

지르코니아 세라믹 소결조건이 치과보철물의 적합도에 미치는 영향

김재홍, 김기백*

부산가톨릭대학교 보건과학대학 치기공학과, 대전보건대학교 치기공(학)과*

Effect of zirconia ceramic sintering condition on the precision of fit in dental restorations

Jae-Hong Kim, Ki-Baek Kim*

Department of Dental Laboratory Science, College of Health Science, Catholic University of Pusan
Department of Dental Lab Technology, Daejeon Health Institute of Technology*

[Abstract]

Purpose: This study aimed to investigate the effects of the sintering conditions of zirconia core on the adaptability.

Methods: Ten specimens of each of commercial brand of zirconia(Razor 1100, U&C international, Seoul, Korea) were made and sintered under three different conditions. Specimens were divided into three subgroup(n=10) and sintered with various total time(1hr, 3hr, 9hr) at the maximum temperature(1500°C). The digitized data was superimposed with 3D inspection software to quantitatively obtain the adaptation of a zirconia core, and visual differences were confirmed with a color map. The root mean square(RMS) values of group were statistically analyzed with one-way ANOVA($\alpha=0.05$).

Results: The overall adaptation of the zirconia cores were as follows; ss-1hr: $36.18 \pm 5.2 \mu\text{m}$, ss-3hr: $39.55 \pm 3.9 \mu\text{m}$, cs-9hr: $46.62 \pm 4.3 \mu\text{m}$. They were statistically significant differences between groups for adaptation($p < 0.05$).

Conclusion: Based on the results of this study, it could be considered that sintering condition of 1500°C and 1~3 hour is recommended for the better marginal and internal fit. Speed sintering can be widely utilized to fabricate zirconia prosthesis as the properties of those almost are to dentistry uses.

● **Key words:** Adaptation, CAD/CAM, Dental zirconia, Sintering condition

Corresponding author	Name	김 재 홍	Tel.	051-510-0593	E-mail	kjhong@cup.ac.kr
	Address	부산광역시 금정구 오륜대로 57, 부산가톨릭대학교 치기공학과				
Received	2020. 4. 29	Revised	2020. 5. 22	Accepted	2020. 6. 2	

1. 서론

PFM(Porcelain-Fused to Metal)은 “gold standard”로 불리며 고정성 심미보철에서 대표적으로 사용되었다. 자연 치아는 PFM과 달리 두께 1mm 기준으로 법랑질(Enamel)은 70% 이상, 상아질(Dentin)은 30% 이상 빛을 투과한다. 그러나 PFM은 금속과 오펙의 사용으로 인해 빛을 투과하지 못하고, 상아질 포세린까지 빛을 투과한다. 투과되지 못한 빛은 반사되기 때문에 구강 내에서 보철물이 더 밝게 보이게 만든다(Raptis et al., 2006). 또한 PFM 하부에서 오펙이 반사되어 인접 치은 조직 일부분에서 희미한 회색 변색 라인이 나타나고, 칩핑(Chipping)의 문제가 발생하였다(Zarone et al., 2011). 이러한 문제를 해결하기 위하여 올 세라믹 수복 재료로서 지르코니아가 각광 받게 되었다(Denry et al., 2008).

응력 부식 메커니즘에 의해 표면의 격리된 입자에서 시작되고 전체 표면이 열화되면 기계적인 성질을 줄이면서 미세 및 초미세 균열에 의해서 물질이 저온열화가 발생한다(Lawson, 1995). 이런 문제점을 해결하기 위하여 3 mol의 이크리아 안정제를 첨가한 3Y-TZP(Tetragonal Zirconia Polycrystal)은 높은 강도와 인성 그리고 심미성 재료(투과성 우수, 색상 조절가능)이고, 높은 에이징 저항성과 지르코니아와 포세린 세라믹간의 우수한 결합성 때문에 임상에서 많이 사용하고 있다(Tinschert et al., 2001). 또한, 생체 내에서 뼈와 직접 화학결합을 형성하지 못하지만 매우 얇은 섬유성 피막을 경계로 결합하는 재료를 생체불활성 세라믹이라고 하는데 지르코니아가 포함된다(Sundh et al., 2004).

