



저작자표시-비영리-변경금지 2.0 대한민국

이용자는 아래의 조건을 따르는 경우에 한하여 자유롭게

- 이 저작물을 복제, 배포, 전송, 전시, 공연 및 방송할 수 있습니다.

다음과 같은 조건을 따라야 합니다:



저작자표시. 귀하는 원 저작자를 표시하여야 합니다.



비영리. 귀하는 이 저작물을 영리 목적으로 이용할 수 없습니다.



변경금지. 귀하는 이 저작물을 개작, 변형 또는 가공할 수 없습니다.

- 귀하는, 이 저작물의 재이용이나 배포의 경우, 이 저작물에 적용된 이용허락조건을 명확하게 나타내어야 합니다.
- 저작권자로부터 별도의 허가를 받으면 이러한 조건들은 적용되지 않습니다.

저작권법에 따른 이용자의 권리와 책임은 위의 내용에 의하여 영향을 받지 않습니다.

이것은 [이용허락규약\(Legal Code\)](#)을 이해하기 쉽게 요약한 것입니다.

[Disclaimer](#)



표면조도가 치과수복용 CAD/CAM
세라믹-고분자 블록의
기계적 물성에 미치는 영향

Effect of Surface Roughness on the Mechanical
Properties of Ceramic-Polymer Blocks for
CAD/CAM Dental Restoration

2017년 8월 25일

조선대학교 대학원

치의학과

손 성 기

표면조도가 치과수복용 CAD/CAM
세라믹-고분자 블록의
기계적 물성에 미치는 영향

지도교수 고 영 무

이 논문을 치의학 박사학위 논문으로 제출함

2017년 4월

조선대학교 대학원

치의학과

손 성 기

손성기의 박사학위논문을 인준함

위원장 서울대학교 교수 임 범 순 (인)

위원 서울대학교 교수 안 진 수 (인)

위원 조선대학교 교수 이 용 근 (인)

위원 조선대학교 교수 이 강 (인)

위원 조선대학교 교수 고 영 무 (인)

2017년 6월

조선대학교 대학원

목 차

ABSTRACT	iv
서 론	1
재료 및 방법	3
(1) 실험재료	3
(2) 실험방법	3
가. 표면조도 측정	3
나. 굴곡강도 측정	3
다. 와이블 분석	4
라. 탄성율 측정	4
마. 파괴인성 측정	4
바. 통계 분석	5
연구 결과	9
총괄 및 고찰	19
결 론	26
참고문헌	27

LIST OF TABLES

Table 1. Experimental groups of each block according to surface treatment	6
Table 2. Measured surface roughness of the experimental groups	12
Table 3. Weibull modulus and characteristic strength	16
Table 4. Flexural strength, elastic modulus and fracture toughness	17

LIST OF FIGURES

Fig. 1. Commercial CAD/CAM blocks used in this study (a) Polyglass and (b) Enamic.	7
Fig. 2. Atomic force microscope for surface roughness measurement.	8
Fig. 3. Determination of 3-point bending strength and fracture toughness.	8
Fig. 4. AFM photographs of each groups.	11
Fig. 5. Typical stress-strain curves under flexural loading for (a) Polyglass and (b) Enamic.	13
Fig. 6. Flexural strengths determined by three-point bending test.	14
Fig. 7. Probabilities of fracture according to the flexural strength.	14
Fig. 8. Weibull distribution of flexural strengths.	15
Fig. 9. Elastic moduli determined by stress-strain curves.	18
Fig. 10. Fracture toughness evaluated by single-edge V-notch beam method.	18

ABSTRACT

Effect of Surface Roughness on the Mechanical Properties of Ceramic-Polymer Blocks for CAD/CAM Dental Restoration

Seong Ki Son D.D.S., Ms.D.

Advisor : Prof. Ko Yeong-Mu D.D.S., Ph.D.

Department of Dentistry,

Graduate School of Chosun University

The ideal dental restoration is replacing lost tooth by a restorative material whose properties are similar to a natural tooth. As the aesthetic demands increase, in addition, ceramics are widely used as dental restorative materials because of their natural appearance, color stability, chemical stability, good mechanical properties and excellent biocompatibility.

CAD/CAM technology has been introduced in dentistry 3 decades ago and is rapidly becoming popular. It reduces the number of clinical sessions and increased quality in a shorter period of time. Furthermore, allows to extend the use of ceramics with various composition.

Ceramic dental CAD/CAM blocks, however, still experience a relatively high failure chipping due to the inherent brittleness. Excessive wear of the opposing teeth is potential hazard due to the high hardness.

Ceramic/polymer composite blocks, namely hybrid ceramics or resin nanoceramics have been introduced to the market recently. They improved the machinability and edge stability. They are easier to operate and repair if necessary. When occlusal adjustment of restoration materials is required at the time of insertion, it is not easy to achieve a surface smoothness by polishing with hand piece as compared to the glazed surface. However, some studies have reported that mechanical polishing can produce equally smooth

or smoother surfaces, as compared to glazing. When a ceramic restoration having a surface flaw is placed in the mouth, fracture can occur even it is not subjected to excessive occlusal loading through slow crack growth. Moisture may hasten this process. Therefore, polishing the restoration after occlusal adjustment may be an important factor of the mechanical properties of the ceramic restorations.

Composite resin restorations have been extensively reported to degrade over time by pH change and salivary enzymes. Water diffusion through the polymer chains and boundaries with fillers can occur the hydrolytic deterioration. Initially, this process would affect surface properties, however, as time goes by, it also interferes with the bulk mechanical properties, compromising the long-term durability of the restoration.

In this study, the effect of surface roughness on the mechanical properties for two different microstructured dental ceramic/polymer CAD/CAM blocks, commercially available Polyglass (Vericom, Korea) and Enamic (Vita, Germany). They were cut into $(4.0 \times 1.2 \times 17.0)$ mm to measure the flexural strength and into $(3.0 \times 4.0 \times 17.0)$ mm to determine the fracture toughness according to ISO 6872. Weibull characteristics and elastic moduli were calculated. Surface roughness was determined using atomic force microscope.

When polished with $6 \mu\text{m}$ diamond paste after grinding, the arithmetic mean roughness decreased to 46.64~48.62%, ten point height decreased to 67.80~69.02%, and the arithmetic mean roughness after polishing with $1 \mu\text{m}$ diamond paste was 12.51~21.61 %, ten point height decreased to 15.94~18.52%.

The stress-strain curves under the flexural load showed that the strain was linearly increased and then destroyed regardless of the surface roughness of both Polyglass and Enamel as the stress was increased.

Polyglass showed higher flexural strength than Enamic in all surface roughness, and there was a significant difference between groups 1 and 3 ($p<0.05$). Polyglass showed the highest flexural strength at 136.31 ± 7.23 MPa at P3, which was significantly higher than P1 and P2 ($p <0.05$) as the surface roughness decreased. Regarding Enamic, E2 showed a significantly

higher bending strength (117.68 ± 7.35 MPa) than E1 ($p < 0.05$), but E3 showed 117.15 ± 11.18 MPa similar to E2.

Weibull characteristic strength representing 63.21% probability of breakage was increased as the surface roughness decreased. Polyglass showed higher value than Enamic. The maxima values of Polyglass and Enamic were 139.60 MPa for P3 and 121.96 MPa for E3. Enamic exhibited higher Weibull moduli ($12.72 \pm 0.52 \sim 19.01 \pm 0.67$) than those of Polyglass ($19.52 \pm 0.64 \sim 22.46 \pm 0.89$).

The elastic modulus of Enamic was significantly higher than that of polyglass ($p < 0.05$). As the surface roughness decreased, the elastic modulus of both enamel and polyglass was increased to 7.0 ± 0.4 GPa at E3, P3 showed a maximum modulus of elasticity of 5.1 ± 0.8 GPa.

The fracture toughness evaluated by single-edged V notch beam method was higher than that of the enamel at the same surface roughness, but there was no significant difference ($p > 0.05$). As the surface roughness decreased, the enamels showed a negative correlation with increasing fracture toughness at both Polyglass and Enamic. The maximum toughness of Enamic was 1.51 ± 0.21 MPa \sqrt{m} at E3 and the maximum at 1.84 ± 0.6 MPa \sqrt{m} at P3.

Keywords : Dental restoration, CAD/CAM, Block, Ceramic, Composite resin, Surface roughness, Strength, Weibull analysis, Fracture toughness

서 론

CAD/CAM 기술은 1977년 Young과 Altschuler에 의해 최초로 치과에 도입되었다. 광학 계측기를 이용하여 구강내 그리드 표면 지도 시스템 (intraoral grid surface mapping system)을 개발한 것이다 (Liu, 2005). 이후 Mormann과 Brandestini가 CEREC (Chairside Economical Restorations of Esthetic Ceramics) 시스템을 개발하여 치과에서 본격적으로 사용되기 시작하였다 (Miyazaki 등, 2009).

CAD/CAM 기술로 치과 수복물을 만들기 위해서는 스캐닝부터 가공까지 전 공정에서 세밀한 제어가 필요하며, 현재 CEREC 시스템은 4세대까지 발전고 있으며, Procera, DCS Precident, Cercon, Lava, ZenoTec, Everest, CeraSys, Wol-Ceram, DenZir, DentaCAD, etkon, TurboDent, Kataba 등의 다양한 CAD/CAM 시스템이 세계적으로 널리 사용되고 있다 (Liu, 2005).

CAD/CAM은 제작소요 기간이 짧아서 환자의 만족도가 높고, 초기 투자비용을 제외하면 제작비용이 경제적이며, 일관된 특성을 가지는 제품을 무한정으로 제작할 수 있다. 또한 예전의 기공 작업으로는 사용이 거의 불가능했던 재료들을 CAD/CAM 기술로는 쉽게 사용할 수 있게 되었다. 재래식 기공 작업으로 14시간이 소요되던 InCeram 수복물을 CAD/CAM 기술로는 20분 내에 밀링하고, 40분~4시간에 유리 침투 과정으로 제작할 수 있는 것이 대표적인 예이다. 이렇게 세라믹 재료를 쉽게 사용할 수 있게 되면서 향상된 물성을 갖는 치과 수복물이 가능해졌다 (Miyazaki 등, 2009). 또한, CAD/CAM으로 제작한 수복물은 파일이 저장되어 있어서 필요한 경우 동일한 수복물을 쉽게 다시 만들 수 있다는 장점도 있다.

이상적 치과 수복을 위해서는 손상된 치아를 구조 및 물성이 유사한 재료로 대체하는 것이 유리하며, 특히 심미성에 대한 관심이 높아지면서 생체친화성과 화학적 내구성이 우수할 뿐 아니라, 자연치아와 색조가 유사한 세라믹 수복물의 수요가 크게 증가하고 있다 (Albero 등, 2015; Miyazaki 등, 2009; Nguyen 등, 2012; Ruse와 Sadoun, 2014; Zahran 등, 2008). 하지만 세라믹은 취성 (brittleness)의 고질적 한계로 가공공정 중에 치핑 (chipping) 될 수 있으며, 임상 사용 중에도 예측하기 어려운 파절 가능성이 있을 수 있다.

세라믹의 우수한 심미성 및 강도를 고분자의 용이한 가공성 및 우수한 파괴인성과 복합하여 세라믹의 한계를 극복하고자 개발된 것이 세라믹-고분자 복합 볼록이

다 (Spitznagel 등, 2014; Coldea 등, 2013; He와 Swain, 2011; Nguyen 등, 2014). 세라믹 CAD/CAM 블록은 한 세트의 버 (bur)로 최대 10개 정도만 가공할 수 있는데 비해, 세라믹-고분자 CAD/CAM 블록은 100개 이상 가공할 정도로 가공성이 뛰어나며, 치핑도 훨씬 적다고 한다 (He와 Swain, 2011; Tsitrou 등, 2007).

