

마이크로 웨이브 소결 과정이 CAD/CAM 지르코니아 코아의 적합도에 미치는 영향

¹대학원생, 연세대학교 치과대학 치과보철학교실, ²조교수, 연세대학교 치과대학 치과보철학교실

³교수, 연세대학교 치과대학 치과보철학교실

김근배¹ · 김지환² · 이근우³

본 연구의 목적은 전통적인 소결 방법과 마이크로 웨이브 소결 방법에 의해 제작된 지르코니아 코아의 내부 및 변연 적합도를 알아보는 것이다.

본 실험은 기존의 소결로를 이용하는 3M[®]의 Lava(LAV), Kavo[®]사의 Everest(EVE), Cerasys[®] CAD/CAM 시스템(CER)과 마이크로웨이브 소결로를 이용하는 Dent. solution[®]사의 CAD/CAM 시스템(DEN)에서 시스템별로 12개씩의 코아를 제작하고 실리콘 접착제를 이용하여 금속 다이에 부착시켰다. Skyscan[®] 1076 미세 단층 촬영기를 이용해 각각의 시편을 촬영한 후 재구성하였다. 각 시편에 대해 B-L상, M-D상 절단면 및 치아 장축에 대한 횡단면을 구해내고 각각의 단면에 대해 변연 간격, 측면 간격, 교합면 간격을 측정하였다.

실험에 대한 결과는 다음과 같다.

1. 변연 간격은 EVE가 36.20 μ m로 가장 작았고, LAV는 47.67 μ m, DEN는 52.47 μ m, CER은 54.63 μ m를 나타내었다.
2. 측면 간격은 EVE가 63.49 μ m로 가장 큰 값을 나타내었으나 네군간에는 유의차는 없었다.
3. 교합면 간격은 DEN이 77.06 μ m으로 가장 작은 값을 나타내었으며, EVE와 CER은 100 μ m를 넘는 값으로 다른 두군과 유의차를 보였다.

본 연구에서 마이크로웨이브 소결을 통해 제작된 CAD/CAM 지르코니아 코아는 임상적으로 허용할 만한 변연 간격 및 측면 간격, 교합면 간격을 보여 주었다.

주요어: 마이크로웨이브 소결, 캐드캠, 내부 및 변연 적합도, 지르코니아, 미세 컴퓨터 단층 촬영
(대한치과턱관절기능교합학회지 2009;25(2):95~107)

서 론

전부 도재관의 강도를 증진시키기 위한 여러 가지 재료나 제작 방법의 변천이 있었지만 아직도 파괴 인성과 파절 강도가 부족한 이유로 구치

부 수복을 위해 강도와 인성이 큰 지르코니아를 치과용 심미보철 술식에 사용하게 되었다.

지르코니아의 연구는 Garvie 등이 1975년에 발표한 Ceramic Steel이라는 논문이 기폭제가 되어 활성화 되었으며 연구 주제는 주로 정방정

교신저자 : 이근우

서울시 서대문구 신촌동 134 번지, 연세대학교 치과대학 치과보철학교실.

팩스 +82-2-312-3598 이메일: kwlee@yuhs.ac

원고접수일: 2009년 04월 05일, 원고수정일: 2009년 05월 05일, 원고채택일: 2009년 06월 25일

(tetragonal)에서 단사정(monoclinic) 지르코니아로의 상변태(phase transformation) 기구와 상변태에 의한 인성 증가 기구에 관한 것이었다. 세라믹스는 뛰어난 물성에도 불구하고 강한 취성(brittleness) 파괴 거동 때문에 기계 구조용 재료로서 제한적으로 사용되어 왔으나 위에 언급된 Garvie 등이 안정화제량을 감소시켜 정방정이 일부 존재하는 부분 안정화 지르코니아(Partially Stabilized Zirconia, PSZ)의 소재를 개발하고 정방정-단사정의 응력 유기상 변태의 강인화 기구가 보고 되어진 이후 고인성, 고강도의 변태 강화 지르코니아(Transformation Toughened Zirconia)가 새로운 형태의 기계 구조용 세라믹스로서 주목 받기 시작하였다.¹

지르코니아 코어를 제작하는 방법은 스캔과 입력, 가공 절삭, 소결을 통해 이루어지게 되는데 각 단계별로 해상도 및 정확도 그리고 작업 시간을 향상 시키기 위해 기존에 발전되어온 다른 산업 영역의 기술과 기계 등을 접목시켜 치과 임상에 적용해 왔으나 최종적 소결 과정은 기존의 전기로 소결에 의한 소결 방법에서 벗어 나지 못하였다.

세라믹스의 소결에 마이크로웨이브를 이용하려는 연구는 근래에 활발히 진행되고 있다. 마이크로웨이브 소결이란 마이크로웨이브 에너지를 열원으로 사용하여 소결을 행하는 것으로서 일반 소결과는 근본적으로 다른 차이점을 갖는데 일반 소결의 경우 열은 외부의 열원에서 발생되어 시편에 전도, 복사 되어 소결되지만 마이크로웨이브 소결의 경우에는 시편 자체가 발열 하므로써 소결이 이루어진다. 마이크로웨이브 소결은 내부 및 부피 발열에 의해 시편 내부의 온도 구배 및 열흐름 방식이 일반 소결과 반대 현상을 나타내며 이런 특성으로 인해 복잡한 시편도 매우 빠르고 균일하게 소결할 수 있고 열 응력을 감소시켜 균열 방지 및 균일한 미세구조를 얻을 수 있을 것으로 기대되고 있다.² 세라믹의 소결에 있어 전통적인 소결 방법에 비해 마이크로 웨이브 소결 방법은 90 %정도의 시간을 줄일 수 있고

사용되는 에너지를 20-80 %까지 줄 일 수 있다. 대표적으로 실리콘 카바이드 서셉터(susceptor)가 상온에서 온도를 높이는데 사용되어지는데 이는 많은 세라믹 재료들의 유전 소실 값이 저온에서는 낮은 편이기 때문에 임계 온도에 이르기까지는 서셉터를 통한 반응을 이용해 온도를 올리게 되고 점진적으로 유전 소실은 온도 증가와 함께 증가되어 임상적 임계 온도가 되면 서셉터(susceptor)보다는 세라믹 자체가 마이크로웨이브와 주로 반응하게 되고 이를 통해 더욱 많은 열을 내게 된다.³ 소결 기간 동안 입자의 성장은 나노 세라믹의 소결과 치밀화에 있어 중요한 문제이다. 마이크로웨이브의 소결 시간이 짧아짐에 따라 입자 성장을 위한 시간도 줄어들게 되어 결국 작아진 입자의 크기로 말미암아 미세구조를 더욱 균일하며 강도를 증가 시키게 된다.

