



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 원저작자를 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 권리는 위의 내용에 의하여 영향을 받지 않습니다.

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

[Disclaimer](#)

2017년 2월

박사학위 논문

치과수복용 CAD/CAM 세라믹/고분자 블록의 기계적 물성

조선대학교 대학원

치의학과

박 종 환

치과수복용 CAD/CAM 세라믹/고분자 블록의 기계적 물성

Mechanical Properties of Ceramic/Polymer Blocks
for CAD/CAM Dental Restoration

2017년 2월 24일

조선대학교 대학원

치의학과

박 종 환

치과수복용 CAD/CAM 세라믹/고분자 블록의 기계적 물성

지도교수 고 영 무

이 논문을 치의학 박사학위 논문으로 제출함

2016년 10월

조선대학교 대학원

치의학과

박 종 환

박종환의 박사학위논문을 인준함

위원장 서울대학교 교수 임 범 순 (인)

위 원 경북대학교 교수 권 태 엽 (인)

위 원 조선대학교 교수 최 한 철 (인)

위 원 조선대학교 교수 이 용 근 (인)

위 원 조선대학교 교수 고 영 무 (인)

2016년 12월

조선대학교 대학원

목 차

ABSTRACT	iv
서 론	1
재료 및 방법	6
(1) 실험재료	6
(2) 실험방법	6
가. 미세구조 관찰	6
나. 굴곡강도 측정	6
다. 와이블 분석	12
라. 탄성을 측정	12
마. 표면미세경도 측정	12
바. 파괴인성 측정	13
사. 통계 분석	13
연구 결과	16
총괄 및 고찰	26
결 론	35
참고문헌	36

LIST OF FIGURES

Fig. 1. Commercial CAD/CAM blocks used in this study (a) Polyglass and (b) Enamic.	7
Fig. 2. Slicing machine used to cut blocks into specimens.	8
Fig. 3. Lapping machine used for polishing the specimens.	9
Fig. 4. Specimens used in this study.	10
Fig. 5. Three-point flexural strength measurement.	11
Fig. 6. Vickers indenter shaped diamond pyramid.	14
Fig. 7. Vickers indentation.	15
Fig. 8. SEM photographs for (a) Polyglass and (b) Enamic.	18
Fig. 9. Typical stress-strain curves under flexural loading.	19
Fig. 10. Flexural strengths determined by three-point bending test.	20
Fig. 11. Probabilities of fracture according to the flexural strength. ..	21
Fig. 12. Weibull distribution of flexural strengths.	22
Fig. 13. Elastic moduli determined by stress-strain curves.	23
Fig. 14. Surface microhardness determined by Vickers indentation.	24
Fig. 15. Fracture toughness determined by indentation fracture.	25

ABSTRACT

Mechanical Properties of Ceramic/Polymer Blocks for CAD/CAM Dental Restoration

Jong Hwan Park

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

Department of Dentistry,

Graduate School of Chosun University

The goal for restorative dentistry is to replace lost tooth substance by a restorative material whose properties are similar to a natural tooth. The increasing demand for esthetics, combined with health and environmental concerns about some metallic restorations, has stimulated research in metal-free restorations.

For this purpose, 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 life-like appearance, color stability, chemical stability, have good mechanical and optical properties, as well as excellent biocompatibility.

Although ceramics has been widely used for dental CAD/CAM blocks, still experience a relatively high failure rate due to the brittleness. Another potential hazard is excessive wear of the opposing teeth due to the high hardness.

Ceramic/polymer composite blocks, so called resin nanoceramics or hybrid ceramics have recently been introduced to the market. They improved the machinability and edge stability with suppressing the brittleness. They are easier to operate and repair if necessary.

The mechanical properties of two commercially available dental CAD/CAM blocks, Polyglass (Vericom, Korea) and Enamic (Vita, Germany), were investigated in this study. Commercial blocks were cut into (4.0×1.2×17.0) mm to determine the flexural strength with a three-point bending test. The surface microhardness and fracture toughness were also measured. Weibull characteristics and elastic modulus were calculated.

Polyglass consists of irregular-shaped ceramics in an organic resin matrix, while Enamic composes ceramic network infiltrated with cured polymers.

Polyglass showed higher values in flexural strength (132.30 ± 7.04 MPa), Weibull modulus (22.46) and fracture toughness (1.47 ± 0.73 MPa \sqrt{m}) than those of Enamic (113.73 ± 10.93 MPa, 12.72, and 1.21 ± 0.51 MPa \sqrt{m}).

In contrast, Enamic exhibited higher values in elastic modulus (7.0 ± 0.4 GPa) and hardness (2.18 ± 0.52 GPa) than those of Polyglass (5.1 ± 0.8 GPa and 0.86 ± 0.09 GPa).

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

서론

CAD/CAM 기술은 컴퓨터를 이용해서 정보를 수집하고, 설계 및 제조하는 기술로 다양한 제품에 이용되어 오다가 치과에는 1980년대에 도입되었다. 치과에 응용한 최초의 시도는 1977년에 미국의 Young과 Altschuler이 구강내 그리드 표면 지도 시스템(intraoral grid surface mapping system)을 개발하기 위해 광학 계측기를 이용한 것이라 할 수 있다 (Liu, 2005). 1984년에는 프랑스의 Duret이 디지털 인상의 개념을 도입해서 지대치를 스캔한 후에 컴퓨터 설계를 거쳐 수치 제어 공작 기계(numerically controlled machine)로 가공하는 선구적인 Sopa Bioconcept 시스템을 개발하였으나, 복잡하고 비싸서 성공적으로 판매되지는 못하였다. 진정한 효시는 스위스의 Mormann과 Brandestini가 개발한 CEREC(Chairside Economical Restorations of Esthetic Ceramics)이라고 할 수 있다 (Myazaki 등, 2009).

CAD/CAM으로 치과 수복물을 제작하기 위해서는 데이터 수집부터 설계와 밀링까지 전 과정이 정교하게 제어되어야 하며, 이를 위해 카메라로 스캔하여 3차원 데이터로 디지털하는 방법부터 밀링하는 공구에 이르기까지 여러 분야가 발전하면서 CEREC은 4세대에 이르렀고, Procera, DCS Precident, Cercon, Lava, ZenoTec, Everest, CeraSys, Wol-Ceram, DenZir, DentaCAD, etkon, TurboDent, Kataba 등의 다양한 시스템이 현재 널리 사용되고 있다 (Davidowicz과 Kotick, 2011; Liu, 2005).

CAD/CAM은 단시간에 우수한 품질의 수복물을 제작하여 환자의 만족도를 높일 수 있을 뿐 아니라, 노동력을 절감하여 비용의 효율성을 높일 수 있고, 가공 작업 중에 발생할 수 있는 실수 및 감염 가능성도 줄일 수 있다. 수복 후에 예기치 않은 문제가 발생할 경우에도 파일이 컴퓨터에 저장되어 있기 때문에 신속 정확하게 다시 만들 수도 있다. 또한 가공 작업에서는 사용하기 어려웠던 새로운 재료를 CAD/CAM에서는 용이하게 사용할 수 있어서 수복물의 물성을 향상시킬 수 있는데 (Davidowicz와 Kotick, 2011; Fasbinder, 2006; Miyazaki 등, 2009; Santos 등, 2013; Wittneben 등, 2009), 대표적인 것이 지르코니아(zirconia)라고 할 수 있다 (Denry와 Kelly, 2008; Denry와 Holloway, 2010).

이상적인 치과 수복을 위해서는 손상된 치아를 구조와 물성이 자연치와 유사한 재료로 대체하는 것이 바람직하며, 심미에 대한 관심이 높아지고, 아말감과 같은

금속 수복물의 건강과 환경에 대한 환자들의 관심이 연계되면서 금속 수복물의 수요는 줄어들고, 세라믹 수복물이 증가하고 추세이다 (Albero 등, 2015; Miyazaki 등, 2009; Nguyen 등, 2012; Ruse와 Sadoun, 2008; Zahran 등, 2008). 세라믹은 지각에 자연 상태로 존재하는 모든 산화물을 포함하는 재료로 가장 함량이 많은 실리카(silica)와 두 번째로 함량이 높은 알루미나(alumina) 및 알카리와 알카리토류 산화물이 주성분이다. 이러한 산화물들이 자연 상태에서는 서로 혼합되어 있는 광물로 존재하며, 실리카와 알루미나에 알카리 및 알카리토류 산화물이 섞여 있는 가장 흔한 광물이 장석이며, 구성 성분에 따라 종류가 다양하다.

세라믹은 생체 친화성이 우수할 뿐 아니라, 화학적 내구성과 색조 안전성이 좋고, 자연치와 유사한 색조를 띄는 특징이 있어서 이미 오래전부터 치과 수복재료로 사용되어 왔다. 그러나 취성이 있어서 깨지기 쉽고, 경도가 높아서 대합치의 마모가 심해서 교합의 불균형을 유발하며, 탄성율이 법랑질보다 매우 높아서 응력 차폐(stress shielding) 효과를 유발하기도 한다는 한계를 갖고 있다 (Albero 등, 2015; Miyazaki 등, 2009; Petrini 등, 2013). 그래서, 처음에는 금속 코핑 위에 세라믹 분말을 축성한 후 소성하는 금속-세라믹 수복에 사용되었다. 세라믹은 결합 구조에 따라 결정질 세라믹과 비결정질 세라믹으로 대별할 수 있는데, 결정질 세라믹은 소결 온도가 매우 높기 때문에 금속-세라믹 수복에는 비결정질 세라믹이 사용된다. 비결정질 세라믹은 결정질 세라믹에 비하여 심미성은 우수하지만 기계적 물성은 낮기 때문에 비결정질에 결정을 석출시켜 기계적 물성을 높인 상태로도 널리 사용되는데, 이것이 결정화 유리로 비결정질 세라믹의 심미성과 결정질 세라믹의 기계적 물성을 겸비한 것이라 할 수 있다. 루사이트(lucite)를 결정화시킨 것과 리튬 다이실리케이트(lithium disilicate)를 결정화시킨 결정화 유리가 대표적이며, 루사이트는 장석 중의 한 종류이고, 리튬 다이실리케이트는 결정화가 용이한 대표적인 조성이다. 결정질 세라믹으로는 알루미나, 스피넬(spinel), 지르코니아가 치과 수복재료로 사용되고 있는데, 비결정질 세라믹에 비해 기계적 물성이 우수하기 때문에 금속-세라믹 수복의 한계를 넘어 올 세라믹(all-ceramic) 수복으로 사용된다. 물론 결정화 유리도 올 세라믹으로 사용되는 것도 있다. 알루미나는 자연에 두 번째로 흔한 조성으로 고순도로 제조하면 기계적 물성도 우수하지만, 비결정질 세라믹에 비해서 투광성은 떨어진다. 그래서 알루미나를 다공체로 만들고, 기공을 비결정질 세라믹으로 채워서 결정질 세라믹과 비결정질 세라믹의 복합체로 만든 것이 InCeram이다. 스피넬은 입방정 구조를 하고 있어서 결정질 세라믹 중에서는 투광

성이 가장 우수하지만, 기계적 물성은 알루미나에 비해 낮다. 지르코니아는 세라믹 중에서 파괴 인성이 가장 높아서 세라믹의 최대 단점인 깨지기 쉽다는 한계를 최대로 극복할 수 있는 재료이다.