치과 수복물의 교합 조정이 필요할 때 핸드피스로 표면을 연마 (polishing)하면 글레이징 (glazing) 표면보다 거칠어지고, 리글레이징 (reglazing)하면 연마한 것 보다는 표면 조도 (surface roughness)를 훨씬 감소시킬 수 있다고 알려져 있으나 (Brewer 등, 1990; Chu 등, 2000; Fuzzi 등, 1996), 연마만으로도 글레이징한 것과 유사하거나, 더 매끄럽게 표면을 처리할 수도 있다는 연구 보고도 있다 (Nakamura 등, 2010; Tholt 등, 2006; Wright 등, 2004).

표면에 결함 (flaw)이 있는 세라믹 수복물을 임상에 적용하면 구강 내 수분에 의해 느린 균열 성장이 진행되어 갑자기 파괴될 수 있다 (Rodrigues 등, 2008). 이와 같은 기전으로 수복물에 과도한 교합력이 가해지지 않는 경우에도 정적 피로에 의해 파괴가 일어날 수 있기 때문에 (Lohbauer 등, 2008; White, 1993), 교합 조정 후 수복물의 연마는 수복물의 임상 수명에 매우 중요한 요소이다 (Bollen 등, 1997). 컴포짓 레진 수복물은 시간이 경과함에 따라 구강 내 수분이 필러와 고분자 계면을 통해 침투하여 확산됨에 따라 고분자 기질이 가수 분해되어 조성 성분이 용출되고 고분자가 가소화 (plasticizing)되면서 물성이 저하될 있다고 한다 (Ferracane, 2006). 이러한 과정은 pH 변화 (Bagheri 등, 2007), 타액 효소 (Jaffer 등, 2002) 및 습도 (Ferracane, 1994; Groger 등, 2006; Or tengren 등, 2001) 등 구강 내 조건에 영향을 받는다.

세라믹-고분자 CAD/CAM 블록은 Paradigm MZ100 (3M ESPE, 미국)이 최초 출시된 제품이며, 이와 유사한 제품으로 Polyglass (베리콤, 한국)가 있다. 또 다른 제품은 고분자 침투 세라믹 망상 (polymer-infiltrated-ceramic network) 구조를 갖는 Enamic (Vita, 독일)이 있는데, 이와 유사제품은 현재 개발 중으로 아직 상품으로 출시된 것은 없다. 이러한 두 가지 제품은 미세구조가 달라서 서로 다른 기계적 물성을 갖는다는 것이 최근 보고되었다 (박종환, 2017).

본 연구에서는 고분자 매트릭스에 세라믹 필러가 분산된 구조를 갖는 CAD/CAM 제품과 세라믹 매트릭스에 고분자를 침투시킨 구조를 갖는 CAD/CAM 제품의 표면 조도를 변화시키면서 굴곡강도, 와이블 특성강도 및 계수, 탄성을, 파괴인성 등의 기계적 물성에 미치는 영향을 규명하고자 하였다.

재료 및 방법

(1) 실험재료

Fig. 1에 나타낸 것과 같이 상용 CAD/CAM 블록인 Polyglass (베리콤, 한국)와 Enamic (Vita, 독일)의 두 가지 제품을 사용하였다. Slicing machine (삼성크로버, 한국)을 이용하여 $(4.0 \times 2.1 \times 17.0)$ mm 및 $(3.0 \times 4.0 \times 17.0)$ mm의 두 가지 크기로 절삭(cutting)한 후에, grinding machine (HRG 150, 에이엠테크놀로지, 한국)으로 가공(grinding)하고, lapping machine (SPL-15, Grind-X, Okamoto, Japan)을 이용하여 $6 \mu\text{m}$ 와 $1 \mu\text{m}$ 의 다이아몬드 페이스트로 순차적으로 연마(polishing)하여 3가지 표면조도를 갖는 시편을 제조하였다. 제품 및 시편 준비 방법에 따라 실험군은 Table 1에 나타낸 것과 같이 분류하였다.

(2) 실험방법

가. 표면조도 측정

Fig. 2에 나타낸 Atomic Force Microscope (XE-100, 파크시스템스, 한국)을 이용하여 가공과 연마에 따른 세라믹-고분자 블록의 최대 거칠기 (R_z)와 산술평균 거칠기 (R_a)를 측정하였다.

나. 굴곡강도 측정

굴곡강도는 ISO 6872:2015 Dentistry – Ceramic materials에 따라 Fig. 3에 나타난 것과 같이 만능시험기 (3366, Instron, USA)을 이용하여 span 12 mm의 지지대 중앙에 시편을 올려놓고, 1.0 mm/min 의 속도로 하중을 가하여 최대 하중을 구한 후 아래 식 (1)로 3점 굴곡강도를 계산하였다.

$$\sigma = 3PL / 2bh^2 \quad (1)$$

여기서, σ 는 굴곡강도 (MPa), P 는 최대 하중 (N), L 은 span 길이 (mm), b 와 h 는 각각 시편의 폭과 두께 (mm)이다.

다. 와이블 분석

굴곡강도의 와이블 분석은 ISO 6872의 Annex B. Weibull statistics에 따라 시행하였다. 굴곡강도 데이터를 오름차순으로 정리하여 순위를 매긴 후에 아래 식 (2)에 따라 파괴확률을 계산하였다.

$$P_f = (i - 0.5) / N = 1 - \exp [-(\sigma / \sigma_0)^m] \quad (2)$$

여기서, P_f 는 파괴확률이고, i 는 오름차순으로 정리한 순위, N 은 시편의 개수이다.

아래 식 (3)으로부터 와이블 계수 (modulus) m 과 특성강도를 구하였다.

$$\ln \ln [(1/P_f)] = m \ln \sigma + b \quad (3)$$

라. 탄성을 측정

탄성을은 ISO 13061-4:2014 Physical and mechanical properties of wood – Test methods for small clear wood specimens – Part 4: Determination of modulus of elasticity in static bending에 따라 굴곡시험으로 얻은 응력-변형율 곡선으로부터 아래 식 (4)로 계산하였다.

$$E = PL^3 / 4bh^3f \quad (4)$$

여기서, E 는 탄성을 (MPa), P 는 최대 하중 (N), L 은 span 길이 (mm), b 와 h 는 각각 시편의 폭과 두께 (mm), f 는 최대 변형량 (mm)이다.

마. 파괴인성 측정

파괴인성은 ISO 6872의 Annex A. Fracture toughness에 따라 단일 에지 V노치 빔 (single-edge V-notch beam) 방법으로 측정하였다 (ISO 23146). 다이아몬드 휠 (wheel)과 페이스트를 이용하여 깊이가 0.8~1.2 mm이고, 곡률반경이 30° 이하인 노치를 만든 후, 노치가 아래쪽을 향하도록 만능시험기 (3366, Instron, USA)의 지지대 위에 올려놓고, 0.5 mm/min의 속도로 하중을 가하여 최대 하중을 구한 후 아래 식 (5)로 파괴인성을 계산하였다.

$$K_{IC} = [FS (3\sqrt{\alpha})Y] / [(b\sqrt{w}) w 2(1-\alpha)^{3/2}] \quad (5)$$

여기서, K_{IC} 는 파괴인성 ($\text{MPa}\sqrt{\text{m}}$), F 는 최대 하중 (MN), S 는 span 길이 (m), α 는 노치의 상대 깊이, Y 는 응력확대형상계수, b 와 w 는 각각 시편의 폭과 두께 (m)이다.

노치의 상대 깊이는 3회 측정한 깊이로부터 아래 식 (6)과 같이 계산하였다.

$$\alpha = [(a_1 + a_2 + a_3)/3] / w \quad (6)$$

응력확대형상계수는 아래 식 (7)과 같이 계산하였다.

$$Y = 1.9109 - 5.1552\alpha + 12.6880\alpha^2 - 19.5736\alpha^3 + 15.9377\alpha^4 - 5.1454\alpha^5 \quad (7)$$

바. 통계 분석

제품 간의 기계적 물성의 통계적 유의성은 유의수준 0.05에서 분산분석 (ANOVA) 및 대응표본 t-검정 (paired t-test)하였다.

Table 1. Experimental groups of each block according to surface treatment

Group	Product	Surface treatment
E1	Enamic	grinding only
P1	Polyglass	grinding only
E2	Enamic	polishing with 6 µm diamond paste subsequent to grinding
P2	Polyglass	polishing with 6 µm diamond paste subsequent to grinding
E3	Enamic	polishing with 1 µm after 6 µm diamond paste subsequent to grinding
P3	Polyglass	polishing with 1 µm after 6 µm diamond paste subsequent to grinding

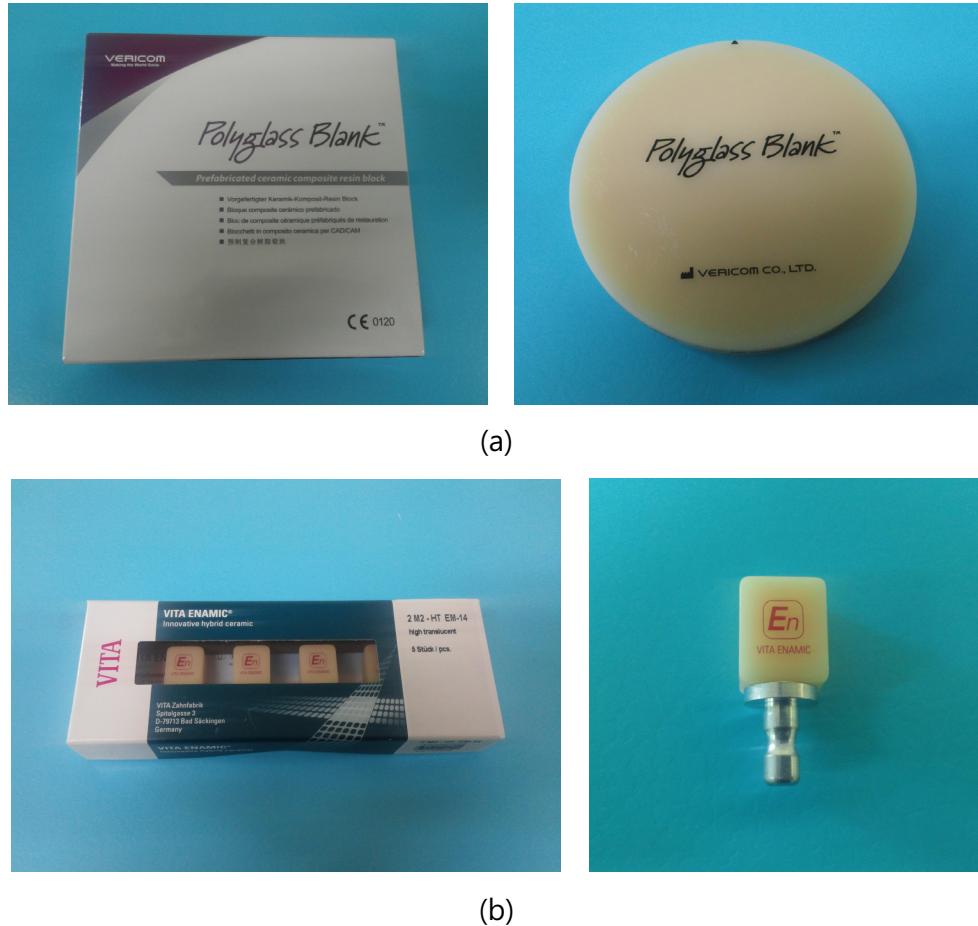


Fig. 1. Commercial CAD/CAM blocks used in this study

(a) Polyglass and (b) Enamic.