변연 적합도는 보철물의 성공 여부를 결정짓는 중요한 요인 중의 하나이다. 일반적으로 변연 적합도는 치아 형성, 인상체 또는 주모형의 정확도, 합착재의 종류, 측면의 경사도 등에 의해 영향을 받는데 CAD/CAM system의 경우에는 지대치의 3차원 형상 입력과 오차 보상을 위한 컴퓨터 프로그래밍 과정 및 가공 정확도 등에 의해서도 변연 적합도가 달라 질 수 있다.^{4,5} 지금까지 크라운의 적합도에 관한 검사는 변연부위의 간격을 측정하여 나타내는 2차원적인 방법을 취하였는데⁶ 이는 예폭시 레진에 담겨져 있는 샘플을 절단하여 크라운 내부와 지대치 표면 사이의 간격의 두께를 측정하는 방법을 통하여 구해내었다.⁷ 그러나 이러한 전통적인 방법은 이차원적인 방법으로 단지 변연 간격의 두께만 구하거나 한 개 단면에서의 간격의 두께만 구하게 되고 3차원적인 적합을 구하기는 어렵다. 게다가 예폭시 레진에 담겨있는 샘플을 절단하는 방법은 파괴적이며 똑같은 샘플을 다시 검사 하기는 어려운 부분이 있다. 전통적인 SEM에 의한 연구의 가장 큰 단점은 연속적인 절단면에 의해 3차원적 데이터를 얻어 낼 수는 있지만 이것 자체가 파괴적인 방법으로 남아있는 표본에 변형을 야기 시킬

뿐만 아니라 얻어진 표본의 측정에도 영향을 미칠 수 있다. 그럼으로 재료의 미세구조에 대한 비파괴적인 3차원의 정보를 얻어 낼 수 있는 방법이 필요하다. 방사선학적 컴퓨터 미세 단층 촬영 시스템에서는 여러 방향에서의 사물에 대한 2차원적인 영상을 모아 컴퓨터 프로그램을 통해 3차원적 형상 재현이 가능하다. 이러한 방사선학적 컴퓨터 미세 단층 촬영 시스템의 특성은 3차원적으로 재구성된 영상을 통해 대상체의 내부 공간에 관해서도 어느 방향에서나 정확한 정보를 얻을 수 있다는 점이다.

마이크로웨이브 소결은 여러 가지 장점에도 불구하고 제작 비용이 비싸고 승온 속도를 최적화 하기 위한 온도 조절 제어 장치의 어려움 때문에 그동안 상용화에 번번히 실패하였다. 이에 본 연구에서는 온도 조절을 제어하는 데 새로운 구동 방식을 적용시켜 상용화 시킨 유니세라 마이크로웨이브 소결로를 이용하여 치과용 코아를 제작하고 이를 통해 얻어진 내부 코아의 변연 적합도 및 내부 적합도를 미세 단층 촬영기를 통해 측정하여 기존의 소결 방식을 통한 결과와 비교해 보아 마이크로웨이브 소결의 치과 영역에 대한 임상적 적용을 살펴보고자 하였다.

연구 방법 및 재료

1. 금속 주모형 및 다이 제작

1) 치아 삭제

레진 치아 모형(Nissin Co.,Tokyo, Japan)에 있는 상악 중절치를 대상으로 하여 다음과 같은 규격으로 삭제, 제작하였다.

순측 변연은 폭 1.5 mm non-beveled shoulder margin, 근,원심측 변연 및 구개측 변연은 1.0mm 폭의 rounded internal line angle이 부여된 deep chamfer margin, 변연부 삭제는 임상적 상황을 재현 하기 위하여 자연적인 치은 변연의 형태를 취하였다. 절단부는 2.0mm를 삭제 하고 측면 경사

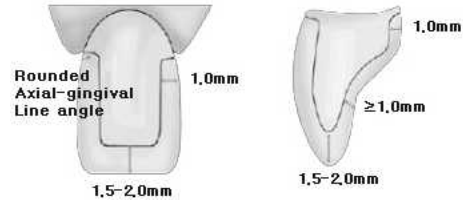


Fig. 1. Schematic illustration of All-ceramic crown preparation.

도는 6°를 형성하였고 모든 날카로운 모서리부위는 둥글게 처리 하였다(Fig. 1).

2) 금속 다이

삭제된 레진 모형치를 실리콘 인상재(Extrude, Kerr, Germany)로 복제하여 각 그룹 당 12개씩의 금속 다이(Rexillum 3, Jeneric/Pentron Inc., CT, USA)를 제작하고 내부간격 및 변연 오차 측정 시 사용하였다.(Fig. 2)

3) 초경석고 다이

각 그룹당 12개의 금속 다이를 실리콘 인상재로 복제하여 초경석고 다이를 제작하고 그룹별로 12개씩의 Zirconia core의 제작에 이용하였다.



Fig. 2. View of metal die.

Table I. Materials used for experiment

Group	Code	Manufacturer
Kavo Everest system	EVE	Kavo. Leutkirch, Germany
3M Lava system	LAV	3M. Minnesota, U.S.A.
Dent. solution	DEN	Dent.solution co. Seoul, Korea
Cerasys system	CER	Cerasys co. Seoul, Korea



Fig. 3. Frontal view of the 4 cores and measurement dies. From left, Kavo Everest, Dent. solution, 3M Lava and Cerasys zirconia cores.



Fig. 4. View of Unicera® (SUX-01) microwave furnace.

