

## 치과용 세라믹 수복재료에 대한 검토 및 최신 동향

변선미<sup>1</sup>, 김경선<sup>2</sup>, 신재우<sup>3</sup>, 이정환<sup>3</sup>, 지정희<sup>1</sup>, 배민수<sup>4</sup>, 장용석<sup>1</sup>, 이민호<sup>1,\*</sup>, 배태성<sup>1,\*</sup>

<sup>1</sup>전북대학교 치과대학 치과생체재료학교실, 생체흡수성소재연구소 및 구강생체과학연구소

<sup>2</sup>대구보건대학교 치위생학과

<sup>3</sup>광주보건대학교 치기공과

<sup>4</sup>대한민국 공군 제3훈련비행단 항공의무대대 진료실

## Review and latest trends of dental ceramic restorative materials

Seon-Mi Byeon<sup>1</sup>, Kyeong-Seon Kim<sup>2</sup>, Jae-Woo Shin<sup>3</sup>, Jung-Hwan Lee<sup>3</sup>, Jeong-Hui Ji<sup>1</sup>, Min-Soo Bae<sup>4</sup>,  
Yong-Seok Jang<sup>1</sup>, Min-Ho Lee<sup>1,\*</sup>, Tae-Sung Bae<sup>1,\*</sup>

<sup>1</sup>Department of Dental Biomaterials, Institute of Biodegradable Materials, Institute of Oral Bioscience, School of Dentistry, Jeonbuk National University, Jeonju, Republic of Korea

<sup>2</sup>Department of Dental Hygiene, Daegu Health College, Daegu, Republic of Korea

<sup>3</sup>Department of Dental Lab Technology, Gwangju Health University, Gwangju, Republic of Korea

<sup>4</sup>Aeromedical Clinic, The 3rd Flight Training Wing, Republic of Korea Air Force, Republic of Korea

Prosthodontic treatment is being performed for morphology and functional restoration due to damage and loss of teeth. As the aesthetic demands of patients increase, interest in ceramic materials with shades and translucency similar to natural teeth has increased. Recently, the manufacturing and processing technology of ceramic materials has greatly improved, and the market for dental ceramic materials is growing rapidly. The purpose of this literature review and evaluation is to provide information on the classification and properties of dental ceramic materials with excellent aesthetics and fracture resistance. In this article, it is classified as follows: I) Dental porcelain; II) Sinterable all-ceramic; III) Glass-ceramic for casting; IV) Glass-infiltrated alumina ceramic; V) Glass-ceramic ingots for heat-pressing technique; VI) Blocks for CAD/CAM; VII) Ceramic for CAD/3D printing. Dental ceramic materials and their restoration manufacturing methods have evolved significantly over the past decade. As a result, the manufacturing method of restorations has progressed from the layered firing technique of powdered materials or heat-pressing technique to the cutting and processing of single and multi-layer blocks using CAD/CAM technology, leading to the introduction of CAD/3D printing technology. In this manuscript, we will review the types of ceramic materials used in the fabrication of dental restorations and their advantages and disadvantages.

**Keywords** : Dental ceramic restorative materials, Glass-ceramic, Computer-aided design (CAD)/Computer-aided manufacturing (CAM), Three-dimensional (3D) printing

Seon-Mi Byeon (ORCID: 0000-0003-3611-7000)  
Kyeong-Seon Kim (ORCID: 0000-0001-6197-5627)  
Jae-Woo Shin (ORCID: 0000-0003-0834-4265)  
Jung-Hwan Lee (ORCID: 0000-0002-2065-5632)  
Jeong-Hui Ji (ORCID: 0000-0001-5744-3572)  
Min-Soo Bae (ORCID: 0000-0002-6078-3639)  
Yong-Seok Jang (ORCID: 0000-0002-2757-232X)

\*Correspondence: Min-Ho Lee (ORCID: 0000-0001-6142-4876) and  
Tae-Sung Bae (ORCID: 0000-0002-8307-4544)  
567 Baekje-daero, Deokjin-gu, Jeonju 54896, Republic of Korea  
Affiliation: Department of Dental Biomaterials and Institute of  
Biodegradable Material, Institute of Oral Bioscience, School of  
Dentistry, Jeonbuk National University, Jeonju, Republic of Korea  
Tel: +82-63-270-4042, E-mail: mh@jbnu.ac.kr  
Tel: +82-63-270-4040, E-mail: bts@jbnu.ac.kr

Received: Jan, 10, 2024; Revised: Feb, 08, 2024; Accepted: Feb, 22, 2024

## 서론

치아의 손상과 상실로 인한 형태적 및 기능적 수복을 위해서 보철치료가 시행되었고, 환자들의 심미적 수요가 증가하면서 자연치아와 유사한 색상과 반투명성을 갖는 세라믹 재료의 사용이 증가하고 있다(1).

포세린(porcelain)은 치과에 도입된 최초의 세라믹 재료로서 색상과 반투명성이 자연치아와 유사하다(2). 포세린 수복물의 문제점은 낮은 외력이 작용하는 상태에서도 치명적인 균열이 발생될 수 있기 때문에 임상에서 그의 사용이 제한되고 있다(3, 4). 이러한 포세린의 단점을 극복하기 위해 포세린 하부에 높은 강도의 금속을 강화한 이중 구조의 금속-세라믹 수복물이 도입되었다(5). 하지만 이 경우에도 비니어(veneer) 세라믹의 소성온도의 상승과 다중 소성 및 스테인(stain)과 글레이즈(glaze)의 불안정은 수복물의 색상과 내구수명에 영향을 미칠 수 있다(6). 이외에도 금속 프레임워크(framework)의 색 차단을 위해 사용된 불투명재에서 기인한 보철물의 명도 증가, 금속 프레임워크에 의한 빛이 차단으로 형성되는 치은부의 음영(shadow) 및 변연부에서의 금속 노출 등의 문제점들로 인해 심미적인 측면에서 한계를 보였다(7).

