

CAD/CAM으로 제작한 코누스내관의 변연적합

조선대학교 치과대학 보철학교실

김인섭 · 강동완

I. 서 론

컴퓨터로 디자인하여, 절삭가공^{1,2)}이나 방전가공^{3,4)}으로 보철물을 제작하는 새로운 방법이 전통적인 주조법의 대안으로 제안되어 상업적으로 이용되고 있다.⁵⁻⁷⁾ 치과영역에 도입되어 이용되고 있는 CAD/CAM (Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacturing)체계는 지대치의 3차원 입력과 수복물의 설계 및 재료 가공으로 나눌 수 있다. 지대치의 자료를 입력하기 위해서는 CER- EC2(Sirona Dental systems GmbH, Bensheim, Germany)에서 적용하고 있는 비접촉식 입력방식⁸⁾과 Procera (Nobel Biocare, Goteborg, Sweden)에서 이용하고 있는 접촉식 입력방식이 이용되고 있다.^{9,10)}

석고모형에서의 입력을 위해 사용되는 접촉식3차원 입력기는 가는 탐침을 사용하면 숨겨진 연조직 하방의 변연을 정확히 찾을 수도 있는 장점을 가지고 있으나 시간이 많이 소요된다는 단점을 가지고 있다.^{11,12)}

비접촉식인 레이저스캐너는 자료를 수집하는 시간이 짧다는 장점을 가지고 있지만 수집된 데이터가 상대적으로 부정확하고 난반사의 문제를 가지고 있다.^{13,14)} 따라서 정확한 데이터를 얻기 위해서는 지대치의 여러 방향에서 반복 입력하여 합성하는 과정을 거쳐야 한다.

인공치관의 설계를 위해서는 삭제된 지대치의 외면을 확대복사하거나, 지대치 중 삭제되지 않은 자연치질 부분의 외연을 연장하여 인레이의 교합면을 형성하는 등의 인공치관의 외면형성 방법이 개발되어 이용되고 있다.^{14,15)} 본 연구에 이용된 CATRS

(Computer Aided Teeth Reconstruction System, Dental Graphic, Seoul, Korea)¹⁶⁾는 원추관 설계가 가능하며 변연과 접착제공간 등의 내면 형성의 변수를 술자가 임의로 지정할 수 있고 외면 형성의 변수 중 축면의 변수를 지정할 수 있다.

절삭가공이란 초경합금으로 만들어진 절삭공구를 10,000~20,000rpm 으로 회전시켜 가공될 재료를 절삭하는 것으로 이 절삭공구가 지나갈 경로는 CAM 프로그램에서 지정되며 가공속도는 재료와 절삭공구의 특성에 의해 결정된다.¹⁷⁾ 가공물의 크기가 크거나 가공면을 활택하게 할수록, 재료의 가공성이 낮을수록 시간이 많이 소요된다. Celay 시스템 (Mikrona AG, Spreitenbach, Switzerland)은 복사 절삭가공에 의해 도재블럭을 가공하며¹⁷⁾ CEREC 시스템에 의해 도재인레이, 도재라미네이트 등이 절삭 가공되고 있다.^{2,8)} 또한 방전가공과 절삭가공의 병합 방법은 제작할 치관의 내면에 대한 음형의 전극을 만들어서 내면을 가공하고 외면은 절삭가공하는 방법으로 Procera에서 채택하고 있다.¹⁸⁾

가공된 보철물은 변연적합의 정확도에 의해 그 가치를 평가할 수 있다. 전통적인 주조법에 의해 제작된 수복물은 최적의 기공조건에서 50 μm 이하의 변연적합을 구현할 수 있다고 하였지만¹⁹⁻²¹⁾ 임상에서는 100 μm 이상의 변연 간격도 보고되고 있다.^{22,23)} 그러나 최근의 CAD/CAM 기술을 이용한 보철물의 가공은 정밀도에 있어서는 전통적인 주조기법의 수준에 접근하거나 더욱 정밀해지고 있다.^{24,25,8)} 이와같이 수복물 제작에 있어서 CAD/CAM 기술이 주조법의 한계를 넘어 발전해가고 있지만 국내에서는 이에 대

한 연구가 미비하였다.

따라서 본 연구는 접촉식3차원입력기로 지대치의 3차원정보를 입력하고, CATRS로 원추내관을 설계한 후 절삭가공으로 제작하는 CAD/CAM을 이용한 인공치관의 제작시스템을 고안하여 제작된 인공치관의 변연적합을 평가하는데 있다.

Ⅱ. 연구 재료 및 방법

1. 금속 주모형과 복제모형 제작

시험모델 제작을 위해 A50-Assortment 362번 (TRIMUNT corporation, Kyoto, Japan)의 하악좌 측제1대구치의 삭제된 모형을 원추내관에 맞게 변형하여 기초모형을 만들고 이를 복제하여 UNIMET-AL2(Shofu inc. Japan) 금속주모형을 제작하였다 (Fig. 1). 이 모형에는 chamfer 변연이 부여되었고, 변연폭경은 약 0.6~0.8mm이다. 원추관용 밀링머신으로 4°의 편측 기울기를 형성하였으며 모든 모서리와 꼭지점은 둥글게 하였다.

이 주모형을 복제하기 위하여 각 15mm의 가로, 세로, 높이를 지닌 자가중합레진 트레이를 만들어서 polyvinylsiloxane 인상재(EXAFLEX, GC America Inc. Chicago, IL, USA)로 주모형의 인상을 채득하고, 경식고(NEW PLASTONE, GC Corporation, Tokyo, Japan)을 부어 주모형다이를 만들었다.