2. Core제작

코아의 두께는 모두 0.5mm 로 하였고 코아와 금속 사이의 시멘트 공간은 모두 30 μm 으로 하였다. LAV 그룹에서의 완전 소결 과정은 Lava Therm 전용 소결로 내에서 제조 회사의 지시대로 시행하였다. 승온 과정은 입력되어 있는 프로그램에 맞춰 시행하였고 1500℃ 까지 최종 소결을 시행하였다. EVE 그룹에서의 완전 소결 과정은 Kavo Everest Therm 전용 소결로 내에서 제조 회사의 지시대로 시행하였다. 승온 과정은 입력되어 있는 프로그램에 맞춰 시행하였고 1500℃ 까지 최종 소결을 시행하였다. DEN 그룹에서의 완전 소결 과정은 마이크로 웨이브 를 이

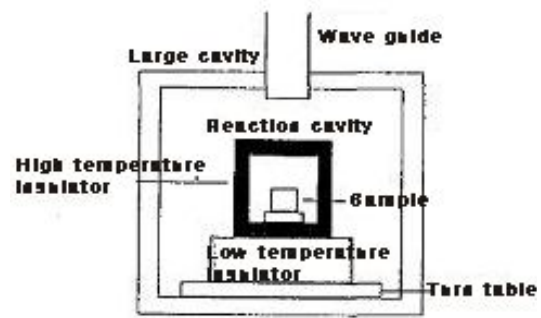


Fig. 5. Schematic illustration of components of microwave furnace.

용한 소결로서 국내에 있는 소결로 제조회사인 유니세라® 회사의 모델 SUX-01(Fig. 4,5)를 이용

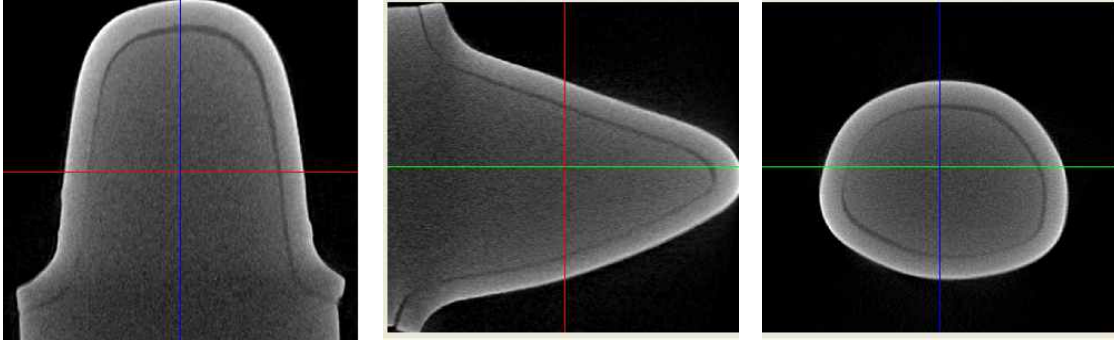


Fig. 6. M-D section , B-L section and cross-section of micro-CT image.

하여 1500℃까지 소결시켰다. CER 그룹에서의 완전소결과정은 Cerasys Therm 전용 소결로 내에서 제조 회사의 지시대로 시행하였다.

완전 소결이 끝난 후에는 금속 다이에 변연 적합 및 내부 적합도를 확인하였다.

3. 측정 및 관찰

미세 컴퓨터 단층 촬영기(Skyscan 1076, Belgium)를 이용하여 코아와 치아 사이의 거리를 측정하였다. 제작된 시편은 공통적으로 미세 컴퓨터 단층 촬영기를 이용하여 장축에 직각이 되는 2차원 영상을 구하며 이를 기반으로 지르코니아 코아의 3차원 구조를 재구성하였다.

금속 다이위에 실리콘 접착제(Fit-checker)를 이용하여 지르코니아 코아를 부착시키고 X선의 공기중에서의 산란 현상으로 인한 해상도가 떨어지는 것을 막기 위해 스티로폴로 감싸 스캐닝 평면에 직각되는 방향으로 샘플 베드 위에 위치시킨다. 평균 노출은 5에 위치 시키고 0.5 mm의 알루미늄 필터를 이용하였고 회전 단계는 0.8°를 주고 360°의 회전을 시켜 영상을 획득하게 하였다. 이렇게 획득한 2차원 영상을 기반으로 3차원 구조를 재구성하였다. 3개 그룹에서의 측정부위는 x,y,z의 3축 방향으로 상대적인 변이를 줌으로써 자동적으로 대칭되는 정확한 위치를 잡아 지

르코니아 코아와 금속 다이상의 내부 간격 및 변연 간격의 수치를 구하였다. Fig. 6에서 보여지는 것처럼 3부분에서 거리를 미세 컴퓨터 단층 촬영을 이용하여 측정한 후 이들의 평균값을 구하였다.

시편 1개당 측정부위는 shadow image상에서 얻어낸 5개의 횡단면 사진을 이용하여 각각의 횡단면 사진에 대한 정 중앙 부위에서의 순설측과 협설측 방향으로의 종단면 영상을 얻어내어 (Fig. 7) 순설측 영상에서 2군데의 변연부 간격, 5군데의 측면 간격, 3군데의 교합면 간격, 협설측

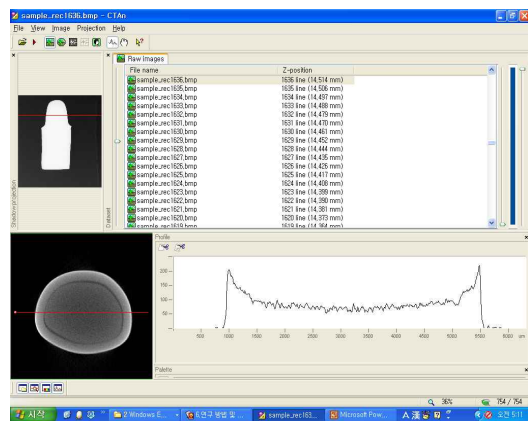


Fig. 7. Shadow and cross-section image of micro-CT by using CT-An.

방향에서 2군데의 변연부 간격, 5군데의 측면 간격, 3군데의 교합면 간격을 구하여 이들의 평균값을 이용하여 각 시편의 측정값을 구하였다.