Fig. 2. Atomic force microscope for surface roughness measurement.

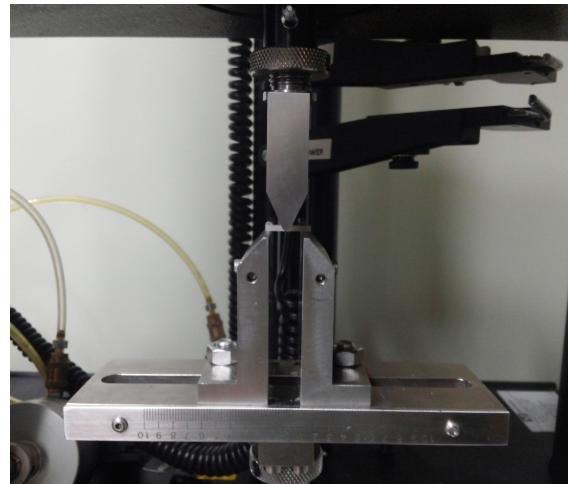


Fig. 3. Determination of 3-point bending strength and fracture toughness.

연구 결과

Atomic Force Microscope으로 관찰한 표면은 Fig. 4와 같으며, 이로부터 측정한 최대 거칠기(R_z)와 산술평균 거칠기(R_a)를 Table 2에 나타내었다. 가공 후 6 μm 의 다이아몬드 페이스트로 연마하면 산술평균 거칠기는 46.64~48.62%로 감소하고, 최대 거칠기는 67.80~69.02%로 감소하였다가, 1 μm 의 다이아몬드 페이스트로 연마 후에는 산술평균 거칠기가 12.51~21.61%로 감소하고, 최대 거칠기는 15.94~18.52%로 감소하였다.

굴곡 하중 하에서의 응력-변형률 곡선을 Fig. 5에 나타내었다. 응력이 증가함에 따라 Polyglass와 Enamic 모두 표면조도에 상관없이 변형이 직선적으로 증가하다가 파괴되는 양상을 나타내었다.

Fig. 5의 응력-변형률 곡선으로부터 파괴될 때의 최대 응력으로부터 굴곡강도를 계산하여 Fig. 6에 나타내었다. 모든 표면조도에서 Polyglass가 Enamic보다 높은 굴곡강도를 나타내었으며, 1군과 3군에서는 유의한 차이가 있었다 ($p<0.05$). Polyglass는 표면조도가 감소함에 따라 굴곡강도가 증가하여 P3에서 136.31 ± 7.23 MPa의 최대 굴곡강도를 나타내었으며, 이는 P1 및 P2보다 유의하게 높았다 ($p<0.05$). Enamic은 E2는 E1보다 유의하게 높은 117.68 ± 7.35 MPa의 굴곡강도를 나타내었으나 ($p<0.05$), E3는 E2와 유사한 117.15 ± 11.18 MPa를 나타내었다.

와이블 통계분석하여 굴곡강도를 파괴확률에 따라 도식화하여 Fig. 7에 나타내었다. Table 3에 나타낸 것 같이, 파괴확률이 63.21%인 와이블 특성강도는 동일한 표면조도에서 Polyglass가 Enamic보다 높은 값을 나타내었고, 표면조도가 감소함에 따라 파괴확률이 63.21%인 와이블 특성강도가 증가하여 Polyglass는 P3가 139.60 MPa로 최대값을, Enamic은 E3가 121.96 MPa로 최대값을 나타내었다.

굴곡강도의 와이블 분포를 Fig. 8에 나타내었다. 선형회귀분석하여 기울기로부터 구한 와이블 계수를 Table 3에 나타내었는데, Polyglass가 $(19.52 \pm 0.64) \sim (22.46 \pm 0.89)$ 로 Enamic의 $(12.72 \pm 0.52) \sim (19.01 \pm 0.67)$ 보다 높은 값을 나타내었다.

Fig. 5에 나타낸 응력-변형률 곡선의 기울기로부터 탄성을 계산하여 Fig. 9에 나타내었다. 모든 표면조도에서 Enamic이 Polyglass보다 유의하게 높은 탄성을 나타내었으며 ($p<0.05$), 표면조도가 감소함에 따라 Enamic과 Polyglass 모두 탄성

율이 증가하여 E3에서 7.0 ± 0.4 GPa로 최대 탄성을 나타내었고, P3에서 5.1 ± 0.8 GPa로 최대 탄성을 나타내었다.

단일 에지 V노치 빙 방법으로 측정한 파괴인성을 Fig. 10에 나타내었다. 표면조도가 동일할 때 Polyglass가 Enamic보다 높은 값을 나타내었으나 유의차는 없었다 ($p>0.05$). 표면조도가 감소함에 따라 Enamic과 Polyglass 모두 파괴인성이 증가하는 음의 상관 관계를 나타내어 Enamic은 E3에서 1.51 ± 0.21 MPa \sqrt{m} 로 최대값을 나타내었고, Polyglass는 P3에서 1.84 ± 0.6 MPa \sqrt{m} 로 최대 파괴인성을 나타내었다.

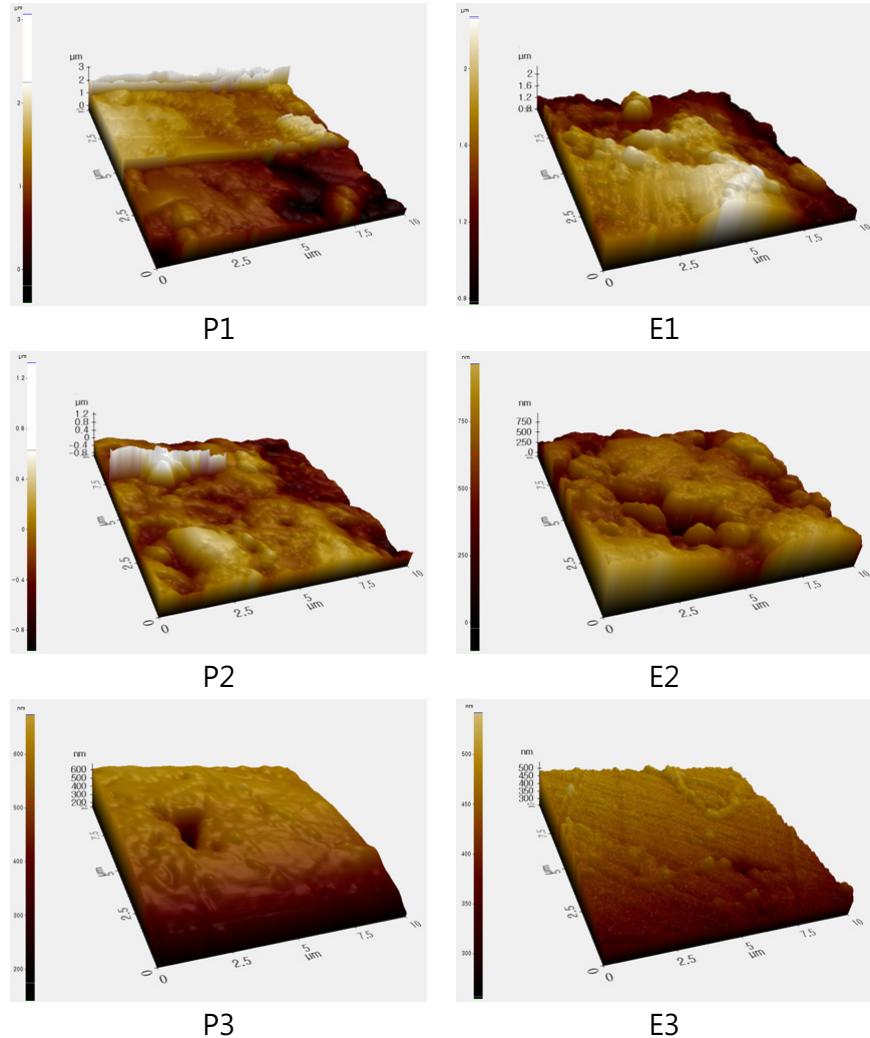
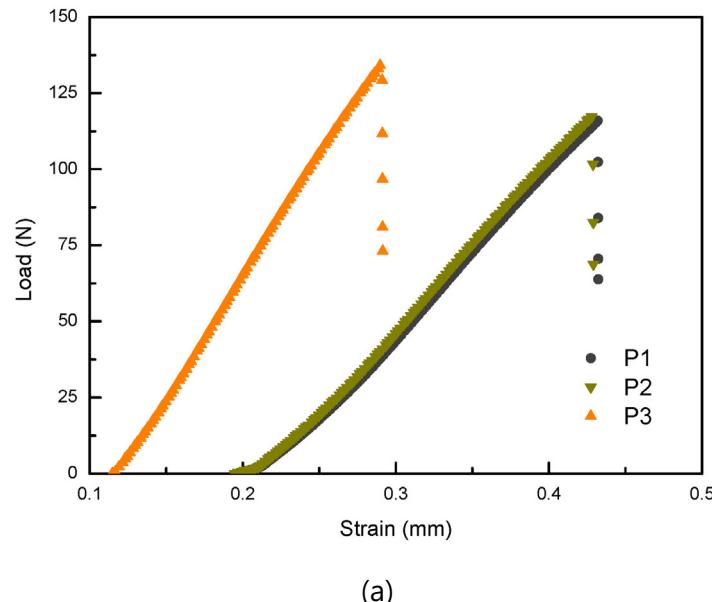


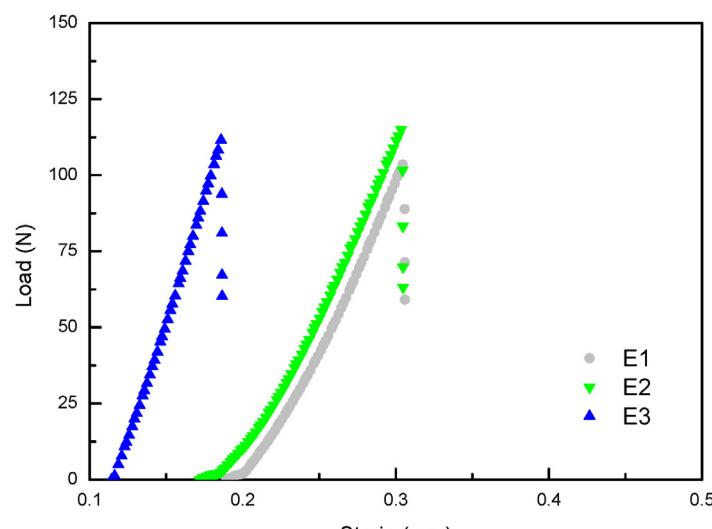
Fig. 4. AFM photographs of each groups.

Table 2. Measured surface roughness of the experimental groups(unit : μm)

Group	Min.	Median	Max.	R_a		R_z	
				μm	%	μm	%
E1	0.769	1.521	2.272	0.263	100	1.500	100
E2	-0.105	0.430	0.965	0.123	46.64	1.035	69.02
E3	0.255	0.398	0.542	0.033	12.51	0.278	18.52
P1	-0.396	1.335	3.066	0.362	100	3.314	100
P2	-0.963	0.180	1.323	0.176	48.62	2.247	67.80
P3	0.142	0.408	0.673	0.078	21.61	0.528	15.94



(a)



(b)

Fig. 5. Typical stress-strain curves under flexural loading for (a) Polyglass and (b) Enamic.