Fig. 2. Two-dimensional image of the scanned master die.

2. 지대치의 3차원 입력과 원추내관의 설계

주모형다이에서 PIX-4(Roland D.G., Hamamatsu, Japan)로 3차원 자료를 수집하였다. x 축은 바닥판의 전후방 이동에 의해 y, z 축은 탐침이 상하, 좌우로 움직여 1시간 32분동안 자표를 수집하였다. 각 좌표값의 간격은 50 μm 이며 좌표 사이의 요철은 직선으로 간주되어 입력된다. 입력과정 중 탐침의 움직임은 2차원상으로 모니터에 나타난다(Fig. 2). 입력후 40,000개 정도의 좌표는 컴퓨터 상에서 그물망이나 면 형태의 지대치로 표현된다(Fig. 3).

3. CATRS에서 변연 설정

3차원으로 입력된 지대치 데이터에서 기포 등의



Fig. 1. Master model of prepared tooth.

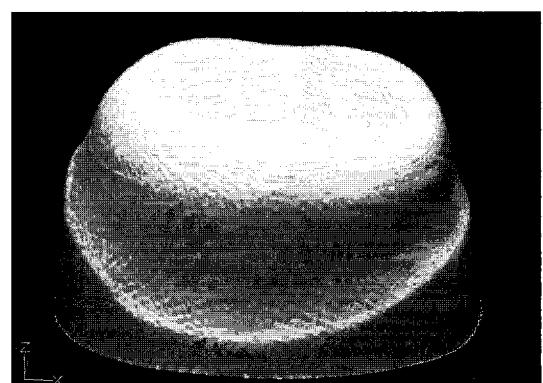


Fig. 3. Modelling of master die using contact digitizer.

오류를 수정하고 모델링하여 컴퓨터 상에서 지대치의 모형을 만든 후 변연을 찾는다. 컴퓨터는 구강점막과 치아를 구분하지 못하므로 구강점막과 치아를 분리하는 과정이 필요하나 본 실험에서 이용된 주모형다이는 변연이 선명하므로 이 과정이 생략되었다. 모델링된 지대치 변연부의 급격한 기울기 변화를 이용하여 프로그램이 자동으로 변연을 찾은 후, 자세히 볼 수 있도록 변연부를 확대하여 z축을 중심으로 5~10°씩 회전시키며 오류가 있는 곳을 수동으로 수정하여 변연을 완성하였다.

4. 치아의 내면 설계

모델링된 지대치의 외면과 변연에 기초하여 인공치관의 내면을 설계한다. 원추관의 내면은 지대치의 외면으로부터 $40\mu\text{m}$ 정도 떨어지게 확대하여 접착제 공간을 형성하며, 변연에서는 $20\mu\text{m}$ 정도로 좁게 형성하여 긴밀한 변연적합을 유도하였다.

5. 외면의 설계

내관의 최소, 최대 두께와 원추각의 요소를 지정하여 원추내관을 설계하였다(Fig. 4). 본 연구에서는 각각 0.3mm, 0.7mm, 4°로 지정하였다.

6. 절삭가공

설계된 원추내관을 AEM600AT(SHENO FANG

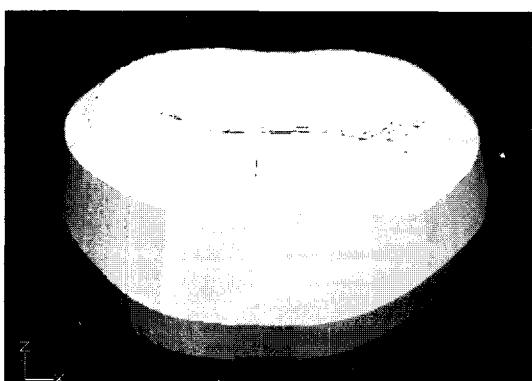


Fig. 4. Conical Inner crown on CATRS.

YVAN Technology Co. Ltd, Taipeh Taiwan) CAM으로 알루미늄과 티타늄을 재료로 절삭가공하여 알루미늄 원추내관 내면 10개와 티타늄관 내면 1개(Fig. 5) 및 티타늄관 1개를 절삭가공하였다.

알루미늄의 가공

- 1) 황삭^[17]에는 지름 3mm의 ball-end mill을 사용하였으며 회전속도 12,000rpm, 가공깊이 1mm, 가공간격 0.1mm, 가공여유 0.5mm로 냉각액을 뿌리며 가공하였다.
- 2) 중삭에는 지름 2mm의 ball-end mill을 사용하여 가공간격 0.5mm, 가공여유 0.2mm로 가공하였다.
- 3) 정삭에는 지름 1mm의 ball-end mill을 사용하여 가공하였으며 가공간격 0.05mm, 가공여유 0mm로 가공하고, 같은 조건으로 flat-end mill을 사용하여 안쪽모서리를 선명하게 가공하였다. 회전속도와 이송속도는 절삭되는 양상을 보면서 조절하였다.

위와 같은 조건으로 알루미늄 1개의 내면을 먼저 가공한 후에 y 축을 기준으로 180° 회전시켜 외면을 가공하였다.

티타늄의 가공

티타늄의 가공 특성을 조사하기 위하여 알루미늄과 유사한 조건으로 티타늄을 가공하였다(Fig. 6).