각 시편의 측정부위를 일치시키기 위하여 profile로 횡단면 사진을 절단 시 x축과 y축 좌표를 이용하여 각 부분에서 얻고자 하는 구획간으로 균등하게 나누어 횡단면과 종단면을 얻고 마찬가지로 같은 방법을 통해 변연부, 측면부, 교합면부의 측정 부위를 설정하였다.

본 연구에서 이용되는 하드웨어 장치는 데스크탑 X-ray 형태인 마이크로CT 스캐너로 후에 질적, 양적인 목적으로 이용되는 자료들을 제공해 준다.

Skyscan-1076은 생체 내에서 3차원적인 영상을 재현하고자 15 μm까지의 공간적 해상도를 나타내며 고해상도로 낮은 선량을 갖고 있는 방사선학적 스캐너이다. 이는 Micro-CT 시스템과 이 시스템을 조절하는 소프트웨어 그리고 재구성할수 있는 컴퓨터를 갖고 있다.

이들 system은 대상체를 비파괴적인 방법으로 어느 방향에서나 횡단면들을 재구성하여 이들 자료들로부터 실질적인 3차원적 영상과 내부의 형태적인 변수들을 계산해낼 수 있다.

이들 장비에는 높은 출력을 공급하는 방사선 미세초점 관구와 frame-grabber에 연결된 2차원의 x-ray CCD 카메라 그리고 LCD 모니터를 갖고 있는 Dual Intel Xeon 컴퓨터 등이 있다. 기하학적 확대는 콘빔의 기하학적인 원리에 맞춰 선택을 하였다.

4. 통계처리

각각 그룹의 평균값과 표준 편차를 계산한 다음 측정점에서의 통계학적 유의차가 있는지를 살펴보기 위해 SPSS통계 프로그램을 이용하여 각 집단간의 차이를 one-way ANOVA 방식을 이용하여 비교하였다($P < 0.05$).

유의차가 있는 경우 이런 차이를 더욱 정밀하게 검증하기 위하여 사후 검증으로 Tuckey test를 시행하였다.

연구성적

기존 소결로를 이용한 지르코니아 코아와 마이크로웨이브 소결을 이용하여 제작한 지르코니아 코아의 변연 간격, 측면 간격, 교합면 간격의 평균과 표준 편차를 Table II에 나타 내었다.

변연적합도에서는 EVE 가 가장 작은 값을 나타내었으나 나머지 세 그룹 모두 60 μm미만의 작은 값을 보여 주었다 (Table II). 측면 간격에 있어서는 EVE가 가장 큰 값을 보여주었으나 그룹간에 유의차는 없었다(Table II). 교합면 간격에 있어서는 EVE 와 CER이 다른 두 군에 비해 유의하게 큰 값을 보여주었다(Table II).

총괄 및 고찰

지르코니아는 치과 영역에서 근관용 post, 임프란트의 지대주로 사용되기 시작하여 현재는

Table II. Means and standard deviations of gap in measuring points (μm)

	EVE	LAV	DEN	CER
Marginal gap	36.20 (12.29) ^{a,b}	47.67 (17.23)	52.47 (15.93) ^a	54.63(12.76) ^b
Axial wall	63.49 (14.87)	59.01 (9.89)	57.99 (12.27)	57.40(12.90)
Occlusal surface	107.07 (19.27) ^{a,b}	89.63(12.04) ^c	77.06 (10.31) ^{a,d}	195.47(37.76) ^{b,c,d}

^{a,b,c,d} Identical letters mean significant difference between two groups.

여러 가지 형태와 크기의 지르코니아 블록을 절삭 가공하여 고정성 보철물에도 사용되고 있다. 세라믹에 대한 마이크로웨이브 가열을 통한 사용은 제2차 세계대전 이후로 거슬러 올라가는데 이때는 낡은 레이더 장비를 커다란 백색 도자기를 건조 시키는 데에 이용하였다. 1980년대에 와서 재료들의 빠른 소결을 위해 백색의 도자기 특히 전통적인 세라믹 재료들에 대한 마이크로웨이브 소결에 관한 상당한 연구가 진행되었다. 초기 재료의 미세구조에 대한 조절을 통해 투명한 세라믹을 마이크로웨이브 소결을 통해 얻어 낼 수 있었고 알루미늄이나 다른 세라믹에 까지 그 범주를 넓힐 수 있었다. 마이크로 웨이브 소결이란 마이크로 웨이브 에너지를 열원으로 사용하여 소결을 시행하는 것으로 일반 소결과는 근본적으로 다른 차이점을 갖는다.(Fig. 8)

일반 소결은 열을 외부의 열원에서 발생하여 시편에 전도, 복사 시켜 소결시키는 방법이고 마이크로웨이브 소결은 시편 자체가 발열하여 소결하는 방법으로 내부 및 부피 발열에 의해 시편 내부의 온도 구배 및 열 흐름 방식이 일반 소결의 반대 현상을 보인다. 이 경우 크고 복잡한 시편도 매우 빠르고 균일하게 소결할 수 있고 열응력을 감소시켜 균열 방지 및 균일한 미세 구조를 얻을 수 있을 것이라고 기대가 된다.⁸ 전통적인 가열에 의한 소결 방식은 소결 오븐이 가열되고 이 열이 대상물에 전달되나 마이크로웨이브는 소결 오븐은 가열시키지 않고 단지 대상체만을

가열시킨다. 금속이나 세라믹 입자들을 마이크로웨이브 소결 시키는데 있어 중요한 부분은 특별하게 단열화 처리된 소결 공간이다. 단열 작용이 없다면 대상체에서 발생된 열은 마이크로웨이브 공간 내로 소실되고 필요한 온도까지 온도를 올리는데 많은 시간이 걸리게 된다. 단열되어 있는 공간은 발생된 열을 붙잡아 온도가 빠르게 올라갈 수 있게끔 해주는데 여기서 사용되어지는 단열재 재료는 마이크로웨이브를 반사하거나 흡수해서는 안되고 낮은 온도에서 단지 투과만 해주어야 한다.