치과용 세라믹 수복물의 제작방법 중 초기에 도입된 분말을 적층한 후 소결하는 방식은 심미성은 우수하지만 제작과정이 복잡하고 강도가 낮아서 낮은 응력이 작용하는 상태에서도 쉽게 파절이 일어났다. 이러한 문제점으로 인해 임상적용에서 여러 가지의 한계를 보였다(8). 하지만, 근래에 다양한 종류의 세라믹 재료와 수복물의 제작 방법이 도입되면서 치과용 세라믹 재료 시장의 성장에 기여하고 있다(9). 본 연구 검토에서는 심미성이 우수하면서도 파절 저항성을 갖는 치과용 세라믹의 종류와 그의 특성에 대한 정보 및 치과용 세라믹 재료 시장의 향후 동향에 대해 소개하고자 한다.

## 본론

### 1. 치과용 포세린

인류가 사용해 왔던 초기의 세라믹 재료들은 포세린의 종류에 포함된다. 1789년 프랑스의 치과의사 드세망(deChemant)과 약사 뒤샤토(duChateau)는 포세린 인공치아를 개발하여 치과계에 처음으로 소개하였다(10). 치과용 포세린은 다른 세라믹 재료에 비해서 우수한 광학 특성으로 인해 자연치아의 색상과 투명도를 시뮬레이션할 수 있고(4), 화학적으로도 매우 안정적이다(11). 또한, 열팽창계수와 열전도도는 자연치아의 열팽창계수와 유사하여 수복물의 변연 봉쇄가 양호하고, 포세린 수복물의 내구성을 향상시켜준다(12).

Charles H Land는 1903년에 최초의 세라믹 크라운 중의 하나인 porcelain jacket crown을 선보였으며, 백금 호일 매트릭스(platinum foil matrix)와 고용점 장석계(feldspathic) 포세린을 사용했다(13). 하지만, 큰 소성(firing) 수축으로 인해 적합성이 좋지 않고, 포세린의 낮은 굽힘강도로 인해 높은 파절 발생률을 보였다(14). 포세린과 금속의 특성을 비교해보면, 포세린은 심미성은 우수하지만 취성이 있으므로 파절 저항성은 불량하다. 하지만 금속은 인성이 있으므로 파절 저항성은 우수하지만 심미성이 낮다(11, 14). 금속-세라믹 수복물은 금속과 포세린의 장점을 결합한 수복법으로, 1962년 Morris Weinstein에 의해 백류석(leucite) 함유 포세린이 개발되며 보편화되었다(15). 백류석의 높은 열팽창은 포세린이 치과용 합금과 융합하기에 적합한 수준을 보였으며, 이러한 이유로 이후 개발된 대부분의 포세린들은 백류석 결정을 함유하고 있다(16). 하지만, 금속-세라믹 수복물은 전치부에서 심미적인 외관을 손상시키는 어두운 금속색의 노출(17), 금속색의 차단을 위해 사용된 불투명재에서 기인한 보철물의 명도 증가, 금속 프레임워크에 의한 빛이 차단으로 형성되는 치은부의 음영(shadow) 및 소성 중 비니어 세라믹의 소결 수축으로 인한 순층 변연의 불일치 등의 문제점들이 노출되었다(18).

## 2. 소결성 올-세라믹

금속-세라믹 수복물은 심미적 측면에서의 한계로 인해 다양한 올-세라믹 재료로 대체되고 있다. 초기에는 알루미늄을 함유한 포세린, 백류석을 함유한 글라스-세라믹, 불화인회석(fluoroapatite)을 함유한 글라스-세라믹과 같은 분말형 재료가 사용되었다(19). 포세린의 강도 개선을 위해서 알루미늄을 첨가한 포세린은 알루미늄 비율이 높아짐에 따라 투명도가 감소하고 심미적 측면의 한계 때문에 코어(core)로 활용된다(20). 알루미늄 함유 재료로서 도입된 Hi-Ceram (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany)에서는 알루미늄의 함량 증가를 위해 프리트(frit) 처리법을 적용하였다(21). 하지만, 알루미늄의 함량 증가에 있어서 한계를 보였기 때문에 높은 강도를 얻지 못하였다(22). 백류석과 불화인회석 결정을 함유한 글라스-세라믹은 심미성이 우수하나, 축성 후 소성 과정에서 발생하는 수축으로 인해 수복물의 적합성이 감소되었다. 또한, 굴곡강도(100~150 MPa)가 높지 않았기 때문에 저작과정에서 파절이 쉽게 발생하여 임상적용에서도 한계를 보였다(23).

## 3. 주조용 글라스-세라믹

1968년 MacCulloch가 세라믹 강화(ceramming) 과정을 통해서 강도를 개선함과 동시에 자연치아와 같은 심미성을 부여하는 것이 가능하다고 보고한 이래, 1984년이 되어서야 최초의 주조용(castable) 글라스-세라믹 Dicor (Dentsply Int., York, PA, USA)가 치과임상에 도입되었다(13, 24). Dicor는 운모형(micaceous) 45 vol%와 글라스 55 vol%의 crystalline tetrasilicic fluormica로 구성된 글라스-세라믹 재료로서, 기존의 왁스 소실 매몰 기술(lost wax investment techniques)과 글라스 주조 기술을 결합하였다(25). 이 글라스-세라믹은 금속-세라믹 수복물의 대체재로 인레이(inlay), 온레이(onlay) 및 단일 치아 크라운을 제작하는 데 활용되었다(26). 하지만, 몇 가지 단점으로 인한 문제점을 보였다. 즉, 결정화 과정에서 발생한 수축으로 인해 수복물의 적합성이 저하되었고, 수복물의 제작에 많은 시간이 소요되었으며,

파절 강도가 낮아서 지대치의 삭제량이 증가하였다(27, 28). 결국, 이 수복법의 문제점을 극복하기 위해서 글라스 침투 알루미늄 세라믹과 열가압성형법(heat pressing technique)을 적용하는 글라스-세라믹 잉곳(ingot)이 생산되었다(29).