- 1) 황삭에는 지름 3mm의 ball-end mill을 사용하여 회전속도 14,000rpm, 가공깊이 0.1mm, 가공

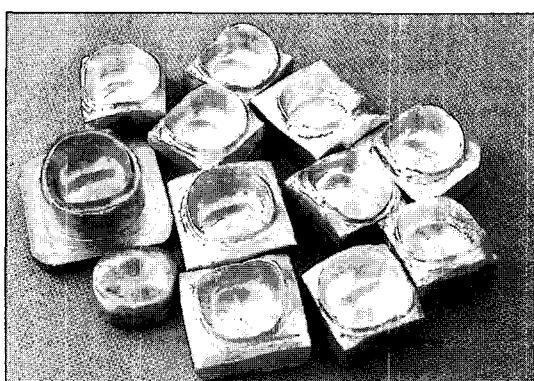


Fig. 5. Inner surface of aluminium and titanium conical inner crown fabricated with CAM.

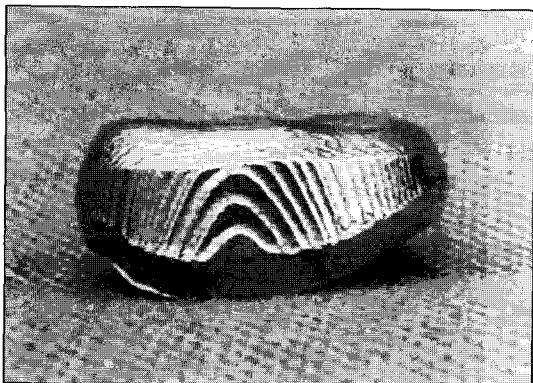


Fig. 6. Titanium conical inner crown fabricated with CAM.

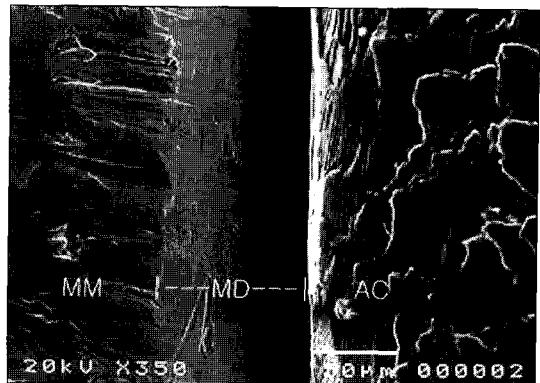


Fig. 7. Marginal discrepancy of conical inner crown on SEM

MM - master model
MD - marginal discrepancy
AC - aluminium crown

간격 0.1mm, 가공여유 0.5mm로 가공하였다.

- 2) 중삭에는 지름 2mm의 ball-end mill을 사용하여 가공간격 0.1mm, 가공여유 0.05mm로 가공하였다.
- 3) 정삭에는 지름 1mm의 ball-end mill을 사용하여 가공간격 0.05mm, 가공여유 0mm로 가공하고, flat-end mill로 가공하여 모서리를 선명하게 하였다.

7. 주사전자현미경에 의한 변연측정

알루미늄 원추내관을 집게를 이용하여 약 100gm의 압력으로 주모형에 부착한 후, 근·원심과 협·설축의 4개의 지점에서 주사전자현미경 (JSM-5410LL, JEOL Japan)으로 350배의 배율에서 지대치의 장축에 대하여 수직방향에서 변연 간격을 측정하였다(Fig. 7).

8. 통계처리

통계프로그램인 SPSS®로 각 측정점에 대한 평균과 표준편차를 계산하였으며, 가설검증을 하고 평균에 대한 95% 신뢰 구간을 추정하였다.

III. 연구결과

1. 접촉식3차원입력기에 의한 표면 재현성

접촉식입력기로 입력하여 모델링한 모형은 표면이 거칠고, 경사진 측면에서는 탐침이 미끄러진 부분에서 좌표값이 불안정하게 나타났다. 이러한 오류는 CATRS 상에서 수정이 가능하였다. 변연부에서도 미끄러진 부분은 연속성이 없이 불규칙한 면의 형태를 보였고, 변연이 짧게 입력된 것으로 추정되는 곳도 있었다.

2. 가공된 각 재료의 표면형태 비교

주사전자현미경으로 1000배의 배율로 관찰한 결과 알루미늄은 절삭공구가 지나간 자국이 선명하게 나타나며, 절삭공구에 의해 알루미늄이 연속적으로 패인 형태가 보였다(Fig. 8). 변연에서는 알루미늄이 떨어져나가 짧아진 곳이 있었다.

티타늄은 육안으로는 평활한 면의 형태를 보였고, 주사전자현미경에서도 절삭면이 알루미늄에 비하여 평활하였으며, 절삭이 잘된 곳은 절삭공구의 흔적만 보였고 금속이 절삭되지 않고 밀려 패인 곳도 관찰되었다. 밀린 곳과 절삭이 잘된 곳은 서로 다른 충돌이 겹친 것과 같은 양상을 나타났지만 이와 같

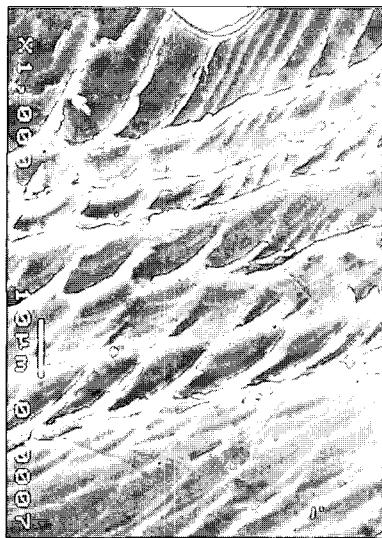


Fig. 8. Picture of the aluminium conical inner crown surface fabricated with CAM on SEM.

