부위에서 탐침이 미끄러진 부분이거나 가공과정 중 변형된 부분으로 사료된다.

CAD/CAM 제작과정 중 각 단계에서 변연간격이 커질 가능성은 일차적으로 삭제된 지대치의 3차원 입력시에 발생한다. 레이저의 경우에는 reflective coating 시에 발생하고 입력과정과 컴퓨터프로그램에서 기포등의 오류를 수정하는 과정에서도 발생한다.¹⁷⁾ 또한 절삭공구의 형태에 결함이 있는 경우나, 공구의 마모, 다이아몬드 절삭공구에서 다이아몬드가 떨어져 나와 오류를 일으키기도 하며³⁾ 절삭과정에서도 CAM 기계의 떨림이나 회전축의 흔들림에 의해 이러한 오류가 발생할 수 있다. 또한 절삭되는 재료도 오류의 원인이 될 수 있다. 그리고 금속을 절삭하는 절삭공구는 절삭면이 날카로운 연속면이므로 절삭면의 매끄럽지만 도재의 경우에는 표면이 거친 다이아몬드 절삭공구를 이용하므로 절삭면이 거칠고, 변연의 날카로운 부분이 깨져서 변연간격이 벌어지는 원인이 되기도 한다.³⁾ 또한 조각기형 CAM은 최대 4축까지 가공하므로 내면을 먼저 가공하고 가공재료를 180° 회전시킨 후 외면을 가공하게 된다. 이 때 X, Y 축 중에 하나를 기준으로 제자리에 위치시켜야 하는데 이 과정에서 오류가 발생할 수 있으며, 숙련된 기술을 요하게 된다.

전부도재판은 빛의 반사, 분산과 흡수라는 광학적

인 측면에서 금속도재판에 비해 심미성이 개선되어 왔으며 심미성에는 재료적인 의미와 더불어 변연 적합성에 의한 치주건강도 포함되어야 한다. 따라서 심미성에 영향을 미치는 치주조직의 파괴를 예방하기 위해서는 인공치관의 생리적 형태와 변연의 적합성이 심미성과 함께 제공되어야 한다.

실제 변연의 적합성을 측정하는 실험적 방법으로 Sorensen³⁰⁾은 직접 보는 방법, 절단하여 보는 방법, 인상채득을 통해 평가하는 방법과 탐침에 의한 시각적 관찰 등을, Kay 등³¹⁾은 컴퓨터 시뮬레이션에 의한 방법을 제안하고 있지만 임상에서는 지대치에 대한 인공치관의 적합성이나 탐침에 의한 시각적 관찰 위주로 판단하여 왔다. 그러나 변연 적합성은 보철물 성공을 위한 필수 요건이므로 적합이 불량할 경우 세균성 치태의 축적에 따라 치주질환이 증대됨에 따라 인공치관과 지대치 변연에 틈이 없도록 변연의 적합성을 증대시키기 위한 현미경적 사고가 요구된다. 본 연구에서는 절단하는 방법이 아니라 임식 합착 후 변연 간격을 측정하였고, 입체광학 현미경으로 측정한 후 주사전자 현미경으로 관찰하고 비교하였다.

인공치관과 지대치 사이의 변연적합도에 영향을 미치는 요소로는 시멘트의 피막후경, 시멘트중 발생한 수압, 시멘트의 종류, 변연유출의 크기, 변연의 형태와 위치, 축벽의 경사도, 접착중압의 크기, 합착중 진동정도, 변연의 만곡 정도 등으로 구분할 수 있다.

수복물의 변연에 간격이 없는 상태가 이상적이라고 해서 완전히 간격이 없는 상태로 변연을 제작하기는 불가능하며 그렇게 제작되었다고 하더라도 시멘트 피막후경만큼 변연부는 남을 수밖에 없으며, Jorgensen³²⁾은 시멘트 두께가 ADA Specification No. 8을 초과하는 이유로서 지대치 위에 시멘트를 포함한 치관을 놓을 때 시멘트가 교합면에 축적되고 시멘트 유출을 방해함에 따라 시멘트내에 hydrodynamic pressure가 축적되어 발생하게 된다고 하였으며, Cooper 등³³⁾, Eames 등³⁴⁾, Fusayama 등³⁵⁾도 시멘트에 의한 수압을 배출시키지 않으면 100 μ m를 초과하게 될 것이라고 하였다.