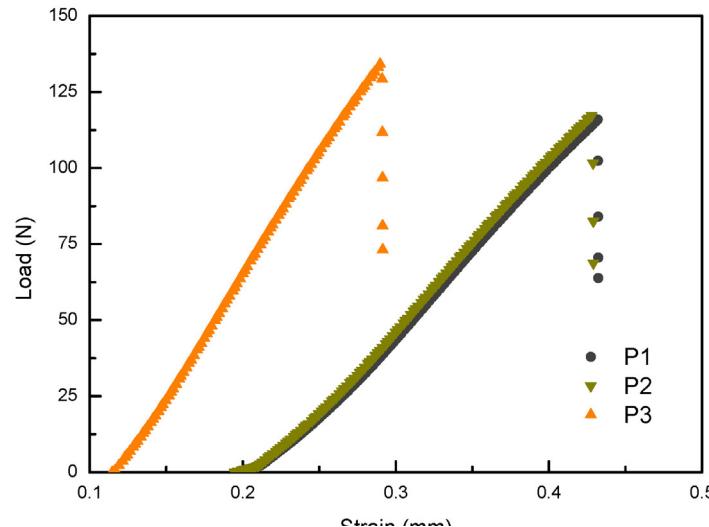


Fig. 6. Flexural strengths determined by three-point bending test.

* denote a significant difference between Polyglass and Enamic ($p<0.05$),
a, b, c represent significant difference between 1 and 2, 2 and 3,
and 3 and 1, respectively ($p<0.05$).

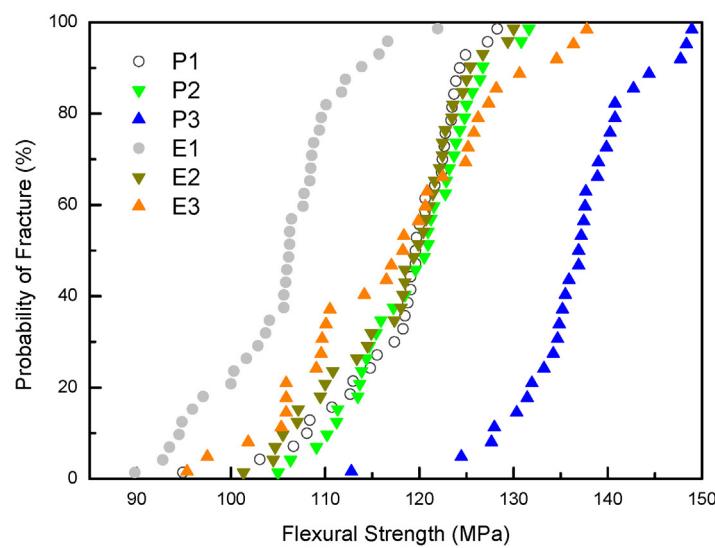


Fig. 7. Probabilities of fracture according to the flexural strength.

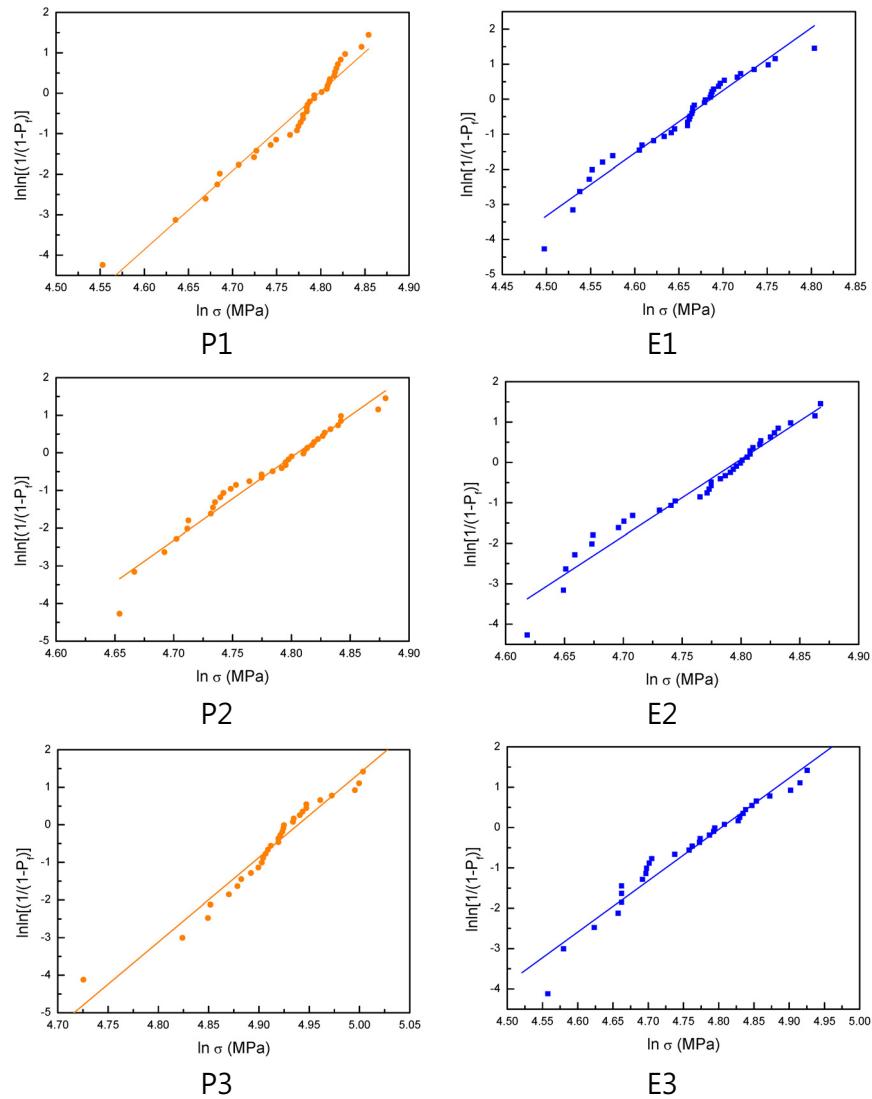


Fig. 8. Weibull distribution of flexural strengths.

Table 3. Weibull modulus and characteristic strength

Group	Weibull modulus (m)	Weibull characteristic strength ($\sigma_{63.21\%}$)
E1	17.88±0.66	108.42
E2	19.01±0.67	121.01
E3	12.72±0.52	121.96
P1	19.52±0.64	121.25
P2	22.10±0.67	122.14
P3	22.46±0.89	139.60

Table 4. Flexural strength, elastic modulus and fracture toughness

Group	Flexural strength (MPa)	Elastic modulus (GPa)	Fracture toughness (MPa \sqrt{m})
E1	105.26 \pm 7.05	3.91 \pm 0.28	1.35 \pm 0.36
E2	117.68 \pm 7.36	4.40 \pm 0.19	1.49 \pm 0.36
E3	117.15 \pm 11.18	7.00 \pm 0.40	1.51 \pm 0.21
P1	117.99 \pm 7.03	3.13 \pm 0.11	1.59 \pm 0.72
P2	119.22 \pm 6.52	3.17 \pm 0.09	1.67 \pm 0.68
P3	136.31 \pm 7.23	5.10 \pm 0.80	1.84 \pm 0.60

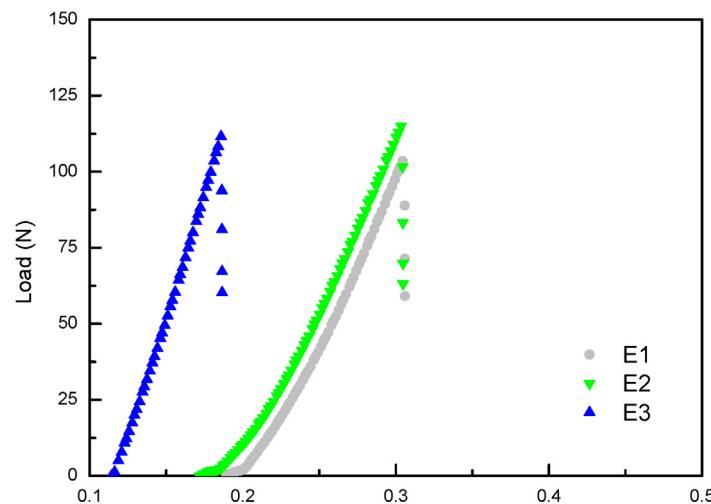


Fig. 9. Elastic moduli determined by stress-strain curves.

* denote a significant difference between Polyglass and Enamic ($p<0.05$),
a, b, c represent significant difference between 1 and 2, 2 and 3,
and 3 and 1, respectively ($p<0.05$).

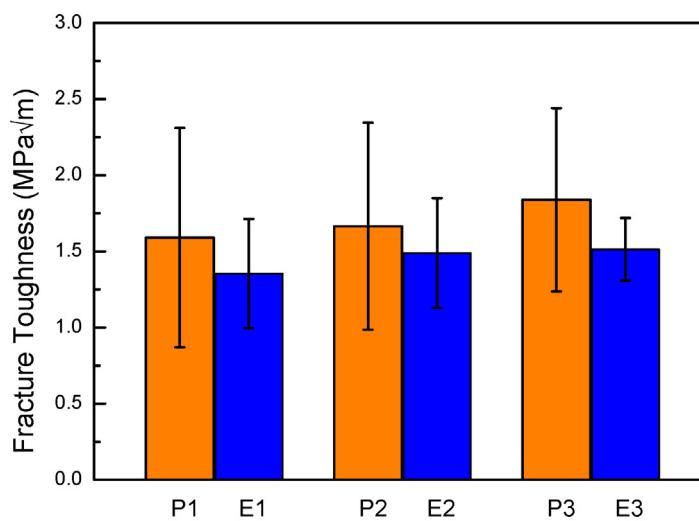


Fig. 10. Fracture toughness evaluated by single-edge V-notch beam method.

총괄 및 고찰

자연치는 아파타이트가 70%를 차지하는 탄력성 있는 상아질이 대부분이고 (Zaslansky 등, 2010), 표면은 아파타이트가 96%로 매우 단단하게 석회화된 법랑질로 덮여 있다 (Petrini 등, 2013). 따라서 손상된 자연치는 아파타이트로 수복하는 것이 이상적이지만 아파타이트만으로는 교합력을 견디기에 기계적 물성에 한계가 있어서, 이와 화학적 조성 및 물성이 유사한 세라믹 재료가 이상적인 수복 재료로 기대된다. 세라믹은 화학적 내구성과 색조 안정성이 우수할 뿐 아니라, 생체 친화성도 뛰어나지만 제작 과정이 복잡하고 오래 걸려서 범용으로 사용되지 못하였다. 하지만, 치아의 단순한 기능을 회복하는 데에 만족하지 않고, 심미 수복을 원하는 환자가 많아지면서 세라믹 수복물에 대한 요구가 크게 증가하고 있다.

세라믹 재료는 본질적으로 인장력에 취약해서 제작 공정에서 표면에 미세 균열이 생성되기 쉬우며 (Chen 등, 1999), 임상 적용 중에 반복적인 하중을 받게 되면 실패율이 증가할 수 있다 (Cai 등, 1994; Myers 등, 1994; White 등, 1995). 실제로 임상에서 실패한 대다수의 세라믹 크라운은 교합 부위에 초기 균열을 보여서 (Anusavice, 1992; Harvey와 Kelly, 1996; Kelly, 1995; Kelly 등, 1990), 제작 과정의 숙련도가 수복물 내구성 확보에 매우 중요한 요인이 된다 (Lechner 등, 1997; Proebster, 1996; Scotti 등, 1995). 제작 과정에서 야기되는 문제는 CAD/CAM 시스템이 도입되면서 극복할 수 있게 되어 세라믹 재료는 CEREC (Chairside Economical Restorations of Esthetic Ceramics)으로 대표되는 CAD/CAM 시스템의 중심이 되었다 (Shenoy와 Shenoy, 2010).