마이크로웨이브를 이용한 세라믹 소결의 장점으로서는 공정시간이 짧고 에너지 소비가 적어 제조단가를 낮출 수 있고 제품의 균일성과 수율을 증가시킨다는 점이다.⁹ 또한 균일한 미세 구조를 통한 물성 증진이 가능하며 새로운 복합 재료 및 난소결성 재료의 소결에 응용 가능성이 있다. 마이크로웨이브 소결은 전통적인 소결 방법보다 더 작고 미세한 입자 크기를 만들며 어떤 기공(pore)이 있다 하더라도 이 기공의 형태는 전통적인 소결에 의한 것과 다르며 이로 인해 더 강한 연성과 인성의 성질을 갖게끔 한다. 소결 시간이 길어지면 입자의 크기가 커질수 있는데 마이크로웨이브와 세라믹 재료들과의 상호 작용에 의해 발생된 열은 세라믹의 부피발열을 일으키고 매우 빠른 소결이 이루어지게 된다. 소결이 빠르게 이루어 지면 입자 성장 시간이 감소되고 더 작은 크기의 입자일수록 미세 구조를 보다 더 균일하고 강도를 증가 시킨다.¹⁰ 마이크로 웨이브 소결의 급속 가열 효과는 에너지 절약의 측면뿐 아니라 미세 구조의 조절에 따른 특성을 증진시키는데 마이크로웨이브 장내에서의 가열은 초급속가열(ultra-rapid heating)이 가능함으로써 급속 소결의 장점 즉 입자성장 속도에 대한 치밀화 속도의 비를 증가 시킴으로써 작은 입경의 고밀도 소결체를 얻을수 있다.¹¹

그러나, 세라믹스나 금속 분말을 소결할 경우 온도 제어가 정밀하게 이루어지지 않으면 소결품의 기계적, 전기적 특성의 편차로 인해 신뢰성

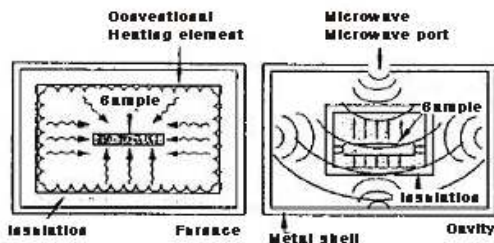


Fig. 8. Heating patterns in conventional and microwave furnaces.

이 떨어지기 때문에 전기로와 가스조에 비해 여러 가지 장점에도 불구하고 아직 마이크로파 소결로가 보편화 되지 못하고 있는 실정이다. 본 실험에 사용된 유니세라의 마이크로파 소결로는 미세 시분할(micro time slicing) 방식의 마그네트론 구동 방식을 사용하는 것으로서 구동 주기는 0.001초 이하이다. 이것은 통상의 온오프 제어 방식의 제어 주기인 수초, 예컨대 7초의 주기에 비해 매우 짧은 것이다.

매우 짧은 출력 시간 단위 내에서 온/오프 구간을 조절하기 때문에 높은 승온 속도에서도 지시 온도와 실제 온도의 편차가 거의 발생하지 않는다. 본 실험에서의 마이크로 웨이브를 이용한 소결은 분당 30~35 °C의 승온 속도로 올린 다음 냉각시켜 지르코니아 코어를 소결로에서 끄집어 내는데 까지 대략 1시간 정도를 소요하였다. 소결 시간은 기존의 전기로에 비해 거의 12~15배 정도의 빠른 결과를 볼 수 있었다.

고해상도의 미세 컴퓨터 단층 촬영은 치과의 여러 분야에서 긍정적인 이용의 가능성이 보이면서 발전하는 술식이다. 치아에 대한 검사에서 전통적인 컴퓨터 단층촬영을 이용한 초기의 연구들은 수직적 해상도의 능력이 1-2 mm 정도로 제한을 가졌고 금속 성분들에 의한 방사선의 상쇄(attenuation)로 좋은 결과를 얻을 수 없었다. 전통적인 컴퓨터 단층 촬영의 낮은 해상도는 치아나 치관 내와 같은 작은 사물들의 재구성을 하기에는 충분치 않다. 그러나 방사선학적 컴퓨터 미세 단층 촬영의 발전은 경조직의 연구에서 그 중요성이 증가하고 있고 이러한 미세 단층 촬영은 1990년대 초반 100~200 μm 의 해상도를 가지며 생체 외에서 치아의 3D 영상의 재구성을 위한 비파괴적인 술식으로 유용성을 인정 받았다. Elliott과 Dover¹²는 처음으로 미세단층 촬영을 이용하여 골의 3차원적인 형태를 비파괴적인 술식을 이용하여 나타내었다. 계속해서 Dowker 등¹³에 의해 미세 단층 촬영을 이용한 치근관 모델이 묘사되었고 Nielsen 등¹⁴은 치근관의 기하학적 형태를 수학적으로 연구하였다. 마이크로 미세 단

층 촬영의 이용은 많은 장점을 가지고 있는데 방법이 빠르면서도 비파괴적이고 또한 그 결과물들이 재현 가능하면서 조직표본과 비교할 수 있다. 단점으로는 segmentation threshold values에 관련된 선택인데 이는 보고자 하는 대상체의 형태에 영향을 미친다. 검사 대상체를 투과한 X선의 세기는 물질의 두께, 밀도 및 구성 물질의 원자 번호 등에 따라 다른 세기를 나타내며 이 분포에 비례하여 섬광체 박막은 투과된 X선의 에너지를 흡수하게 된다. 다양한 대상체들의 방사선 상쇄(attenuation)의 특성이 매우 차이가 크다면 이들에 대한 분리는 분명하다.

일반적인 마이크로 미세 단층 촬영 시스템은 크게 X선 발생 장치, 검사 대상체를 지지하고 단층 영상 획득을 위해 회전이 가능하게 설계 및 제작된 지지대, 투과된 X선을 받아들이는 CCD 센서 그리고 구성 요소를 제어하고 궁극적으로 영상 재구성을 위한 컴퓨터 등으로 구성된다. 하지만 본 실험에서 사용된 Skyscan 1076장비는 생체 내를 같이 찍기 위한 단층촬영기이기 때문에 검사 대상체를 회전 시키는 방식이 아닌 일반적 생체의 단층 촬영과 같은 X선원과 X선 센서가 검사 대상체를 중심축으로 180° 또는 360° 회전을 통해 투과 영상을 얻고 영상 재구성법을 이용하여 단층 영상을 얻게 되는 것이다. 단층 촬영 시스템은 보통 검사체가 센서로부터 일정 거리를 두고 위치 하기 때문에 확대율이 존재하게 되며 따라서 X선원의 초점이 이상적으로 무한소의 크기를 가지지 않으면 초점의 크기에 의한 그림자가 발생, 영상의 공간 해상도가 나빠지게 된다. 따라서 마이크로 미세 단층촬영을 위한 X선 발생 장치는 가급적 초점의 크기가 작아야 하는데 본 실험에서는 5 μm 의 미세 초점 X선 발생 장치를 이용하였다.