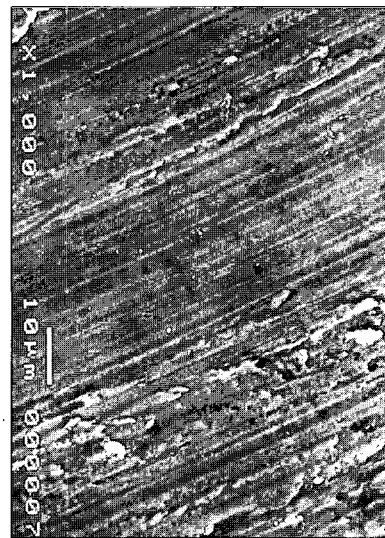


Fig. 9. Picture of the titanium conical inner crown surface fabricated with CAM on SEM.

은 양상이 티타늄의 순도에 관련된 결함인지는 확인하지 못하였다(Fig. 9).

3. 변연적합

10개의 치아에서 근심, 원심, 협축, 설측의 4개의 지점에서 측정하였으며, 모두 38개의 측정자료를 얻었다. 변연이 길게 가공되어 읽을 수 없는 부위를 지난 2개는 통계에서 제외시켰다. 각 측정부위별 평균과 표준편차는 근심 $68 \pm 57 \mu\text{m}$, 원심 $68.5 \pm 19 \mu\text{m}$, 협축 $86.1 \pm 30 \mu\text{m}$, 설측 $107 \pm 53 \mu\text{m}$ 이었다(Table I). 전체 평균과 표준편차는 $83.2 \pm 43 \mu\text{m}$, 최대값은 $202 \mu\text{m}$ 이었으며, 최소값은 $13 \mu\text{m}$ 이었다. $100 \mu\text{m}$ 이상의 간격을 보인 곳은 11개로 28.9 %이었으며, $50 \mu\text{m}$ 이하의 간격을 보인 변연은 7개로 18.4%였다.

측정값과 비교할 대조군이 없으므로 모든 측정값들의 평균을 구하고 그 평균에 대한 신뢰구간 추정을 하였다. 통계처리는 다음과 같이 수행하였다. 우

Table I. Mean and standard deviation of the marginal discrepancies at four marginal locations (unit: μm)

Surface	n	Mean	SD	Min-Max
Mesial	10	68	57	13-184
Distal	8	68.5	19	31-109
Buccal	10	86.1	30	34-110
Lingual	10	107	53	31-202
Total	38	83.2	43	13-202

n : number SD : standard deviation

Table II. Result of one-way ANOVA test for the marginal discrepancies measured in all groups

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	9757.653	3	3252.551	1.872	0.153
Within Groups	59085.400	34	1737.806		
Total	68843.053	37			

Table III. Result of one-sample test for the confidence interval estimation

	Test Value = 0					95% Confidence Interval of the Difference	
	t	df	Sig.(2-tailed)	Mean Difference	Lower		Upper
marginal discrepancies	11.884	37	0.000	83.1579	68.9798	97.3360	

선 4개의 측정 위치간의 평균의 차이를 일원배치법으로 검정하여 5%의 유의수준에서 평균간에 유의한 차이가 없다라는 검정 결과를 얻었다(Table II). 이 결과에 따라 측정위치에 관계없이 38개의 측정치를 모두 사용하여 전체평균에 대한 95% 신뢰 구간을 추정하였다(Table III). 계산된 95% 신뢰 구간은 68.98~97.34 μm 였다.

검정 결과는 다음과 같다.

IV. 총괄 및 고안

CAD/CAM의 운영에 있어 CEREC 시스템에서는 진료실에 장비를 두고 운영하고 있으며, Procera는 치과의사가 주모델을 만들고 멀리 떨어져 있는 3차원입력소에서 지대치의 자료를 컴퓨터에 입력하여 모델을 통하여 스웨덴이 있는 가공공장에 보내 보철물을 가공하는 운영체계를 가지고 있다.²⁷⁾ 이러한 차이는 제작시간과 이용되는 장비의 가격에 의해 발생하므로 시스템의 개발과정에서 가격과 시간의 요소를 중요하게 고려해야 할 것으로 사료된다.

지대치 형성

일반적으로 CAD/CAM을 위한 지대치는 가공오차를 줄이기 위하여 모서리와 꼭지점이 둑글게 되어야 하며 축면 경사도는 클수록 좋으며 편측으로 5°~6° 이상의 기울기를 가져야 한다.¹³⁾ 또한 변연과 지대치의 축면이 만나 형성하는 음형모서리는 접촉식입력기의 탐침이 감지하지 못하기 때문에 변연은 chamfer 형태이어야 하며 변연의 폭은 1.3~1.5mm의 폭을 가져야 한다.^{25,15)} 본 연구에 이용된 주모형은 원추관에 자주 이용되고 절삭가공이 쉬운 하악제1대구

치를 이용하였으며 유지를 증가시키기 위하여 4°의 편측 기울기를 주었으며, 변연은 chamfer 형으로 하였다. 또한 접촉식 입력기를 이용할 때에는 탐침두께의 절반 이상의 변연폭을 가져야 하므로 0.6~0.8mm의 변연폭을 부여하였다.