세라믹-고분자 복합재료는 50여년 전부터 치과용 컴포짓 레진으로 사용되기 시작했으며, 컴포짓 레진의 물성은 레진 기질, 필러의 종류, 형태 및 크기와 계면 결합제 등에 영향을 받는다. 레진 기질은 초기의 bis-phenol A-glycidyl methacrylate (BisGMA)에서 큰 변화가 없는 반면, 필러는 발전을 거듭하여 컴포짓 레진의 분류의 기준이 되었다 (Ferracane, 2011). 컴포짓 레진은 버 (bur) 한 세트로 최대 10개의 밀링(milling)이 가능한 세라믹 CAD/CAM 블록에 비해 100개 이상을 치핑 (chipping) 없이 가공할 수 있고, 밀링 후 소결할 필요가 없으며, 경도가 낮아서 저작시 대합치의 과다 마모를 방지할 수 있다는 장점이 있어서 CAD/CAM 블록으로도 적용되었다 (He와 Swain, 2011; Tsitrou 등, 2007).

3M ESPE는 컴포짓 레진인 Z100을 종합하여 CAD/CAM 블록을 최초로 제작하여 MZ100을 출시한 이후, 필러를 개질한 Lava Ultimate를 레진 나노 세라믹 블록이라고 출시하였다. 국내에서도 유사한 제품으로 베리콤의 Polyglass와 Mazic Duro가 출시되어 현재 임상에서 사용하고 있다. Vita에서는 InCeram과 유사한 방법으로 세라믹-폴리머 블록을 개발하였다. 알루미나 다공체를 만든 후에 치과용 컴포짓 레진의 주성분인 메타아크릴레이트 단량체로 기공을 채우고 종합하였는데 알루미나의 굴절율 (1.78)과 메타아크릴레이트 단량체의 굴절율 (1.48 ~ 1.53)의 차이로 인해 투명성이 좋지 않고, 단량체가 종합하면서 내부에 응력이 발생하여 알루미나와 고분자 간에 debonding이 발생할 수 있다 (Mainjot 등, 2011). 그래서 알루미나를 메타아크릴레이트와 굴절율이 비슷한 결정화 유리로 대체하여 투명성을 개선하고, 종합 조건을 조절하여 내부 응력을 감소시켜 Enamic을 하이브리드 세라믹 또는 고분자 침투 세라믹 망복이라고 출시하였다.

컴포짓 레진은 사용 중 파손, 변색 또는 마모되면 손상되지 않은 치아 조직을 경제적으로 보존하면서 수리하거나 교체할 수 있으며 (Kallio 등, 2013), 컴포짓 레진 외에도 섬유 강화 컴포짓 (FRC) 등 고정성 보철물의 수리는 일반적인 임상 출식이 되었다 (Freilich 등, 1998; Goldberg와 Burstone, 1992; Kallio 등, 2001; Rosentritt 등, 1998; Sewon 등, 2000; Vallittu, 1999; Vallittu와 Sevelius, 2000).

컴포짓 레진의 물성은 장기적으로 시간에 따라 저하되며 (Ferracane, 2006; Ferracane 등, 1992), 이는 레진의 유동도와 소수성에 따른 미세 구조 (Ferracane, 2006; Sideridou 등, 2003) 및 필러의 조성, 충진율, 비표면적 (Ferracane, 2006; Kalachandra, 1989)에 의존한다. 컴포짓 레진의 수리를 위해서는 타액에 의해 변화된 표면층을 깨끗이 제거하여 높은 에너지를 갖는 표면을 노출시켜 표면적을 증가시키기 위해 표면 처리한다 (Rodrigues Jr. 등, 2009). 표면 처리 후에는 표면 조도가 변하여 컴포짓 레진의 결합력에 영향을 미치게 된다 (Bonstein 등, 2005; Bouschlicher 등, 1997).

CAD/CAM으로 제작한 세라믹 수복물은 50 ~ 60 μm 입자 크기의 다이아몬드 연마 입자가 코팅된 버로 가공해서 초기에 높은 표면 조도를 나타내어 (Flurry 등, 2012) 마무리 작업과 연마를 통해 표면 조도를 낮춰야 한다. 표면 조도가 높으면 변색이 증가하고 (Yilmaz 등, 2008), 치석 축적이 촉진되며 (Bollen 등, 1997; Kawai 등, 2000), 대합치의 마모를 증가시키는 (Al-Wahadni와 Martin, 1999;

Heintze 등, 2008) 등 일반적으로 세라믹의 강도에 부정적 영향을 미치기 때문이다 (De Jager 등, 2000; Fischer 등, 2003; Griggs 등, 1996; Nakamura 등, 2010). 세라믹의 마무리는 표면을 매끄럽게 하고, 대합치의 마모를 줄이는 것이 목적이다 (Kou 등, 2006). 세라믹 표면을 연마하면 기계적 특성에 영향을 줄 수 있기 때문에 가공 후에 연마하면 결함 및 균열을 제거하여 강도가 높일 수 있다 (Giordano 등, 1995; Guazzato 등, 2005; Johnson-Walls 등, 1986; Williamson 등, 1996). 따라서 접착 후에 수복물을 연마하여 조정하는 것은 임상적으로 관심을 끌어서 다양한 치과용 세라믹의 표면 조도가 연구되었다 (Bessing과 Wiktorsson, 1983; Hulterstrom과 Bergman, 1993; Jung, 2002; Martinez-Gomis 등, 2003; Schlissel 등, 1980).

본 연구에서는 세라믹-고분자 CAD/CAM 불록 제품인 Polyglass와 Enamic을 대상으로 절삭가공한 후에 6 μm 와 1 μm 의 다이아몬드 페이스트로 연마한 3가지의 표면조도를 갖는 시편을 대상으로 기계적 물성을 측정하여 표면 조도와 기계적 물성의 관계를 규명하고자 하였다. 기계적 물성은 ISO 국제 표준 규격에 따라 굴곡강도, 와이블 계수 및 특성 강도, 탄성을, 파괴인성을 측정하였다.

시편의 표면을 Atomic Force Microscope으로 관찰하여 최대 거칠기 (R_z)와 산술평균 거칠기 (R_a)를 측정하였다. 절삭가공 후 6 μm 의 다이아몬드 페이스트로 연마하면 산술평균 거칠기는 46.64 ~ 48.62%로 감소하고, 최대 거칠기는 67.80 ~ 69.02%로 감소하였다가, 1 μm 의 다이아몬드 페이스트로 연마하면 산술평균 거칠기가 12.51 ~ 21.61%로 감소하고, 최대 거칠기는 15.94 ~ 18.52%로 감소하였다.

굴곡강도는 시편을 ($4.0 \times 1.2 \times 17.0$) mm의 크기로 제작한 후, span 길이를 12 mm로 하여 3점 굴곡강도를 측정하였다. 세라믹-고분자 복합재료이므로 소성 변형하여 파괴인성이 증가할 것으로 기대하였으나 Fig. 5에 나타낸 응력-변형률 곡선에서 볼 수 있는 바와 같이 Polyglass와 Enamic 모두 응력이 증가함에 따라 변형이 직선적으로 증가하다가 파괴되는 세라믹과 매우 흡사한 거동을 나타내었다. 기울기로부터 계산한 탄성을 Fig. 9에 나타내었는데, 모든 표면조도에서 Enamic의 탄성이 Polyglass보다 유의하게 높았고 ($p < 0.05$), 표면조도가 감소함에 따라 Enamic과 Polyglass 모두 탄성이 증가하는 음의 상관관계를 나타내어 E3에서 7.0 ± 0.4 GPa와 P3에서 5.1 ± 0.8 GPa로 최대값을 나타내었다. 복합재료의 물성은 분산상보다는 매트릭스에 더 의존하기 때문에 Enamic의 탄성이 Polyglass보다 높은 것이라고 설명할 수 있다. 탄성이 높으면 강성이 높아지기 때문에 저작시

에 응력이 균일하게 분포되어 (Ausiello 등, 2004; Ichim 등, 2007) 최대 1031 N에 이르는 구치부 교합력 (Esquivel-Upshaw 등, 2004; Helkimo 등, 1977; Waltimo 와 Kononen, 1993; Waltimo 등, 1993)으로 인한 변형에 대한 저항이 높아진다 (Flurry 등, 2012). 본 연구에서 측정한 탄성율은 장석계 도재의 탄성을 66 ~ 67 GPa (Borba 등, 2011), Mark II의 57.2 GPa (Coldea 등, 2013), VM 9의 57.15 GPa (Coldea 등, 2013), e.max의 69.29 GPa (Seghi 등, 1995)와 79.75 GPa (Coldea 등, 2013), 알루미나의 211.83 GPa (Coldea 등, 2013), 지르코니아의 184.21 GPa (Coldea 등, 2013)과 400 GPa 이하 (Dirxen 등, 2013) 보다는 매우 낮고, 컴포짓 레진의 9 ~ 20 GPa (Quinn과 Quinn, 2010; Ferracane, 2011; Nguyen 등, 2012), 17 GPa 이하 (Dirxen 등, 2013), 21 ~ 25 GPa (Rodrigues Jr 등, 2008)와 유사한 값이다. 자연치의 탄성율은 상아질이 16.0 ~ 20.3 GPa (Coldea 등, 2013)로 25 GPa 이하 (Hayashi 등, 2010; Plotino 등, 2007; Vieira 등, 2012)이고, 법랑질은 48.0 ~ 105.5 GPa (Coldea 등, 2013)과 94 GPa (Becht le 등, 2012; Ghavamnasiri 등, 2007)이라고 보고되어 있어서 본 연구에서 측정한 Enamic과 Polyglass의 탄성율은 모두 자연치의 탄성율보다 낮았다.

굴곡강도는 모든 표면조도에서 Polyglass가 Enamic보다 2군을 제외하고는 유의하게 높은 굴곡강도를 나타내었다 ($p<0.05$). 모든 표면조도에서 Polyglass는 표면조도가 감소함에 따라 굴곡강도가 증가하는 음의 상관관계를 나타내었으며, 이는 기존에 발표된 연구 보고와도 일치한다 (Guazzato 등, 2004; Lohbauer 등, 2008; Nakamura 등, 2010; Sato 등, 2008). 연마하면 표면 조도의 변화 뿐 아니라 (Giordano 등, 1995) 표면에 압축 응력과 결함이 발생되어 기계적 물성에 서로 다른 영향을 미친다고 알려져 있다 (Pfeiffer와 Hollstein, 1997; Tuan과 Kuo, 1998; Kosmac 등, 1999). 그래서, 연마 후에 표면 조도가 증가하면 굴곡강도가 감소했다는 보고도 있고 (Tuan과 Kuo, 1998), 영향이 없다는 보고도 있다 (Liao 등, 1997). Polyglass는 P3에서 136.31 ± 7.23 MPa의 최대값을 나타내었으나, Enamic은 E2에서 117.68 ± 7.35 MPa의 최대값을 나타낸 후 E3에서는 비슷한 값을 나타내었는데, 이는 굴곡강도는 표면 조도 뿐 아니라 기공, 미세구조 응력 및 표면과 내부의 결함에 의존하기 때문이라고 생각된다 (Albakry 등, 2004; De Jager 등, 2000; Flurry 등, 2012). Enamic은 낮게는 $144.44 \sim 158.53$ MPa (Coldea 등, 2013)로부터 높게는 Lava Ultimate의 164.3 ± 33.3 MPa보다 높은 180.9 ± 42.2 MPa이라는 보고 (Albero 등, 2015)도 있으나, 본 연구에서는 이보다 훨씬 낮을 뿐 아니라,

Polyglass보다도 낮은 값을 나타내었다. 본 연구에서 측정한 Polyglass의 굴곡강도는 VM 9의 121.6 MPa (Coldea 등, 2013)보다 높고, Mark II의 $137.8 \pm 20.9 \text{ MPa}$ (Albero 등, 2015; Coldea 등, 2013)과 비슷할 뿐, Empress의 $146.9 \pm 20.2 \text{ MPa}$ (Albero 등, 2015), e.max의 $271.6 \pm 64.7 \text{ MPa}$ (Albero 등, 2015)와 344.05 MPa (Coldea 등, 2013), 알루미나의 402.13 MPa (Coldea 등, 2013)와 488 MPa (Barba 등, 2011), 자르코니아의 911 MPa (Barba 등, 2011)과 1358.53 MPa (Coldea 등, 2013)에는 훨씬 미치지 못하였다.