이러한 올 세라믹은 전통적인 기공 과정으로도 제조가 가능하지만, CAD/CAM 기술로 훨씬 쉽게 제조가 가능해져 세라믹이 CAD/CAM 기술을 만나서 심미 수복을 실현하게 된 것이 바로 CEREC인 것이다. 물론 금속이나 고분자도 CAD/CAM 블록으로 제품화된 것들이 있지만 세라믹 블록이 중심이라고 할 수 있다. 본래 세라믹은 분말을 원료로 사용하여 원하는 형태로 성형하는 것이 일반적인 공정이어서, 모든 세라믹 조성은 블록 형태로 제조할 수 있기 때문이다.

치과용 세라믹은 결정화 비율에 따라 4가지 유형으로 분류한다. 제 1 유형은 비정질 형태이고, 제 2 유형은 결정화 유리로 루사이트나 리튬 다이실리케이트 결정화 유리가 대표적이다. 제 3 유형은 결정질 세라믹과 유리의 복합체로 In-Ceram이 대표적이며, 제 4 유형은 결정질 세라믹으로 알루미나, 스피넬, 지르코니아가 있다 (Shenoy와 Shenoy, 2010).

세라믹 블록의 시초는 Vita Mark, IPS Empress, Paradigm C 등의 장식계 루사이트 결정화 유리로 굴곡강도가 160 MPa에 불과하였고, 이후 굴곡강도가 229 MPa에 달하고 층상 구조를 갖는 운모를 결정화 유리하여 가공성을 향상시킨 Dicor도 출시되었으나 현재는 시장에서 사라졌다. 이후 리튬 다이실리케이트를 결정화시켜 굴곡강도가 450 MPa에 달하는 IPS e.max CAD가 출시되었고, 결정질 세라믹(알루미나, 스피넬, 지르코니아)을 다공체로 만들어 유리로 기공을 채운 InCeram(알루미나, 스피넬, 지르코니아)은 굴곡강도가 각각 600 MPa, 350 MPa, 700 MPa에 달한다. InCeram은 슬립 캐스팅이란 방법을 통해 전통적인 기공 과정으로 제조하는 제품이 CAD/CAM용으로도 출시된 것으로 슬립 캐스팅에 비해 균일하고 치밀한 블록이 가능하다. 슬립 캐스팅하여 제조하는데는 14시간이 걸리지만, CAD/CAM으로 제조하면 가공하는데 20분 이내, 유리 침투하는데 40분~4시간이 걸려서 제작 시간을 10%로 단축시킬 수 있어서 CAD/CAM 기술의 큰 혜택자라고 할 수 있다. 결정질 세라믹 블록은 소결 수축을 정확하게 보상할 수 있어서 CAD/CAM 기술의 도입으로 사용이 빠르게 증가하였다. 알루미나인 Procera AllCeram은 굴곡강도가 약 600 MPa에 달한다. 지르코니아는 단사정, 정방정, 입방정의 결정상이 온도에 따라 전이하면서 발생하는 부피 팽창을 이용하여 재료 내부에 압축 응력이 형성되게 하여 균열 전파를 억제하는 것이 9~10 MPa \sqrt{m} 의 높은 파괴 인성을 갖는 기전이며, 굴곡강도도

알루미나의 2배인 900~1200 MPa에 달한다. 세리아(ceria), 마그네시아(magnesia), 칼시아(calcia), 이트리아(yttria)와 같은 안정화제의 첨가량을 조절하여 안정화 정도를 제어하여 부분안정화 지르코니아로도 제조할 수 있다 (Awad 등, 2015; Li 등, 2014; Liu, 2005; Miyazaki 등, 2009, 2013).

세라믹과 고분자의 장점을 접목해서 우수한 심미성을 유지하면서 가공성을 향상 시키고자 CAD/CAM 세라믹/고분자 복합재료 블록이 개발되었다 (Spitznagel 등, 2014). 세라믹은 심미성 뿐 아니라 기계적 강도도 우수하지만, 임상에서 사용하는 데 중요한 신뢰성과 파괴 인성이 단점으로 지적되며, 고분자는 가공성이 용이하고, 파괴인성이 높으므로 세라믹과 고분자를 복합화하면 심미성이 우수한 이상적인 CAD/CAM 블록이 되리라 기대하는 것이다 (Coldea 등, 2013; He와 Swain, 2011; Nguyen 등, 2014). 최초의 CAD/CAM 세라믹/고분자 블록은 치과용 컴포짓 레진인 Z100(3M ESPE, 미국)을 중합시켜 제작한 Paradigm MZ100(3M ESPE, 미국)으로 Bis-GMA와 TEGDMA의 고분자 매트릭스에 실리카와 지르코니아 세라믹 필러가 85 wt%가 분산된 구조로 제조사에서 제시하는 굴곡강도는 145.83 ± 8.3 MPa이고, 파괴 인성은 1.38 ± 0.2 MPa \sqrt{m} 이다 (3M Paradigm. MZ100 Block, 2000). MZ100와 유사한 국내 제품으로 Polyglass(베리콤, 한국)이 있으며, 제조사에서 제시하는 굴곡강도는 약 205 MPa이다 (www.vericom.co.kr). 치과용 컴포짓 레진의 고분자 매트릭스는 지난 반 세기 동안 큰 변화가 없는 반면, 필러는 조성, 형태 및 크기가 지속적으로 발전하여 일반적으로 필러의 크기에 따라 컴포짓 레진을 분류한다 (Willems 등, 1992; Ferracane, 2011). 이러한 필러의 발전으로 등장한 제품이 Lava Ultimate(3M ESPE, 미국)으로 제조사에서는 레진 나노 세라믹(Resin Nano Ceramic)이라고 하며, 실리카와 지르코니아 나노 필러와 실리카-지르코니아 나노 클러스터 필러가 80 wt%가 분산된 구조로 제조사에서 제시하는 굴곡강도는 200 MPa 이상이고, 파괴인성은 2.0 MPa \sqrt{m} 이상이다 (3M Paradigm. Lava Ultimate. CAD/CAM Block, 2011). Lava Ultimate와 유사한 국내 제품으로 Mazic Duro(베리콤, 한국)이 있으며, 제조사에서 제시하는 굴곡강도는 약 220 MPa이다 (www.vericom.co.kr). 이와는 달리 86 wt%의 장석계 결정화 유리를 다공체로 제조한 후 UDMA와 TEGDMA의 고분자로 기공을 채운 Enamic(Vita, 독일)이 최근 출시되었는데 제조사에서는 하이브리드 세라믹 또는 고분자 침투 세라믹 망목(polymer-infiltrated-ceramic network)이라고 하며, 제조사에서 제시하는 굴곡강도는 150~160 MPa이고, 파괴인성은 1.5 MPa \sqrt{m} 이다 (Vita Enamic, 2012, 2013).

본 연구에서는 고분자 매트릭스에 세라믹 필러가 분산된 구조를 갖는 CAD/CAM 제품과 세라믹 매트릭스에 고분자를 침투시킨 구조를 갖는 CAD/CAM 제품의 굴곡강도, 와이블 특성강도 및 계수, 경도, 탄성율, 파괴인성 등의 기계적 물성을 비교 측정하여 세라믹과 고분자의 복합 형태에 따른 CAD/CAM 블록으로의 특성을 파악해 보고자 하였다.

재료 및 방법

(1) 실험재료

Fig. 1에 나타난 것과 같이 상용 CAD/CAM 블록인 Polyglass(베리콤, 한국)와 Enamic(Vita, 독일)의 두 가지 제품을 사용하였다. Fig. 2에 나타난 slicing machine(삼성크로버, 한국)을 이용하여 (4.0×2.1×17.0) mm의 크기로 절단한 후에, Fig. 3에 나타난 lapping machine(SPL-15, Grind-X, Okamoto, Japan)을 이용하여 1 μm의 다이아몬드 페이스트로 연마하여 Fig. 4에 나타난 시편을 각 31개씩 제조하였다.

(2) 실험방법

가. 미세구조 관찰

표면주사전자현미경(SEM; JSM-6701F, Jeol, Japan)을 이용하여 CAD/CAM 세라믹/고분자 블록의 미세구조를 관찰하였다.

나. 굴곡강도 측정

굴곡강도는 ISO 6872:2015 Dentistry - Ceramic materials에 따라 Fig. 5에 나타난 것과 같이 만능시험기(3366, Instron, USA)을 이용하여 span 12 mm의 지지대 중앙에 시편을 올려놓고, 1.0 mm/min의 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), P는 최대 하중(N), L은 span 길이(mm), b와 h는 각각 시편의 폭과 두께(mm)이다.



(a)



(b)

Fig. 1. Commercial CAD/CAM blocks used in this study
 (a) Polyglass and (b) Enamic.



Fig. 2. Slicing machine used to cut blocks into specimens.



Fig. 3. Lapping machine used for polishing the specimens.

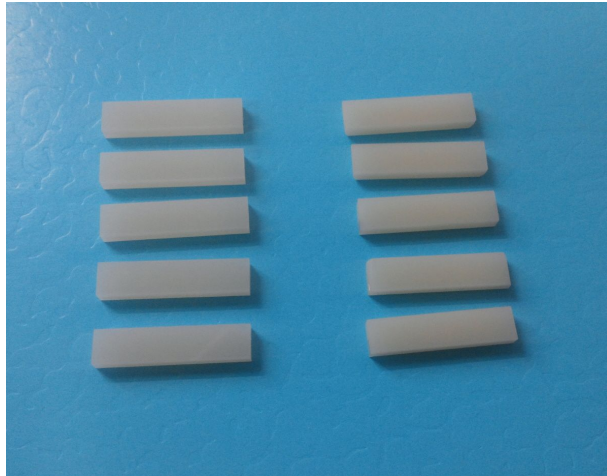


Fig. 4. Specimens used in this study.