임상적으로 수용 가능한 변연간격에 대해서 많은 논란이 있었다. Kydd 등³⁶⁾은 박막두께와 변연누출의 상관관계를 보고하면서 치주 질환을 이유로 받거된 인공치관을 절단 후 74 μ m의 시멘트 피막 후경에 평

균 432 μm 의 미세 누출지수를 나타냈지만 치아 자체는 20년 이상 사용되어 왔다고 보고하였으며, Christensen³⁷⁾은 적절한 변연간격은 40 μm 이라고 하였다. 전통적인 주조법에 의한 보철물의 변연적합에 관한 연구는 최적의 기공조건에서 50 μm 이하의 적합을 구현할 수 있다는 것을 보여주고 있다.^{38,39,40)} 그러나 임상적인 연구에 따르면 주조보철물은 100 μm 이상의 변연 간격을 수용할 수 있다고 하였다. McLean과 Von Fraunhofer²⁰⁾, McLean²¹⁾은 5년 이상 구강내에 있었던 1000개의 수복물을 조사하여 120 μm 의 변연간격이 임상적으로 받아들일 수 있는 최대 한계라고 하였다.

변연정밀성은 삭제설계에 영향을 받으며, 변연 적합도에 관한 연구에서 Pera 등⁴¹⁾은 chamfer, 50° shoulder, 90° shoulder에 따른 변연 적합도를 입체현미경으로 조사하여 삭제 형태에 상관없이 모두 임상적으로 50 μm 이하의 변연적합도를 보였지만 90° shoulder에 비해 chamfer나 50° shoulder가 더 좋은 변연적합을 지니고 있다고 보고하였다. Sorensen³⁰⁾은 전부도재관의 변연 형태에 따른 변연 적합도 비교에서 chamfer, shoulder, shoulder bevel이 좋은 변연 적합성을 보였고, feather edge 형태는 불규칙하고 과형성된 변연을 갖는다고 하였으며, Rinke 등⁴²⁾은 Celay system을 이용하여 제작한 In-Ceram관에서 shoulder가 120° chamfer 보다 나은 변연적합도를 보였다고 보고하였으나, 구 등⁴³⁾은 전부 도재관으로 수복하는 경우 chamfer margin이나 130° shoulder margin이 90° shoulder보다 변연 적합도가 더 우수하다고 보고하였다. 본 연구에서는 deep chamfer margin으로 0.8~1.0mm의 변연 폭을 가지도록 설계된 기성 레진 치아를 이용하여 core를 제작하였고 core의 두께를 0.6mm로 설계하였으며, 기존의 CAD/CAM 보철물 제작시 요구되는 1.3~1.5mm의 변연 폭은 입력기의 입력간격이 크기(200 μm 정도) 때문에 요구되는 것으로 본 연구에 이용된 입력기의 입력간격은 50 μm 이므로 상대적으로 작은 변연 폭을 가져도 충분히 core의 변연을 설계할 수 있었다.

CAD/CAM으로 제작한 보철물의 변연 적합에 대한 연구에서는 Tinschert 등⁴⁴⁾은 President DCS system에서 가공한 전부도재관의 평균 변연 간격을 60.5-74 μm 라고 보고하였으며, Chen 등⁴⁵⁾은 Cerec 2 system에서 가공한 ceramic inlay 의 cervical 변연