세라믹은 외부에서 힘이 가해지면 응력이 결함에 집중되어 파괴가 시작되는 추성 재료이므로 재료에 존재하는 결함에 매우 민감하여 강도의 분포가 넓기 때문에 평균값을 있다고 해도 실제 강도를 예측하기에는 무리가 있다. 그래서, 일정한 응력에서 파괴가 일어날 확률을 구하는 와이블 통계분석이 세라믹의 신뢰성을 구하는데 널리 사용된다. 와이블 통계는 재료의 구조적 신뢰성을 반영하여 결과의 다양성에 대한 정보를 제공하여 낮은 응력 하에서 파괴될 확률을 포함하여 총응력-파괴 관계를 분석할 수 있다 (Burrow 등, 2004). 와이블 계수는 결함 크기 분포와 관련된 경험 상수로 미세 구조와 함께 발생할 수 있는 균열 및 미세 균열의 결과로 강도 분포의 변화를 설명하기 위해 사용되는데, 와이블 계수가 낮을수록 재료의 결함 및 결함이 많고 신뢰성이 떨어지고, 와이블 계수가 크면 결함 밀도가 낮아서 강도의 분포가 작기 때문에 구조적 신뢰성이 높아진다 (Albero 등, 2015; Gonzaga 등, 2011; Pittayachawan 등, 2007). 본 연구에서 측정한 와이블 계수는 Polyglass가 $19.52 \pm 0.64 \sim 22.46 \pm 0.89$ 로 Enamic의 $12.72 \pm 0.52 \sim 19.01 \pm 0.67$ 보다 높았다. 이는 굴곡강도가 높으면 높은 와이블 계수를 나타낸다는 기존의 보고 (Guazzato 등, 2005; Kosmac 등, 1999; Rodrigues 등, 2009)와 일치하는 결과이다. Enamic은 제조사에서 Lava Ultimate의 13보다 높은 20이라고 제시하고 있으나, 기존의 보고된 값은 20 (Coldea 등, 2013), 20.19 (Lise 등, 2014)의 제조사 제시값과 유사한 보고가 있는 반면, 4.99로 Lava Ultimate의 5.98 보다도 낮다 (Albero 등, 2015)는 보고도 있다. 본 연구에서는 Polyglass보다 낮은 $12.72 \pm 0.52 \sim 19.01 \pm 0.67$ 를 나타내었으며, 이는 치과용 컴포짓 레진이 약 13이라는 보고 (Dirksen 등, 2013) 및 Lava Ultimate의 13.32이라는 보고 (Lise 등, 2014)와 유사한 값이다. 파괴확률이 63.21%인 와이블 특성 강도는 표면조도가 같을 때 Polyglass가 Enamic보다 높은 값을 나타내었는데, 이는 Enamic의 와이블 특성강도가 Mark II의 146.3 MPa 및 Empress의 155.4 MPa 보다 높다 (Albero 등, 2015)는

보고와 Enamic01 197.2 MPa로 Lava Ultimate의 177.0 MPa보다 높다 (Albero 등, 2015)는 기존의 보고와는 다른 결과였다. 표면조도가 감소함에 따라 와이블 특성 강도가 증가하여 Polyglass는 P3가 139.60 MPa로 최대값을, Enamic은 E3가 121.96 MPa로 최대값을 나타내었다.

치과 수복물은 저작 중에 200 ~ 1000 N의 교합력이 인가되어 상당한 응력이 발생하여 변형을 일으킬 수 있다. 균열 전파에 대한 저항을 파괴인성이라고 정의하며, 취성 재료의 변형 에너지 흡수 능력을 나타내므로 (Seghi 등, 1995), 치과 수복재료를 임상에서 사용할 때 강도보다 더 중요한 기계적 물성은 파괴인성이다 (Bona 등, 2014). 세라믹의 파괴인성을 측정하는 방법은 단일 에지 V 노치 빙 방법, 쉐브론 노치 빙 (chevron notched beam) 방법, 이중 비틀림 double torsion) 방법, 단일 에지 선균열 빙 (single-edge precracked beam) 방법, 표면 균열 굴곡 (surface crack in flexure) 방법, 이중 균열 천공 압축 (double-cleavage-drilled compression)법, 압입 강도 (indentation strength)법, 압입 균열 (indentation fracture)법 등 다양하다 (Coric 등, 2016; Fischer와 Marx, 2002; Fischer 등, 2008; Gong 등, 2002; Gonzaga 등, 2009, 2011; Kruzic과 Ritchie, 2003; Kruzic 등, 2009; Lawn과 Marshall, 1979; Lee와 Tomozawa, 1999; Lise 등, 2014; Quinn과 Bradt, 2007; Rizkalla와 Jones, 2004; Rocha-Rangel, 2011; Sakar-Deliormanli 와 Guden, 2006; Scherrer 등, 1998, 1999; Yana 등, 2006). 시편의 제조와 측정이 용이하여 압입법이 세라믹에서 널리 사용되지만 오차가 커서 부정확하다고 알려져 있고 (Anstis 등, 1981), 단일 에지 V 노치 빙 방법보다 높은 값으로 측정된다고 알려져 있다 (Aboushelib 등, 2008; Nawa 등, 1998; Tanaka 등, 2002, 2003).

국제 라운드 로빈 (round robin) 평가결과 가장 정확하고 신뢰성이 있으며 재현성이 있어서 (ASTM C1421; ISO 23146) 국제표준규격에서 추천하는 방법은 단일 에지 V 노치 빙 방법이다. 본 연구에서는 국제표준규격 ISO 6872의 Annex A. Fracture toughness에 따라 시편을 ($3.0 \times 4.0 \times 17.0$) mm의 크기로 제작한 후, span 길이를 12 mm로 하여 단일 에지 V 노치 빙 방법으로 파괴인성을 측정하였다. 다이아몬드 훈과 페이스트를 이용하여 깊이가 0.8 ~ 1.2 mm이고, 곡률반경이 30° 이하인 V 노치를 만든 후, 노치가 아래쪽을 향하도록 span 길이 12 mm의 지지대 위에 올려놓고, 0.5 mm/min의 속도로 하중을 가하였다. 본 연구에서 측정한 파괴인성은 표면조도가 동일할 때 Polyglass가 Enamic보다 높았으나 유의한 차이는 없

었고 ($p>0.05$), 표면조도가 감소함에 따라 Enamic과 Polyglass 모두 파괴인성이 증가하는 음의 상관관계를 나타내어 Enamic은 E3에서 $1.51\pm0.21 \text{ MPa}\sqrt{\text{m}}$ 로 최대값을 나타내었고, Polyglass는 P3에서 $1.84\pm0.6 \text{ MPa}\sqrt{\text{m}}$ 로 최대 파괴인성을 나타내었다. Enamic의 제조사 제시값은 $1.5 \text{ MPa}\sqrt{\text{m}}$ 이고, Lava Ultimate의 제조사 제시값은 $2.02 \text{ MPa}\sqrt{\text{m}}$ 이며, 치과용 컴포짓 레진의 파괴인성은 $0.8 \text{ MPa}\sqrt{\text{m}}$ 이하 (Ruse와 Sadoun, 2014), $1.1\pm0.2 \text{ MPa}\sqrt{\text{m}}$ (Quinn과 Quinn, 2010), $1.3 \sim 1.5 \text{ MPa}\sqrt{\text{m}}$ (Rodrigues 등, 2008)이라고 보고되었다. 치과용 도재의 파괴인성은 $0.67 \sim 0.72 \text{ MPa}\sqrt{\text{m}}$ (Gonzaga 등, 2009)과 $0.9 \sim 1.56 \text{ MPa}\sqrt{\text{m}}$ (Morena 등, 1986; Rizkalla와 Jones, 2004), VM 9은 $0.82 \sim 0.96 \text{ MPa}\sqrt{\text{m}}$ (Coldea 등, 2013), Mark II는 $2.27 \sim 2.37 \text{ MPa}\sqrt{\text{m}}$ (Coldea 등, 2013), e.max는 $1 \sim 1.25 \text{ MPa}\sqrt{\text{m}}$ (Coldea 등, 2013), Empress는 $1.53\pm0.15 \text{ MPa}\sqrt{\text{m}}$ (Lise 등, 2014), Empress 2는 $3.3 \text{ MPa}\sqrt{\text{m}}$ (Bindl 등, 2006), 알루미나는 $3.64 \sim 3.73 \text{ MPa}\sqrt{\text{m}}$ (Coldea 등, 2013), 지르코니아는 $4.94 \sim 4.97 \text{ MPa}\sqrt{\text{m}}$ (Coldea 등, 2013)으로 본 연구에서 측정한 값은 e.max와 Empress와 유사하였다. 자연치 상아질의 파괴인성은 $2.2 \sim 3.1 \text{ MPa}\sqrt{\text{m}}$ (Coldea 등, 2013)과 $3.08 \text{ MPa}\sqrt{\text{m}}$ (El Mowafy와 Watts, 1986), 법랑질은 $0.7 \sim 1.37 \text{ MPa}\sqrt{\text{m}}$ (Vieira 등, 2012)과 $0.6 \sim 1.5 \text{ MPa}\sqrt{\text{m}}$ (Coldea 등, 2013)이라고 보고되어 Enamic과 Polyglass 모두 법랑질과 유사하였다.

결 론

치과용 CAD/CAM 세라믹-고분자 볼록인 Polyglass (베리콤, 한국)과 Enamic (Vita, 독일)의 표면조도를 변화시키며 기계적 물성을 측정한 결과 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 절삭가공한 후 $1 \mu\text{m}$ 다이아몬드 페이스트로 연마하면 산술평균 거칠기는 $12.51 \sim 21.61\%$, 최대 거칠기는 $15.94 \sim 18.52\%$ 로 감소하였다.
2. 굴곡 하중을 가하면 Polyglass와 Enamic 모두 직선적으로 증가하다가 파괴되어, 소성 변형은 거의 발생하지 않음을 알 수 있었다.
3. Polyglass는 표면조도가 감소함에 따라 굴곡강도, 와이블 계수, 탄성을, 파괴인성이 모두 증가하여, P3에서 최대값을 나타내었다.
4. Enamic은 탄성율과 파괴인성은 E3에서 최대를 나타내었으나, 굴곡강도와 와이블 계수는 E2에서 최대를 나타내었다.