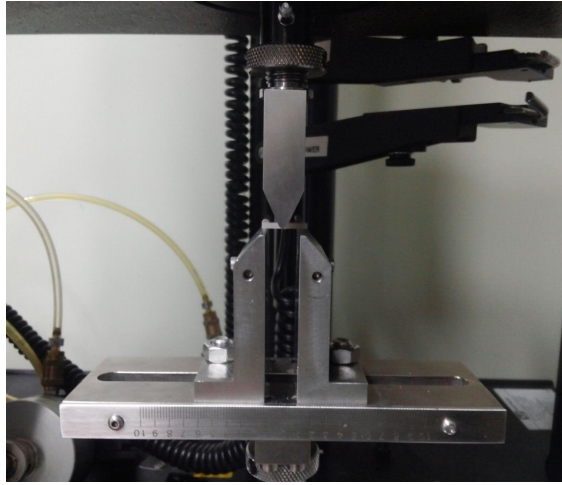


Fig. 5. Three-point bending test.

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 을 구하였다.

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

라. 탄성률 측정

탄성률은 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 굴곡시험하여 얻은 응력-변형을 곡선으로부터 아래 식 (4)로 계산하였다.

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

여기서, E 는 탄성률(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. 표면미세경도 측정

표면미세경도는 ISO 14705:2008 Fine ceramics (advanced ceramics, advanced technical ceramics) - Test method for hardness of monolithic ceramics at

room temperature에 따라 Microhardness tester(HV-1000Z, Pace Technologies, USA)를 사용하여 비커스 경도를 측정하였다. Fig. 6에 나타난 것과 같은 다이아몬드 피라미드 형태의 압자를 4.903 N의 하중으로 15초 압입한 후, Fig. 7에 나타난 바와 같이 압흔의 대각선 길이(d_1 과 d_2)를 측정하여 아래 식 (5)로 표면미세경도를 계산하였다.

$$HV = 0.001854 F / d^2 \quad (5)$$

여기서, HV는 비커스 경도(GPa), F는 압입 하중(N), d는 압흔의 평균 대각선 길이(mm)이다.

바. 파괴인성 측정

파괴인성은 KS L 1600 고성능 요업 제품의 파괴 인성 시험방법에 따라 Microhardness tester(HV-1000Z, Pace Technologies, USA)를 사용하여 9.807 N의 하중으로 다이아몬드 피라미드 형태의 압자를 15초간 압입하여 균열을 만든 후, Fig. 7에 나타난 것과 같이 균열의 길이를 측정하여 아래 식 (6)으로 파괴인성을 계산하였다.

$$K_c = 0.018 \sqrt{(E/HV) (P/c^{3/2})} \quad (6)$$

여기서, K_c 는 파괴인성($\text{Pa}\sqrt{\text{m}}$), E는 탄성율(Pa), HV는 비커스 경도(Pa), P는 압입 하중(N), c는 평균 균열 길이의 $\frac{1}{2}$ (m)이다.

사. 통계 분석

제품 간의 기계적 물성의 통계적 유의성은 유의수준 0.05에서 대응표본 t-검정 (paired t-test)를 이용하여 분석하였다.

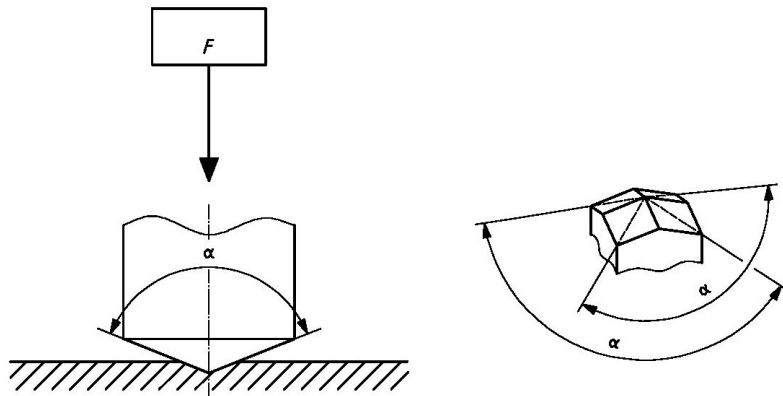


Fig. 6. Vickers indenter shaped diamond pyramid (ISO 14705).

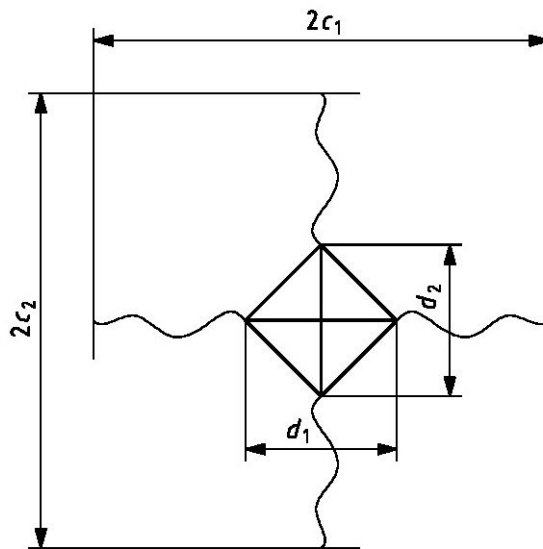


Fig. 7. Vickers indentation (ISO 14705).

연구 결과

상용 CAD/CAM 블록인 Polyglass와 Enamic의 미세구조를 주사전자현미경으로 관찰하여 Fig. 8에 나타내었다. 사진에서 상대적으로 밝은 부분이 세라믹이고, 상대적으로 어두운 부분이 고분자이다. Fig. 8(a)의 Polyglass는 고분자 매트릭스에 불규칙한 형태의 세라믹 필러가 분산되어 있는 형태라는 것을 볼 수 있으며, 수십 μm 와 수십 nm 가 섞여 있는 하이브리드 필러임을 알 수 있었다. Fig. 8(b)의 Enamic은 Polyglass와는 달리 세라믹이 연결되어 있고, 사이사이에 불규칙한 크기와 형태의 고분자가 존재하고 있다.

굴곡 하중 하에서의 응력-변형을 곡선을 Fig. 9에 나타내었다. 응력이 증가함에 따라 Polyglass와 Enamic 모두 변형이 직선적으로 증가하다가 파괴되는 양상을 나타내었다.

Fig. 9의 응력-변형을 곡선으로부터 파괴될 때의 최대 응력으로부터 굴곡강도를 계산하여 Fig. 10에 나타내었다. Polyglass의 굴곡강도가 132.30 ± 7.04 MPa로 Enamic의 113.73 ± 10.93 MPa보다 유의하게 높은 값을 나타내었다($p < 0.05$). 그러나, 둘 다 제조사 제시값에는 훨씬 못미쳐서 Polyglass는 제조사 제시값(208.3 MPa)의 63.5%, Enamic은 제조사 제시값(150~160 MPa)의 71.1~75.8%에 불과하였다.

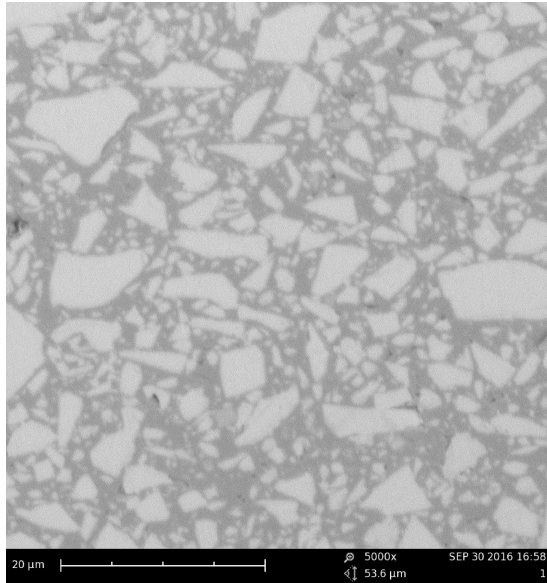
와이블 통계분석하여 굴곡강도를 파괴확률에 따라 도식화하여 Fig. 11에 나타내었다. 동일한 강도에서 Enamic이 Polyglass보다 파괴확률이 큰 것을 알 수 있으며, 파괴확률이 63.21%인 와이블 특성 강도는 Polyglass가 139.60 MPa이고, Enamic은 121.96 MPa이었다.

굴곡강도의 와이블 분포를 Fig. 12에 나타내었다. 선형회귀분석하여 기울기로부터 와이블 계수를 구하였는데, Polyglass가 22.46로 Enamic의 12.72보다 매우 높은 값을 나타내었다. Polyglass의 와이블 계수는 제조사에서 제시한 값이 없으며, Enamic은 제조사 제시값인 20보다 훨씬 낮은 값을 나타내었다.

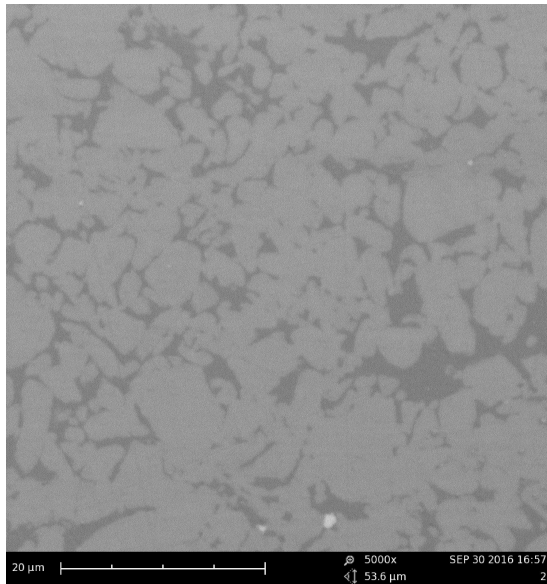
Fig. 9에 나타낸 응력-변형을 곡선의 기울기로부터 탄성율을 계산하여 Fig. 13에 나타내었다. Enamic의 탄성율이 7.0 ± 0.4 GPa로 Polyglass의 5.1 ± 0.8 GPa보다 유의하게 높은 값을 나타내었다($p < 0.05$). Polyglass의 탄성율은 제조사에서 제시한 값이 없으며, Enamic은 제조사 제시값인 30 ± 2 GPa보다 훨씬 낮은 값을 나타내었다.

비커스 경도를 측정하여 Fig. 14에 나타내었다. Enamic의 경도는 2.18 ± 0.52 GPa로 Polyglass의 0.86 ± 0.09 GPa보다 유의하게 높은 값을 나타내었다($p < 0.05$). Polyglass의 경도는 제조사에서 제시한 값이 없으며, Enamic은 제조자 제시값인 2.5 GPa에 근접한 값을 나타내었다. Polyglass의 경도는 자연치의 상아질과 유사한 수준으로, Polyglass와 Enamic 모두 자연치의 법랑질보다는 매우 낮은 경도를 나타내었다.