Beschnidt 등¹⁵에 따르면 crown의 변연 간격의 평가에 있어 일반적으로 접착되기 전과 접착된 후, 접착 후 보관기간이나 치료 경과 시간, 측정 을 위해 사용되는 지대치의 종류, 측정 기구의 종류 및 측정 부위의 위치와 측정수 등의 여러

가지 요소가 영향을 미친다고 하였다. 이상적으로는 접착 후 변연 간격을 측정하기 위해서 변수에 대한 조절을 위해 수복되는 시편의 수와 같은 치아나 금속 다이의 수가 필요하다. 이와 달리 접착이 없이 측정을 하는 경우에 있어서는 단지 한개의 치아나 금속 다이를 가지고도 이를 시행할 수가 있다. 본 실험에서는 실리콘 접착제를 사용하여 코아를 금속 다이에 접착시키는 방법을 선택하였고 금속 다이에 맞춰 지르코니아 코아를 제작하였다.

CAD/CAM 시스템이 치과에 도입된 후 여러 시스템을 이용한 변연 간격 및 내부 적합도에 관한 실험이 계속적으로 이루어지고 있다. 이것은 지르코니아가 소결 전 다공성 상태로 제작되어 CAM에 의해 쉽게삭제되어지고 기계적 절삭이후 코핑을 1500℃까지 소결 시키게 되는데 소결 후 부피의 변화가 일어나게 되고 이것이 15-30%의 선형 수축으로 나타나게 되어 크라운 변연에 문제가 발생할 가능성이 있다는 것이다. 이러한 소결 과정은 전통적인 전기 소결로를 이용하여 지르코니아를 소결 시킨후 코핑의 변연이나 내부 적합도를 살펴보았는데 Procera allceram crown에서 Boeing 등¹⁶은 변연 틈 63 μm이하, 교합면 틈 74 μm를, May 등¹⁷은 변연틈 55 μm, 내면틈은 100 μm이하를 보고하였다. Nakamura 등¹⁸은 Cerec3에서 변연틈 67 μm이하 내면틈은 162 μm를 보고하였다. Tinschert 등¹⁹은 President DCS system을 이용한 지르코니아 완전 도재 고정성 국소의치를 제작하여 변연 틈을 60~74 μm로 보고 하였고 긴 span일수록 오차가 커지는 경향이 있다고 하였다. Hertlein 등²⁰은 3M LAVA의 지르코니아 코아에 관한 연구에서 90 μm보다 훨씬 작은 변연 간격을 가진다고 보고 하였으나 실험된 표본 수는 매우 작았다. 최근의 연구에서 Bindl과 Mörmann²¹은 6 가지(Inceram Zirconia, Empress2, Cerec-inlab, DCS, Decim, Procera)의 서로 다른 완전 도재관 시스템의 변연 적합도에 관하여 비교하였다. Reish와 Wickmann 등²²은 세계(Cerec-inlab, The digident system, The Lava

system)의 서로 다른 CAD/CAM시스템으로 제작된 완전 도재관을 비교 하였는데 결과는 CAD/CAM으로 제작된 완전 도재관 시스템의 정확도가 임상적으로 만족할만하다는 것이다. 변연 간격에서의 실험에서 측정된 값들의 일치가 부족한 이유는 지르코니아를 제작한 시스템의 차이로 인한 변연이나 내부 간격의 차이가 있을 수 있고 변연 정확도를 연구하는 다양한 연구가들이 사용한 방법에 있어 차이가 있기 때문이며 Sualiman같은 경우는 그 이유를 서로 다른 측정 기구를 이용했기 때문이라고도 본다. 표본에 대한 표본수와 측정수도 또한 변이에 미치는 기여 요소가 된다.

본 실험에서는 기존의 소결로와는 다른 마이크로웨이브 소결을 통해 지르코니아 코아를 제작하였는데 변연 간격에 있어 기존 소결로를 이용한 Everest와 유의차를 나타내기는 하였지만 값 자체가 52.47 μm에 표준편차 15.93 μm로 임상적으로 받아들일 수 있는 수치를 보이고 있다. CAD/CAM 시스템의 경우는 설계 과정에서 컴퓨터 프로그램을 이용하여 수복물 내부에 공간을 부여하는 방법이 주로 이용된다. 이러한 합착제 공간이 너무 클 경우에는 치아 형태에 의한 유지력은 획득하기가 어렵고 시멘트 자체에 의한 유지력이 생기므로 장기적인 안정성에 문제를 일으킬 수 있고 보철물의 장착 시 방향성을 상실할 수도 있다. 특히 전부 도재관의 경우에는 파절강도의 감소의 우려가 있다. 반면 너무 적은 경우는 수복물이 불완전하게 장착되거나 유지력이 떨어 질수 있다. 합착 공간이나 내부 적합도는 유지력이나 저항력의 형태에 문제를 야기시키지 않고 장착을 용이하게 하는 균일한 두께가 되어야 한다. 이는 완전 도재관이 주조 합금보다는 더 깨지기 쉽기 때문에 중요한 변수이다. Suarez 등²³에 의하면 Procera의 내부 적합도에 차이가 존재하는데 이들이 크라운의 강도에 영향을 미치는 지는 더욱 연구해 볼 필요가 있다고 하였다. Tuntiprawon과 Wilson²⁴은 전부 도재관의 경우 내부 측면의 적합도가 평균 73 μm일때 가

장 큰 압축 강도를 가진다고 보고하였고 평균 122 μm 까지 증가 시 유의한 변연 적합 개선 없이 보다 낮은 파절 강도를 나타낸다고 보고하였다.