Polyglass는 표면조도가 감소함에 따라 기계적 물성이 증가하였으나, Enamic은 최대 기계적 물성을 나타내는 적절한 표면조도가 있음을 알 수 있었으며, 이는 Polyglass와 Enamic은 각각 레진과 세라믹이 매트릭스인 구조적 차이에 따른 것으로 생각되며, 추가 연구가 기대된다.

참고문헌

박종환. 치과수복용 CAD/CAM 세라믹/고분자 블록의 기계적 물성. 조선대학교 박사 학위논문, 2017. 2.

3M Paradigm. Lava Ultimate. CAD/CAM Block. Technical product profile. 2011.

3M Paradigm. MZ100 Block. Technical product profile. 2000.

Al-Wahadni AM, Martin DM. An in vitro investigation into the wear effects of glazed, unglazed and refinished dental porcelain on an opposing material J Oral Rehabil 1999;26(6):538–546.

Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. J Prosthet Dent 2003;89(4):374–380.

Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Effect of sandblasting, grinding, polishing and glazing on the flexural strength of two pressable all-ceramic dental materials. J Dent 2004;32(2):91–99.

Albero A, Pascual A, Camps I, Grau-Benitez M. Comparative characterization of a novel cad-cam polymer-infiltrated-ceramic-network. J Clin Exp Dent 2015;7(4):e495–500.

Anstis GR, Chantikul P, Lawn BR, Marshall DB. A critical evaluation of indentation techniques for measuring fracture toughness: I, Direct crack measurements. J Am Ceram Soc 1981;64(9):533–538.

Anusavice KJ. Degradability of dental ceramics. Adv Dent Res 1992;6:82–9.

ASTM C1421:16 Standard test methods for determination of fracture toughness of advanced ceramics at ambient temperature.

Ausiello P, Rengo S, Davidson CL, Watts DC. Stress distributions in adhesively cemented ceramic and resin-composite class II inlay restorations: A 3D-FEA study. Dent Mater 2004;20:862–872.

Bagheri R, Tyas MJ, Burrow MF. Subsurface degradation of resin-based composites. Dent Mater 2007;23(8):944–951.

Barba M, de Araujo MD, Fukushima KA, Yoshimura HN, Cesar PF, Griggs JA, Bona AD. Effect of the microstructure on the lifetime of dental ceramics. Dent

Mater 2011;27:710–721.

- Becht le S, Ozcoban H, Lilleodden ET, Huber N, Schreyer A, Swain M, Schneider GA. Hierarchical flexural strength of enamel: Transition from brittle to damage-tolerant behaviour. J R Soc Interface 2012;9:1265–1274.
- Bessing C, Wiktorsson A. Comparison of two different methods of polishing porcelain. Scand J Dent Res 1983;91:482–487.
- Bollen CM, Lambrechts P, Quirynen M. Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: A review of the literature. Dent Mater 1997;13(4):258–269.
- Bona AD, Corazza PH, Zhang Y. Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. Dent Mater 2014;30:564–569.
- Bonstein T, Garlapo D, Donarummo J, Bush PJ. Evaluation of varied repair protocols applied to aged composite resin. J Adhes Dent 2005;7:41–49.
- Borba M, de Araujo MD, de Lima E, Yoshimura HN, Cesar PF, Griggs JA, Bona AD. Flexural strength and failure modes of layered ceramic structures. Dent Mater 2011;27:1259–1266.
- Bouschlicher MR, Reinhardt JW, Vargas MA. Surface treatment techniques for resin composite repair. Am J Dent 1997;10:279–283.
- Brewer JD, Garlapo DA, Chipps EA, Tedesco LA. Clinical discrimination between autoglazed and polished porcelain surfaces. J Prosthet Dent 1990;64(6):631–635.
- Burrow MF, Thomas D, Swain MV, Tyas MJ. Analysis of tensile bond strength using Weibull statistics. Biomaterial 2004;25:5031–5035.
- Cai H, Kalceff MA, Lawn BR. Deformation and fracture of mica-containing glass-ceramics in Hertzian contacts. J Mater Res 1994;9:762–770.
- Chen HY, Hickel R, Setcos JC, Kunzelmann KH. Effects of surface finish and fatigue testing on the fracture strength of CAD-CAM and pressed-ceramic crowns. J Prosthet Dent 1999;82(4):468–475.
- Chu FC, Frankel N, Smales RJ. Surface roughness and flexural strength of self-glazed, polished and reglazed In-Ceram/Vitadur Alpha porcelain laminates. Inter J Prosthodont 2000;13(1):66–71.

- Coldea A, Swain MV, Thiel N. In-vitro strength degradation of dental ceramics and novel PICN material by sharp indentation. *J Mech Behav Biomed Mater* 2013;26:34–42.
- Coldea A, Swain MV, Thiel N. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dent Mater* 2013;29:419–426.
- Coric D, Remjo MM, Curkovic L, Zmak I. Indentation fracture toughness of Y-TZP dental ceramics. 16th International Conference on New Trends in Fatigue and Fracture. p. 1–6, 2016. 5. 24–27, Croatia.
- De Jager N, Feilzer AJ, Davidson CL. The influence of surface roughness on porcelain strength. *Dent Mater* 2000;16(6):381–388.
- Dirxen C, Blunck U, Preissner S. Clinical performance of a new biomimetic double network material. *Open Dent J* 2013;7:118–122.
- EI Mowafy OM, Watts DC. Fracture toughness of human dentine. *J Dent Res* 1986;65:677–681.
- Esquivel-Upshaw JF, Anusavice KJ, Young H, Jones J, Gibbs C. Clinical performance of a lithia disilicate-based core ceramic for three-unit posterior FPDs. *Int J Prosthodont* 2004;17:469–475.
- Ferracane JL. Elution of leachable components from composites. *J Oral Rehabil* 1994;21(4):441–452.
- Ferracane JL. Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. *Dent Mater* 2006;22(3):211–222.
- Ferracane JL. Resin composite – State of the art. *Dent Mater* 2011;27:29–38.
- Ferracane JL, Marker VA. Solvent degradation and reduced fracture toughness in aged composites. *J Dent Res* 1992;1:13–19.
- Fischer H, Marx R. Fracture toughness of dental ceramics: Comparison of bending and indentation method. *Dent Mater* 2002;18:12–19.
- Fischer H, Schafer M, Marx R. Effect of surface roughness on flexural strength of veneer ceramics. *J Dent Res* 2003;82(12):972–975.
- Fischer H, Waindich A, Telle R. Influence of preparation of ceramic SEVNB specimens on fracture toughness testing results. *Dent Mater* 2008;24:618–

622.

- Flury S, Peutzfeldt A, Lussi A. Influence of surface roughness on mechanical properties of two computer-aided design/computer-aided manufacturing (CAD/CAM) ceramic materials. *Oper Dent* 2012;37(6):617-624.
- Freilich MA, Duncan JP, Meiers JC, Goldberg AJ. Preimpregnated fiber-reinforced prostheses. Part I. Basic rationale and complete coverage and intracoronal fixed partial denture designs. *Quintessence Int* 1998;29:689-696.
- Fuzzi M, Zaccheroni Z, Vallania G. Scanning electron microscopy and profilometer evaluation of glazed and polished dental porcelain. *Int J Prosthodont* 1996;9(5):452-458.
- Ghavamnasiri M, Abedini S, Tazangi AM. Effect of different time periods of vital bleaching on flexural strength of the bovine enamel and dentin complex. *J Contemp Dent Pract* 2007;8(3):1-6.
- Giordano R, Cima M, Pober R. Effect of surface finish on the flexural strength of feldspathic and aluminous dental ceramics. *Int J Prosthodont* 1995;8:311-319.
- Goldberg AJ, Burstone CJ. The use of continuous fiber reinforcement in dentistry. *Dent Mater* 1992;8:197-202.
- Gong J, Wang J, Guan Z. Indentation toughness of ceramics: A modified approach. *J Mater Sci* 2002;37:865-869.
- Gonzaga CC, Yoshimura HN, Cesar PF, Miranda Jr WG. Subcritical crack growth in porcelains, glass-ceramics, and glass-infiltrated alumina composite for dental restorations. *J Mater Sci Mater Med* 2009;20:1017-1024.
- Gonzaga CC, Cesar PF, Miranda Jr. WJ, Yoshimura HN. Slow crack growth and reliability of dental ceramics. *Dent Mater* 2011;27:394-406.
- Griggs JA, Thompson JY, Anusavice KJ. Effects of flaw size and auto-glaze treatment on porcelain strength. *J Dent Res* 1996;75(6):1414-1417.
- Groger G, Rosentritt M, Behr M, Schroder J, Handel G. Dental resin materials in vivo - TEM results after one year: A pilot study. *J Mater Sci Mater Med* 2006;17(9):825-828.

Guazzato M, Albakry M, Quach L, Swain MV. Influence of grinding, sandblasting, polishing and heat treatment on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina-reinforced dental ceramic. *Biomaterials* 2004; 25(11):2153–2160.

Guazzato M, Albakry M, Quach L, Swain MV. Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina/zirconia-reinforced dental ceramic. *Dent Mater* 2005;21(5):454–463.

Harvey CK, Kelly JR. Contact damage as a failure mode during in vitro testing. *J Prosthodont* 1996;5:95–100.

Hayashi M, Okamura K, Koychev EV, Furuya Y, Sugeta A, Ota T, Ebisu S. Effects of rehydration on dentin strengthened by heating or UV irradiation. *J Dent Res* 2010;89(2):154–158.

He LH, Swain M. A novel polymer infiltrated ceramic dental material. *Dent Mater* 2011;27:527–534.

Heintze SD, Cavalleri A, Forjanic M, Zellweger G, Rousson V. Wear of ceramic and antagonist - a systematic evaluation of influencing factors in vitro. *Dent Mater* 2008;24(4):433–449.

Helkimo E, Carson GE, Helkimo M. Bite force and state of definition. *Acta Odontol Scand* 1977;35:297–303.

Hultstrom AK, Bergman M. Polishing systems for dental ceramics. *Acta Odontol Scand* 1993;51:229–234.

Ichim IP, Schmidlin PR, Kieser JA, Swain MV. Restoration of non-carious cervical lesions. Part II. Restorative material selection to minimise fracture. *Dent Mater* 2007;23:1562–1569.

ISO 6872:2015 Dentistry – Ceramic materials.

ISO 13061-4:2014 Physical and mechanical properties of wood – Test methods for small clear wood specimens – Part 4: Determination of modulus of elasticity in static bending.

Jaffer F, Finer Y, Santerre JP. Interactions between resin monomers and commercial composite resins with human saliva derived esterases. *Biomaterials* 2002;23(7):1707–1719.

- Johnson-Walls D, Evans AG, Marshall BD, James MR. Residual stresses in machined ceramic surfaces. *J Am Ceram Soc* 1986;69:44-47.
- Jung M. Finishing and polishing of a hybrid composite and a heat-pressed glass ceramic. *Oper Dent* 2002;27:175-183.
- Kalachandra S. Influence of fillers on the water sorption of composites. *Dent Mater* 1989;5:283-288.
- Kallio TT, Lastumaki TM, Vallittu PK. Bonding of restorative and veneering composite resin to some polymeric composites. *Dent Mater* 2001;17:80-86.
- Kallio TT, Tezvergil-Mutluay A, Lassila LV, Vallittu PK. The effect of surface roughness on repair bond strength of light-curing composite resin to polymer composite substrate. *Open Dent J* 2013;7:126-131.
- Kawai K, Urano M, Ebisu S. Effect of surface roughness of porcelain on adhesion of bacteria and their synthesizing glucans. *J Prosthet Dent* 2000; 83(6):664-667.
- Kelly JR. Perspectives on strength. *Dent Mater* 1995;11:103-110.
- Kelly JR, Giordano R, Pober R, Cima MJ. Fracture surface analysis of dental ceramics: clinically failed restorations. *Int J Prosthodont* 1990;3:430-440.
- Kosmac 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* 1999;15:426-433.
- Kou W, Molin M, Sjogren G. Surface roughness of five different dental ceramic core materials after grinding and polishing. *J Oral Rehabil* 2006;33(2):117-124.
- Kruzic JJ, Ritchie RO. Determining the toughness of ceramics from Vickers indentations using the crack-opening displacements: An experimental study. *J Am Ceram Soc* 2003;86(8):1433-1436.
- Kruzic JJ, Kim DK, Koester KJ, Ritchie RO. Indentation techniques for evaluating the fracture toughness of biomaterials and hard tissues. *J Mech Behav Biomed* 2009;2(4):384-395.
- Lawn BR, Marshall DB. Hardness, toughness, and brittleness: An indentation analysis. *J Am Ceram Soc* 1979;62(7-8):347-350.