압입 균열법으로 측정한 파괴인성을 Fig. 15에 나타내었다. Polyglass의 파괴인성은 1.47 ± 0.73 MPa \sqrt{m} 로 Enamic의 1.21 ± 0.51 MPa \sqrt{m} 보다 높은 값을 나타내었으나 유의차는 없었다($p > 0.05$). Polyglass의 파괴인성은 제조사에서 제시한 값이 없으며, Enamic은 제조자 제시값인 1.5 MPa \sqrt{m} 보다 낮은 값을 나타내었다.



(a)



(b)

Fig. 8. SEM photographs for (a) Polyglass and (b) Enamic.

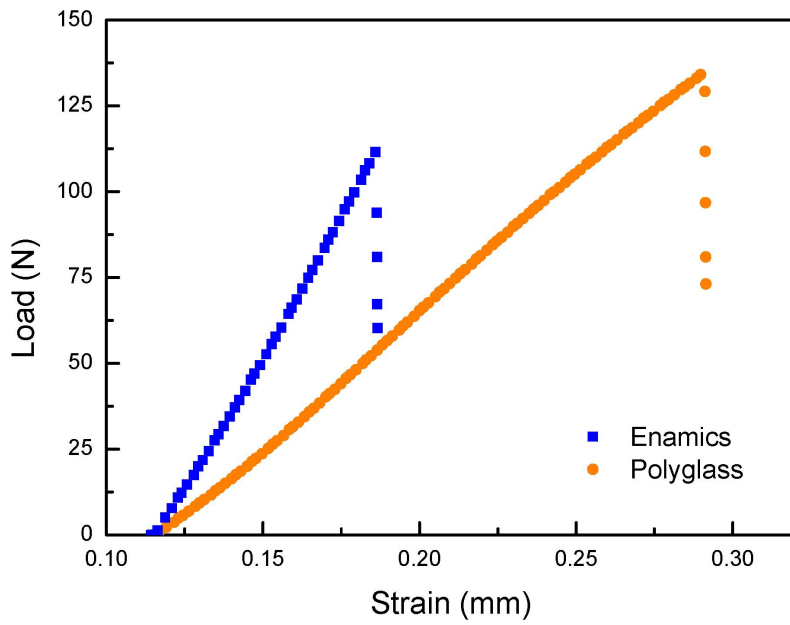


Fig. 9. Typical stress-strain curves under flexural loading.

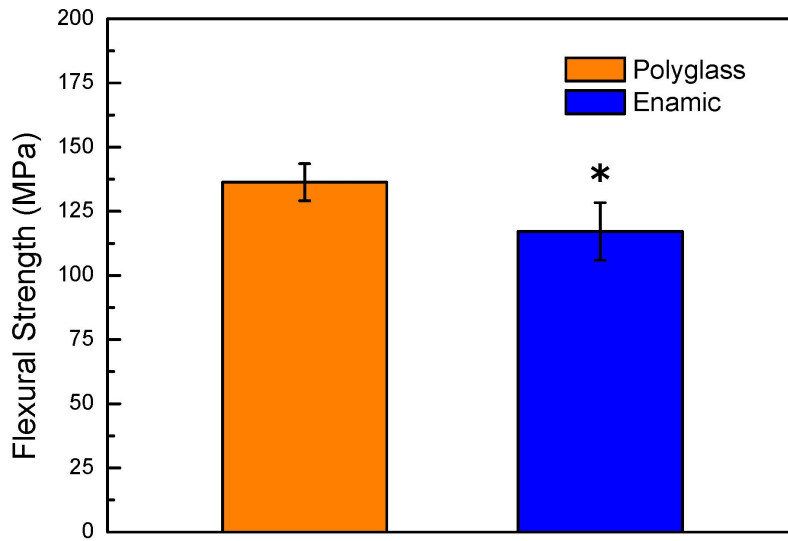


Fig. 10. Flexural strengths determined by three-point bending test.

* : Significant difference ($p < 0.05$)

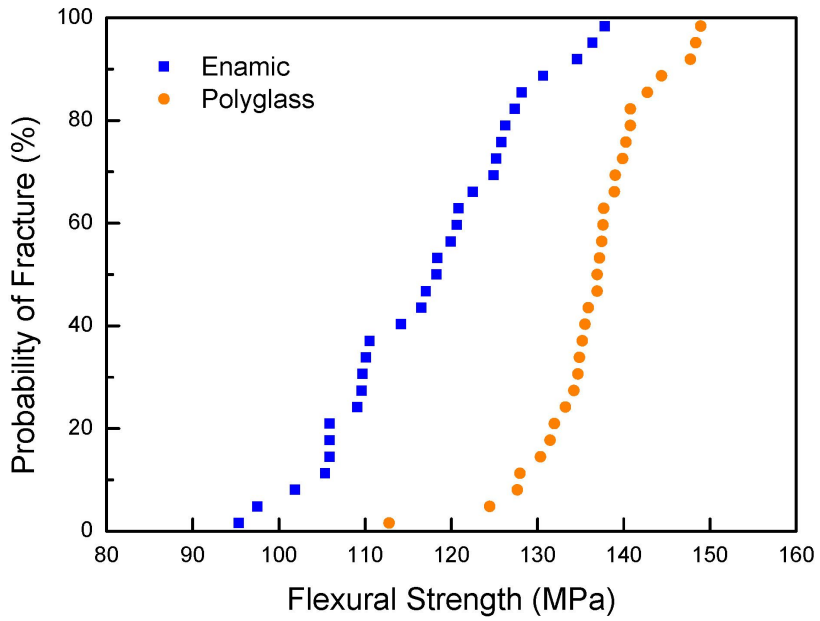
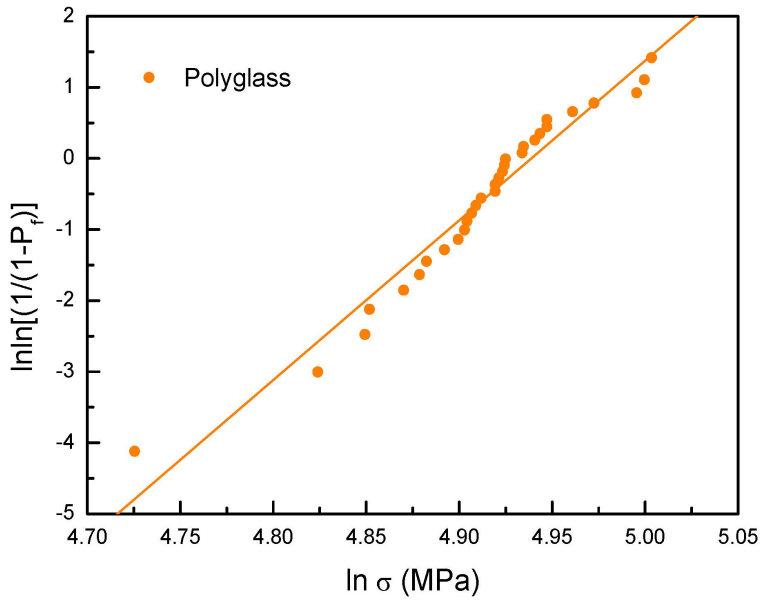
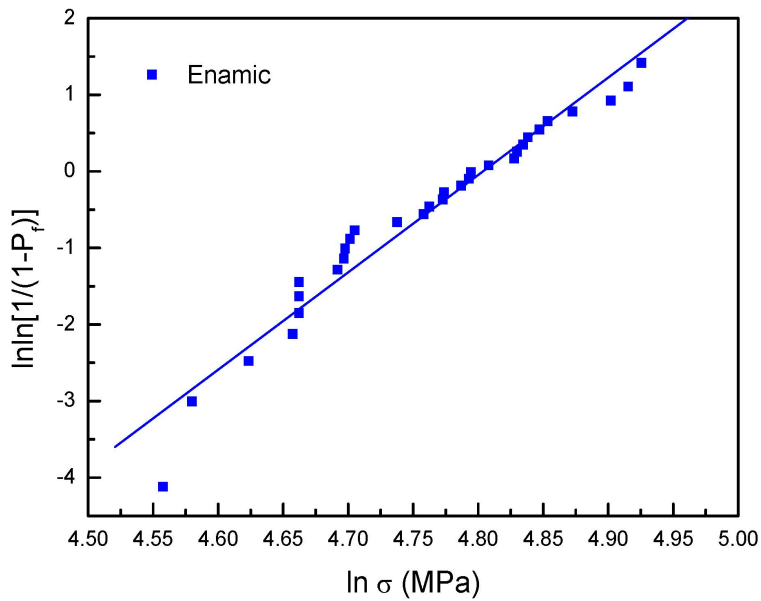


Fig. 11. Probabilities of fracture according to the flexural strength.



(a)



(b)

Fig. 12. Weibull distribution of flexural strengths.

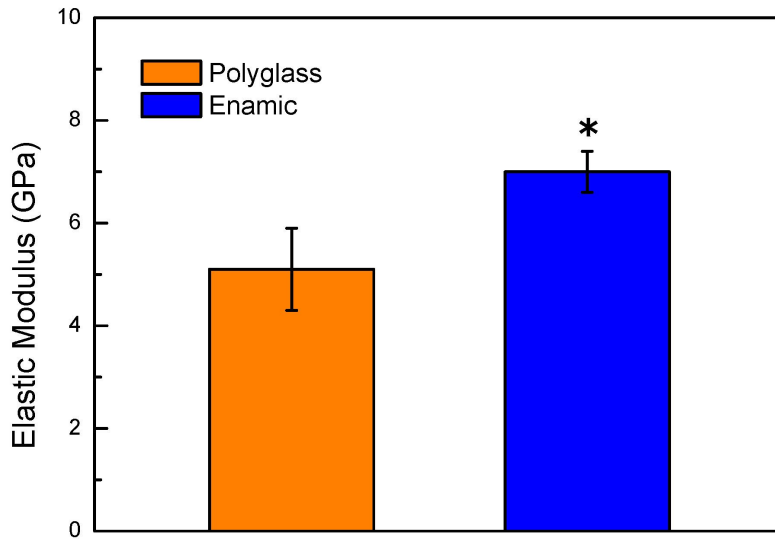


Fig. 13. Elastic moduli determined by stress-strain curves.
* : Significant difference ($p < 0.05$)

