

3Y - 지르코니아 조성에서 Glass Frit의 첨가량에 따른 소결 거동 및 기계적 특성의 변화

이규선¹ · 권은자² · 이채현[†]

¹동남보건대학 치기공과, ²혜전대학 치기공과, 배재대학교 재료공학과

Effect of Glass Frit on the Sintering Behavior and Mechanical Properties of 3Y-ZrO₂

Gyu-Sun Lee¹, Eun-Ja Kwon² and Chae Hyun Lee[†]

¹Dept. of Dental Technology, Dongnam Health College, Gyeonggi-Do 440-714, Korea

²Dept. of Dental Technology, Hyejeon College, Chungnam-Do 350-702, Korea

Dept. Materials Engineering, Paichai University, Daejeon-City 302-735, Korea

Abstract The effect of glass frit on the sintering behavior and mechanical properties of 3 mol% Y₂O₃-doped zirconia(3Y-ZrO₂) have been studied. Up to 30 wt% of glass frit was added to 3Y-ZrO₂. Sintering was performed in a box furnace up to 1300°C for specimens with glass frit and 1600°C for specimens without glass frit in air for 1h. Relative density and mechanical properties were measured to investigate the effect of glass frit. The addition of glass frit enhanced both sintered density and mechanical properties of 3Y-ZrO₂ which is suitable for dental applications. Maximum sintered density 93.3% of theoretical density was obtained with the specimens containing 30 wt% frit sintered at 1300°C, whereas the optimum amount of frit addition for mechanical properties was determined as 10 wt%. Maximum value of strength, fracture toughness, and Vickers microhardness for specimens with glass frit were 206 MPa, 3.4 MPa m^{1/2}, and 5.3 GPa, respectively.

Key words 3Y-ZrO₂, Sintering behavior, Mechanical properties

서 론

치과용 세라믹은 압축강도, 내마모성, 심미성 및 생체적 합성이 우수하고 화학적으로 안정성이 뛰어난 장점이 있지만, 인장강도가 낮고 충격에 약하여 파절되기 쉬운 단점 때문에 도재 내부에 금속을 넣어 강화한 도재-금속 수복물이 많이 사용되었다.^{1,2)} 그러나 이 경우 금속과 불투명 도재로 인하여 빛의 굴절과 투과, 산란 및 투명도가 달라지므로 심미적인 면에서 많은 문제점이 제기되어 왔다.³⁾ 이와 같은 문제점을 해결하는 방안으로 다양한 형태의 all-ceramic system이 도입되어 사용되고 있다.

All ceramic crown의 최대 장점은 자연치에 가까운 색조와 빛의 투과성을 재현할 수 있다는 것과 생체친화성이 뛰어나다는 것이다. 그 외에, 치수에 주는 온도자극이 적

고, 구강 내에서 화학적으로 안정된 성질을 가진 불용성이며, 변색과 마모가 적고, 방사선 투과성이 있어 지대치의 상태를 어느 정도 관찰할 수 있다는 것이다. 단점은 강도와 심미성의 문제를 해결하기 위한 치관 두께의 확보 때문에 치질의 삭제량이 많아지는 것과 강도의 개선에도 불구하고 증례에 따라서는 파절이 일어날 수 있다는 것이다.

최근까지 치과용 세라믹은 주로 유리 침투 알루미늄 세라믹과 결정화 유리에 관심이 집중되어 왔다.^{4,5)} 알루미늄 세라믹은 글라스에 고강도의 알루미늄 입자를 분산 강화하여 강도를 개선한 세라믹 재료로서 알루미늄의 함량이 증가함에 따라 강도가 개선된 반면에 투명도가 감소하여 심미성이 저하되는 단점을 보였고,^{6,7)} 결정화 유리는 유리에 미세결정상을 석출하여 강도의 개선을 얻고자 한 재료로서 심미성이 우수한 반면 결정화 과정에서 수축으로 인해 변연적합도가 떨어지고 강도가 낮은 점이 문제점으로 지적되었다.

이로 인해 최근 우수한 기계적 특성과 심미에 대한 요구가 증가하면서 지르코니아 세라믹이 치과용 수복물에

[†]Corresponding author

Tel: 042-520-5622

Fax: 042-520-5390

E-mail: chlee@mail.pcu.ac.kr

사용되고 있다. 지르코니아는 높은 마모저항성과 생체적 합성을 가지고 파절에 강한 특징이 있다. 특히 순수한 지르코니아에 Y₂O₃를 첨가한 안정화 지르코니아는 기계적 강도와 체적안정성, 내구성 등의 면에서 뛰어나지만, 주조나 치밀한 형태에서의 연마 등의 가공이 용이하지 않기 때문에^{8,9)} 이를 이용한 하부구조물 제작에 CAD/CAM 방식이나 CAM system이라 불리는 direct ceramic machining 방법이 이용되고 있다.

본 연구에서는 치과용 재료로서 그 응용 범위가 넓어지고 있는 지르코니아에 치과용 frit을 첨가하고 frit의 첨가가 지르코니아의 치밀화와 기계적 특성에 미치는 영향을 고찰하고자 한다.