지르코니아는 CAD/CAM(Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacturing)의 발전으로 치과용 보철물에 적용이 가능하게 되었다(Miyazaki et al., 2009). CAD/CAM 제작 방식은 기존 PFM 제작 방식에서 wax pattern 제작, 매몰, 소환 및 주조 과정을 거치지 않아 기술자의 숙련도에 따른 기술적 변수가 적고, 보철물의 제작 시간을 크게 줄였다(Manicone et al., 2007). 그러나 여전히 CAD/CAM의 절삭(milling)

과 소결(sintering) 과정에서 많은 시간이 소요된다. 지르코니아 소결은 외부의 열적 변화에 의해서 고체 상태의 물체로 변화되는 것을 말한다. 소결은 내부 및 외부의 지르코니아 물성에 큰 영향을 미친다. 이것은 소결이 지르코니아의 치밀화 비율과 입자의 성장 비율에 영향을 미치기 때문이다(Ebeid et al., 2014). 일반적으로 지르코니아 소결을 위해서는 1400℃ 이상의 온도가 필요하며, 소결 후 냉각될 때 대략 1200℃에서 정방정계에서 입방정계로 상의 변화가 일어난다(Whalen et al., 1989).

지르코니아 소결 방법에는 크게 2가지로 분류할 수 있다. 첫 번째는 일반적인 소결로 칸탈열선(Super Khantal Heater)을 이용하여 발열체를 가열하여 소결하는 방법이 있고, 두 번째로 마이크로파를 이용하여 소결 방법이 있다(Kim et al., 2013). 일반적인 소결법은 재료의 표면에서부터 가열되어 내측으로 열이 전달되며 마이크로웨이브 소결의 경우 자체 부피 가열로 인하여 처음부터 끝까지 전체적으로 가열된다. 마이크로웨이브 소결의 급속 가열 효과는 극초단파의 가열 원리에 입각하여 마이크로웨이브 에너지를 열원으로 사용하여 소결을 행하는 것으로 일반소결과 근본적으로 다른 차이점을 갖게 된다. 이러한 특성으로 인해 크고 복잡한 시편도 매우 빠르고 균일하게 소결할 수 있으며, 열응력을 감소시켜 균열을 방지할 수 있고 균일한 미세구조를 얻을 수 있다(Stawarczyk et al., 2013).

최근에는 지르코니아 보철물 제작 시간을 단축시키기 위해서 기존의 7~10시간 정도의 소결 시간을 줄여서 1시간에서 4시간 이내의 고속 소결을 이용하고 있다. 하지만 고속 소결 시 지르코니아 보철물의 안정성에 대한 연구는 아직 많이 부족한 상황이고, 적절한 소결 조건에 대한 연구도 필요한 상태이다. 이에 본 연구는 임상에서 사용하고 있는 칸탈열선(Super Khantal Heater) 소결로를 사용하고, 소결 조건에 따른 지르코니아 보철물의 적합도를 비교하여 고속 소결방법에 대한 임상적 적용을 살펴보고자 한다.

II. 연구 방법

1. 주 모형과 복제모형 제작

본 연구에서는 지르코니아 보철물 형성을 위한 chamfer margin의 표준형태 아크릭 치형 모델(AG-3 ZPVK, Frasco GmbH, Germany) 중, 상악 우측 견치를 사용하였다. 선정된 모형을 복제용 실리콘(Deguform, Degudent GmbH, Germany)으로 1개의 음형의 몰드를 제작하였다. 제작된 실리콘 복제 몰드에 초경석고(Fujirock EP, GC Europe N,V, Belgium)를 일정한 혼수비에 맞게 혼합한 후 주입하여, 각 그룹당 10개씩 총 30개의 복제모형을 제작하였다(Fig. 1).



Figure 1. Replica model.