## 4. 글라스 침투 알루미늄 세라믹

포세린의 소성 수축 현상과 파절 강도가 낮은 문제를 해결하기 위해 글라스 침투 알루미늄 세라믹 재료가 개발되었다(30). Sadoun은 slip casting 방법에 의해 알루미늄을 성형하고, 용점보다 낮은 온도에서 소성하여 다공성 소결체를 제작한 후 저점도의 붕규산염 글라스를 용융침투하여 복합화한 세라믹인 고강도 코핑(In-Ceram; Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany)을 생산하였다(31). Slip casting 방법이 적용된 글라스 침투 알루미늄 세라믹 재료의 굴곡강도는 약 400~600 MPa로 측정되었으며(32), 알루미늄 함유 포세린의 평균 굴곡강도 값인 약 150 MPa의 약 4배에 달하였다(33). 하지만, 구치부에서는 크라운의 파절이 지속되었으며, 이를 개선하기 위해 In-Ceram Zirconia (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany)가 도입되었다(34). In-Ceram Zirconia는 알루미늄에 약 33% 세리아-부분안정화 지르코니아(ceria-partially-stabilized zirconia; Ce-PSZ)를 포함하는 알루미늄 기반 다공성 구조에 lanthanum 산화물계 글라스를 용융 침투하여 제조되었다(35). 알루미늄-지르코니아 재료는 불투명도가 매우 높아서 심미성이 떨어졌다. 이러한 이유로 전치부의 경우에는 투명도가 높은 알루미늄-마그네시아(alumina-magnesia)의 스피넬(spinell) 결정을 함유하는 In-Ceram spinell이 도입되었다(36). 이후 알루미늄 액상 sol로 전해주조(electroforming)하여 다공성 소결체를 제작하는 방법인 Wol-Ceram system (Wol-Dent, Ludwigshafen, Germany)이 도입되었다(37). 알루미늄 액상 sol로 생성된 수복물은 뛰어난 변연적합성, 높은 강도, 일관된 코핑 두께 등의 이점을 제공하였다(38, 39).

## 5. 열가압성형용 글라스-세라믹 잉곳

결정화 열처리를 통해 생성된 글라스-세라믹 잉곳은 주조용 글라스-세라믹과 달리 가열 연화되었을 때 주조하여 성형하기에는 점도가 너무 높기 때문에 압력을 가하여 주입하는 열가압 방식(heat-pressing technique)을 사용하였다(40). 이 방법은 전통적인 적층 소결 방법과 달리 Weibull 계수의 증가, 굴곡강도의 증가, 우수한 변연 적합성, 낮은 기공률 및 정확한 제조 공정 등의 장점을 갖고 있다(41). 열가압 방식에서는 리튬-디실리케이트(lithium-disilicate), 인회석(apatite) 및 백류석 결정을 기반으로 하는 글라스-세라믹 잉곳이 사용되었다(42). 인회석과 백류석을 기반으로 한 글라스-세라믹 소재는 심미성이 우수하나 파절강도가 낮기 때문에 큰 응력이 작용하지 않는 부위에만 제한적으로 적용되고 있다(43). 반면 리튬-디실리케이트계 글라스-세라믹은 양호한 심미성과 400 MPa 이상의 굴곡강도를 갖고 있다(44). IPS e.max Press 잉곳(Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), Amber Press 잉곳(HASS, Gangneung, Korea) 및 Celtra Duo 잉곳(Dentsply Sirona, Bensheim, Germany) 등이 이에 속한다. IPS e.max Press 잉곳은 1~3  $\mu\text{m}$  범위의 리튬-디실리케이트 침상 결정을 약 70 vol% 포함하고(45), Celtra Duo는 58% 리튬-메타실리케이트와 -디실리케이트 및 인산염 결정, 10% 지르코니아 결정 및 기타 미량 성분으로 구성되어 있다(46). 잉곳은 투명도에 따라 HT (high translucency), LT (low translucency), HO (high opacity), MO (medium opacity) 및 impulse (뛰어난 심미성을 보장하기 위해 shade 대신 value와 opal 값을 사용함; value 1, 2, 3과 opal 1, 2)(47)로 구분되어 있으므로 수복할 치아의 상태에 대응하여 잉곳을 선택할 수 있다(48).

## 6. CAD/CAM용 블록

2000년대부터 치과의료기기의 디지털화가 빠르게 진행되면서 컴퓨터 사용이 보편화되었다(49). 아날로그 방식은 디지털 방식에 비해 수복물의 제작과정이 복잡하고, 제작에 오랜 시간이 소요되며, 소결과 열처리의 과정에서

일어나는 수축으로 인해 적합성이 떨어진다(50). 하지만, 디지털 방식으로 전환되며 소결과 열처리의 과정에서 일어나는 수축의 문제가 해결되면서 수복물의 적합도가 크게 개선되었다(51). CAD/CAM 용의 세라믹 블록은 표준화되었고, 정확한 절차와 단순화된 제작 공정은 수복물의 신뢰도와 내구성을 향상시켰다(50, 52).

수복물의 제작을 위해 절삭 가공 방식을 적용하는 경우에는 하이브리드 레진, 글라스-세라믹, 장석계 포세린, 알루미늄 및 지르코니아 블록이 사용되고 있으며(53) 크게 두 가지 제작 방식이 적용되고 있다. 첫 번째 방식은 알루미늄 및 지르코니아계 세라믹과 같은 고강도의 세라믹 재료를 사용하는 경우로서, 완전하게 소결된 블록은 절삭 가공이 어렵기 때문에 일반적으로 가소된 상태로 공급된다(54). 지르코니아 블록은 3 mol% 이트리아가 첨가된 안정화 지르코니아(yttria stabilized tetragonal zirconia polycrystal; 3Y-TZP)이 주로 사용되었다. 3Y-TZP는 강도는 높지만 심미성이 낮아서 구치부에 한정적으로 적용되었고, 심미성이 요구되는 전치부에는 반투명도가 우수한 포세린을 비니어하는 방식이 적용되었다. 하지만, 지르코니아-포세린 이중 구조의 수복물은 비니어와 프레임워크 사이의 낮은 결합력으로 인해 비니어에서 균열이 발생하거나 박리가 일어나는 등의 문제가 노출되었다(55-57). 이러한 이유로, 최근 심미성이 향상된 다층 구조의 지르코니아 블록이 도입되었으며, 전치부 영역에서 그의 사용량이 증가하고 있다. 이 블록의 특징은, 높은 채도 및 강도가 요구되는 치경부는 3Y-TZP로 하고 광투과성이 요구되는 절단부는 지르코니아와 하프늄 산화물(hafnium oxide)의 나노 입자를 배합하거나 이트리아 함량을 높여 반투명성을 개선한 지르코니아로 형성하고 있다(58-60). Figure 1은 HASS에서 개발된 다층 지르코니아 디스크 블록(Zirtooth Multi NEO)이다.