재료 및 방법

1. 연구재료

본 연구에서 사용한 재료는 지르코니아와 frit이다. 지르코니아는 3 mol%의 Y₂O₃가 첨가되어 있는 상용 분말(TZ-3Y, Tosoh사, Japan)을 후처리 없이 사용하였다. 사용된 지르코니아 분말의 형상은 Fig. 1과 같다.

첨가물로 사용된 frit은 Table 1의 조성을 가진 치과용 frit이었다. 이 frit의 평균 열팽창 계수는 13.0X10⁻⁶/K이고 입도는 -70 mesh이었으며 역시 후처리 없이 원료로 사용하였다. Frit의 형상은 Fig. 2와 같다.

2. 연구방법

1) 시편제조

지르코니아에 10~30 wt% frit가 첨가되도록 지르코니아와 frit을 각각 칭량하여 polypropylene 용기에 넣고 알코올과 지르코니아 볼을 매체로 하여 24시간 ball milling하여 혼합한 후, rotary evaporator(R-114, Bchi, Swiss)에서 알코올을 증발시킨 후 80°C oven에서 24시간 유지하여 건조된 혼합 분말을 얻었다.

혼합 분말은 80 mesh 체를 통과시켜 조립화 한 후 금속 몰드에 넣고 1.1 ton/cm²의 압력을 가하여 40 mm×9 mm×4 mm의 bar형 시편을 제조하였다. 성형 시편은 치수를 측정하여 성형 밀도를 계산하였다. 성형된 시편은 MoSi₂ 발열체를 사용하는 박스형 전기로에서 10°C/min로 승온하고 주어진 소결온도에서 1시간 유지하여 소결하였다. 소결온도는 frit이 첨가되지 않은 지르코니아는 1100°C에서 1600°C로 하였고 frit이 첨가된 경우에는 1100°C, 1200°C, 1300°C로 하였다. 소결 후에는 노냉하였다.

2) 미세구조 및 결정상 분석

소결 후 시편의 미세구조는 광학 현미경(Optiphot-100, Nikon, JAPAN)과 주사전자 현미경(ABT-32, Topcon, JAPAN)을 이용하여 관찰하였다. 소결 체에 존재하는 상 분석을 위하여 소결된 시편의 표면을 연마한 후에 X선 회절분석(XD-D1W, Shimazu, Japan)을 행하였다. 회절

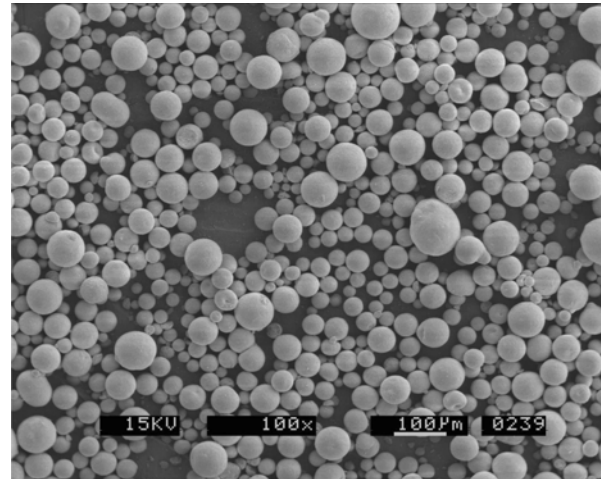


Fig. 1. As-received 3Y-ZrO₂ powder.

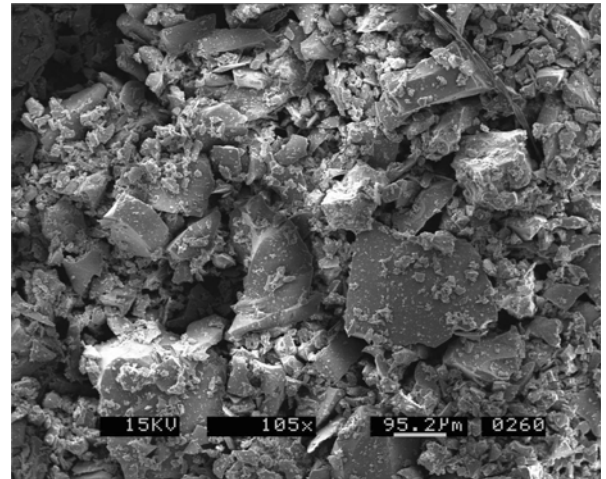


Fig. 2. As-received frit powder.

Table 1. Chemical compositions of dental frit

	SiO ₂	Al ₂ O ₃	K ₂ O	Na ₂ O	BaO	CaO	Li ₂ O	Others
Frit-G	65.0	14.0	9.5	9.0	1.0	0.7	0.7	0.1

분석은 Cu-Kα선을 사용하여 분당 2°의 속도로 20°에서 80°의 2θ범위에서 행하였다.