CAD/CAM시스템을 이용한 본 실험에서 세 시스템 모두 교합면의 간격이 가장 큰 값을 보이면서 다른 변연 간격이나 측면 간격과 유의차 있는 값을 보이는 것은 이 시스템에 내부 공간을 부여 시 갖고 있는 한계 때문에 발생한다. 그것은 첫째 교합면 쪽의 지르코니아 코아의 절삭을 위한 절삭 기구 자체가 날카로운 교합면쪽을 재현할 만큼의 크기를 갖지 못하기 때문에 디자인 작업 중 이 부위를 블록 아웃시키는데 이로 인해 합착재 공간이 커지게 되는 것이다. 또한 스캐닝 하는 스캐너의 해상도에 의해서 미세부 재현의 문제 때문에 합착재 공간이 커질 수밖에 없다. 실제로 임상에서는 이 값이 더 클 수밖에 없는데 그것은 치과 의사가 치아를 삭제 하는 과정 중 어느 쪽에서도 언더컷이 없도록 삭제를 해야 하는데 이런 부분이 언더컷으로 인한 블록 아웃으로 합착재 공간이 커지기 때문이다.

CAD/CAM시스템을 이용한 보철물은 제작 과정 중 지대치의 3차원 형상 입력과 오차 보상을 위한 컴퓨터 프로그래밍 과정 및 가공 정확도 등은 최종 수복물의 정확도 등에 영향을 줄수 있다. 또한 삭제 형태, 절삭 과정, 절삭 바의 크기, 그리고 절삭 과정중의 재료의 상태 등에 영향을 받는다. 교합면이나 절단면쪽의 간격이 측면이나 변연 간격보다 훨씬 크다고 관찰된 사실도 이전의 연구들이나 다른 술식들과도 일치한다.

크라운의 적합도는 도재의 축성 없이 측정하였는데 이는 도재를 축성한 크라운의 전체적인 적합도에 영향을 미치는 것은 코아 자체이기 때문이다. 하지만 지르코니아 산화물의 코아에 있어 축성 도재의 적용에 대한 영향이 어떠한지에 관한 정보는 부족한 상황이다. 실제로 구강 내에 들어가는 도재 수복물은 축조 도재를 모두 올린 다음에 치아에 장착 시키는 것이기 때문에 본 실험에서 나타낸 코아 단계 뿐 아니라 도재를 축조 하면서 여러 번의 소결을 통해 변연 간격 및 내

부 간격에 미친 영향을 알아볼 필요가 있다. Fornseca 등²⁵에 의하면 축조 과정이 크라운 변연의 정확도에 중요한 영향을 미친다고 보고하였고 축조 전과 축조 후에 평균적으로 11.57 μm 의 차이가 난다고 보고하였다. 하지만 여기에 사용된 코아는 티타늄 코아로써 금속의 경우 여러번 반복 소결시 변연의 변형의 가능성이 존재하나 지르코니아 코아의 경우는 훨씬 고온에서 소결시키기 때문에 이러한 문제는 발생되지 않을 것으로 생각된다. Puntsag 등²⁶의 연구에 의하면 지르코니아 코아의 변연은 소결 후, 오팍 도재, 도재 축성후, 글레이징 이후 등에 의해 별다른 차이를 보이지 않았다.

Nakamura와 Dei 등²⁷은 10~30 μm 까지의 서로 다른 시멘트 공간 내에서의 Cerec3의 CAD/CAM 완전 도재관의 변연 간격 및 내부 적합도에 관하여 보고하였다. 변연 간격의 범주는 53~95 μm 로 시멘트 공간을 위해서는 30 μm 를 추천 하였다. Nakamura의 보고에서는 30 μm 의 시멘트 공간이 가장 작은 변연 간격을 나타 내었으며 또한 30~50 μm 의 시멘트 공간이 지대치의 convergence angle로 인한 영향을 상쇄 할 수 있다고 보고 하였다. 본 실험에서는 네 시스템 모두 30 μm 의 시멘트 공간을 부여하여 측정을 하여 이로 인한 차이는 배제시켰다.

결 론

기존의 소결 방식을 택한 세 그룹의 지르코니아 코아와 마이크로웨이브 소결 방식을 채택하여 제작한 지르코니아 코아를 금속 다이에 위치시키고 미세 단층 촬영을 통해 3차원 영상 및 협설측, 근원심측, 그리고 횡단면을 얻고 각각의 단면에서 변연 간격, 측면 간격, 교합면 간격 등의 세 영역에 대한 측정을 실시하여 다음의 결과를 얻었다.

1. 변연적합도는 EVE가 가장 작은 값을 나타내었으며 나머지 세 그룹 모두 60 μm 미만의 작은값을 보여 주었다.

2. 측면 간격에 있어서는 EVE가 가장 큰 값을 나타내고 DEN과 CER은 이보다 작은 값을 나타내었으나, 네 그룹간에는 유의차는 없었다 ($p>0.05$).
3. 교합면 간격에 있어서는 DEN이 가장 작은 값을 나타내었으며 EVE와 CER이 100 μ m를 넘는 값으로 다른 두군과 유의차를 보였다 ($p<0.05$).

이상의 결과로 마이크로웨이브 소결을 통해 제작된 CAD/CAM 지르코니아 코아는 임상적으로 허용할 만한 변연 간격 및 측면 간격, 교합면 간격을 보여 주었다.

연구비 지원 및 사의

본 연구는 연세대학교 치과대학 2007년도 교수연구비에 의하여 이루어졌음.