두 번째 방식은 하이브리드 레진, 글라스-세라믹, 장석계 포세린 블록과 같이 강도가 비교적 낮은 재료를 사용하는 경우로서, 이들 재료로 제작된 블록은 경도가 낮아 가공이 용이하기 때문에 완전 소결된 상태로 제공된다. 이 방식의 특징은, 환자가 내원한 당일치 치 형성, 디지털 스캐너를 사용한 인상채득, CAD/CAM



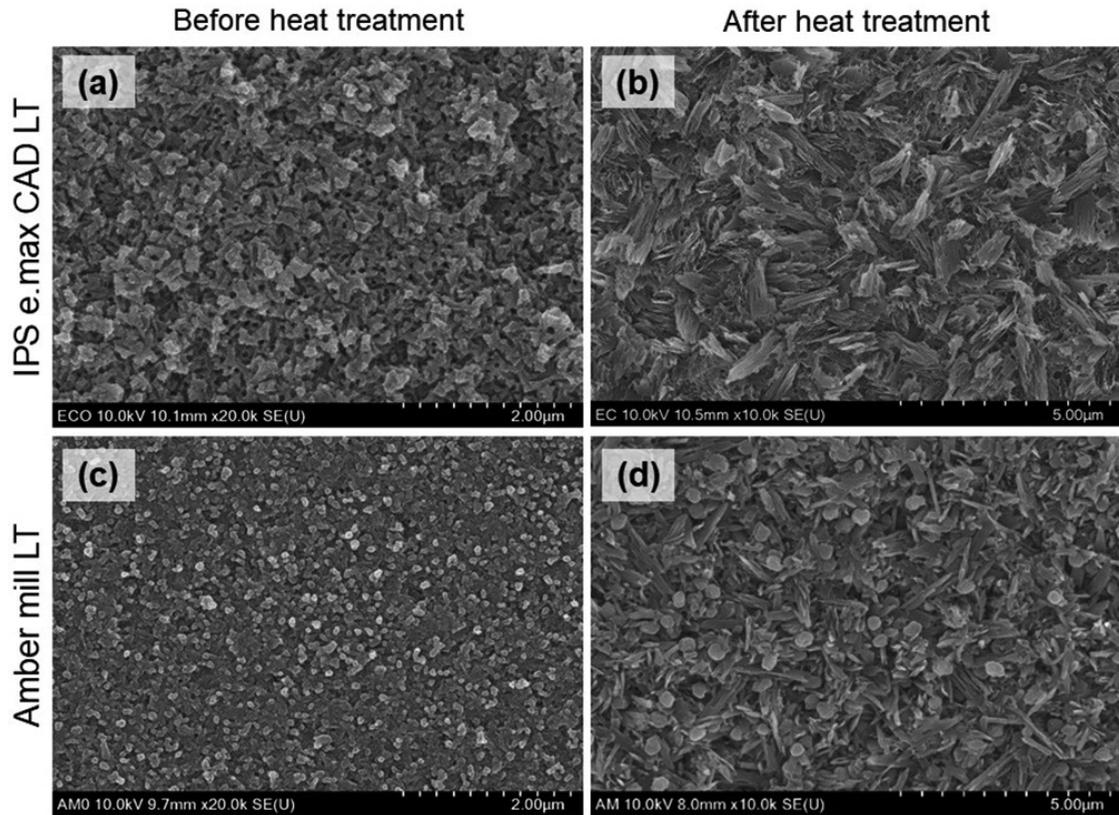
**Figure 1.** Zirconia disc blocks with multiple strengths and translucency (Zirtooth Multi NEO, HASS, Gangneung, Korea).

을 사용한 수복물의 디자인 및 절삭가공이 이루어지므로 당일 수복을 완료할 수 있다(61). 백류석 함유 장식계 블록인 Vitablocs Mark II (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany)와 백류석 함유 글라스-세라믹 블록인 IPS Empress CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)는 파절강도는 낮지만 심미성이 우수하므로 높은 응력이 작용하지 않는 전치부 영역에 제한적으로 사용되고 있다(62). 하지만 리튬-디실리케이트계의 IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), Amber Mill (HASS, Gangneung, Korea), Mazic Claro (Vericom, Gangneung, Korea) 블록 등은 굴곡강도가 400 MPa 이상으로 높으므로 그의 사용량이 증가하는 추세이다. 리튬-디실리케이트계 블록은 절삭 공정의 신뢰성을 높이기 위해서 미세 입자상의 리튬-메타실리케이트 또는 나노 리튬-디실리케이트 상태로 제조된다(63).

Figure 2는 제조사에 권장하는 열처리 온도인 840 °C에서 리튬-메타실리케이트 기반 IPS e.max CAD 블록은 7분, 나노-리튬-디실리케이트 기반 Amber Mill 블록은 15분 동안 열처리를 한 후 9% HF 용액으로 30초 동안 산부식하고 고해상도 전계방출 주사전자현미경 (high-resolution field emission scanning electron microscopy: HR FE-SEM)으로 관찰한 이미지이다. IPS e.max CAD는 글라스 매트릭스에 내장된 약 0.4 μm 사이즈의 리튬-메타실리케이트 결정들(알갱이 형

태)이 관찰되었고(Figure 2a), Amber Mill은 약 50 nm 나노-리튬-디실리케이트 결정들(알갱이 형태)이 관찰되었다(Figure 2c). 열처리 후에는 IPS e.max CAD와 Amber Mill 블록에서 공히 유사한 날카로운 침상 구조의 결정들로 변화하였고(Figure 2b, 2d), Amber Mill 블록에서는 약 300 nm 알갱이 형상의 결정들도 함께 관찰되었다.