2. 실험 재료와 시편 제작

경석고 치형을 치과용 스캐너(Identica® Hybrid, Medit, Korea)로 스캔 한 후 치과용 CAD 프로그램(Dent CAD, Delcamplc, UK)을 이용하여 두께 0.5mm, 마진 상방 0.5mm에서 내면 30 μ m의 cement 값을 적용하여 코어를 디자인 하였다. 코어의 형태는 처음 적용되는 형태에서 수정하지 않았고, 프로그램 내에 저장되어 있는 형태로 제작하였다. 디자인된 코어의 CAD 데이터를 절삭가공 장비(DWX-50, Roland DG Corporation, Japan)에 적용하여 절삭가공을 실시하였다. 본 연구에 사용한 재료는 반소결 지르코니아 블록(Razor 1100, U&C international,

Korea)을 사용하였고(Table 1), bur의 끝은 부드러운 절삭을 위한 라운드 형태를 선택하였다. 또한 bur의 굵기는 2 \emptyset , 1 \emptyset , 0.6 \emptyset 의 총 3개의 bur를 이용해 제작 했으며, 황삭 가공에는 2 \emptyset bur를 사용했으며, 정삭 가공에는 1 \emptyset bur를 사용했다. 마지막으로 잔삭 가공에는 0.6 \emptyset bur를 사용해 최종적으로 마무리 하였다. 본 실험에 사용한 반소결 지르코니아 블록의 조성은 Table 1에 나열하였다.

Table 1. Pre-sintered zirconia block ingredient

Composition	Wt %
ZrO ₂	88~90
Y ₂ O ₃	7~8
SiO ₂	<0.01
Fe ₂ O ₃	<0.001
CaO	<0.007
Na ₂ O	<0.004

3. 지르코니아 시편 소결

시편소결은 전기 소결로(Tiger-Speed, Gmeden Bio, Korea)를 사용하였으며, 소결 조건은 다음과 같다(Fig. 2).

- SS-1h group : 실온에서 1250 ^\circ C까지 30분 가열하였고, 1250 ^\circ C에서 1500 ^\circ C까지 15분 가열하였다. 1500 ^\circ C에서 5분 계류 후, 10분 동안 400 ^\circ C까지 냉각하였다. 800 ^\circ C에서는 소결로의 문을 완전 개방하여 400 ^\circ C까지 냉각하였고, 그 후 시편을 소결로 밖으로 꺼내었다.
- SS-3h group : 실온에서 950 ^\circ C까지 60분 가열하였고, 950 ^\circ C에서 1500 ^\circ C까지는 90분 가열하였다. 1500 ^\circ C에서 20분 계류 후, 10분 동안 400 ^\circ C까지 10분 계류하였다. 나머지 과정은 SS-1h group과 동일하게 처리하였다.
- CS-9h group : 실온에서 950 ^\circ C까지 120분 가열하였고, 950 ^\circ C에서 1500 ^\circ C까지 120분 가열하였다.

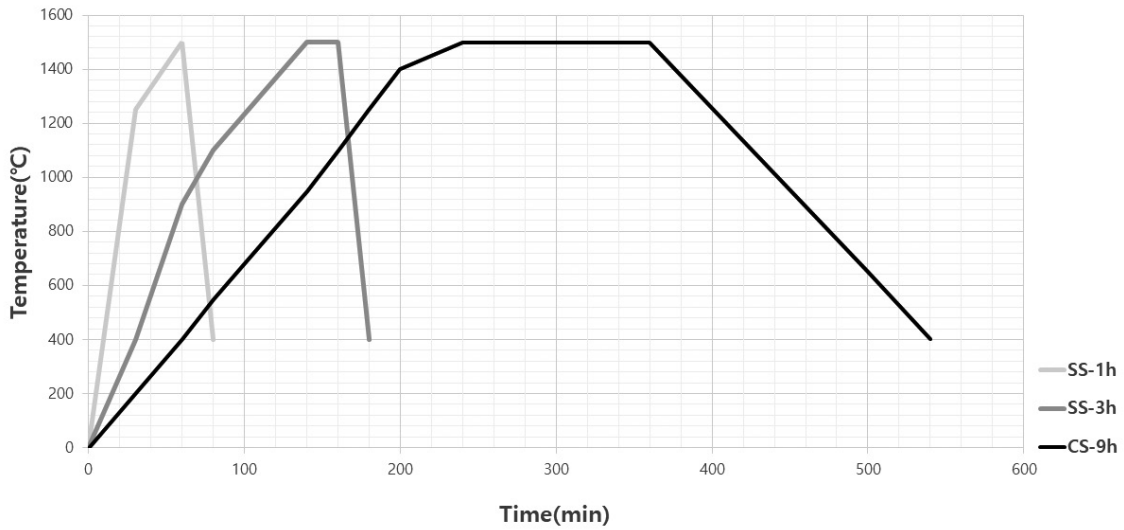


Figure 2. Conventional and speed sintering schedule.