3) 밀도 및 기공률 측정

소결 온도에 따른 소결체의 밀도와 기공률은 끓는 증류수에서 시편의 기공 속에 증류수가 침입하도록 한 후, 증류수가 채워진 시편의 무게 및 매단 무게를 측정하여 아르키메데스법으로 측정하여 다음 식으로부터 계산하였다.

$$\left\{ \frac{\text{건조무게}^g}{\left(\text{포수무게}^g - \frac{\text{현수무게}^g}{\text{유체밀도}^g/cm^3} \right)} \right\} \quad (1)$$

여기서 유체는 물이므로 밀도를 1으로 하여 계산하였다.

4) 기계적 특성 평가

소결체의 기계적 특성은 파괴강도와 미세경도, 파괴인성을 측정하였다. 파괴강도는 3점 곡강도 법으로 측정하였다. 소결된 bar형 시편의 표면을 연마하고 강도시험기 (RH15-5DZ, Hounsfield, England)를 이용하여 지지점 거리 25 mm, cross-head speed 0.5 mm/min의 조건에서 시편이 파절될 때의 최대 하중을 측정한 후 다음의 식을 이용하여 3점 곡강도를 계산하였다.

$$\sigma_{3p} = \frac{3PL}{2bd^2} \quad (2)$$

여기서 P는 파괴시의 최대하중이고 L은 지지점간의 거리, b는 시편의 폭, 그리고 d는 시편의 두께이다.

소결 시편의 미세경도는 Vickers indentation법으로 측정하였다. 먼저 SiC Paper를 이용하여 #2000까지 표면 연마 후, 1 μm의 다이아몬드 페이스트로 경면 연마하였다. 미세경도의 측정을 위하여 Vickers indenter(model FV, Future-Tech, Japan)에서 0.3 kgf의 하중을 가하고 10 초간 유지하여 압흔을 형성한 후, 광학현미경 및 주사전자현미경을 사용하여 압흔의 크기를 측정하였다. Vickers 미세경도는 각 하중에서 3회 이상 측정된 압흔 크기를 이용하여 다음 식으로 계산하였다.

$$H = P/2a^2 \quad (3)$$

여기서 P는 가해진 하중이고 a는 형성된 압흔의 대각선의 길이의 절반이다.

소결체의 파괴인성은 Vickers indenter에서 0.3 kgf, 0.5 kgf, 1 kgf, 3 kgf의 하중으로 10초간 유지하여 압흔 및 균열을 형성한 후, 형성된 균열의 길이를 측정하여 다음의 식으로 계산하였다.

$$K_{IC} = 0.0726(P/c^3/2) \quad (4)$$

여기서 P는 압자에 가해진 하중이고 c는 압자에 의해 생긴 균열 길이의 절반이다.

결 과

1. Frit이 첨가되지 않은 지르코니아의 소결거동 및 기계적 특성

Frit이 첨가되지 않은 지르코니아의 소결거동을 고찰해 보고자 하였다. Fig. 3은 as-received 상태의 3Y-ZrO₂를 성형하여 1100°C에서 1600°C까지의 온도범위에서 공기 중, 1시간 소결한 후 측정된 소결밀도와 3점 곡강도를 보여주고 있다. 지르코니아는 1100°C에서는 거의 소결이 진행되지 않아 낮은 밀도를 나타내지만 소결온도가 증가함

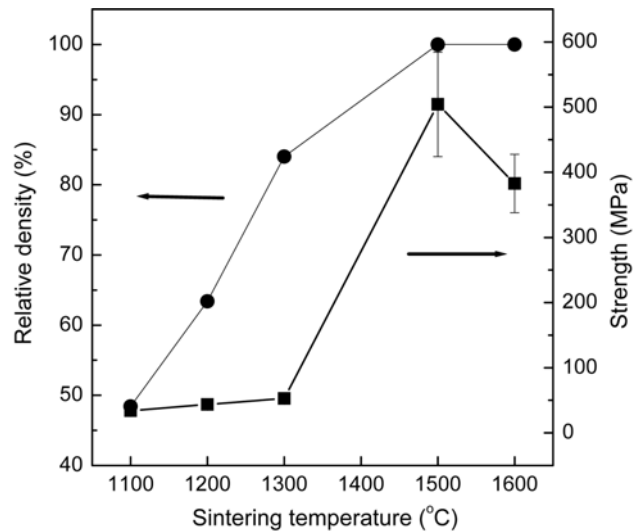


Fig. 3. Effect of sintering temperature on relative density and strength of 3Y-ZrO₂.

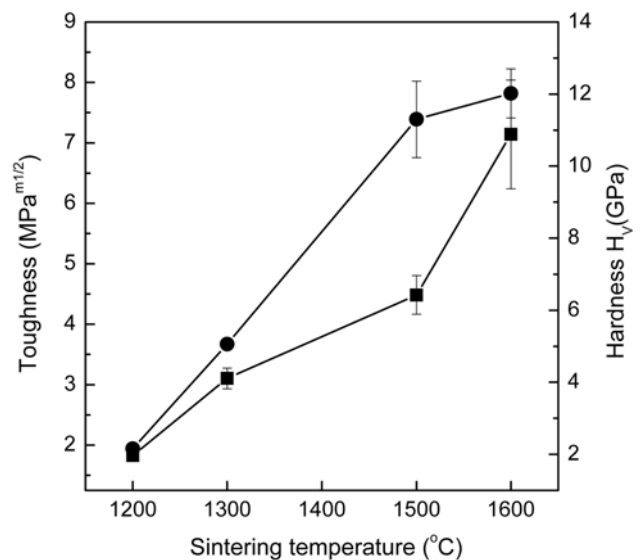


Fig. 4. Effect of sintering temperature on fracture toughness and Vickers microhardness of 3Y-ZrO₂. (● :Hardness, ■ : toughness)

에 따라 소결밀도가 높아지며 1300°C에서는 84%를 나타내었고, 1500°C이상에서는 이론밀도에 가까운 치밀한 소결체를 얻을 수 있었다. 이는 3Y-ZrO₂의 전형적인 소결 거동과 유사한 결과이다.