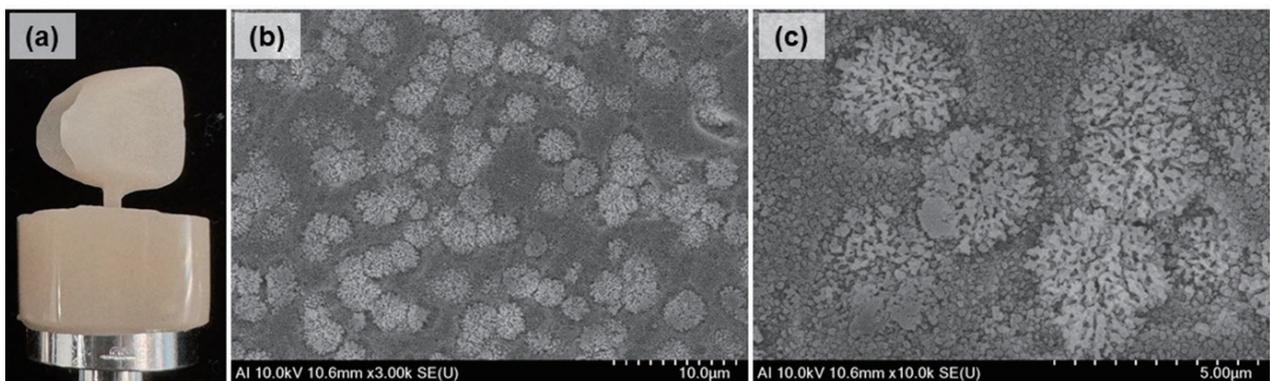
(주) HASS에서는 리튬-디실리케이트계 글라스-세라믹의 활용도를 높이기 위해서 지르코니아 프레임워크에 리튬-디실리케이트 글라스-세라믹을 열가압성형하는 2중구조방식의 Amber Lisi-POZ (HASS, Gangneung, Korea) 크라운 제작 방식을 도입하였다(64). 또한 단일치 임플란트 보철물의 제작과정을 단순화하기 위하여 지르코니아 코어에 리튬-디실리케이트 블록을 열접합하여 제조한 Amber Mill-Q 블록(Figure 3; HASS, Gangneung, Korea)을 도입하였다(65). 이외에도 전치부 수복물의 심미성의 증진을 위해 리튬-디실리케이트의 색조와 강도를 두께방향으로 변화시킨 그라데이션 블록인 Amber Mill Direct 블록(HASS, Gangneung, Korea)을 도입하였다. Figure 4는 Amber Mill Direct 블록을 절삭 가공하여 준비한 전치부 크라운의 사진 및 그의 미세조직에 대한 HR FE-SEM 이미지로서, 미세조직에서는 균질한 리튬-디실리케이트 이외에도 방사상으로 퍼져나가는 리튬 알루미늄 실리케이트의 2차상이 관찰되었다(Figure 4b, 4c). 이상에서 볼 수 있는 것과 같



**Figure 2.** Microstructure images of (a) the lithium-metasilicate-based IPS e,max CAD LT A2 block, (c) the nano-lithium-disilicate-based Amber mill LT A2 block, and (b, d) the blocks after heat treatment observed by HR FE-SEM (Samples were observed with HR FE-SEM after acid etching with 9% HF solution for 30 seconds). The results of this experiment were obtained by the authors.



**Figure 3.** Amber Mill-Q block (HASS, Gangneung, Korea) used for fabrication of implant restorations.



**Figure 4.** (a) Anterior crown milled with Amber Mill Direct A2 block (HASS, Gangneung, Korea) and its (b) microstructure and (c) magnified image observed by HR FE-SEM. The results of this experiment were obtained by the authors.

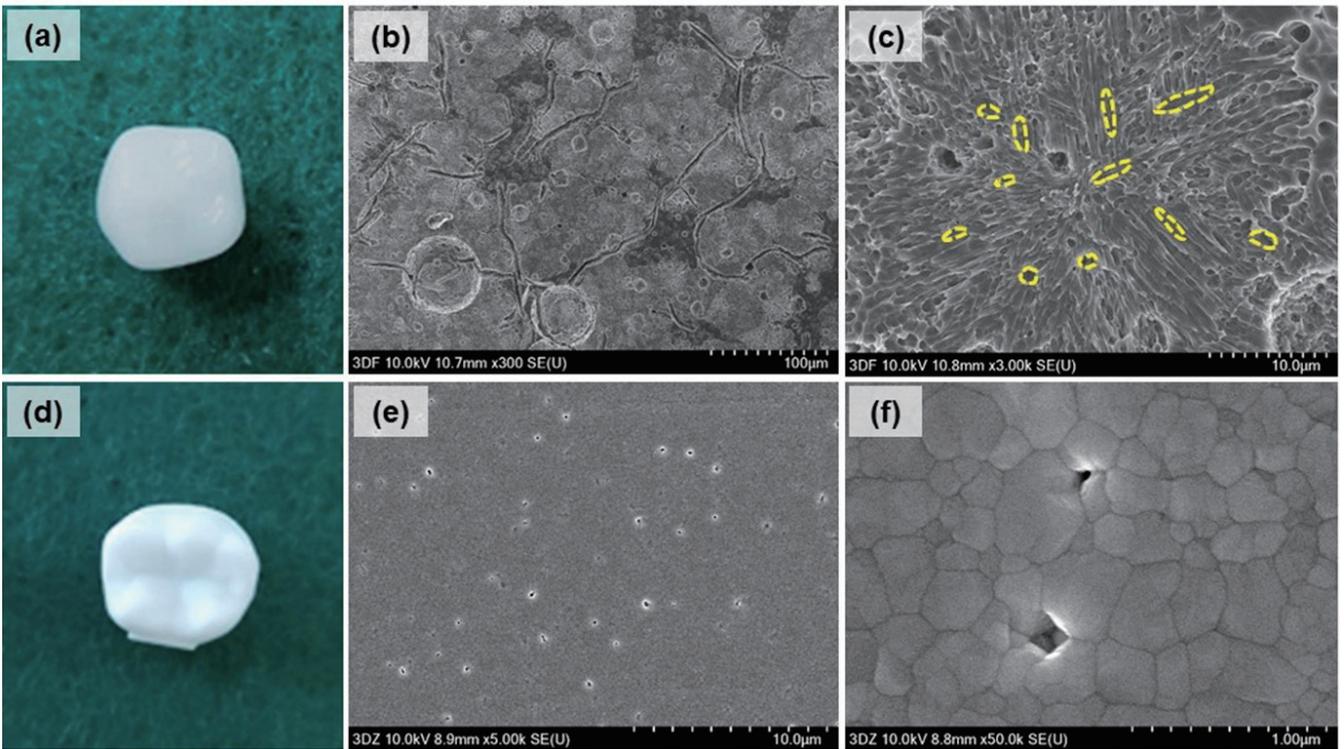
이, 리튬-디실리케이트계 글라스-세라믹은 치과임상에서 다양한 형태로 그의 응용 범위가 확대되고 있다(66, 67).