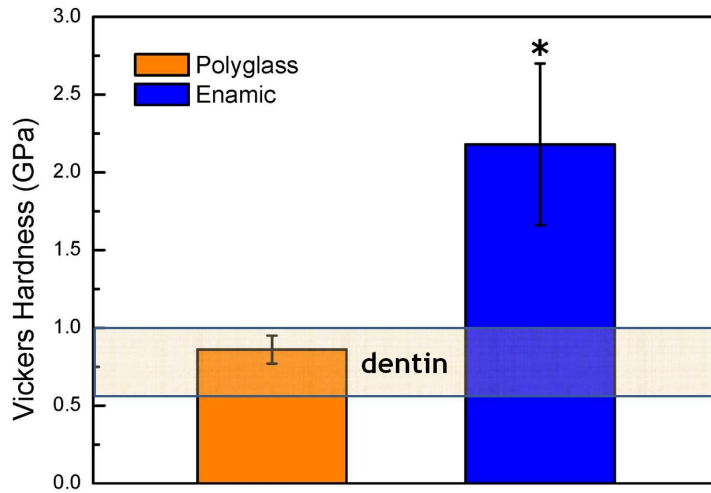


Fig. 14. Surface microhardness determined by Vickers indentation.
 * : Significant difference ($p < 0.05$)

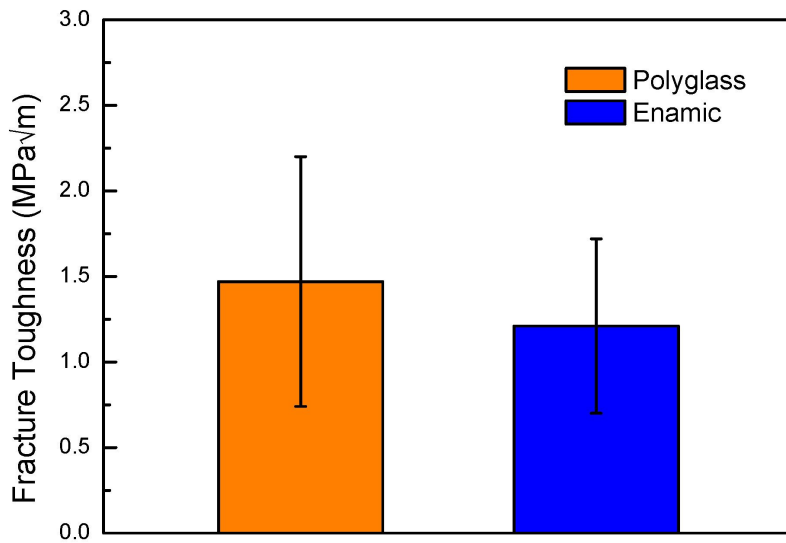


Fig. 15. Fracture toughness determined by indentation fracture.

총괄 및 고찰

자연치는 표면이 법랑질로 덮여 있고 내부는 치아의 대부분을 차지하는 상아질로 이루어져 있다. 법랑질은 주성분이 tyrosine-rich amelogenin protein인 유기질 매트릭스에 아파타이트 결정이 분산되어 구조로, 아파타이트가 96%를 차지할 정도로 인체에서 가장 단단하고 석회화된 경조직이다 (Petrini 등, 2013). 상아질은 70%의 아파타이트와 20% 유기질 및 10% 수분으로 구성되어, 법랑질에 비해 덜 단단하고 약간의 탄력성이 있다. 치수와 인접한 경계부로부터 치아의 바깥쪽을 향해 두께 방향으로 상아세관이 뻗뻗이 차 있는데, 상아세관은 치수에서 바깥쪽으로 가면서 직경이 2 μm 에서 0.5 μm 이하로 감소하고, 밀도도 50,000/mm²에서 20,000/mm²로 감소한다 (Zaslansky 등, 2010). 상아질과 법랑질의 강도는 측정하기 곤란하여 알기 어려우나, 밀도, 탄성율, 경도 및 파괴인성은 아래 표와 같이 알려져 있다. 따라서, 이와 유사한 물성을 갖는 재료를 이용하여 수복물을 제작하는 것이 이상적이라 할 수 있다. 미국 치과 협회에서는 시판되는 치과 수복재료의 특성을 비교하는 차트를 만들었는데, 특성치로는 강도, 경도, 파괴인성, 마모 저항성, 수분 내구성, 치수 안정성, 투과도, 색 안정성 등을 포함한다 (Al-Haik 등, 2009).

세라믹은 생체 친화성, 화학적 내구성, 색조 안전성이 우수하고, 심미성이 탁월하여 치과에서 오래 전부터 사용되어 왔으나, CAD/CAM 기술을 만나면서 제조가 복잡하여 오랜 시간이 걸리던 한계를 극복하면서 CEREC(Chairside Economical Restorations of Esthetic Ceramics)이라는 이름으로 대표되는 CAD/CAM 기술과 CAD/CAM 재료의 중심이 되었다. 세라믹은 결합 구조에 따라 비정질 세라믹과 결정질 세라믹으로 대별할 수 있고, 중간 형태인 결정화 유리도 있는데, 치과에서는 이러한 모든 형태가 다양하게 사용된다 (Shenoy와 Shenoy, 2010). 이렇게 다양한 형태가 사용되는 것은 결합 구조에 따라 심미성과 기계적 물성 등의 특성이 달라지기 때문이다. 세라믹의 고유 특성인 심미성은 비정질 세라믹이 결정질 세라믹보다 우수하지만, 기계적 물성은 반대이다. 이 둘의 중간 형태인 결정화 유리를 사용하는 것도 이러한 물성의 특성을 절충하기 위함이며, 이 둘을 복합화하는 것도 같은 이유이다. 전자는 Ivoclar Vivadent의 IPS 시리즈인 Empress와 e.max가 대표적이고, 후자는 Vita의 InCeram 시리즈인 InCeram 알루미늄, 스피넬, 지르코니아

가 대표적이라 할 수 있다. 기계적 강도는 InCeram이 최대 700 MPa로 IPS의 최대치 450 MPa보다 우수하지만, 심미성은 IPS가 우위를 점하고 있다.

이들은 모두 세라믹/세라믹 복합재료의 형태이며, 세라믹의 근본적 한계인 취성을 극복하기 위해 세라믹/금속 또는 세라믹/고분자 복합재료도 고상법, 액상법, 기상법 등의 다양한 공정을 이용하여 발전되어 왔다. 고상법은 가장 고전적인 방법으로 냉각 프레스 소결 방법이 주로 사용되며, 액상법으로는 용융 침투법과 액체 침투법이 있으며, 기상법으로는 화학 증기 침투법이 사용된다 (박재성과 이영신, 2012; 이성과 김도경, 1991; 이태호, 2014). 세라믹 다공체에 금속을 침투시키면 강도가 증가하는 것도 보고되었으나 (Prielipp 등, 1995; Travitzky, 1998; Wegner와 Gibson, 2001), 심미적인 면에서 세라믹/고분자 복합재료가 선호되는데, 세라믹/고분자 복합재료는 세라믹의 우수한 심미성과 기계적 강도를 고분자의 우수한 가공성과 파괴인성과 접목할 수 있을 것으로 기대할 수 있다 (Coldea 등, 2013; He와 Swain, 2011; Nguyen 등, 2014); Spitznagel 등, 2014).

세라믹/고분자 복합재료는 50년 전부터 치과용 컴포짓 레진으로 사용되기 시작했으며, 컴포짓 레진의 물성은 레진 매트릭스, 필러의 종류, 형태 및 크기와 커플링제에 의존한다 (Ferracane 등, 1998). 고분자는 최초로 사용되었던 bis-phenol A-glycidyl methacrylate (BisGMA)에서 큰 변화가 없는 반면, 필러는 다양하게 발전하여 필러에 따라 컴포짓 레진을 분류하고 있다. 최초의 세라믹/고분자 CAD/CAM 블록은 컴포짓 레진을 중합하여 제조한 것으로 고분자 매트릭스에 세라믹이 분산된 구조이다. 3M ESPE는 컴포짓 레진인 Z100을 중합하여 제작한 CAD/CAM 블록을 MZ100이라는 제품명으로 출시한 이후, 필러가 발전하면서 Lava Ultimate을 레진 나노 세라믹이라고 출시하였으며, 국내에도 유사한 제품으로 베리콤의 Polyglass와 Mazic Duro가 있다. Vita에서는 InCeram과 유사한 공정으로 세라믹/고분자 복합재료를 개발하였다. 처음에는 알루미나를 다공체로 만들어 메타아크릴레이트 단량체로 기공을 채운 후에 0.1 MPa에서 중합하였는데, 알루미나와 메타아크릴레이트 단량체의 굴절율 차이가 커서 (알루미나의 굴절율은 1.78이고, 메타아크릴레이트 단량체의 굴절율은 1.48~1.53) 불투명하고, 단량체가 중합하면서 내부에 응력이 발생하여 알루미나와 고분자 간에 debonding이 발생하였다 (Sadoun, 2011). 그래서 알루미나 대신 메타아크릴레이트와 굴절율이 비슷한 결정화 유리를 사용하여 투명성을 개선하고, 중합 시 압력을 높여 수축을 줄여서 내부 응력을 감소시켜 하이브리드 세라믹 또는 고분자 침투 세라믹 망목이라고 2013년 초에 Enamic을 출시

하였다.

세라믹/고분자 CAD/CAM 블록은 버(bur) 한 세트로 5~10개 밖에 가공할 수 없는 세라믹 CAD/CAM 블록에 비해 100개 이상이 가능할 정도로 가공성이 우수하고, 가공시 치핑의 발생도 적으며, 가공후 추가 소결이 필요하지 않아서 치수 적합도에서도 유리하고, 경도가 낮아서 저작시 응력이 낮으며, 대합치의 과다 마모를 방지할 수 있다는 장점이 있어서 (He와 Swain, 2011; Tsitrou 등, 2007) 사용이 증가하고 있다.

본 연구에서는 세라믹/고분자 CAD/CAM 제품인 Polyglass와 Enamic을 대상으로 기계적 물성을 측정하여 서로 다른 구조 형태와 기계적 물성의 관계를 규명해보고자 하였다. 기계적 물성은 국내외 표준 규격에 따라 굴곡강도, 와이블 분석, 탄성율, 경도, 파괴인성을 측정하였다. Fig. 8에 나타낸 것과 같이, 주사전자현미경으로 관찰한 미세구조는 제조사에서 제시하는 것과 같이 Polyglass는 고분자 매트릭스에 불규칙한 형태의 세라믹 필러가 분산되어 있고, Enamic은 세라믹이 연결된 매트릭스에 고분자가 침투된 형태를 하고 있었다.