이들 소결체의 3점 곡강도는 소결밀도가 낮은 1300°C까지는 100 MPa에 미치지 못하는 낮은 값을 보이다가 소결온도가 높아짐에 따라 크게 증가하는 경향을 나타내었다. 소결온도가 1500°C에서 최대값인 504 MPa를 나타내었고 소결온도가 1600°C로 높아지면 다시 감소하는 경향을 나타냄을 알 수 있었다. 이는 소결온도가 1500°C이상 이 되면 소결밀도는 거의 이론밀도에 이르고 소결온도에 따른 소결밀도의 변화는 거의 없는 대신에 소결온도가 높

아지면 입성장이 나타나게 되기 때문인 것으로 생각된다.

Frit이 첨가되지 않은 지르코니아 소결체의 파괴인성과 Vickers 미세경도를 Fig. 4에 나타내었다. 파괴인성과 Vickers 미세경도는 모두 1100°C에서 소결한 시편에서는 밀도가 낮아 측정이 불가능하였고, 소결온도가 증가함에 따라 증가하는 경향을 보였다. 파괴인성 및 Vickers 미세경도의 최대값은 1600°C에서 소결한 시편에서 나타내었으며 그 값은 각각 7.1 MPa m^{1/2}, 및 12 GPa이었다.

2. Frit 첨가에 따른 소결거동 및 기계적 특성 변화

Fig. 5는 지르코니아에 frit을 첨가한 경우에 frit 첨가량에 따른 소결밀도의 변화를 나타낸 것이다. 이 때 소결온도는 1300°C까지로 하였다. 소결온도가 더 높은 경우, frit의 양이 많아지면 액상량 과다로 인하여 소결체가 형체를 유지하지 못하는 상태가 되었기 때문이다. 그림에서 볼 수 있는 바와 같이 소결온도가 높아지거나 frit의 첨가량이 많아지면 전반적으로 소결밀도가 향상되는 결과를 나타냄을 알 수 있었다. 소결밀도에 미치는 frit의 영향은 낮은 온도에서 더 크게 나타났다. 소결온도가 1100°C인 경우 소결 밀도는 frit의 첨가량이 증가함에 따라 거의 직선적으로 증가하여 30 wt%의 frit이 첨가된 경우 83% 정도의 상대밀도를 나타내었다. 소결온도가 1200°C로 높아지면 10 wt% 첨가시에는 소결밀도가 크게 증가하지만 frit의 첨가량이 많아지면 소결밀도가 높아지는 정도는 감소하는 것으로 나타났다. 30 wt%가 첨가된 경우에서도 frit의 첨가량이 증가됨에 따라 소결밀도가 증가하는 경향은 유지되고 있음을 알 수 있다. 그러나 1300°C에서 소결한 경우에는 frit 첨가량이 20 wt%일 때 소결밀도가 최대가 되고 더 이상의 frit을 첨가하면 소결밀도가 20 wt%를 첨가하였을 때와 비교하여 소폭 감소되는 경향을 나타내었다.

Fig. 6은 frit 첨가량에 따른 3점 곡강도의 변화를 나타낸 것이다. 동일한 frit 첨가량에서 비교할 때 소결온도가 높아지면 곡강도는 향상되는 경향을 나타냄을 알 수 있다. 이는 소결온도에 따라 동일한 frit 첨가량에서 소결밀도가 높아짐에 따른 것이라고 생각할 수 있다. 동일한 소결온도에서 frit의 첨가량에 따른 3점 곡강도의 변화 양상은 소결온도에 따라 다소 차이가 있음을 알 수 있다. 즉, 1100°C에서 소결한 경우에는 frit 첨가량이 20 wt%일 때 최대의 곡강도 값을 나타내었는데 반하여, 소결온도가 1200°C 및 1300°C에서는 frit 첨가량이 10 wt%일 때 최대의 곡강도 값을 나타내었다. 전체적으로 곡강도 값은 frit이 첨가되지 않은 지르코니아에서 낮은 소결밀도로 인해 100 MPa 이하의 낮은 값을 나타내었지만 frit이 첨가되면 frit을 10 wt% 첨가하고 1300°C에서 소결한 경우 최대 206 MPa의 값을 얻을 수 있었다. 이러한 변화 양상은 frit의 첨가에 의하여 소결밀도는 높아지지만 기계적 물성이 지르코니아보다 낮은 frit의 첨가량 증가에 의한 기계