간격을 84 \pm 22 μm 라고 보고하였다. 그리고 Sulaiman 등⁴⁶⁾은 Procera로 가공한 보철물의 변연 간격을 83 μm 라고 보고하였고 Denisson 등⁴⁷⁾은 CICERO, CEREC, 그리고 Procera core의 변연 간격을 74 \pm 15, 85 \pm 40, 68 \pm 53 μm 라고 보고하였다. Valderrama 등⁴⁸⁾은 주조 금합금 도재관과 방전 가공된 티타늄관의 변연 적합에 관한 비교 연구에서, 금합금 도재관에서 47 \pm 17 μm 를 티타늄관에서 61 \pm 34 μm 의 변연 적합을 얻었으며 유의한 차이는 없다고 하여 CAD/CAM에 의해 제작된 보철물의 변연적합이 주조법의 수준에 도달하였음을 보고하였다. Palomo와 Peden⁴⁹⁾은 잘 제작된 경우라도 치관이나 금인레이 변연사이에는 74 μm 정도의 간격이 있으며 이러한 부분이 미생물의 증식부위가 되어 치주질환을 일으킨다고 하였고, Bjorn 등⁵⁰⁾은 일반적으로 이개된 변연(open margin)의 경우보다 과풍용된 변연이 20배 가량 많았다고 하였으며 Christensen이 제시한 39 μm 는 현실적으로 임상에서는 불가능하며 인접면에서의 평균인 75 μm 가 현실적인 기준이라 하였다. 그리고 Molin 등⁵¹⁾은 콤포지트 시멘트로 합착시 50~100 μm 가 적절한 변연 간격이라고 보고하였다. Palomo와 Peden⁴⁹⁾이 제시한 75 μm 를 기준하였을 때, 본 연구에서는 CAD/CAM 제작 core의 변연간격이 76.5 \pm 23.7 μm 의 간격을 보여 임상적인 수준에서 만족할 만한 수치를 보였다. 그러나 순측에서의 변연 간격이 100 μm 이상의 값을 보인 것이 4개를 보여 긴 변연과 좁은 변연에서의 가공에서 보완해야 할 부분이 있으며 주사전자 현미경 사진(\times 34, \times 67)을 관찰해 보면 변연이 과연장되거나 불규칙한 통법제작에 비해 일정한 변연 간격과 두께를 보이고 있는 반면 거친 면과 절삭된 흔적이 뚜렷하게 나타나고 있으므로 이런 부분을 개선하기 위해서는 가공기계의 정밀성과 숙련이 요구되고 또한 절삭 공구의 예리함과 정밀성도 높여 나가야 할 것이다. 앞으로 이런 부분에 대한 연구가 계속된다면 통법으로 제작되는 전부도재관보다 두께의 균일성과 변연의 연속성을 더 잘 표현할 수 있어 전부도재관의 적합과 심미성을 개선시킬 수 있으리라 사료된다.

V. 결 론

컴퓨터로 디자인하여 절삭가공이나, 방전가공으로

보철물을 제작하는 새로운 방법이 전통적인 주조법의 대안으로 제안되어 상업적으로 이용되고 있다. 치과 영역에 이용되고 있는 CAD/CAM체제는 지대치의 3차원 입력과 수복물의 설계 및 재료가공으로 나눌 수 있다.

전부 도재관의 제작에 있어서 변연 적합도는 중요한 임상적 의의를 가지며 CAD/CAM 제작에서도 주요한 고려사항이다.

본 연구는 CAD/CAM으로 제작된 In-Ceram core 12개와 통법으로 제작된 In-Ceram core 12개의 변연 적합도를 순, 설, 근심, 원심측에서 비교 분석하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 근심측, 원심측, 설측변연의 경우 CAD/CAM제작 core변연이 통법제작 core변연보다 낮은 값을 나타냈으나, 유의한 차이는 없었다.
2. 순측변연의 경우, CAD/CAM제작 core변연이 통법제작 core변연보다 높은 값을 나타냈으며, 유의한 차이가 있었다($p < 0.05$).
3. 합계의 경우, CAD/CAM제작 core변연이 통법제작 core변연보다 높은 값을 나타냈으나 유의한 차이는 없었다.
4. 통법으로 제작된 core의 변연간에는 유의성이 없었으며, CAD/CAM 제작 core변연간에는 순면과 설면, 순면과 근심면 사이에서 유의한 차이가 있었다($p < 0.05$).

참고문헌

1. 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.
2. May KB, Russell MM, Razzoog ME, Lang BR. Precision of fit : The procera allceram crown. *J Prosthet Dent* 1998;80:394-404.
3. Mormann WH, Schug J. Grinding precision and accuracy of fit of CEREC2 CAD-CIM inlays. *JADA* 1997;128:47-53.
4. LaBarre EE, Belser UC, Meyer JM, Watanabe L. Computer-aided design and

transverse strength of screw-retained attachment. *Int J Prosthodont* 1994;7:323-328.