참 고 문 헌

1. Kim JY, Seo BC, Oh HK. Toughness Mechanism and Manufacturing Process of ZrO₂ Ceramics (In Korean) Bull Kor Ceram Soc.1992;7(1):80-8.
2. Sutton WH. Microwave Processing of Ceramic materials. Am Ceram Soc Bull. 1989;68(2):376-86.
3. Choi YL, Ahn JY, Ahn ZS, Paik DK. Microwave Hybrid sintering of NTC Thermistor. J Kor Assoc Cryst Growth.1998;8:508-12.
4. Sturdevant JR, Bayne SC, Heymann HO. Marginal gap size of ceramic inlays using second generation CAD/CAM equipment. J Esthet Dent. 1999;11: 206-14.
5. Gardener FM. Marginal of complete crown-Literature review. J Prosthet Dent 1982;48:396-400.
6. Schaerer P, Sato T, Wohlwend A. A comparison of the marginal fit of three cast ceramic crown systems. J Prosthet Dent 1998;59:534-542
7. Henn T, Mutobe Y, Ko N et al. Dimensional change and fitness of IPS Empress Crowns. J Jpn Prosthodont Soc 1995;39: 631-635.
8. Sutton WH. Microwave Processing of Ceramic Materials. Am Ceram Soc Bull. 1989;68(2):376-86.
9. Committee on Microwave Processing of Materials : An Emerging Industrial Technology, National Materials Advisory Board, Commission on Engineering and Technical system, and National Research Council, Microwave Processing of materials. Pub. NMAB-473, National Academy Press, Washington D.C.,1994.
10. Weertman JR, Averbach RS. Mechanical Properties, Edited by A.S., in Nanomaterials: Synthesis Properties and Applications. Philadelphia, Edelman and R.C. Cammarata. Institute of Physics, 1996 pp. 323-345
11. Harmer MP, Brook RJ. Fast firing microstructure benefits, J Brit Ceram Soc. 1981;80(5):147-48.
12. Elliot JC, Dover SD. Three-dimensional distribution of mineral in bone at a resolution of 15 micron determined by X-ray microtomography. Metab Bone Dis Relat Res 1984;5:219-221.
13. Dowker SE, Davis GR, Elliot JC. X-ray microtomography: nondestructive three-dimensional imaging for in vitro endodontic studies. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 1997;83: 510-516.
14. Nielsen RB, Alyassin AM, Peters DD et al., Microcomputed tomography: an advanced system. J Endod. 1995;21(11):561-568
15. Beschnidt SM, Strub JR. valuation of the marginal accuracy of different all-ceramic crown systems after simulation in the artificial mouth. J Oral Rehabil. 1999; 26: 582-93.
16. Boeing KW, Wolf BH, Schmidt AE et al. Clinical fit of Procera allceram crowns. J Prosthet Dent 2000;84:419-24.
17. May KB, Russel MM, Razzoog ME, Lang BR. Precision of fit: the Procera Allceram crown. J Prosthet Dent 1998;80:394-404.
18. Nakamura T, Die N, Kojima T, Wakabayashi K. Marginal and internal fit of Cerec 3 CAD/CAM all-ceramic crowns. Int J Prosthodont 2003;16: 244-248.
19. Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Spiekermann H. Marginal fit of alumina based fixed partial dentures

- produced by a CAD/CAM system. *Oper Dent.* 2001; 26;367-374.
20. Hertlein G, Höscher S, Frank S et al. Marginal fit of CAD/CAM manufactured all-ceramic zirconia prostheses. *J Dent Res* 2001;80: 42.
 21. Bindl A, Mörmann WH. Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown copings on chamfer preparations. *J Oral Rehabil* 2005; 32:441-447.
 22. Reich S, Wickmann M. 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.
 23. Suarez MJ, Gonzalez de Villaumbrosia P. Comparison of the marginal fit Procera All-ceram crowns with two finish lines. *Int J Prosthodont.* 2003 May-Jun; 16(3);229-32.
 24. Tuniprawon M, Wilson PR. The effect of cement thickness on the fracture strength of all-ceramic crowns. *Aust Dent J* 1995;40:149-55.
 25. Fornseca JC, Henriques GE. Stress-relieving and porcelain firing cycle influence on marginal fit of commercially pure titanium and titanium-aluminum-vanadium copings. *Dent. Mater.* 2003;19:686-91.
 26. Puntsag O.E. Bae E.K. Lee J.H. Lee K.W. The marginal Fit of CAD-CAM Zirconia Cores with Different Proximal margin Configurations. *Key Enginee.Mater.* 2007;330-332:1409-1412.
 27. Nakamura T, Dei N. Marginal and internal fit of Cerec 3 CAD/CAM all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont.* 2003 May-Jun;16(3):244-8.

The Influence of Microwave Sintering Process on the Adaptation of CAD/CAM Zirconia Core

Keun Bae Kim, D.D.S., M.S.D., Ph.D.¹, Kim Jee Hwan, D.D.S., M.S.D.²,
Keun-Woo Lee, D.D.S., M.S.D., Ph.D.³

¹Graduate student Department of prosthodontics, college of Dentistry, Yonsei University

²Clinical research assistant Professor Department of prosthodontics, college of Dentistry, Yonsei University

³Professor Department of prosthodontics, college of Dentistry, Yonsei University

The purpose of this research was to examine the fitness of zirconia cores that were made by different sintering methods; generic electricity furnace and microwave furnace.

Firstly, 12 cores for each group were made by using each different sintering process and attached them to a metal die with silicon. The internal and marginal gap of sintered zirconia was measured by using Skyscan 1076 micro-CT, then it was reorganized by CT-An software. To each samples, we extracted B-L image, M-D image of cutting side, and cross-sectional side of tooth long axis and calculated the mean value of marginal, axial, and occlusal gap each side.

Results:

1. The mean marginal gap of sintered zirconia was 36.20 μ m for EVE, 47.67 μ m for LAV, 52.47 μ m for DEN, and 54.63 μ m for CER.
2. For the axial wall, the research showed the largest value of 63.49 μ m for EVE, but there were no statistical significance.
3. In related to the occlusal internal measurement, DEN showed the smallest value (77.06 μ m), EVE and CER showed significantly high value.

From this study, it is suggested that CAD/CAM zirconia core which was made in the process of microwave sintering has clinically acceptable values in marginal and internal gap.

Key word: microwave sintering, CAD/CAM, zirconia, marginal and internal fit, micro-CT

Correspondence to : Prof. Keun-Woo Lee

Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Yonsei University.

134 Shinchon-Dong, Seodaemun-Ku, Seoul, Korea 120-752

Fax: + 82-2-312-3598, E-mail: kwlee@yuhs.ac

Received: April 05, Last Revision: 2009, May 05, 2009, Accepted: June 25, 2009