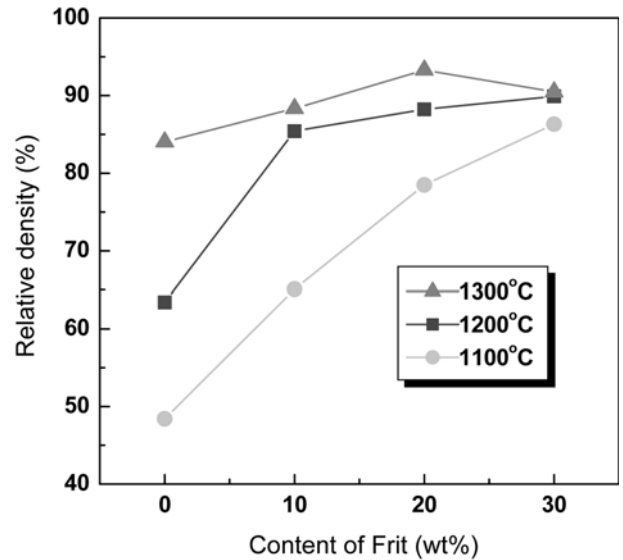


Fig. 5. Effect of the content of frit on relative density of 3Y-ZrO₂-frit system.

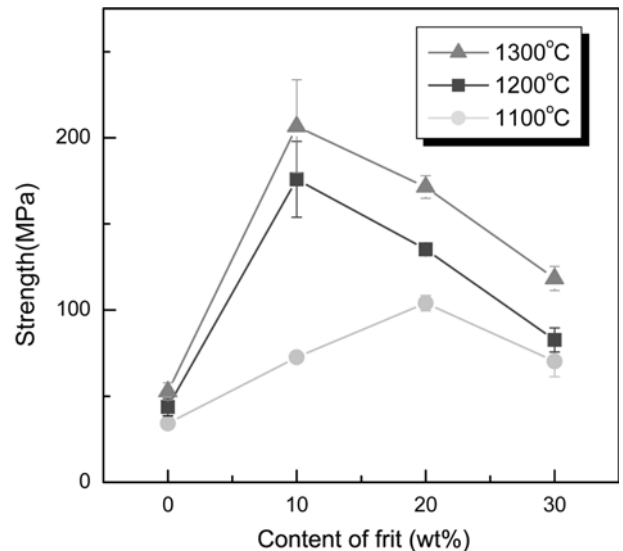


Fig. 6. Effect of the content of frit on strength of 3Y-ZrO₂-frit system.

적 물성의 감소 효과가 서로 작용하였기 때문으로 판단된다. 1100°C에서는 다른 소결온도에 비하여 frit의 첨가에 의한 소결밀도의 증가가 더 크게 나타났으며 이에 따라 최대의 강도값이 20 wt%를 첨가한 경우에 나타난 것으로 보인다.

Frit 첨가량에 따른 파괴인성의 변화는 Fig. 7의 그래프에 나타내었다. 파괴인성은 Vickers 압자를 이용한 indentation 방법으로 측정하였다. 본 연구에서는 1100°C에서 소결한 경우 소결밀도가 낮기 때문에 형성된 압흔의 모양을 구분하기 어려웠고 이에 따라 파괴인성과 미세경도를 정확히 측정하는 것이 불가능하였다. 1200°C와 1300°C에서 소결한 시편으로부터 측정된 파괴인성 값은 곡강도 값의 변화

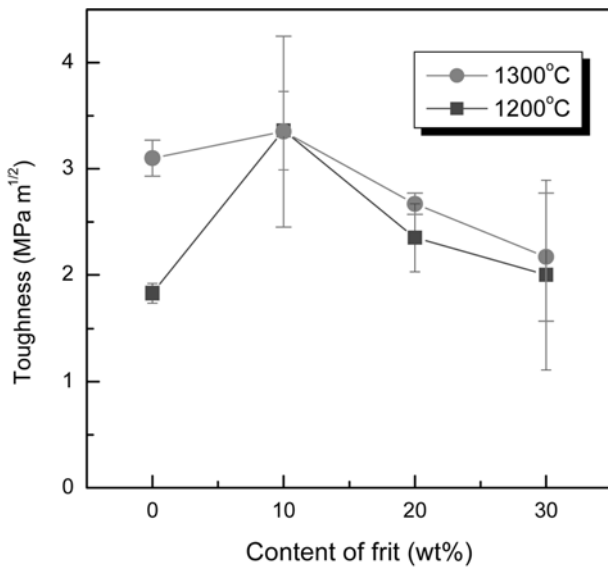


Fig. 7. Effect of the content of frit on fracture toughness of 3Y-ZrO₂-frit system.