## 7. CAD/3D 프린팅 세라믹

3D (three-dimensional) 프린팅 제작 방식에서는 일고자 하는 다양한 기하학적 형상을 디지털화 한 다음 적층 과정을 거쳐서 제품을 완성한다. Chuck Hull은 1986년 광조형(stereolithography; SLT) 기기의 특허 취득 및 1987년 SLA-1로 명명된 3D 프린팅 기기를 제작하였으며, 이 기기에서는 분말을 적층하는 AM (Additive manufacturing) 방식을 이용하여 제품을 제작한다(68).

치과에서 CAD/3D 프린팅 방식으로 수복물을 제작하는 과정을 살펴보면, computer aided design (CAD)으로 3D 형태의 수복물을 디자인한 다음 3D 프린터로 레진, 세라믹, 석고, 금속 등의 재료를 적층 또는 증착하여 구조물을 생성한다(8). 로봇 재료 압출(로보캐스팅;

robocasting)과 잉크젯 3D 프린팅(inkjet 3D printing; 3DP) 방식에서는 제품을 성형하는 과정에서 분말 소재의 압출이나 분사 과정이 필요하지만 고형화 과정이 없이 적층하여 성형하므로 작은 크기의 제품에 한정하여 적용하고 있다. DLP (digital light processing)와 SLA (stereolithography) 방식에서는 광중합형 레진에 세라믹 분말을 혼합한 현탁액(suspension)을 준비한 다음 광을 조사하여 제품을 성형하는 방식이다. 이들 방식은 성형 후 유기 결합제(binder)의 제거를 위한 탈지 및 소결 공정이 필요하므로 수복물이 완성될 때까지 시간이 소요되어 비효율적이다(69, 70). 탈지 공정 중에 유기 결합제가 분해되며 생성되는 휘발성 물질의 제거율이 높으면 전기로 내부의 압력이 상승되어 성형체에 균열이 생기거나 층 간의 박리가 일어날 수 있다(71). Figure 5는 DLP 방식을 적용하여 성형한 후 (주) HASS (Gangneung, Korea)에서 추천한 조건에 따라 탈지하고 소결한 백류석 함유 글라스 세라믹 크라운(Figure 5a)과 3Y-TZP 크라운



**Figure 4.** Double-structured leucite reinforced glass ceramic (a) 3 mol% yttria tetragonal stabilized zirconia (d) crown (HASS, Gangneung, Korea) fabricated by 3D printing with digital light processing. Microstructure (b, e) and magnified images (c, f) observed with HR FE-SEM. Yellow dotted circles: leucite crystals. The results of this experiment were obtained by the authors.

운(Figure 5d)을 횡으로 절단한 다음 계면의 미세구조를 HR FE-SEM으로 관찰한 이미지이다. 백류석 함유 글라스-세라믹에서는 1~5  $\mu\text{m}$  범위의 백류석 결정들이 글라스 매트릭스에 분산되어 있는 양상을 보였다(Figure 5b, c). 3Y-TZP에서는 0.1~0.5  $\mu\text{m}$  범위의 지르코니아 결정립들이 관찰되었다(Figure 5e, f). 두 재료의 절단면 상에서 다수의 기공이 관찰되었으며, 이는 저작과정에서 외력이 작용할 때 응력집중에 의한 강도의 저하를 초래하는 원인이 될 것이므로 기공의 억제를 위한 추가적인 검토가 이루어져야 한다.

선택적 레이저 소결법(selective laser sintering; SLS), 선택적 레이저 용융법(selective laser melting; SLM) 및 전자빔 용융법(electron beam melting; EBM)에서는 분말 상의 재료를 플랫폼에 얇게 펼치고서 2D 패턴을 따라 레이저 또는 전자 빔을 조사하여 3D 형상의 수복물을 제작한다. 이들 방식에서는 성형과정을 거치지 않고 제품이 완성되므로 제작 시간이 단축된다. 그러나 가열 및 냉각속도가 빨라서 열충격으로 인해 소결체에 미세 균열이 생성될 수 있지만 예열한 분말을 사용하는 경우 어느 정도의 범위에서 완화가 가능하다(69, 72).

## 결론

보철치료는 치아가 상실되거나 손상된 경우에 형태와 기능의 복원을 위해서 이루어졌다. 그러나 최근 치과 수복물의 심미적 수요가 높아짐에 따라 전치부와 구치부 모두에 적용이 가능한 세라믹 재료에 대한 관심이 증가하고 있다(1). 종래의 치과용 세라믹 재료는 심미성은 우수하지만 강도가 낮고, 수복물 제작의 어려움 때문에 사용이 제한되었다(8). 근래 세라믹의 제조와 가공 기술의 획기적인 발전 및 CAD/CAM을 이용한 제작이 보편화되면서 치과용 세라믹 재료의 시장은 급속하게 성장하고 있다(9). CAD/CAM으로 블록을 밀링 가공하여 제작하는 경우 절삭 공구의 간섭으로 인해 제작이 가능한 수복물의 형상이 제한되는 점(73), 경도가 높은 세라믹의 특성상 공구의 마모가 빠른 점, 블록을 사용하므로 재료의 사

제량이 많은 점 등이 문제점으로 지적되고 있다(74). 반면 CAD/3D 프린팅은 수복물의 제작 시 재료의 소모가 적고, 동시에 수많은 구조물의 제작이 가능하다는 장점이 있어, 그 사용량이 급격히 증가하고 있다(70).