굴곡강도는 시편을 (4.0×1.2×17.0) mm의 크기로 제작한 후, span 길이를 12 mm로 하여 3점 굴곡강도를 측정하였다. ISO 6872:2008 Dentistry-Ceramic materials에는 span 길이가 최소 30 mm로 규정되어 있어서 CAD/CAM 블록 상용제품으로는 시편을 만들 수 없는 경우가 많아서 2축강도를 측정하거나, 보정계수를 도입하여 3점 및 4점 굴곡강도를 계산하기도 하였으나 (Bona 등, 2014), ISO 6872:2015 규격에서는 span의 최소가 12 mm로 변경되었으므로 본 연구에서는 이에 준하여 3점 굴곡강도를 측정하였다. 세라믹/고분자 복합재료이어서 약간의 소성 변형이 발생하고, 이로 인해 파괴인성이 증가할 것으로 기대하였으나 Fig. 9에 나타낸 응력-변형을 곡선에서 볼 수 있는 것과 같이 Polyglass와 Enamic 모두 응력이 증가함에 따라 모두 변형이 직선적으로 증가하다가 파괴되는 거의 세라믹과 유사한 거동을 나타내었으며, Enamic이 Polyglass보다 훨씬 급한 기울기를 나타내었다. 이러한 기울기로부터 계산한 탄성율을 Fig. 13에 나타내었는데, Enamic의 탄성율이 7.0±0.4 GPa로 Polyglass의 5.1±0.8 GPa보다 유의하게 높았지만 (p<0.05), 제조사 제시값인 30±2 GPa보다는 훨씬 낮았다. 복합재료의 물성은 분산상보다는 매트릭스에 주로 의존하기 때문에 Enamic의 탄성율이 Polyglass보다 높은 것이라고 설명할 수 있다. 탄성율이 높으면 저작시에 발생하는 응력이 균일하게 분포되고 (Ausiello 등, 2004; Ichim 등, 2007), 최대 1031 N 이하인

216~847 N에 이르는 구치부 교합력 (Esquivel-Upshaw 등, 2004; Helkimo 등, 1977; Waltimo와 Kononen, 1993; Waltimo 등, 1993)을 견디는 데에도 유리하다. 본 연구에서 측정된 탄성율은 장석계 도재의 탄성율 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; Conrad 등, 2007)와 79.75 GPa (Coldea 등, 2013), 알루미늄의 211.83 GPa (Coldea 등, 2013), 지르코니아의 184.21 GPa (Coldea 등, 2013)과 400 GPa 이하 (Dirxen 등, 2013) 보다는 매우 낮고, 컴포지트 레진의 2.4~12.5 GPa (Ilie와 Hickel, 2009), 9~20 GPa (Quinn과 Quinn, 2010; Ferracane, 2011; Nguyen 등, 2012), 11.3 GPa (Ilie와 Hickel, 2009), 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 (Bechtle 등, 2012; Ghavannasiri 등, 2007)이라고 보고되어 있어서 본 연구에서 측정된 Enamic과 Polyglass의 탄성율은 모두 자연치의 탄성율보다 낮았다.

Polyglass의 탄성율은 보고된 바 없으나, 유사한 구조인 Lava Ultimate의 탄성율은 14.21 GPa라고 보고되었으며, Enamic의 탄성율은 16.4~28.1 GPa (Pest 등, 2002), 32.93~37.95 GPa (Bona 등, 2014), 26.54~31.72 GPa (Coldea 등, 2013)로 보고되어 본 연구에서 측정된 탄성율과 크게 달랐는데, 이는 측정 방법이 원인이라고 생각된다. 탄성율을 측정하는 방법에는 정적인 방법과 동적인 방법이 있는데, 정적인 방법은 본 연구에서 사용한 방법으로 만능 시험기를 이용해서 시편에 하중을 가하면서 스트레인 게이지로 변형량을 측정하여 탄성 범위에 해당하는 직선의 기울기를 구하는 방법이다. 정적인 방법은 하중을 가하는 방법에 따라서 차이가 발생하고, 동적이 방법에 비해 정밀성이 떨어지며 (Han과 Kim, 2004), 정탄성율은 동탄성율에 비해 낮은 값을 나타낸다 (Han과 Kim, 2004)고 알려져 있다. 동적인 방법에도 여러 가지가 있으나 공진 주파수를 측정하는 음향 공진법(sonic resonance test)의 오차가 가장 작다고 알려져 있으며 (Sabbagh 등, 2002), 측정 방법은 ISO 17561:2002 Fine ceramics (advanced ceramics, advanced technical ceramics) - Test method for elastic moduli of monolithic ceramics at room temperature by sonic resonance와 ASTM E494-15 Standard Practice for Measuring Ultrasonic Velocity in Materials에 규정되어 있다. 본 연구에서는 이

런 측정을 시도하였으나 적절한 값을 얻을 수 없었는데, 복합 재료이어서 시편의 조성이 균일해지지 않고, 미세한 기공이 존재하기 때문이라고 생각된다.

본 연구에서 측정된 굴곡강도는 Polyglass는 132.30 ± 7.04 MPa이고, Enamic은 113.73 ± 10.93 MPa으로 Polyglass가 Enamic보다 유의하게 높은 값을 나타내었으나 ($p < 0.05$), 둘 다 제조사 제시값에는 미치지 못하여 Polyglass는 제조사 제시값 (208.3 MPa)의 63.5%, Enamic은 제조사 제시값 (150~160 MPa)의 71.1~75.8%에 불과하였다. Polyglass의 굴곡강도에 대해 보고된 논문은 찾을 수가 없었으며, Enamic은 낮게는 144.44~158.53 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 낮고, Polyglass보다 낮은 값을 나타내었다. 이와 같이 측정치가 제조사 제시값에 미치지 못하는 것은 다른 제품도 마찬가지여서 Polyglass와 유사한 형태인 Paradigm MZ100의 제조사 제시값은 145.83 ± 8.3 MPa이지만, 실제로 측정된 값은 138.2 ± 24.3 MPa (Nguyen 등, 2013)에서 109.14 ± 10.10 MPa (Vichi 등, 2014)로 보고되어 있다. Paradigm MZ100의 원형인 Z100은 제조사 제시값이 116.67 ± 0.55 MPa이지만, 중합 조건을 달리하면 134.5 MPa에 달하기도 하여 (Dirxen 등, 2013) 고분자는 중합 조건에 따라 강도가 크게 변할 수 있다고 알려져 있고 (Ilie와 Hickel, 2009), 본 연구에서 측정된 굴곡강도는 Z100보다도 낮은 값이었다. Enamic도 고온고압에서 열중합하면 (183.1 ± 49.4)~(213.1 ± 59.9) MPa에 달해 (Petrini 등, 2013), 상아질의 굴곡강도인 212.9 ± 41.9 MPa (Plotino 등, 2007)와 유사하였다. 본 연구에서 측정된 굴곡강도는 Polyglass가 VM 9의 121.6 MPa (Coldea 등, 2013)보다 높고, Mark II의 137.8 ± 20.9 MPa (Albero 등, 2015; Coldea 등, 2013)과 비슷할 뿐, Empress의 146.9 ± 20.2 MPa (Albero 등, 2015), e.max의 271.6 ± 64.7 MPa (Albero 등, 2015)와 344.05 MPa (Coldea 등, 2013), 알루미늄의 402.13 MPa (Coldea 등, 2013)와 488 MPa (Barba 등, 2011), 지르코니아의 911 MPa (Barba 등, 2011)과 1358.53 MPa (Coldea 등, 2013)에는 훨씬 미치지 못하였으며, Enamic은 VM 9에도 미치지 못하였다. 그렇지만 Enamic의 매트릭스인 다공성 세라믹의 30 MPa보다는 매우 높아서 다공성 세라믹에 고분자를 침투시키면 강화된다 (Prielipp 등, 1995; Travitzky, 1998; Wegner와 Gibson, 2001)는 것은 확인할 수 있었다.

세라믹은 외부에서 힘이 가해지면 응력이 결함에 집중되어 파괴가 시작되는 취성 재료이므로 재료에 존재하는 결함에 매우 민감하여 강도의 분포가 넓기 때문에

평균값을 안다고 해도 실제 강도를 예측하기에는 무리가 있다. 그래서, 일정한 응력에서 파괴가 일어날 확률을 구하는 와이블 통계분석이 세라믹의 신뢰성을 구하는데 널리 사용된다. 와이블 계수가 크면 결함이 균일하게 분포되어 있어서 강도의 분포가 작은 것이고, 작아질수록 강도의 분포가 커서 신뢰도가 낮다는 것을 의미한다 (Albero 등, 2015; Gonzagaa 등, 2011). 본 연구에서 측정한 와이블 계수는 Polyglass가 22.46, Enamic이 12.72를 나타내었다. Polyglass는 제조사에서 와이블 계수를 제시하지 않고 있는데, 본 연구에서 22.46으로 매우 높은 값을 나타내었으며, 이는 일반적으로 신뢰성 있다고 하는 20 이상의 높은 값이다. Enamic은 제조사에서 Lava Ultaimate의 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 12.72를 나타내었으며, 이는 치과용 컴포짓 레진이 약 13이라는 보고 (Dirxen 등, 2013) 및 Lava Ultimate이 13.32 이라는 보고(Lise 등, 2014)와 유사한 값이다. 치과용 세라믹에 대한 기존의 보고 e.max 4.91, Empress 8.63 (Albero 등, 2015), 루사이트 결정화 유리 8, 알루미나 9, 지르코니아 10 (Barba 등, 2011), 지르코니아 4~14 (Dirxen 등, 2013)보다는 높은 값이고, Empress 12.27 (Lise 등, 2014)와 유사하며, 장식계 결정화 유리가 6~23로 넓은 분포를 갖는다 (Dirxen 등, 2013)는 보고도 있다. 파괴확률이 63.21%가 되는 와이블 특성강도는 Polyglass가 139.60 MPa로 Enamic은 121.96 MPa보다 높은 값을 나타내었다. 이러한 결과는 Enamic의 와이블 특성강도가 Mark II의 146.3 MPa 및 Empress의 155.4 MPa보다 높다 (Albero 등, 2015)는 보고와 Enamic이 197.2 MPa로 Lava Ultimate의 177.0 MPa보다 높다 (Albero 등, 2015)는 보고와는 다른 결과이다.