양상과 유사한 변화양상을 나타냄을 알 수 있었다. 파괴 인성과 Vickers 미세경도는 공히 frit의 첨가량이 10 wt% 일 때 최대값을 나타내었다. 이러한 경향은 두 소결온도에서 공히 같은 결과를 나타내었다. 최대의 파괴인성은 10 wt%가 첨가된 시편에서 3.4 MPa m^{1/2}로 측정되었으며, 이 값은 1200°C나 1300°C에서 소결된 두 경우에서 거의 비슷하게 나타났다. 1300°C에서 소결된 시편에서는 frit의

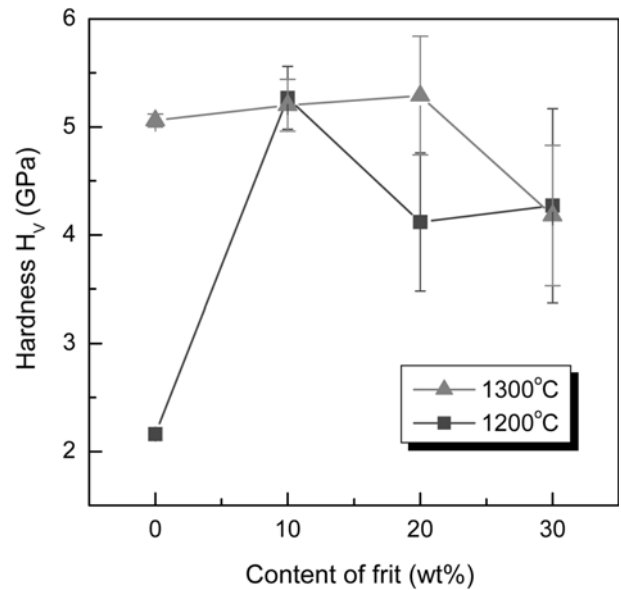


Fig. 8. Effect of the content of frit on Vickers microhardness of 3Y-ZrO₂-frit system.

첨가량이 20 wt% 이상이 되면 frit이 첨가되지 않은 시편보다 낮은 값을 나타내었는데, 이는 첨가된 frit이 소결밀도의 향상에는 기여하지만, 지르코니아에 비하여 파괴인성이 낮기 때문인 것으로 생각된다.

Fig. 8은 frit 첨가량에 따른 Vickers 미세경도의 변화를 보여주는 그래프이다. 1200°C에서 소결한 경우에는 frit

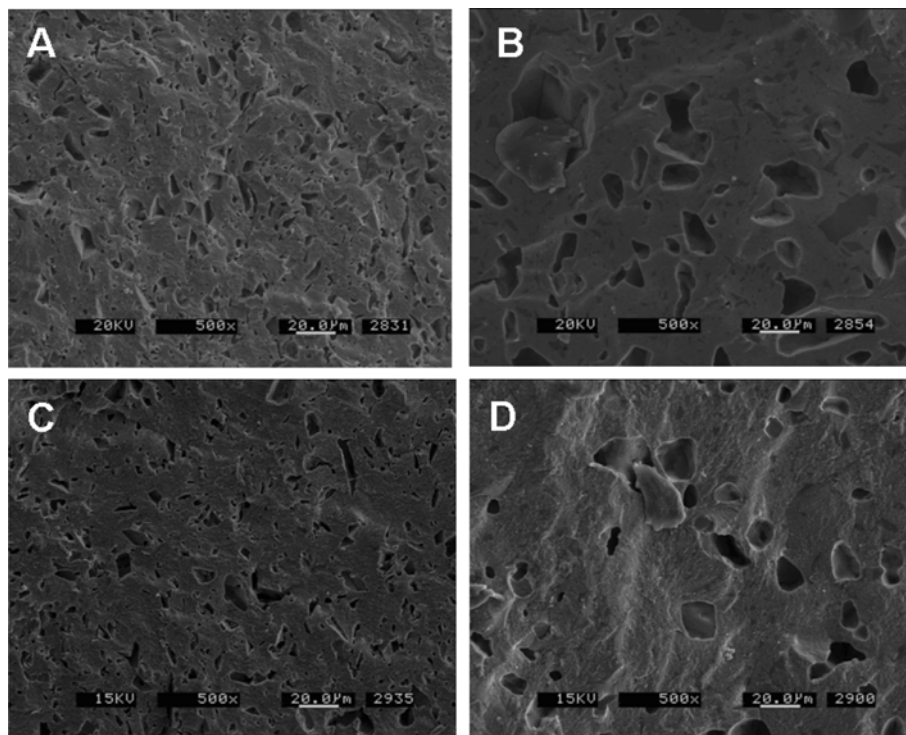


Fig. 9. SEM micrographs showing fracture surface of 3Y-ZrO₂-frit system; (A) 1200°C, 10 wt%, (B) 1200°C, 30 wt%, (C) 1300°C, 10 wt%, and (D) 1300°C, 30 wt%.

첨가량이 10 wt%일 때 최대 값을 나타내었으며 첨가량이 증가하면 미세경도가 감소하는 경향을 나타내었다. 반면에 1300°C에서 소결한 시편에서는 20 wt%까지 증가하다가 더 이상의 frit이 첨가되면 감소하는 경향을 나타내었다. 그러나 frit 첨가량 증가에 따른 미세경도의 변화는 크지 않았으며 최대 5.3 GPa를 나타내었다. 이는 치밀한 소결된 지르코니아에서 얻을 수 있었던 최대값 12 GPa에 비하면 절반 정도의 낮은 값으로, 이는 낮은 소결밀도와 상대적으로 미세경도가 낮은 frit의 첨가에 기인하는 것으로 여겨진다.