1500℃에서 120분 계류 후 240분 동안 소결로 문을 개방하지 않고, 400℃까지 서냉 후 시편을 소결로 밖으로 꺼냈다.

4. 3차원 중첩 분석

각 그룹별 시편의 적합도는 3차원 중첩 분석에 의하여 측정되었다. 연구 모형을 치과용 스캐너(Identica hybrid, Medit, Korea)로 스캐닝을 하여 디지털화 하였다. 스캔이 완료된 연구 모형을 기존의 실리콘 복제 기술(silicone replica technique)의 방식과 동일하게 밀링 가공 및 소결이 끝난 보철물에 연결 실리콘(Aquasil Ultra XLV, Dentsply DeTrey GmbH, Germany)를 사용하여 보철물 내면과 연구모형에 주입한 후 적합 시켰다. 완전히 중합 된 후 조심히 보철물만 제거하여 복제가 완료된 실리콘 복제물이 연구 모형에 그대로 위치시킨 상태에서 치과용 스캐너(Identica hybrid, Medit, Korea)로 스캐닝을 하여 디지털 복제물을 완성하였다. 디지털화된 복제물의 간격을 측정하기 위해 프로그램(CopyCAD, Delcam, UK)을 이용하여 디지털 모형 파일로부터 점군 데이터 ASC II file을 얻었다. 모든 data들은 3D analysis software(Powerinspect 2012; Delcam, UK)를 사용하여 평가하였다. 연구모형과 각각 디지털 복제물 데

이터를 auto alignment의 지정메뉴로 배열을 한 후, best fit을 통해 재배열을 해주었다. 그리고 whole deviation을 통해 color-map으로 나타내었다. 중첩된 영상의 모든 포인트에서 추출된 값의 평균을 해당 보철물의 내면 적합도로 정의하였으며, 한 시편 당 42,509 포인트에서 내면 적합도를 측정하였다(Fig. 3). 분석을 통하여 얻은 data는 RMS(root mean square)값으로 표현하였다. RMS값은 다음 식으로 계산하였다.

$$RMS = \frac{1}{\sqrt{n}} \sqrt{\sum_{i=1}^n (x_{1,i} - x_{2,i})^2}$$

$X_{1,i}$ is measuring point I on the reference data,
 $X_{2,i}$ is measuring point I on the scan data, and n is the total number of measuring points.

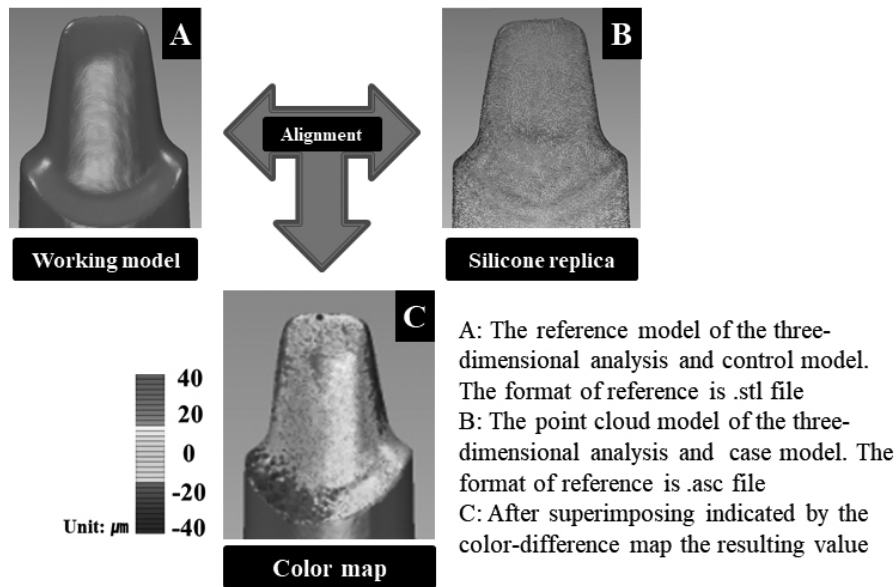


Figure 3. 3D superimposition analysis flowchart.