Makhija 등의 조사 결과에 따르면, 전치부 수복물의 제작을 위해 선택된 상위 3가지 재료는 리튬-디실리케이트 54%, 이중구조 지르코니아(layered zirconia) 17% 및 백류석 강화 글라스-세라믹 13% 순이었다. 구치부 수복물의 제작을 위해 선택된 상위 3가지 재료는 지르코니아 32%, PFM (porcelain fused to metal) 31% 및 리튬-디실리케이트 21% 순이었다. 이 연구의 결과에 근거하면, 리튬-디실리케이트계 글라스-세라믹은 전치부와 구치부에서 공히 널리 사용되고 있음을 알 수 있다(75).

치과용 세라믹 재료의 성질을 비교해 보면, 지르코니아는 강도는 높지만 불량한 광투과성으로 인해 명도가 높고 또한 최종 연마가 불충분할 경우 대합치에서 심한 마모가 나타날 수 있다. 이외에도 지르코니아에서는 저온열화가 발생할 경우 낮은 저작력에 의해서도 쉽게 파절될 수 있다(76). 이중구조 지르코니아는 심미성은 우수하지만 비니어 재료의 낮은 강도로 인한 칩핑(chipping) 또는 지르코니아 코어와 비니어 사이의 낮은 결합력으로 인해 비니어의 박리(delamination) 등의 문제가 발생하였다(77). 이러한 문제의 개선을 위해 반투명성을 개선한 다층 구조의 지르코니아가 도입되어 전치부 영역에서 그의 사용량이 증가하고 있지만, 강도를 유지하며 광투과성을 높이는 측면에서 한계가 있기 때문에 이중구조 지르코니아 수준으로 심미성을 개선할 수 없는 한계가 있다(78). 백류석 강화 글라스-세라믹은 반투명하여 심미성이 우수하지만, 강도가 낮기 때문에 전치부처럼 낮은 응력이 작용되는 부위에 한정하여 권장된다(79). 리튬-디실리케이트계 글라스-세라믹은 반투명도가 양호하여 포세린을 적층하는 이중구조로 하지 않고도 수복물을 제작할 수 있어서 칩핑의 위험을 배제할 수 있다. 그리고, 불화수소산(HF) 산부식에 의해 미세요철을 생성할 수 있을 뿐만 아니라 실란(silane) 처리가 가능하여 레진 시멘트와 기계적 화학적으로 결합이 가능하므로 높은 결합력을 얻을 수 있다(76). 또한 다른 규산염계 세라믹 재료에 비해 강도가 높

으므로 단일치 크라운 수복의 경우 구치부에도 적용이 가능하다. 하지만 변색이 심한 지대치에 리튬-디실리케이트계 글라스-세라믹을 적용할 경우 변색의 영향이 크게 나타나서 심미성이 저하될 수 있다. 이러한 경우에도 라이너를 사용한 배경색의 마스크(masking)에 의해 심미성의 개선이 가능한 것으로 보고된 바 있다(80).

본 논문은 심미성, 파절 저항성 및 다양한 응용 가능성을 갖춘 치과용 세라믹 재료의 분류와 특성에 대한 명확하고 체계적인 정보를 제시하였다. 이를 통해 환자들의 심미적 요구를 충족시키는 데 중요한 역할을 하는 치과용 세라믹 재료들을 독립적으로 분석하였다. 또한, 미래의 연구 방향으로는 다음과 같은 주제들이 중요성을 갖게 될 것으로 기대된다. 첫째, 자연치아와 유사한 색조를 가지면서 내구성 있는 신소재의 개발이 요구되며, 이는 환자들이 자연치아와 구분하지 못할 정도로 완벽한 매치를 이루는 치과용 세라믹 수복물이 제공될 것으로 예측된다. 둘째, 세라믹 제조 및 가공 기술의 혁신적인 발전은 더욱 정교하고 효율적인 제작 과정을 가능하게 할 것이다. 특히, 3D 프린팅 및 CAD/CAM 기술의 진보는 환자 맞춤형 치과 치료에서 뛰어난 성과를 거둘 것으로 전망된다. 따라서, 세라믹 재료를 활용한 치과 수복물 제작에 대한 연구는 더욱 깊이 있고 다양한 측면에서의 탐구가 필요할 것이며, 이를 통해 환자들에게 더 나은 치과 치료 옵션을 제공할 수 있는 가능성이 열릴 것이다.

## 사 사

이 논문은 정부 (과학기술정보통신부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구(No. 2022R1F1A1063968)이며, (주) HASS의 지원에 의하여 연구되었음.

## 참고문헌

1. Moshaverinia A. Review of the modern dental ceramic restorative materials for esthetic dentistry in the

- minimally invasive age. *Dent Clin.* 2020;64(4):621-31.
2. Barizon KT, Bergeron C, Vargas MA, Qian F, Cobb DS, Gratton DG, et al. Ceramic materials for porcelain veneers: part II. Effect of material, shade, and thickness on translucency. *J Prosthet Dent.* 2014;112(4):864-70.
3. Rosa V, Yoshimura HN, Pinto MM, Fredericci C, Cesar PF. Effect of ion exchange on strength and slow crack growth of a dental porcelain. *Dent Mater.* 2009;25(6):736-43.
4. Ruales Carrera E, Dal Bó M, das Neves WF, Fredel MC, Volpato CAM, Hotza D. Chemical tempering of feldspathic porcelain for dentistry applications: A review. *Open Ceram.* 2022;9:100201.
5. Dimitriadis K, Roussi E, Baciú D, Garmpi E, Tsetsekou A, Andreouli CD. Evaluation of robocasting process in the layering of dental feldspathic porcelain in metal-ceramic restorations. *Int J Appl Ceram Technol.* 2023.
6. Bayindir F, Ozbayram O. Effect of number of firings on the color and translucency of ceramic core materials with veneer ceramic of different thicknesses. *J Prosthet Dent.* 2018;119(1):152-8.
7. Rosenblum MA, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc.* 1997;128(3):297-307.
8. Galante R, Figueiredo Pina CG, Serro AP. Additive manufacturing of ceramics for dental applications: A review. *Dent Mater.* 2019;35(6):825-46.
9. Silva LHd, LIMA Ed, Miranda RBdP, Favero SS, Lohbauer U, Cesar PF. Dental ceramics: a review of new materials and processing methods. *Braz Oral Res.* 2017;31.
10. Purushothaman S, Jayakumar S, Sridhar D, John BM, Chandran K, Pulidindi H. Strengthening of ceramics: a review. *J Sci Dent.* 2023;13(1):28-30.
11. Ho GW, Matinlinna JP. Insights on ceramics as dental materials. Part I: ceramic material types in dentistry. *Silicon.* 2011;3:109-15.
12. Hamouda IM, El Waseffy NA, Hasan AM, El Falal AA.