3차원입력

지대치의 표면은 x, y, z의 좌표로 컴퓨터에 입력되며 CAD 프로그램은 좌표를 기초로 치아 표면의 형태를 그래픽으로 재현한다. 3차원 입력기는 지대치 표면의 좌표를 생성하는 기계이다. 접촉식에서는 스태핑모터와 서보모터의 펄스값으로 x, y 좌표 값을 찾아내고 x, y 좌표 상에서 미세접촉감지기가 치아의 표면에 접촉한 순간의 z축 모터의 펄스값을 z 좌표로 설정한다.

Procera의 접촉식3차원입력기는 탐침을 15~20g의 압력으로 다이와 접촉시키고 다이를 회전시키며 한번에 200 μm 상승하며 좌표를 읽어간다.^{9,27)} 입력된 좌표는 20,000~50,000개 정도이며 오차는 10 μm 이다.^{10,27)} 본 연구에 이용된 Pix-4의 감지기의 오차는 25 μm 이며 50 μm 간격으로 좌표를 읽어간다. 50 μm 간격사이의 구조물은 각각의 좌표를 직선으로 연결된 것으로 간주한다. 대개의 입력오차는 숫자가 지정하는 접착공간내에서 수용되지만 모서리나 꼭지점에서는 접착공간의 범위를 벗어날 수도 있다. 또한 50 μm 간격으로 좌표를 읽어가기 때문에 변연을 정확하게 인식하지 못하고 50 μm 만큼 치아의 중심쪽 지점을 변연으로 결정할 수도 있다. 탐침은 대부분 지름이 1mm이고 끝의 모양이 ball 형태의 것을 이용한다. 이러한 탐침은 ball tip이 들어갈 수 없는 예리한 열구를 감지하지 못한다. 접촉식입력기는 변연과

경사면 면에서 텁침의 미끄러짐이 간혹 나타났다. 미끄러진 부분에서는 z축 좌표가 겹치므로 모양이 찌그러진다. 미끄러진 데이터는 Pix-4가 다시 읽어서 스스로 수정하거나 프로그램 상에서 수정이 되지만 일부는 해결되지 않고 남아 있었다. 특히 협축과 설측에서 변연적합에 영향을 준 것으로 추정된다. 또한 경사면에서의 미끄러짐 때문에 면데이터를 만들 때 IGES Surface Format 형식에서는 균일한 면을 만들지 못하였다.

지대치의 3차원 입력에 필요한 시간은 임상적으로는 중요한 의미를 가진다. pix-4는 지대치를 입력하는 시간이 1시간 32분이어서 Procera의 3~5분^[16,18]에 비하여 긴시간이 소요되었다.

변연설정

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 접촉식3차원입력기는 다이모형에서 먼저 수동으로 변연을 찾은 후에 나머지 지대치 치면을 입력한다.^[11] Procera에서는 모델링된 지대치의 변연부를 확대하여 10°씩 회전시키며 수동으로 변연을 찾은 후에 자동으로 변연을 형성한다.^[9] 본 연구에서는 자동으로 변연을 찾은 후 수동으로 수정하였다.

인공치관의 설계

초기의 치과영역에 이용되는 CAD/CAM 기술 중 가공기술에 비하여 인공치관을 설계하는 CAD 기술은 아직 성과가 미진하여 도재관의 코어나 인레이를 설계하는 수준이었다.^[11] CEREC에서는 삭제되지 않은 교두정과 중심구를 술자가 지정하고 삭제전의 모양과 FGP record 를 이용하여 인레이의 교합면을 설계하며^[15], Procera 에서는 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.^[9,25,28] 그

러나 교합면을 포함한 인공치관의 설계는 아직 연구가 미약하여 임상에 널리 이용되지 못하고 있으나 일부의 연구에서는 성과를 거두고 있다.^[14,29] 인공치관 설계에 있어서 초기에는 2차원 언어에 기반한 그래픽기술을 이용하였기 때문에 입체적인 인공치관을 표현하고 제어하는데 어려웠다.^[14] 그러나 최근의 3차원그래픽언어의 개발로 인공치관의 설계에서 비약적인 발전을 기대할 수 있게 되었다. CATRS 는 아직 교합면을 형성하지는 못하고 있으며 지대치의 외면을 확대복사하여 접착제공간을 설정하며 치관의 외면설계요소 중의 하나인 축면의 변수를 지정하여 외면을 형성하고 있다.

절삭가공

본 연구에서는 알루미늄과 티타늄을 가공재료로 하였기 때문에 원추내관에 주로 사용하는 금합금에 대한 가공정보는 얻지 못하였다. 알루미늄 1개의 절삭가공에 필요한 시간은 5시간 45분이었다. 티타늄을 절삭가공하기 위해서는 16시간 20분의 시간이 필요하였다. 이 시간은 숙련도에 의해 20% 정도 빨라질 수 있다. 절삭가공 시간은 공구의 수와 이송속도, 가공간격, 가공깊이에 의해 결정된다. 기계금속 공업에서 사용되는 일반적인 금속에 대한 절삭방법은 표준화되어 있다.^[17] 그러나 치과에서 사용되는 금속에 대한 가공방법은 잘 알려져 있지 않다. 또한 양각에서는 어떠한 모양도 쉽게 절삭하지만 음각에서는 공구의 크기가 클수록 표현력이 떨어져서 내면모서리나 꼭지점이 깎이지 않으므로 주모형의 모서리를 둉글게하는 것이 필요하였다. 지대치는 교합면 쪽으로의 경사는 크고 가공깊이가 얇을수록 가공성이 좋다.^[13] 가공공구의 길이는 공구지름의 3배가 보통이다. 본 연구에 이용된 주모형의 삭제된 면의 높이는 5.2mm이므로 지름 2mm의 공구까지는 상품화 된 보통의 공구로 절삭이 가능하나, 지름 1mm, 길이 6mm의 공구는 특별히 제작된 공구를 사용하여 이송속도를 느리게 하고 가공간격은 0.05mm, 가공깊이를 0.05mm로 얕게 하여 가공하였다.