비커스 경도는 Enamic이 2.18 ± 0.52 GPa로 Polyglass의 0.86 ± 0.09 GPa보다 유의하게 높았는데($p < 0.05$), 1.70 ± 0.12 GPa으로 컴포짓 레진의 0.4 GPa보다는 크고, Lava Ultimate의 1.15 ± 0.13 GPa과 유사하다 (Albero 등, 2015; Quinn과 Quinn, 2010; Ferracane, 2011; Nguyen 등, 2012)는 보고보다도 높은 값이다. 그러나, 치과용 세라믹의 최소 4 GPa (Seghi 등, 1995; Conrad 등, 2007), e.max의 5.83 ± 0.7 GPa (Albero 등, 2015), Empress의 4.60 ± 0.12 GPa (Albero 등, 2015)과 6.02 GPa (Coldea 등, 2013), VM 9의 6.29 GPa (Coldea 등, 2013)와 9.5 ± 0.35 GPa (Albero 등, 2015), Vita Mark II의 3.46 ± 0.15 GPa (Albero 등, 2015), 6.24

GPa (Coldea 등, 2013), 10.64 ± 0.46 GPa, 알루미나의 11.76 GPa (Coldea 등, 2013), 지르코니아의 10~12 GPa (Dirxen 등, 2013)과 13.91 GPa (Coldea 등, 2013) 보다는 매우 낮아서 (Albero 등, 2015) 대합치의 마모를 방지할 수 있을 것 (Coldea와 Swain, 2013; He와 Swain, 2011)으로 기대된다.

자연치의 경도는 상아질이 0.6~0.92 GPa (Sakar-Deliormanli, 2006; Willems 등, 1993; Xu 등, 1998)로 1 보다 낮고 (Hayashi 등, 2010; Plotino 등, 2007; Vieira 등, 2012), 법랑질은 3~5.3 GPa으로 평균 3.5 GPa로 (Sakar-Deliormanli, 2006; Willems 등, 1993; Xu 등, 1998) 6 보다 낮다 (Hayashi 등, 2010; Plotino 등, 2007; Vieira 등, 2012)고 보고되어 있어서 Polyglass의 경도가 자연치의 상아질과 유사한 수준이고, Polyglass와 Enamic 모두 자연치의 법랑질보다는 매우 낮음을 알 수 있었다.

치과 수복재료를 임상에서 사용할 때 강도보다 더 중요한 기계적 물성은 균열 전파에 저항해서 급격한 파괴를 방지하는 능력인 파괴인성이다 (Bona 등, 2014). 세라믹의 파괴인성을 측정하는 방법으로는 단일 에지 노치 빔(single edge notched beam) 방법, 쉘브론 노치 빔(chevron notched beam) 방법, 이중 비틀림(double torsion) 방법, 이중 균열 천공 압축(double-cleavage-drilled compression)법, 압입 강도(indentation strength)법, 압입 균열(indentation fracture)법 등 매우 다양한 방법이 사용되고 있으며 (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-Deliormanli와 Guden, 2006; Scherrer 등, 1998, 1999; Yana 등, 2006), 측정 방법이 다르면 평균값 뿐 아니라 분산도 달라진다고 알려져 있다. 이중 가장 정확하고 신뢰성이 있으며 재현성이 있어서 국제표준규격에서 추천되는 방법은 단일 에지 노치 빔 방법이다 (ISO 6872). 그러나, 단일 에지 노치 방법, 쉘브론 노치 빔 방법, 이중 비틀림 방법, 이중 균열 천공 압축 방법과 같이 노치를 만들어야 하는 경우에 시편이 급격하게 파괴되지 않도록 하면서 균일한 크기로 만드는 것은 쉽지 않고, 노치의 곡률반경에 따라서도 결과치가 달라지게 된다 (Fischer 등, 2008).

세라믹은 외부에서 힘을 받게 되면 표면에 존재하는 결함에 응력이 집중되어 파괴가 시작되는 취성을 나타내므로 압입법이 적합하다고 알려져 있어서 (Sherrer

등, 1999) 세라믹에서 널리 사용되며 (Anstis 등, 1981; Lawn과 Marshall, 1979; Sherrer 등, 1999), 생체 재료에도 많이 사용된다 (Kruzic 등, 2009). 압입법은 소성 재료에서는 취성 재료보다 오차가 커서 부정확하다고 알려져 있다 (Anstis 등, 1981). 압입법에는 압입 강도법과 압입 균열법이 있는데, 압입 강도법은 압입 후에 굴곡시험하는 방법으로 (Chantikul 등, 1981), 측정치의 분산이 작고, 다른 방법으로 측정한 값과도 유사한 값을 얻을 수 있다고 알려져 있다 (Quinn 등, 1992).

압입 균열법은 특별한 형태의 시편이 필요하지 않아서 가장 널리 사용되고 있는 방법으로, 비커스 압입하면 소성 영역이 형성되어 소성 영역과 탄성 영역의 경계에 인장 응력이 발생하여 압흔의 네 모서리를 따라 방사형(radial) 균열이 생긴다. 압입 하중이 작을 때는 얇은 표면형의 Palmqvist 균열이 생기지만, 압입 하중이 증가함에 따라 소성 영역 하부에 수직 균열이 발생하여 동전 반쪽(half-penny) 형태의 메디안(median) 균열이 된다. 이러한 균열의 길이는 재료 고유의 균열 전파에 대한 저항성이어서 균열의 길이와 탄성을 및 경도의 관계로부터 파괴인성을 계산하는 방법이다 (Quinn과 Bradt, 2007). 계산식은 매우 다양한데 모두 선형 파괴 이론에 근거하고 있는 반경험식으로 주로 메디안 균열의 길이를 측정한다 (Anstis 등, 1981; Chantikul 등, 1981; Gong 등, 2002; Kruzic과 Ritchie, 2003; Kruzic 등, 2009; Lawn과 Marshall, 1979; Quinn과 Bradt, 2007; Rizkalla와 Jones, 2004; Rocha-Rangel, 2011; Sakar-Deliormanli와 Guden, 2006; Sherrer 등, 1999).

본 연구에서 압입 균열법을 이용하여 측정한 파괴인성은 Polyglass가 $1.47 \pm 0.73 \text{ MPa}\sqrt{\text{m}}$ 로 Enamic의 $1.21 \pm 0.51 \text{ MPa}\sqrt{\text{m}}$ 보다 높았으나 유의차는 없었다 ($p > 0.05$). Enamic의 제조사 제시값은 $1.5 \text{ MPa}\sqrt{\text{m}}$ 이지만, 단일 에지 노치 빔 방법으로 측정한 값은 $(1 \sim 1.51) \pm 0.04 \text{ MPa}\sqrt{\text{m}}$ 이고, 압입 강도법으로 측정한 값은 $1.41 \sim 1.89 \text{ MPa}\sqrt{\text{m}}$ 으로 (Coldea 등, 2013), 압입법으로 측정한 값이 단일 에지 노치 빔 방법으로 측정한 값보다 높다 (Scherrer 등, 1998)는 보고와도 일치하는 보고부터 $1.46 \text{ MPa}\sqrt{\text{m}}$ (He와 Swain, 2011), $1.8 \text{ MPa}\sqrt{\text{m}}$ (Nguyen 등, 2014), $1.85 \pm 0.10 \text{ MPa}\sqrt{\text{m}}$ (Lise 등, 2014)으로 제조사 제시값보다 높다고 보고도 있다. Lava Ultimate도 마찬가지로 제조사 제시값은 $2.02 \text{ MPa}\sqrt{\text{m}}$ 이지만, 압입 강도법으로 측정하면 $2.73 \pm 0.25 \text{ MPa}\sqrt{\text{m}}$ 이라고 보고(Lise 등, 2014)되어 유사한 구조인 MZ 100의 $0.8 \text{ MPa}\sqrt{\text{m}}$ (Nguyen 등, 2012), $0.9 \text{ MPa}\sqrt{\text{m}}$ (Thornton과 Ruse, 2014),

1.4 MPa√m (He와 Swain, 2011)보다는 매우 높았다. 치과용 컴포짓 레진의 파괴인성은 0.8 MPa√m 이하 (Ruse와 Sadoun, 2014), 1.1±0.2 MPa√m (Quinn과 Quinn, 2010), 1.3~1.5 MPa√m (Rodrigues Jr 등, 2008)이라고 보고되었다.

치과용 도재의 파괴인성은 0.67~0.72 MPa√m (Gonzaga 등, 2009)과 0.9~1.56 MPa√m (Morena 등, 1986; Rizkalla와 Jones, 2004), VM 9은 0.82~0.96 MPa√m (Coldea 등, 2013), Mark II는 2.27~2.37 MPa√m (Coldea 등, 2013), e.max는 1~1.25 MPa√m (Coldea 등, 2013), Empress는 1.53±0.15 MPa√m (Lise 등, 2014), Empress 2는 3.3 MPa·m^{1/2} (Bindi 등, 2006), 알루미나는 3.64~3.73 MPa√m (Coldea 등, 2013)와 4.0~5.0 MPa√m (Streicher 등, 1991), 지르코니아는 4.94~4.97 MPa√m (Coldea 등, 2013)와 7.0~8.0 MPa√m (Streicher 등, 1991)으로 본 연구에서 측정한 값은 e.max와 Empress와 유사하였다.

자연치 상아질의 파괴인성은 2.2~3.1 MPa√m (Coldea 등, 2013)과 3.08 MPa√m (El Mowafy와 Watts, 1986), 법랑질은 0.7~1.37 MPa√m (Hassan 등, 1981)과 0.6~1.5 MPa√m (Coldea 등, 2013)이라고 보고되어 Enamic과 Polyglass 모두 법랑질과 유사하였다.

결론

본 논문에서는 치과용 CAD/CAM 세라믹/고분자 블록 상용 제품인 Polyglass(베리콤, 한국)와 Enamic(Vita, 독일)의 기계적 물성을 측정하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. Polyglass는 고분자 매트릭스에 수십 μm 와 수십 nm 크기의 불규칙한 형태를 갖는 세라믹 필러가 분산되어 있는 구조이고, Enamic은 세라믹 매트릭스에 불규칙한 크기와 형태의 고분자가 함침된 구조임을 확인할 수 있었다.
2. 굴곡하중에 따라 변형이 직선적으로 증가하다가 파괴되는 세라믹과 유사한 파괴 거동을 나타내었으며, 기울기로부터 계산한 탄성율은 Enamic이 $7.0 \pm 0.4 \text{ GPa}$ 로 Polyglass의 $5.1 \pm 0.8 \text{ GPa}$ 보다 유의하게 높은 값을 나타내었다($p < 0.05$).
3. 굴곡강도는 Polyglass가 $132.30 \pm 7.04 \text{ MPa}$ 로 Enamic의 $113.73 \pm 10.93 \text{ MPa}$ 보다 유의하게 높은 값을 나타내었다($p < 0.05$).
4. 와이블 계수는 Polyglass가 22.46로 Enamic의 12.72보다 매우 높은 값을 나타내었다.
5. 비커스 경도는 Enamic이 $2.18 \pm 0.52 \text{ GPa}$ 로 Polyglass의 $0.86 \pm 0.09 \text{ GPa}$ 보다 유의하게 높은 값을 나타내었으며($p < 0.05$), Polyglass의 경도가 자연치의 상아질과 유사한 수준이었다.
6. 압입 균열법으로 측정한 파괴인성은 Polyglass가 $1.47 \pm 0.73 \text{ MPa}\sqrt{\text{m}}$ 로 Enamic의 $1.21 \pm 0.51 \text{ MPa}\sqrt{\text{m}}$ 보다 높았으나, 유의차는 없었다($p > 0.05$).