5. 통계 분석

통계 분석은 IBM SPSS statistics 25.0 for Windows(IBM SPSS Inc., Chicago, IL, USA)을 이용하였다. 세 그룹을 대상으로 측정된 결과는 RMS 값, 표준편차, 95% CI의 통계량에 의해 평가하였으며, 세 그룹 간의 평균에 유의한 차이가 있는지 분석하기 위하여 정규성 검정을 실시 한 후 one-way ANOVA를 실시하였다. 검정 후 각 그룹 간에는 통계적 유의한 차이를 알아보기 위하여 Tukey HSD 분석 방법을 이용하여 사후 분석을 실시하였으며, 제 1종 오류의 수준은 0.05로 하였다.

III. 결과

Table 2는 세 그룹(CS-9h, SS-1h, SS-3h)의 RMS 평균, 표준 편차, 95% 신뢰구간에서의 상한 값과 하한 값을 보여준다. 기존(Conventional) 소결방법인 CS-9h 그룹의 RMS 평균(표준편차)은 46.62(4.3) μm 을 나타냈다. 고속(Speed) 소결방법인 SS-1h, SS-3h 그룹은 RMS 평균(표준편차) 36.18(5.2) μm 과 34.94(1.59) μm 까지 이르렀으며, 통계적으로 유의한 차이가 있었다($p < 0.05$). 사후 분석(Post-hoc Analysis)은 Tukey's(honestly significance difference, HDS) multiple comparison test로 수행되었으며 그 결과, 기존 소결방법과 고속 소결방법 군들 간에 통계적 유의

Table 2. RMS \pm SD(μm) discrepancy between the stone replica model(CRM) and the silicone replica

Schedule		RMS(μm)		
Classification	Group	Mean \pm SD	95% Confidence Interval	
			Lower Mean	Upper Mean
Conventional	CS-9h	46.62 \pm 4.3 [#]	42.43	51.03
	SS-1h	36.18 \pm 5.2 ^o	31.55	41.78
Speed	SS-3h	39.55 \pm 3.9 ^o	34.16	43.27

Data with the different letters are significantly different at 0.05 significance level. Lower cases mean the comparison in the types of sintering schedule

성이 나타났지만($p < 0.05$), 최신 소결방법 군들 간에는 통계적 유의성이 나타나지 않았다($p > 0.05$).

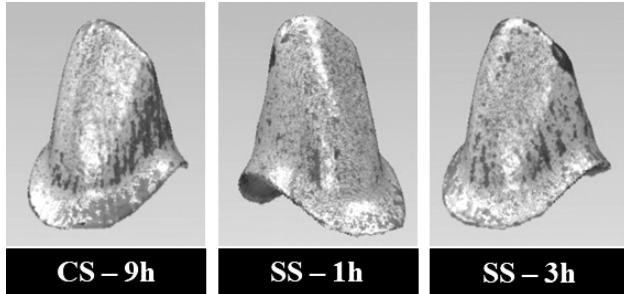


Figure 4. Color-difference map of maxillary canine for qualitative analysis of adaptation. Green is an exact fit, positive differences than the reference model as yellow and red, negative differences than the reference model as blue.

IV. 고찰

치과용 지르코니아를 코어 형태로 제작할 경우 일반적으로 가소결체 형태로 제작하여 CAD/CAM(computer-aided design/computer-aided manufacturing)시스템을 이용한 기계적인 절삭을 통해 가공한 후 소결과정을 거쳐 제작하게 되는데, 일반적으로 세라믹의 소결에는 전기를 이용하여 발열체를 가열하여 발생하는 열에너지를 시편에 전도, 복사 시켜 소결시키는 방법이 널리 사용된다. 일반적으로 지르코니아 소결 시 7~10시간 이내의 시간이 필요하지만, 최근에 초고속소결 방법이 많이 소개되고 있고, 임상에 적용을 하고 있는 상황이다. 이에 본 연구에서는 CAD/CAM system을 이용하여 치과기공 임상에서 사용되는 환경과 동일한 조건으로 소결 조건에 따라 치과보철물의 적합도에 미치는 영향을 측정 및 비교하였다.