Besimo^[11]는 절삭가공 후에 변연에서 티타늄이 깨져나간 곳이 발견되었으며 그 부분의 변연간격이 증가했다고 보고하였다. 절삭가공된 재료의 표면을 주사전자현미경으로 관찰시 변연의 일부는 불규칙하

였다. 이것은 가공시 절삭공구에 의해 예리한 변연이 패여나간 것으로 추정된다. 또한 $100\mu\text{m}$ 이상의 변연간격을 보이는 곳은 지대치의 3차원 입력과정 중 변연부위에서 탐침이 미끄러진 부분이거나 가공과정 중 변형된 부분으로 사료된다. 이러한 이유로 각 시편마다 변연간격에 심한 차이를 보였으며 측정 가능한 것들 중에서 변연의 범위는 $13\mu\text{m} \sim 202\mu\text{m}$ 였다.

오류의 가능성

CAD/CAM 제작과정 중 각 단계에서 변연간격이 커질 가능성이 일차적으로 삭제된 지대치의 3차원 입력시에 발생한다. 레이저의 경우에는 reflective coating 시에 발생하고 입력과정과 컴퓨터프로그램에서 기포등의 오류를 수정하는 과정에서도 발생한다.¹⁵⁾ 또한 절삭공구의 형태에 결함이 있는 경우나, 공구의 마모, 다이아몬드 절삭공구에서 다이아몬드가 떨어져 나와 오류의 원인이 되며⁸⁾ 절삭과정에서도 CAM 기계의 멀림이나 회전축의 흔들림에 기인된 오류도 있다. 또한 절삭되는 재료도 오류의 원인이 된다. 전성이 높은 재료는 절삭공구가 지나가는 방향으로 밀려나가서 거친 표면이 형성된다. 또한 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.⁸⁾ 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 오류의 원인이 되며, 숙련된 기술을 요한다.

변연간격

임상적으로 수용 가능한 변연간격에 대해서 많은 논란이 있었다. Kydd³⁰⁾는 박막두께와 변연누출의 상관관계를 보고하였으며, Christensen³¹⁾은 적정한 변연간격은 $40\mu\text{m}$ 이라고 하였다. 전통적인 주조법에 의한 보철장치의 변연적합에 관한 연구는 최적의 기공조건에서 $50\mu\text{m}$ 이하의 적합을 구현할 수 있다

는 것을 보여주고 있다.³²⁻³⁴⁾ 그러나 임상적인 연구에 따르면 주조보철물은 $100\mu\text{m}$ 이상의 변연 간격을 수용할 수 있다고 하였다. McLean 등^{22,23)}은 5년 이상 구강내에 있었던 1000개의 수복물을 조사하여 $120\mu\text{m}$ 의 변연간격이 임상적으로 받아들일 수 있는 최대 한계라고 하였다.

CAD/CAM으로 가공한 보철장치의 변연적합을 살펴보면 CEREC2에서는 $56 \pm 27\mu\text{m}$, $59 \pm 35\mu\text{m}$ ¹⁵⁾의 변연간격이 보고되었고, CICERO 연구에서는 $54.9 \sim 68.7\mu\text{m}$ 의 범위였다.²⁴⁾ 또한 DCS에 의한 연구에서는 $21.2 \sim 81.6\mu\text{m}$ 의 변연간격이 보고되었으며¹¹⁾, Procera에 의한 여러 연구에서는 각각 $52 \sim 63\mu\text{m}$ ²⁵⁾, $55 \sim 70\mu\text{m}$ ⁹⁾, $83\mu\text{m}$ ²⁶⁾의 변연간격이 보고되었다. 또한 Procera의 정밀도 실험에서 절삭가공에서 $3.2 \sim 6.5\mu\text{m}$, 방전가공에서 $5.6 \sim 8.6\mu\text{m}$ 범위의 오차를 보고하여 변연적합을 줄일 가능성을 더욱 높였다.³⁾ 주조금합금도재판과 방전가공된 티타늄판의 변연적합에 대한 비교 연구에서는 금합금도재판에서 $47 \pm 17\mu\text{m}$, 티타늄판에서 $61 \pm 34\mu\text{m}$ 의 변연적합을 얻었으나 유의한 차이는 없다고 하여 CAD/CAM에 의한 변연적합이 주조법의 수준에 도달하였음을 보여 주었다.³⁵⁾

그러나 이러한 연구 성과에도 불구하고 McLean²²⁾의 연구에서 보여지듯이 임상에서 $50\mu\text{m}$ 전후의 정밀도를 달성하기는 어렵다. 주조판과 CAD/CAM에 의한 인공치관의 변연적합에 대한 여러 연구에서는 $120\mu\text{m}$ 을 임상적으로 허용 가능한 오차로 보고 있으며^{3,9,10,24,25,28)}, Molin 등³⁶⁾은 콤포지트세멘트에서 $50 \sim 100\mu\text{m}$ 가 이상적인 변연간격이라고 보고하였다.