1200°C와 1300°C에서 소결된 시편의 파단면을 주사전자현미경으로 관찰한 결과를 Fig. 9의 사진에서 볼 수 있다. 전체적인 파괴양상은 전형적인 입내 파괴 양상을 나타냄을 알 수 있다. 소결온도가 높아짐에 따라 소결밀도가 높아지고 기공의 양이 줄어드는 것을 확인할 수 있다. 동일한 소결온도에서 frit의 첨가량이 10 wt%에서 30 wt%로 증가하면 소결밀도의 변화는 크지 않은 반면에 기공의 크기는 커지는 것을 알 수 있으며, (B)와 (D)의 사진에서 시편의 일부가 떨어진 것을 볼 수 있는 데, frit의 첨가에 의해 약한 계면이 형성되어 기인하는 것으로 생각된다. 이로부터 파괴인성 및 Vickers 미세경도가 frit 첨가량이 30 wt%가 되면 오히려 감소되는 경향은 frit의 물성에서 기인하고 있음을 알 수 있다.

고 찰

Seghi RR¹⁰⁾ 등은 치과용 세라믹 수복물의 파절을 감소시키기 위한 방법으로 세라믹에 결정상을 석출하여 강화하는 것과 알루미늄과 지르코니아를 첨가하여 강화하는 것이 있다고 하였으며, Thompson JY¹¹⁾ 등은 기계적 가공성이 우수하며 표면 결함을 최소화할 수 있는 제작법이 있다고 하였다.

Hulbert SF¹²⁾는 치과용 세라믹을 강화하기 위한 다결정 상 알루미늄의 첨가는 입자의 취성과 파괴인성 및 인장강도가 낮아 응력 집중 시 강화효과를 기대할 수 없다고 하였는데, Denry IL¹³⁾는 알루미늄 대신 지르코니아를 첨가하면 파괴인성과 강도를 개선할 수 있다고 하였다.

구체적으로 Kon M¹⁴⁾ 등은 치과용 도체에 지르코니아를 50 wt% 이상 첨가하면 파괴인성과 굴곡강도는 감소한다고 밝혔다. 그리고 Kasuga T¹⁵⁾ 등은 알루미늄의 탄성율은 380 GPa 이나 이트리아로 안정화한 지르코니아의 탄성율은 200 GPa 로 취성이 적고 쉽게 탄성 변형할 수 있으며 지르코니아의 굴곡강도는 알루미늄의 2배 이상이라고 했다.

순수 지르코니아는 상온에서 단사격자 구조를 갖는 결정상은 1,170°C 까지 안정하며, 이 온도 이상에서는 정방격자 결정으로, 2,370°C 에서는 다시 입방격자 결정으로 변환한다. 지르코니아를 가열한 다음 냉각하는 동안 이러한 상변환에 따라 약 3~4% 부피를 팽창하며 이때 형성한

응력으로 내부 균열을 발생할 수 있어 순수 지르코니아로 세라믹을 강화하기 위하여는 열처리법에 주의하여야 한다. 그러나 CaO, MgO, Y₂O₃ 및 GeO₂ 같은 안정화 산화물을 순수 지르코니아에 첨가하여 다상구조를 갖는 부분적으로 안정화한 지르코니아(PSZ) 를 형성하는 경우 이러한 문제를 다소 감소할 수 있다.

MgO로 안정화한 지르코니아는 우수한 생체적합성이 있으나, 미세한 기공으로 과도하게 마모되는 문제가 있으며 Y₂O₃로 안정화하면 작고 불안정한 정방격자 결정을 100% 형성할 수 있다.¹⁶⁾

또한 Y₂O₃를 ZrO₂ 기질에 균일하게 분포하여 형성한 이트리아 안정화 지르코니아 (3 mol% Y₂O₃ - ZrO₂)는 생체재료로 적용하기에 적당한 물성이 있다.¹⁷⁾

Kon M¹⁸⁾ 등은 치과용 도체와 ZrO₂를 혼합하여 1,170°C에서 소결처리 한 경우 지르코니아와 글라스 성분이 반응하여 SiZrO₄를 형성한다고 하였으며, 이어서 Kon M¹⁹⁾ 등은 치과용 도체에 지르코니아를 23 wt% 첨가한 경우 파괴인성은 2배 정도 증가하였으나 굴곡강도는 변화하지 않는다고 하였고, 치과용 도체에 순수 ZrO₂, Y₂O₃ (4.1 과 6.5 wt%)와 ZrO₂, CaO (3.5 와 5.5 wt%)로 부분 안정화한 ZrO₂ 를 50 wt.% 첨가하여 굴곡강도를 측정하면 각각 70, 99, 134, 118 및 128 MPa 로 순수 지르코니아를 첨가한 경우 가장 낮은 굴곡강도(70 MPa)를, 6.5 wt% Y₂O₃로 부분 안정화한 ZrO₂를 첨가한 경우 가장 높은 굴곡강도(134 MPa)를 나타냈다고 보고한바 있다.