굴곡강도, 와이블 계수, 파괴인성은 Polyglass가 높은 값을 나타낸 반면, 탄성율과 경도는 Enamic이 높은 값을 나타내서 고분자 매트릭스 구조인 Polyglass가 강도와 파괴인성에 유리하다는 것을 알 수 있었다. 그러나, Polyglass와 Enamic에 사용된 세라믹과 고분자의 성분이 다를 뿐 아니라, 함량과 크기도 달라서 계속적인 연구가 필요하다고 생각되며, 기계적 물성의 측정 방법을 달리한다면 결과가 달라질 수도 있을 것으로 생각되기 때문에 이에 관해서도 추가적인 연구가 기대된다.

참고문헌

- 박재성, 이영신. 지르코니아-알루미나 세라믹 복합재료에 관한 연구. 전자공학회 논문지. 2012:49(2):39-46.
- 이성, 김도경. Reaction-based processing methods for ceramics and composites; ceramic-matrix composites fabricated by the Lanxide process. 요업재료의 과학과 기술. 1991:6(3):182-189.
- 이태호. 세라믹 매트릭스 복합재료 연구 개발 동향 및 전망. Compos Res 2014:27(4):123-129.
- KS L 1600 고성능 요업 제품의 파괴 인성 시험방법.
- 3M Paradigm. Lava Ultimate. CAD/CAM Block. Technical product profile. 2011.
- 3M Paradigm. MZ100 Block. Technical product profile. 2000.
- Abuelenain DA, Neel EAA, Al-Dharrab A. Surface and mechanical properties of different dental composites. Austin J Dent 2015:2(2):1019-1023.
- 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.
- Al-Haik MS, Trinkle S, Garcia D, Yang F, Martinez U, Sumali H, Miltenberger S. Investigation of the nanomechanical and tribological properties of dental materials. Int J Theo Appl Multiscale Mech 2009:1(1):1-15.
- 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.
- ASTM E494-15 Standard Practice for Measuring Ultrasonic Velocity in Materials.
- 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.
- Awad D, Stawarczyk B, Ing D, Liebermann A, Ilie N, Ing D. Translucency of

- esthetic dental restorative CAD/CAM materials and composite resins with respect to thickness and surface roughness. *J Prosthet Dent* 2015;113:534-540.
- 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.
- Bechtle 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.
- Bindl A, Luthy H, Mormann WH. Strength and fracture pattern of monolithic CAD/CAM-generated posterior crowns. *Dent Mater* 2006;22:29-36.
- Bobji MS, Biswas SK. Estimation of hardness by nanoindentation of rough surfaces. *J Mater Res* 1998;13:3227-3233.
- Bona AD, Donassollo TA, Demarco FF, Barrett AA, Mecholsky Jr JJ. Characterization and surface treatment effects on topography of a glass-infiltrated alumina/zirconia-reinforced ceramic. *Dent Mater* 2007;23:769-775.
- Bona AD, Corazza PH, Zhang Y. Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dent Mater* 2014;30:564-569.
- 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.
- Bull SJ, Page TF, Yoffe EH. An explanation of the indentation size effect in ceramics. *J Philos Mag Lett* 1989;59(6):281-288.
- Chantikul P, Anstis GR, Lawn BR, Marshall DB. A critical evaluation of indentation techniques for measuring fracture toughness: II, strength method. *J Am Ceram Soc* 1981;64(9):539-543.
- 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.
- Dirxen C, Blunck U, Preissner S. Clinical performance of a new biomimetic double network material. *Open Dent J* 2013;7:118-122.
- El 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, Berge HX, Condon JR. In vitro aging of dental composites in water - effect of degree of conversion, filler volume, and filler/matrix coupling. *J Biomed Mater Res* 1998;42:465-472.
- Ferracane JL. Resin composite-state of the art. *Dent Mater* 2011;27:29-38.
- Fischer H, Marx R. Fracture toughness of dental ceramics: comparison of bending and indentation method. *Dent Mater* 2002;18:12-19.
- Fischer H, Waindich A, Telle R. Influence of preparation of ceramic SEVNB specimens on fracture toughness testing results. *Dent Mater* 2008;24:618-622.
- 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.
- 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.
- Han SH, Kim JK. Effect of temperature and age on the relationship between

- dynamic and static elastic modulus of concrete. *Cement Concrete Res* 2004;34:1219-1227.
- 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, Fujisawa N, Swain MV. Elastic modulus and stress-strain response of human enamel by nano-indentation. *Biomaterials* 2006;27:4388-4398.
- He LH, Swain M. A novel polymer infiltrated ceramic dental material. *Dent Mater* 2011;27:527-534.
- Helkimo E, Carson GE, Helkimo M. Bite force and state of definition. *Acta Odontol Scand* 1977;35:297-303.
- Ichim IP, Schmidlin PR, Kieser JA, Swain MV. Restoration of non-cariou 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.
- ISO 14705:2008 Fine ceramics (advanced ceramics, advanced technical ceramics) – Test method for hardness of monolithic ceramics at room temperature.
- ISO 17561:2002 Fine ceramics (advanced ceramics, advanced technical ceramics) – Test method for elastic moduli of monolithic ceramics at room temperature by sonic resonance.
- ISO 18754:2003 Fine ceramics (advanced ceramics, advanced technical ceramics) – Determination of density and apparent porosity.
- Kinney JH, Gladden JR, Marshall GW, Marshall SJ, So JH, Maynard JD. Resonant ultrasound spectroscopy measurements of the elastic constants of human dentin. *J Biomech* 2004;37:437-441.
- 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.
- Lauvahutanon S, Takahashi H, Shiozawa M, Iwasaki N, Asakawa Y, Oki M, Finger WJ, Arksornnukit M. Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dent Mater J* 2014;33(5):705-710.
- 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.
- Li RWK, Chow TW, Matinlinna JP. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. *J Prosthodont Res* 2014;58(4):208-216.
- 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.
- Marshall DB, Noma T, Evans AG. A simple method for determining elastic-modulus-to-hardness ratios using Knoop indentation measurements. *J Am Ceram Soc* 1982;65(10):c175-c176.
- 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.
- Miyazaki T, Nakamura T, Matsumura H, Ban S, Kobayashi T. Current status of zirconia restoration. *J Prosthodont Res* 2013;57:236-261.
- Morena R, Lockwood PE, Fairhurst CW. Fracture toughness of commercial dental porcelains. *Dent Mater* 1986;2:58-62.
- Nguyen JF, Migonney V, Ruse ND, Sadoun M. Resin composite blocks via high-temperature polymerization. *Dent Mater* 2012;28:529-534.
- Nguyen JF, Migonney V, Ruse ND, Sadoun M. Properties of experimental urethane dimethacrylate-based dental resin composite blocks obtained via

- thermo-polymerization under high pressure. *Dent Mater* 2013;29:535-541.
- Nguyen JF, Ruse D, Phan AC, Sadoun MJ. High-temperature-pressure polymerized resin-infiltrated ceramic network. *J Dent Res* 2014;91(3):62-67.
- Park S, Quinn JB, Romberg E, Arola D. On the brittleness of enamel and selected dental materials. *Dent Mater* 2008;24:1477-1485.
- Pest LB, Cavalli G, Bertani P, Gagliani M. Adhesive post-endodontic restorations with fiber posts: push-out tests and SEM observations. *Dent Mater* 2002;18:596-602.
- Petrini M, Ferrantea M, Su B. Fabrication and characterization of biomimetic ceramic/polymer composite materials for dental restoration. *Dent Mater* 2013;29:375-381.
- 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.
- Prielipp H, Knechtel M, Claussen N, Streiffer SK, Mullejans H, Ruhle M, Rodel J. Strength and fracture toughness of aluminum/alumina composites with interpenetrating networks. *Mater Sci Eng* 1995;A197(1):19-30.
- 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, Scherrer SS, Ferracane JL, Bona AD. Microstructural

- characterization and fracture behavior of a microhybrid and a nanofill composite. *Dent Mater* 2008;24:1281-1288.
- Ruse ND, Sadoun MJ. Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications. *J Dent Res* 2014;93(12):1232-1234.
- Sabbagh J, Vreven J, Leloup G. Dynamic and static moduli of elasticity of resin-based materials. *Dent Mater* 2002;18:64-71.
- 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.
- Shenoy A, Shenoy N. Dental ceramics: an update. *J Conserv Dent* 2010;13(4):195-204.
- 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.
- 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.
- Shetty R, Shenoy K, Dandekeri S, Suhaim KS, Ragher M, Francis J. Resin-matrix ceramics - an overview. *Inter J Recent Sci Res* 2015;6(11):7414-7417.
- 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.
- Thornton I, Ruse ND. Characterization of nanoceramic resin composite and lithium disilicate blocks. *IADR* 2014.
- Travitzky NA. Microstructure and mechanical properties of alumina/copper composites fabricated by different infiltration techniques. *Mater Lett* 1998;36(1-4):114-117.
- 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.

- Vieira C, Silva-Sousa YTC, Pessarello 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, Kempainen P, Kononen M. Maximal contraction force and endurance of human jaw-closing muscles in isometric clenching. *Scand J Dent Res* 1993;101:416-421.
- Wegner LD, Gibson LJ. The fracture toughness behaviour of interpenetrating phase composites. *Int J Mech Sci* 2001;43(8):1771-1791.
- Willems G, Lambrechts P, Braem M, Celis JP, Vanherle G. A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics. *Dent Mater* 1992;8:310-319.
- Wolf D, Bindl A, Schmidlin PR, Luthy H, Mormann WH. Strength of CAD/CAM-generated esthetic ceramic molar implant crowns. *Int J Oral Max Impl* 2008;23(4):609-617.
- 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.
- 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, Fratzi P. 3D variations in human crown dentin tubule orientation: a phase-contrast microtomography study. *Dent Mater* 2010;26:1-10.