5. Liu PR, Isenberg BP, Leinfelder KF. Evaluating CAD-CAM generated ceramic veneers. *JADA* 1993;124:59-63.
6. Andersson M, Carlsson L, Persson M, Bergman B. Accuracy of machine milling and spark erosion with a CAD/CAM system. *J Prosthet Dent* 1996;76:187-193.
7. Schmitt SM, Chance DA, Cronin RJ. Refining cast implant-retained restorations by electrical discharge machining. *J Prosthet Dent* 1995;73:280-283.
8. Evans DB. Correcting the fit of implant-retained restorations by electric discharge machining. *J Prosthet Dent* 1997;77:212-215.
9. Maeda Y, Minoura M, Tsutsumi S, Okada M, Nokubi T. A CAD/CAM System for Removable Denture. Part I: Fabrication of Complete Dentures. *Int J Prosthodont* 1994;7:17-21.
10. Rinke S, Huls A, Jahn L. Marginal Accuracy and Fracture Strength of Conventional and Copy-Milled All-Ceramic Crowns. *Int J Prosthodont* 1995;8:303-310.
11. Andersson M, Razzoog ME, Od n A, Hegenbarth EA, Lang BR. Procera : A new way to achieve an all-ceramic crown. *Quintessence Int* 1998;29:285-296.
12. Persson M, Andersson M, Bergman B. The accuracy of a high-precision digitizer for CAD/CAM of crowns. *J Prosthet Dent* 1995;74:223-229.
13. Kawata N, Ono H, Nishi Y, Hamano T, Nagaoka E. Trial of duplication procedure for complete denture by CAD/CAM. *J Oral Rehabil* 1997;24:540-548.
14. Sohmura T, Takahashi J. Use of CAD/CAM system to fabricate dental prostheses. part 1: CAD for a clinical crown restora-

- tion. *Int J Prosthodont* 1995;8:252-258.
15. Besimo C, Jeger C, Guggenheim R. Marginal adaptation of titanium frameworks produced by CAD/CAM techniques. *Int J Prosthodont* 1997;10:541-546.
 16. Dastane A, Vaidyanathan TK, Vaidyanathan J, Mehra R, Hesby R. Development and evaluation of a new 3-D digitization and computer graphic system to study the anatomic tissue and restoration surface. *J Oral Rehabil* 1996;23:25-34.
 17. 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.
 18. Kim IS, Kim BO, Yoo KH, Kang DW. Design and fabrication of inner kecus crown using three dimensional computer graphics. *J Kor Academy of Pros.* 2002; 38:544-551.
 19. Ha JK. Machining methods of CNC. *II Jin Sa.* 1997; p.74-75.
 20. McLean JW, Von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J Aug 3:* 1971;131:107-111.
 21. Mclean JW. polycarboxylate cements. : Five years' experience in general practice. *Br Dent J* 1972;132:9-15.
 22. Van Roekel NB. Electrical Discharge machining in Dentistry. *Int J Prosthodont* 1992;5:114-121.
 23. Chan DCN, Blackman R, Kaiser DA, Chung K. The effect of sprue design on the marginal accuracy of titanium castings. *J Oral Rehabil* 1998;25:424-429.
 24. Jenkins CBG, Phillips RW. An evaluation of five inlay investing techniques employed with different types of wax patterns. *J Prosthet Dent* 1971;25:211-220.
 25. Mitchem JC, Wagner PC, Ferracane JL. Marginal adaptation of the Concept inlay system. *Am J Dent* 1994;7:232-234.
 26. Small BW. Product review: All-ceramic system. *General Dent* 1998;446-448.
 27. Felton DA, Kanoy BE, Bayne SC, Wirthman GP. Effect of in vivo crown margin discrepancies on periodontal health. *J Prosthet Dent* 1991;65:357-364.
 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;80:326-353.
 29. The editorial committee of great dictionary of mechanical engineering. *The great dictionary of mechanical engineering.* Jib Moon Sa 1995;p.826-827.
 30. Sorensen JA. A standardized method for determination of crown margin. *J Prosthet Dent* 1990;64:18-24.
 31. Kay GM, Jablonski DA, Dogon IL. Factors affecting the seating and fit of complete crowns : A computer simulation study. *J Prosthet Dent* 1986;55:13-18.
 32. Jorgensen KD. Factors affecting the film thickness of zinc phosphate cements. *Acta Odontol Scan* 1960;18:479-490.
 33. Cooper TM, Christensen GJ, Laswell HR, Baxter R. Effect of venting on cast gold full crowns. *J Prosthet Dent* 1971;26:621-626.
 34. Eames WB, O' Nell SJ, Montiero J, Miller G, Roan JD, Kohen KS. Technique to improve seating of casting. *JADA* 1978;96:432-437.
 35. Fusayama T, Ide K, Hosoda H. Cement thickness between cast restoration walls. *J Prosthet Dent* 1963;13:354-364.
 36. 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.
 37. Christensen GJ. Marginal fit of gold inlay casting. *J Prosthet Dent* 1966;16:297-305.