- Lee YK, Tomozawa M. Effect of water content in phosphate glasses on crack growth rate. *J Non-Cryst Solids* 1999;248:203–210.
- Lehner C, Studer S, Brodbeck U, Scherer P. Short-term results of IPS Empress full-porcelain crowns. *J Prosthodont* 1997;6:20–30.
- Liao TW, Li K, Breder K. Flexural strength of ceramics ground under widely different conditions. *J Mater Process Tech* 1997;70:198–206.
- Lise DP, Pongprueksa P, van Dende A, van Meerbeek B, de Munck J. Testing fracture toughness of CAD-CAM blocks using a mini method. *IADR 2014*.
- Liu PR. A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compendium* 2005; 26(7):507–513.
- Lohbauer U, Kramer N, Petschelt A, Frankenberger R. Correlation of in vitro fatigue data and in vivo clinical performance of a glassceramic material. *Dent Mater* 2008;24(1):39–44.
- Lohbauer U, Muller FA, Petschelt A. Influence of surface roughness on mechanical strength of resin composite versus glass ceramic materials. *Dent Mater* 2008;24(2):250–256.
- Mainjot AK, Schajer GS, Vanheusden AJ, Sadoun MJ. Residual stress measurement in veneering ceramic by hole-drilling. *Dent Mater* 2011;27(5): 439–444.
- Martinez-Gomis J, Bizar J, Anglada JM, Samso J, Peraire M. Comparative evaluation of four finishing systems on one ceramic surface. *Int J Prosthodont* 2003;16:74–77.
- Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: Current status and fracture perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J* 2009;28(1):44–56.
- Morena R, Lockwood PE, Fairhurst CW. Fracture toughness of commercial dental porcelains. *Dent Mater* 1986;2:58–62.
- Myers ML, Engle JW, Fairhurst CW, Ringle RD. Fatigue failure parameters of IPS-Empress porcelain. *Int J Prosthodont* 1994;7:549–753.
- Nakamura Y, Satoru HOJO. The effect of surface roughness on the Weibull distribution of porcelain strength. *Dent Mater J* 2010;29(1):30–34.

- Nawa M, Nakamoto S, Sekino T, Niihara K. Tough and strong Ce-TZP/alumina nanocomposites doped with titania. *Ceram Inter* 1998;24(7):497–506.
- Nguyen JF, Migonney V, Ruse ND, Sadoun M. Resin composite blocks via high-temperature polymerization. *Dent Mater* 2012;28:529–534.
- Nguyen JF, Ruse D, Phan AC, Sadoun MJ. High-temperature-pressure polymerized resin-infiltrated ceramic network. *J Dent Res* 2014;91(3):62–67.
- Ortengren U, Wellendorf H, Karlsson S, Ruyter I. Water sorption and solubility of dental composites and identification of monomers released in an aqueous environment. *J Oral Rehabil* 2001;28(12):1106–1115.
- Petrini M, Ferrantea M, Su B. Fabrication and characterization of biomimetic ceramic/polymer composite materials for dental restoration. *Dent Mater* 2013;29:375–381.
- Pfeiffer W, Hollstein T. Characterisation and assessment of machined ceramic surfaces. *Interceram* 1997;46:98–102.
- Pittayachawan P, McDonald A, Petrie A, Knowles JC. The biaxial flexural strength and fatigue property of Lava™ Y-TZP dental ceramic. *Dent Mater* 2007;23(8):1018–1029.
- Plotino G, Grande NM, Bedini R, Pameijer CH, Somma F. Flexural properties of endodontic posts and human root dentin. *Dent Mater* 2007;23:1129–1135.
- Proebster L. Four year clinical study of glass-infiltrated, sintered alumina crowns. *J Oral Rehabil* 1996;23:147–151.
- Quinn GD, Bradt RC. On the Vickers indentation fracture toughness test. *J Am Ceram Soc* 2007;90(3):673–680.
- Quinn JB, Quinn GD. A practical and systematic review of Weibull statistics for reporting strengths of dental materials. *Dent Mater* 2010;26(2):135–147.
- Quinn JB, Quinn GD. Material properties and fractography of an indirect dental resin composite. *Dent Mater* 2010;26:589–599.
- Rizkalla AS, Jones DW. Indentation fracture toughness and dynamic elastic moduli for commercial feldspathic dental porcelain materials. *Dent Mater* 2004;20:198–206.

- Rocha-Rangel E. Fracture toughness determinations by means of indentation fracture. p 21-38 in Nanocomposites with Unique Properties and Applications in Medicine and Industry, Edited by Cuppolett J, Intech, 2011.
- Rodrigues Jr SA, Ferracane JL, Bona AD. (2009). Influence of surface treatments on the bond strength of repaired resin composite restorative materials. *Dent Mater* 2009;25(4):442-451.
- Rodrigues Jr SA, Scherrer SS, Ferracane JL, Bona AD. Microstructural characterization and fracture behavior of a microhybrid and a nanofill composite. *Dent Mater* 2008;24:1281-1288.
- Rosentritt M, Behr M, Leibrock A, Handel G, Friedl K. Intraoral repair of fiber-reinforced composite fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 1998; 79:393-398.
- Ruse ND, Sadoun MJ. Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications. *J Dent Res* 2014;93(12):1232-1234.
- Sakar-Deliormanli A, Guden M. Microhardness and fracture toughness of dental materials by indentation method. *J Biomed Mater Res Part B. Appl Biomater* 2006;76B(2):257-264.
- Sato H, Yamada K, Pezzotti G, Nawa M, Ban S. Mechanical properties of dental zirconia ceramics changed with sandblasting and heat treatment. *Dent Mater* J 2008;27(3):408-414.
- Scherrer SS, Denry IL, Wiskott HW. Comparison of three fracture toughness testing techniques using a dental glass and a dental ceramic. *Dent Mater* 1998;14:246-255.
- Schlissel ER, Newitter DA, Renner RR, Gwinnett AJ. An evaluation of postadjustment polishing techniques for porcelain denture teeth. *J Prosthet Dent* 1980;43:258-265.
- Scotti R, Catapano S, D' Elia A. A clinical evaluation of In-Ceram crowns. *Int J Prosthodont* 1995;8:320-323.
- Seghi RR, Denry IL, Rosenstiel SF. Relative fracture toughness and hardness of new dental ceramics. *J Prosthet Dent* 1995;74(2):145-150.
- Sewon LA, Ampula L, Vallittu PK. Rehabilitation of a periodontal patient with

- rapidly progressing marginal alveolar bone loss: 1-year follow-up. *J Clin Periodontol* 2000;27:615–619.
- Shenoy A, Shenoy N. Dental ceramics: An update. *J Conserv Dent* 2010;13(4):195–204.
- Sherrer SS, Kelly JR, Quinn GD, Xu K. Fracture toughness (K_{IC}) of a dental porcelain determined by fractographic analysis. *Dent Mater* 1999;15:342–348.
- Sideridou I, Tserki V, Papanastasiou G. Study of water sorption, solubility and modulus of elasticity of light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials* 2003;24:655–665.
- Spitznagel FA, Horvath SD, Guess PC, Blatz MB. Resin bond to indirect composite and new ceramic/polymer materials: A review of the literature. *J Esthet Restor Dent* 2014;26:382–393.
- Tanaka K, Tamura J, Kawanabe K, Nawa M, Oka M, Uchida M, Kokubo T, Nakamura T. Ce-TZP/Al₂O₃ nanocomposite as a bearing material in total joint replacement. *J Biomed Mater Res* 2002;63(3):262–270.
- Tholt B, Miranda-Junior WG, Prioli R, Thompson J, Oda M. Surface roughness in ceramics with different finishing techniques using atomic force microscope and profilometer. *Oper Dent* 2006;31(4):442–449.
- Tsitrou EA, Northeast SE, van Noort R. Brittleness index of machinable dental materials and its relation to the marginal chipping factor. *J Dent* 2007;35:897–902.
- Tuan WH, Kuo JC. Effect of abrasive grinding on the strength and reliability of alumina. *J Eur Ceram Soc* 1998;18:799–806.
- Vallittu PK. Prosthodontic treatment with a glass fiber-reinforced resin-bonded fixed partial denture: A clinical report. *J Prosthet Dent* 1999;82:132–135.
- Vallittu PK, Sevelius C. Resin-bonded, glass fiber-reinforced composite fixed partial dentures: a clinical study. *J Prosthet Dent* 2000;84:413–418.
- Vieira C, Silva-Sousa YTC, Pessarelo NM, Rached-Junior FAJ, Souza-Gabriel AE. Effect of high-concentrated bleaching agents on the bond strength at dentin/resin interface and flexural strength of dentin. *Braz Dent J* 2012;

23(1):28–35.

Vita Enamic. Technical and scientific documentation. 2012.

Vita Enamic. The concept. 2013.

Waltimo A, Kononen M. A novel bite force recorder and maximal isometric bite force values for healthy young adults. *Scand J Dent Res* 1993;101:171–175.

Waltimo A, Kemppainen P, Kononen M. Maximal contraction force and endurance of human jaw-closing muscles in isometric clenching. *Scand J Dent Res* 1993;101:416–421.

White SN. Mechanical fatigue of a feldspathic dental porcelain. *Dent Mater* 1993;9(4):260–264.

White SN, Zhao XY, Zhaokun Y, Li ZC. Cyclic mechanical fatigue of a feldspathic dental porcelain. *Int J Prosthodont* 1995;8:413–420.

Williamson RT, Kovarik RE, Mitchell RJ. Effects of grinding, polishing, and overglazing on the flexure strength of a high leucite feldspathic porcelain. *Int J Prosthodont* 1996;9:30–37.

Wright MD, Masri R, Driscoll CF, Romberg E, Thompson GA, Runyan DA. Comparison of three systems for the polishing of an ultra-low fusing dental porcelain. *J Prosthet Dent* 2004;92(5):486–490.

Yana J, Clifton KB, Mecholsky Jr JJ, Reep RL. Fracture toughness of manatee rib and bovine femur using a chevron-notched beam test. *J Biomech* 2006;39:1066–1074.

Yilmaz C, Korkmaz T, Demirkoprulu H, Ergun G, Ozkan Y. Color stability of glazed and polished dental porcelains. *J Prosthodont* 2008;17(1):20–24.

Zahran M, El-Mowafy O, Tam L, Watson PA, Finer Y. Fracture strength and fatigue resistance of all-ceramic molar crowns manufactured with CAD/CAM technology. *J Prosthodont* 2008;17:370–377.

Zaslansky P, Zabler S, Fratzl P. 3D variations in human crown dentin tubule orientation: A phase-contrast microtomography study. *Dent Mater* 2010;26:1–10.