Table 2의 적합도 분석 결과에서 기존 소결법(CS-9h)으로 제작된 실험군에 비해 고속 소결법(SS-1h, SS-3h) 실험군에서 비교적 양호한 적합도를 나타냈으며, 유의한 차이가 관찰되었다($p < 0.05$). 3차원적 분석을 위해 치관 길이가 가장 긴 상악 견치를 사용해서 시편을 제작하였으며, 그 내면을 스캔하여 3차원 평가를 진행하였다. 이 방법을 통해 제작된 시편에서 오차가 발생하는 지점을 컬러맵을 통해 정확히 알 수 있기 때

문에 오차를 확인하기 쉽다. 또한 측정된 데이터의 값이 평균과 표준편차로 계산되기 때문에 ISO 12836에 근거하여 평가하였다고 할 수 있다(ISO-12836, 2012). 이에 본 실험결과로 짐작하기에 소결 조건에 따라 지르코니아 코어의 적합도에 영향을 미치는 요소라 판단할 수 있다.

대부분의 고강도 세라믹 제품은 소결 과정을 거치게 되는데 분말 성형체(powder compact)가 가열에 의해 조대화(coarsening)또는 치밀화(densification)를 이룬다. 조대화는 기공이 많고 강도가 거의 없는 분말 성형체가 가열에 의해 밀도 변화는 없이 입자끼리의 결합에 의한 표면적 감소와 높아진 강도를 나타내는 것이며(Jansen et al., 2019), 치밀화는 기공이 많고 강도가 거의 없는 분말 성형체가 가열에 의해 밀도의 증가와 함께 입자끼리의 결합에 의한 표면적 감소와 높여진 강도를 나타내는 것이다(Hjerppe et al., 2009). 이러한 치밀화를 위하여 최근 치과보철 분야에서는 고속 소결에 관한 활발한 연구가 이루어지고 있다. 고속 소결은 소결 시간의 단축, 물리 화학적 우수성, 미세구조상의 변화 등의 특성으로 치과기공과정에서 노동력과 인건비를 절감하고 소요되는 시간과 과정을 효율적으로 단축하는 방법으로 제시되고 있다.

세라믹 재료의 특성상 소결조건에 따라 치과보철물의 물성에 영향을 받을 수 있으므로 소결온도 및 시간에 따라 입자크기, 밀도, 기계적 성질 등에 관한 연구가 활발히 진행되고 있다. Jiang과 그의 동료 연구자들은 소결온도가 높아지면 밀도가 증가한다고 하였으며(Jiang et al., 2011), Jung 등은 소결 시 계류시간이 늘어날수록 결정립 크기의 조대화로 굴곡강도가 감소된다는 연구결과를 발표하였다(Jung et al., 2016). 소결조건에 따른 연구는 대부분 기존방법과 마이크로웨이브 방법을 비교한 연구가 대다수를 차지한다. Marinis 등은 마이크로웨이브 소결의 장점은 특별히 없었다는 결론을 내었으나(Marinis et al., 2013), Kim 등은 지르코니아 코어 적합도는 임상적 허용되는 우수한 적합도를 변연 및 내면에서 나타났다고 하였다. 본 연구에서 측정된 지르코니아 코어의 적합도는 기존 소결방법 뿐만 아니라 고속 소결방법에서도 임상적으로 허용 가능한 범

위 내에 있었다(Kim et al., 2009).

본 연구 결과를 토대로 지르코니아 소결 조건이 보철물의 적합도에 영향을 주는 요인이라 가늠해 볼 수 있다. 하지만 한 회사의 제품만을 사용하였고, 시편의 개수가 제한적이며 체외에서 규격화된 모형을 가지고 측정한 결과이기에 적합도를 수치만으로 비교한 것은 실험결과의 일반화에는 일정 정도의 한계를 내포한다. 따라서 고속 소결된 지르코니아 보철물을 임상에서보다 안정적으로 사용하기 위해서는 다양한 소결 조건에 따른 기계적/광학적 특성에 관한 추가 실험이 필요할 것으로 사료된다.