38. Belser UC, Mecentee MI, Richter WA. Fit of three porcelain-fused-to-metal marginal designs in vivo : A scanning electron microscope study. *J Prosthet Dent* 1985; 53:24-29.
39. Byrne G, Goodacre CJ, Dykema RW, Moore BK. Comparative casting accuracy of high-palladium alloys. *J Prosthet Dent* 1986;55:297-301.
40. West AJ, Goodacre CJ, Moore BK, Dykema RW. A comparison of four techniques for fabricating collarless metal ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 1985;54:636-642.
41. Pera P, Bassi F, Carossa S. In vitro marginal adaptation of alumina porcelain ceramic crown. *J Prosthet Dent* 1994;72:585-590.
42. Rinke S, Margraf G, Jahn L, Huls A. Qualitätsbeurteilung von Kopiergefrasteten Voll-Keramischen Kronengesusten (Celay/In-Ceram). *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1994;104:1495-1499.
43. Koo JY, Lim JH, Cho IH. Marginal fidelity according to the margin types of all ceramic crowns. *J Kor Academy of Pros.* 1997; 35:445-457.
44. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Spiekermann H, Anusavice KJ. Marginal fit of alumina-and zirconia-based fixed partial dentures produced by a CAD/CAM system. *Oper Dent* 2001;26(4):367-374.
45. Chen Y, Zhao Y, Wang H. Marginal fit of CAD/CAM ceramic inlays. *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi* 1997;15:317-318.
46. 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;10:478-484.
47. Denissen H, Dozi, A, van der Zel J, van Waas M. Marginal fit and short-term clinical performance of porcelain-veneered CICERO, CEREC, and Procera onlays. *J Prosthet Dent* 2000;84:506-513.
48. 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.
49. Palomo F, Peden J. Periodontal consideration of restorative procedure. *J Prosthet Dent* 1976;36:387-394.
50. Bjorn AL, Bjorn H, Grkovic B. Marginal fit of restoration and its relation to periodontal bone level. Part I. Metal Fillings. *Odontol Revy* 1969;20:311-321.
51. Molin MK, Karlsson SL, Kristiansen MS. Influence of film thickness on joint bend strength of ceramic/resin composite joint. *Dental Material* 1996;12:245-249.

Reprint request to:

In-Ho Cho, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Dankook University

7-1, Shinpoo-Dong, Chunan, Chungnam, 330-716, Korea

Tel. 82-41-550-1974

navydent@kangnung.ac.kr

ABSTRACT

ON THE MARGINAL FIDELITY OF ALL-CERAMIC CORE USING CAD/CAM SYSTEM

Dong-Keun Kim, D.D.S., In-Ho Cho, D.D.S., M.S.D., Ph.D.
Ju-Hwan Lim, D.D.S., M.S.D., Ph.D., Heon-Song Lim, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Dankook University

Novel methods producing supplementary and prosthetic material by cutting or discharge processing via computer design have been proposed as alternatives for traditional casting methods and are being utilized for commercial purposes. The CAD/CAM system used in dentistry can be classified into three-dimensional input of target values, restoration design, and material processing.

The marginal fidelity in production of In-Ceram core has important clinical implications and is a key consideration issue in CAD/CAM production as well.

Through this research, the author arrived at the following conclusion after conducting comparison analysis of marginal fidelities between the In-Ceram core produced via CAD/CAM and that produced through the traditional method:

1. In the cases of mesial, distal, and lingual margins, the core margins via CAD/CAM produced lower values than those via the traditional method, but the differences were found to be statistically insignificant.
2. In the case of labial flange, the core margins via CAD/CAM produced lower values than those via the traditional method and the differences were found to be statistically significant. ($p < 0.05$)
3. In comparison with overall marginal fidelity, the core margins via CAD/CAM produced lower values than those via the traditional method, but the differences were found to be statistically insignificant.
4. Among the core margins produced via the traditional method did not have statistically significant differences but for those produced via CAD/CAM had statistically significant differences between labial and lingual sides and between labial and mesial sides. ($p < 0.05$)

Key words : CAD/CAM system, In-ceram core, Marginal fidelity, Contact digitizer, Machine tool