이상의 변연간격에 대한 연구를 정리하면, McLean²²⁾의 주장에 근거하여 $120\mu\text{m}$ 까지를 임상적으로 받아들여지는 변연간격으로 상정할 수 있으나 기공과정의 개선으로 정밀도가 높아짐에 따라 점차 $50\mu\text{m}$ 가 적정한 변연간격으로 주장되고 있으며, 이 양자의 주장을 수용하면 $50 \sim 120\mu\text{m}$ 적정한 범위로 가정할 수 있다. 이 가정에 근거하여 본 연구의 결과인 평균 $83.2\mu\text{m}$ 와 신뢰구간 $68.98 \sim 97.34\mu\text{m}$ 는 임상적으로 이용가능한 범위 안에 있다고 추정할 수 있다.

그러나 원추관에 주로 사용되는 재료에 대한 연구가 아니었지만 금속마다 절삭특성이 다르므로 치과용재료로 주로 쓰이는 금합금과 티타늄의 가공에 대

한 연구가 더 있어야 할 것으로 사료되었다. 또한 치과용 3차원입력기와 CAD 프로그램을 이용한 교합면과 외면의 설계 및 가공 시간과 비용을 줄이기 위한 연구가 추후 계속되어야 할 것으로 사료되었다.

V. 결 론

CAD/CAM을 이용한 원추내관을 제작하기 위하여 산제된 하악좌측제1대구치를 금속주모형으로 만들고, 접촉식입력기로 3차원 입력을 하였다. CATRS로 변연을 찾고, 접착공간을 지정하여 원추내관의 내면을 설계하였다. 설정된 내면 위에 원추각과 최대두께, 최소두께를 지정하여 외면을 형성하였다. 설계된 원추내관을 알루미늄과 티타늄을 재료로 하여 CAM으로 절삭가공하였다. 가공한 알루미늄 원추내관을 주모형에 장착하고 주사전자현미경으로 변연간격을 측정하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 접촉식3차원입력기로 입력하여 모델링한 모형에서 불규칙한 변연의 형태를 보였다.
2. 가공된 알루미늄 표면은 절삭공구에 의해 긁힌 흔적이 있으며, 티타늄의 표면은 평활하였다.
3. 변연간격의 평균은 $83.2 \pm 43\mu\text{m}$ 이었으며, 신뢰 구간은 $68.98 \sim 97.34\mu\text{m}$ 이었고 ($p<0.05$), $100\mu\text{m}$ 를 넘는 비율은 28.9% 이었다.
위와 같은 결과로 CAD/CAM을 이용한 인공치관 제작의 시스템을 완성하여 제작된 원추내관의 변연 적합이 임상적으로 사용 가능한 범위내에 있다고 추정할 수 있었다.