V. 결론

본 연구에서는 기존 소결방법(9시간)과 고속 소결방법(1시간, 3시간)으로 제작된 치과용 지르코니아 코어의 적합도를 측정하여 비교분석하고자 하였다. 이와 같은 결과를 토대로 소결조건이 치과보철물 제작 시 적합도의 영향여부를 확인하였다. 제한된 조건 하에서 수행된 본 연구에서 다음과 같은 결과를 도출하였다.

1. 상이한 소결조건에 따라 제작된 지르코니아 코어의 적합도는 통계적으로 유의한 차이가 있었으며 ($p < 0.05$), 기존 소결방법에 비해 고속 소결방법이 안정적인 결과를 보였다.

2. 측정된 결과는 선행연구에 비추어 볼 때 임상적으로 수용이 가능한 적합도로 나타났다.

REFERENCES

Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater*, 24(3), 299–307, 2008.

Ebeid K, Wille S, Hamdy A, Salah T, El-Etreby A, Kern M. Effect of changes in sintering

parameters on monolithic translucent zirconia. *Dent Mater*, 30(12), e419–e424, 2014.

Hjerppe J, Vallittu PK, Froberg K, Lassila LV. Effect of sintering time on biaxial strength of zirconium dioxide. *Dent Mater*, 25(2), 166–171, 2009.

ISO-12836: 2012. Digitizing devices for CAD/CAM systems for indirect dental restorations – Test methods for assessing accuracy. Geneva: International Organization for Standardization. Accessed December 22, 2015.

Jansen JU, Lumkemann N, Letz I, Pfefferle R, Sener B, Stawarczyk B. Impact of high-speed sintering on translucency, phase content, grain sizes, and flexural strength of 3Y-TZP and 4Y-TZP zirconia materials. *J Prosthet Dent*, 122(4), 396–403, 2019.

Jiang L, Liao Y, Li W. Effect of sintering temperature and particle size on the translucency of zirconium dioxide dental ceramic. *J Mater Sci Mater Med*, 22(11), 2429–2435, 2011.

Jung HK, Kwak DJ. The study of flexural strength of full zirconia crown using block after clinical work. *J Kor Aca Dent Tec*, 33(4), 283–289, 2011.

Kim KB, Kim JH, Lee KW. The influence of microwave sintering process on the adaptation of CAD/CAM zirconia core. *J Dent Rehabil Appl Sci*, 25(2), 95–107, 2009.

Kim MJ, Ahn JS, Kim JH, Kim HY, Kim WC. Effects of the sintering conditions of dental zirconia ceramics on the grain size and translucency. *J Adv Prosthodont*, 5(2), 161–166, 2013.

Lawson S. Environmental degradation of zirconia

- ceramics. *J Eur Ceram Soc*, 15(6), 485–502, 1995.
- Marinis A, Aquilino SA, Lund PS, Gratton DG, Stanford CM, Diaz–Arnold AM, Qian F. Fracture toughness of yttria–stabilized zirconia sintered in conventional and microwave ovens. *J Prosthet Dent*, 109(3), 165–171, 2013.
- Manicone PF, Iommetti PR, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications. *J Dent*, 35(11), 819–826, 2007.
- Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J*, 28(1), 44–56, 2009.
- Raptis NV, Michalakis KX, Hirayama H. Optical behavior of current ceramic systems. *Int J Periodont Rest*, 26(1), 31–41, 2006.
- Stawarczyk B, Ozcan M, Hallmann L, Ender A, Mehl A, Hammerlet CHF. The effect of zirconia sintering temperature on flexural strength, grain size, and contrast ratio. *Clin Oral Invest*, 17(1), 269–274, 2012.
- Sundh A, Sjogren G. A comparison of fracture strength of yttrium–oxide–partially–stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics. *J Oral Rehabil*, 31(7), 682–688, 2004.
- Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Spickermann H, Anusavice KJ. Marginal fit of alumina and based fixed partial dentures produced by a CAD/CAM system. *Oper Dent*, 26(4), 367–374, 2001.
- Whalen PJ, Reidinger F, Antrim RF. Prevention of low – temperature surface transformation by surface recrystallization in yttria – doped tetragonal zirconia. *J Am Ceram Soc*, 72(2), 319–321, 1989.
- Zarone F, Russo S, Sorrentino R. From porcelain–fused–to–metal to zirconia: Clinical and experimental considerations. *Dent Mater*, 27(1), 83–96, 2011.