요 약

본 연구에서는 치과재료로 유망한 지르코니아에 frit을 첨가하고 frit의 첨가량과 소결 온도에 따른 소결밀도의 변화와 기계적 특성의 변화를 고찰하고자 하였다.

지르코니아에 frit을 첨가함으로써 소결밀도의 향상 효과를 얻을 수 있었다. 그러나 소결온도가 1400°C에 이르면 유리질에 의해 시편이 형체를 유지할 수 없는 상태가 되기 때문에 소결온도는 1300°C로 제한되었다. 일반적으로 frit의 첨가량이 많아지고 소결온도가 높아짐에 따라 소결밀도가 증가하는 경향을 나타내었다. 소결체에서 얻은 최대 소결밀도는 frit을 20 wt% 첨가하고 1300°C에서 소결한 경우에서 93.3 %를 나타내었다. 이들 시편에 대해 기계적인 물성을 측정된 결과 곡강도, 파괴인성, Vickers 미세경도 등의 물성이 소결온도에 따라 향상되는 것을 알 수 있었으며, frit의 첨가량에 따라서는 10 wt% 첨가된 경우에서 최대값을 나타내는 것을 알 수 있었다. 3점 곡강도, 파괴인성, Vickers 미세경도의 최대값은 각각 206 MPa, 3.4 MPa m^{1/2}, 그리고 5.3 GPa로 나타났다. 이상의 결과 지르코니아에 frit을 첨가하면 소결온도를 낮추고 소결밀도를 향상시키는 한편 우수한 기계적 특성을 가진 지르코니아에 비하여 낮은 물성을 가진 frit의 첨가로 인하여 밀

도향상 효과와 기계적 특성 저하 효과가 서로 작용하여 10 wt%의 frit이 첨가된 경우에 기계적 특성이 최대값을 나타내는 것으로 판단된다.

감사의 글

본 연구는 2007년 동남보건대학 연구비 지원에 의하여 수행된 것임.

참고문헌

- McLean JW: The science and art of dental ceramics. Quintessence Pub. Co, 2: 21-42, 1980.
- Campbell SD: A comparative strength study of metal-ceramic and ceramic materials: modulus of rupture. J Prosthet Dent 62: 470-476, 1989.
- Ju TH, Oh SC, Dong JK: A study on the fitness of the IPS empress ceramic crown according to margin type. J Korean Acad Prosthodont 36: 846-857, 1998.
- Piddock VQ: Dental ceramic update. J Dent 18: 227-235, 1990.
- Bae TS: Characteristics of dental ceramic materials and toughening mechanisms. Clinical Dentistry 20: 98-105, 2000.
- Johnston WM, O'Brien WJ: The shear strength of dental porcelain. J Dent Res 59: 1409-1411, 2000.
- Olio G: Flexural strength and internal defects of some dental porcelain. Acta Odontol Scand 18: 313-322, 1988.
- Kern M, Wegner SM: Bonding to zirconia ceramic: Adhesion methods and their durability. Dent Mater 14: 64-71, 1998.
- Kosman T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L: The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. Dent Mater 15: 426-433, 1999.
- Seghi RR, Denry IL, Senstiel RO: Relative fracture toughness and hardness of new dental ceramics. J Prosthet Dent 74: 145-150, 1995.
- Thompson JY, Bayne SC, Heymann HO: Mechanical properties of a new mica-based machinable glass ceramic for CAD/CAM restorations. J Prosthet Dent 76: 619-623, 1996.
- Hulbert SF: The use of alumina and zirconia in surgical implants. An introduction to bioceramics. Hench LL and Wilson J eds., Singapore, World Scientific Publishing Co., pp.25-40, 1993.
- Denry IL: Recent advances in ceramics for dentistry. Crit Rev Oral Biol Med 7: 134-143, 1996.
- Kon M, Ishikawa K, Kuwayama N: Effects of zirconia addition on fracture toughness and bending strength of dental porcelain. Dent Mater J 9: 181-192, 1990.
- Kasuga T, Nakajima K, Uno T, Yoshida M: Bioactive glass-ceramic composite toughened by tetragonal zirconia. CRC Handbook of Bioactive ceramics Vol. I: 137-142, 1990.
- Ahmad I: Yttrium-partially stabilized zirconium dioxide posts, an approach to restoring coronally compromised nonvital teeth. Int J Periodontics Restorative Dent 18: 454-467, 1998.
- Burger W, Richter HG, Piconi C, Cittadini A, Bossi D, Boccari H: The importance of the raw material sources for medical grade zirconia. Bioceramics vol. 7 edited by Andersson H and Yli-Urpo A: 383-388, 1994.
- Kon M, Kawano F, Tada Y, Inoue S, Asaoka K, Matsumoto N: Effect of crystallization on fracture strength of castable glass-ceramics containing two crystals. Dent Mat J 13: 47-54, 1994.
- Kon M, Ishikawa K, Kuwayama N: Effects of zirconia addition on fracture toughness and bending strength of dental porcelain. Dent Mater J 9: 181-192, 1990.

(Received October 10, 2008; Accepted March 9, 2009)