참고문헌

1. LaBarre, E.E., Belser, U.C., Meyer, J.M., Watanabe, L.. "Computer-aided design and transverse strength of screw-retained attachment." *Int. J. Prosthodont.*, 7:323-328, 1994.
2. Liu, P.R., Isenberg, B.P., Leinfelder, K.F.. "Evaluating CAD-CAM generated ceramic veneers." *J.A.D.A.*, 124:59-63, 1993.
3. Andersson, M., Carlsson, L., Persson, M., Bergman, B.. "Accuracy of machine milling and spark erosion with a CAD/CAM system." *J. Prosthet. Dent.*, 76:187-193, 1996.
4. Schmitt, S.M., Chance, D.A., Cronin, R.J.. "Refining cast implant-retained restorations by electrical discharge machining." *J. Prosthet. Dent.*, 73:280-283, 1995.
5. Evans, D.B.. "Correcting the fit of implant-retained restorations by electric discharge machining." *J. Prosthet. Dent.*, 77:212-215, 1997.
6. 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.*, 7:17-21, 1994.
7. Rinke, S., Huls, A., Jahn, L.. "Marginal Accuracy and Fracture Strength of Conventional and Copy-Milled All-Ceramic Crowns." *Int. J. Prosthodont.*, 8:303-310, 1995.
8. Mormann, W.H., and Schug J.. "Grinding precision and accuracy of fit of CEREC2 CAD-CIM inlays." *J.A.D.A.*, 128:47-53, 1997.
9. Andersson, M., Razzoog M.E., Od n, A., Hegenbarth E.A., and Lang, B.R.. "Procera : A new way to achieve an all-ceramic crown." *Quintessence Int.*, 29:285-296, 1998.
10. Persson, M., Andersson, M., and Bergman, B.. "The accuracy of a high-precision digitizer for CAD/CAM of crowns." , 74:223-229, 1995.
11. Besimo, C., Jeger, C., and Guggenheim, R.. "Marginal adaptation of titanium frameworks produced by CAD/CAM techniques." *Int J Prosthodont.*, 10: 541-546, 1997.
12. Dastane, A., Vaidyanathan, T.K., Vaidyanathan, J., Mehra, R., and 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.*, 23:25-34, 1996.
13. Kawata, N., Ono, H., Nishi, Y., Hamano, T., and Nagaoka, E.. “Trial of duplication procedure for complete denture by CAD/CAM.” *J. Oral Rehabil.*, 24:540-248.
 14. Sohmura, T., and Takahashi, J.. “Use of CAD/CAM system to fabricate dental prostheses. part 1: CAD for a clinical crown restoration.” *Int. J. Prosthodont.*, 8:252-258, 1995.
 15. Sturdevant, J.R., Bayne, S.C., and Heymann, H.O.. Margin gap size of ceramic inlays using second-generation CAD/CAM equipment.” *J. Esthet. Dent.*, 11:206-214, 1999.
 16. Kim, IS, Kim, BO, Yoo, KH, Kang, DW. “Design and fabrication of inner konus crown using three dimensional computer graphics, The journal of Korean academy of Prosthodontics, 38(4): 544-551, 2000.
 17. 하종국 편저『CNC공4작법』서울 : 일진사 1997 p. 74-751.
 18. Van Roekel, N.B... “Electrical Discharge machining in Dentistry..” *Int. J. Prosthodont.*, 5:114-121, 1992.
 19. Chan, D.C.N., Blackman, R, Kaiser, D.A., and Chung, K.. “The effect of sprue design on the marginal accuracy of titanium castings.” *J. Oral Rehabil.*, 25:424-429, 1998.
 20. Jenkins, C.B.G., and Phillips, R.W.. “An evaluation of five inlay investing techniques employed with different types of wax patterns.” *J. Prosthet. Dent.*, 25:211-220, 1971.
 21. Mitchem, J.C., Wagner, P.C., and Ferracane, J.L.. “Marginal adaptation of the Concept inlay system.” *Am. J. Dent.*, 7:232-234, 1994.
 22. McLean, J.W., and vonfraunhofer, J.A.. “The estimation of cement film thickness by an in vivo technique.” *Br. Dent. J.*, Aug 3:131:107-111, 1971.
 23. Mclean, J.W.. polycarboxylate cements. Five years' experience in general practice.” *Br. Dent. J.*, and 132:9-15, 1972.
 24. Denissen, H.W., Van der Zel, J.M., and Van Waas, M.A.J.. “Measurement of the margins of partial-coverage tooth preparation for CAD/CAM.” *Int. J. Prosthodont.*, 12:395-400, 1999.
 25. May, K.B., Russell, M.M., Razzoog, M.E., Lang, B.R., “Precision of fit: The procera allceram crown.” *J. Prosthet. Dent.*, 80:394-404, 1998.
 26. 기계공학대사전편찬위『기계공학대사전』서울 : 집문사 1995 p. 826
 27. Small, B.W.. “Product review: All-ceramic system.” *General Dent.*, 446-448, 1998.
 28. Sulaiman, F., Chai, J., Jameson, L.M., and Wozniak, W.T.. “A comparison of marginal fit of In-ceram, IPS Empress, and Procera Crowns.” *Int. J. Prosthodont.*, 10:478-484, 1997.
 29. Willer, J., Rossbach, A., and Weber, H.P.. “Computer-assisted milling of dental restoration using a new CAD/CAM data acquisition system.”, *J. Prosthet. Dent.*, 80:326-353, 1998.
 30. Kydd, W.L., Nicholls, J.I. Harrington, G., and Freeman, M.. “Marginal leakage of cast gold crowns luted with zinc phosphate cement: an in vivo study.” *J. Prosthet. Dent.*, 75:9-13, 1996.
 31. Christensen, G.J.. “Marginal fit of gold inlay casting.” *J. Prosthet. Dent.*, 16:297-305, 1966.
 32. Belser, U.C., Mecentee, M.I., and Richter, W.A.. “Fit of three porcelain-fused-to-metal marginal designs in vivo: A scanning electron microscope study.” *J. Prosthet. Dent.*, 53:24-29, 1985.
 33. Byrne, G., Goodacre, C.J., Dykema, R.W.,

- Moore B.K., "Comparative casting accuracy of high-palladium alloys." *J. Prosthet. Dent.*, 55:297-301, 1986.
34. West, A.J., Goodacre, C.J., Moore, B.K., and Dykema, R.W.. "A comparison of four techniques for fabricating collarless metal ceramic crowns." *J. Prosthet. Dent.*, 54:636-642, 1985.
35. Valderrama, S., Van Roekel, N., Andersson, M., Goodacre, C.J., and Munoz, CA.. "A comparison of the marginal and internal adaptation of titanium and gold-platinum-palladium metal ceramic crowns." *Int. J. Prosthodont.*, 8:29-37, 1995.
36. Molin, M.K., Karlsson, S.L., and Kristiansen, MS.. "Influence of film thickness on joint bend strength of ceramic/resin composite joint." *Dental Material*, 12:245-249, 1996.

Reprint request to:

Dr. Dong-Wan Kang

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Chosun University
375, Seosuk-Dong, Dong-Ku, Kwangju, 501-759, Korea
Tel. 62-220-3827 Fax. 62-227-2363
E-mail : dwkang@mail.chosun.ac.kr

ABSTRACT

MARGINAL ADAPTATION OF THE CONICAL INNER CROWN FABRICATED WITH CAD/CAM

In-Sup Kim, D.D.S., M.S.D., Ph.D., Dong-Wan Kang, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Chosun University

This study was to evaluate the fabrication method and marginal adaptation of the conical inner crown fabricated with CAD/CAM. The informations on abutment teeth were transferred to a computer with a micro contact digitizer, which had a $50\mu\text{m}$ accuracy on the master die. A conical inner crown was designed on a computer and a real crown was machined based on this design using CAM. The marginal fit of a computer-machined conical inner crown was assessed using electron microscopy. Measurement of the marginal gap between the conical inner crown and the abutment was performed on four different locations (mesial, distal, buccal, and lingual surfaces) of the finish line. The evaluation was based on 10 test specimens.

The results were as follow.

1. The mean marginal gap between the conical inner crown and abutment tooth was $83.2 \pm 43\mu\text{m}$. 28.9% of the specimen showed marginal gap over $100\mu\text{m}$.
2. The fabrication method using CATRS and CAM provided clinically acceptable marginal fitness compared to conventional casting method ($P < 0.05$).