- Evaluation of an experimental dental porcelain. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2010;3(8):610-8.
13. Pollington S, van Noort R. An update of ceramics in dentistry. *Int J Clin Dent.* 2009;2(4):283-307.
  14. Giordano II RA, Pelletier L, Campbell S, Pober R. Flexural strength of an infused ceramic, glass ceramic, and feldspathic porcelain. *J Prosthet Dent.* 1995;73(5):411-8.
  15. Mackert Jr J, Butt S M, Fairhurst C. The effect of the leucite transformation on dental porcelain expansion. *Dent Mater.* 1986;2(1):32-6.
  16. Piché PW, O'Brien WJ, Groh CL, Boenke KM. Leucite content of selected dental porcelains. *J Biomed Mater Res.* 1994;28(5):603-9.
  17. Omar R. Scanning electron microscopy of the marginal fit of ceramometal restorations with facially butted porcelain margins. *J Prosthet Dent.* 1987;58(1):13-9.
  18. Goldin EB, Boyd III NW, Goldstein GR, Hittelman EL, Thompson VP. Marginal fit of leucite-glass pressable ceramic restorations and ceramic-pressed-to-metal restorations. *J Prosthet Dent.* 2005;93(2):143-7.
  19. Bajraktarova Valjakova E, Korunoska Stevkovska V, Kapusevska B, Gigovski N, Bajraktarova Misevska C, Grozdanov A. Contemporary dental ceramic materials, a review: chemical composition, physical and mechanical properties, indications for use. *Maced J Med Sci.* 2018;6(9):1742-55.
  20. Naji GAH, Omar RA, Yahya R. An overview of the development and strengthening of all-ceramic dental materials. *Biomed Pharmacol J.* 2018;11(3):1553-63.
  21. Zhang Y, Kelly JR. Dental ceramics for restoration and metal veneering. *Dent Clin.* 2017;61(4):797-819.
  22. Yilmaz H, Aydin C, Gul BE. Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics. *J Prosthet Dent.* 2007;98(2):120-8.
  23. Beuer F, Schweiger J, Eichberger M, Kappert HF, Gernet W, Edelhoff D. High-strength CAD/CAM-fabricated veneering material sintered to zirconia copings—a new fabrication mode for all-ceramic restorations. *Dent Mater.* 2009;25(1):121-8.
  24. Arango Santander S, Pelaez Vargas A, Saldarriaga Escobar J, Monteiro FJ, Restrepo Tamayo LF. Ceramics for dental restorations-an introduction. *Dyna.* 2010;77(163):26-36.
  25. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent.* 1996;75(1):18-32.
  26. Höland W, Schweiger M, Watzke R, Peschke A, Kappert H. Ceramics as biomaterials for dental restoration. *Expert Rev Med Devices.* 2008;5(6):729-45.
  27. Malament KA, Socransky SS. Survival of Dicor glass-ceramic dental restorations over 14 years: Part I. Survival of Dicor complete coverage restorations and effect of internal surface acid etching, tooth position, gender, and age. *J Prosthet Dent* 1999;81(1):23-32.
  28. Sjögren G, Lantto R, Tillberg A. Clinical evaluation of all-ceramic crowns (Dicor) in general practice. *J Prosthet Dent* 1999;81(3):277-84.
  29. Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent.* 2007;98(5):389-404.
  30. McLaren EA, Cao PT. Ceramics in dentistry—part I: classes of materials. *Inside Dent.* 2009;5(9):94-103.
  31. McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent.* 2001;85(1):61-6.
  32. Wolf WD, Vaidya KJ, Francis LF. Mechanical properties and failure analysis of alumina-glass dental composites. *J Am Ceram S.* 1996;79(7):1769-76.
  33. Osilo G. Flexural strength and internal defects of some dental porcelains. *Acta Odontol Scand.* 1988;46(5):313-22.
  34. Naji GAH, Omar RA, Yahya R. The effect of sodalite zeolite infiltrated material on the fracture toughness, elastic modulus and optical properties of all-ceramic

- dental prostheses. *Ceram Int*. 2016;42(16):18737-46.
35. Borba M, Cesar PF, Griggs JA, Della Bona Á. Adaptation of all-ceramic fixed partial dentures. *Dent Mater*. 2011;27(11):1119-26.
  36. Dhillon J, Tayal SC, Tayal A, Kaur AD. Clinical aspects of adhesion of all ceramics: an update. *Indian J Dent Sci*. 2012;4.
  37. Wu X, Nakagawa M, Teraoka F. Failure morphology of all-ceramic prostheses. *Dent Mater J*. 2012;31(3):494-8.
  38. Contrepolis M, Soenen A, Bartala M, Laviolle O. Marginal adaptation of ceramic crowns: a systematic review. *J Prosthet Dent* 2013;110(6):447-54.
  39. Kim JM, Jeoung SH. Comparative study in marginal accuracy of several all ceramic crowns. *J Tech Den*. 2008;30(2):87-92.
  40. Chung K, Liao J, Duh J, CHAN D. The effects of repeated heat-pressing on properties of pressable glass-ceramics. *J Oral Rehabil*. 2009;36(2):132-41.
  41. Gorman C, McDevitt W, Hill R. Comparison of two heat-pressed all-ceramic dental materials. *Dent Mater*. 2000;16(6):389-95.
  42. Montazerian M, Zanotto ED. Bioactive and inert dental glass-ceramics. *J Biomed Mater Res Part A*. 2017;105(2):619-39.
  43. Höland W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V. A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress® 2 and the IPS Empress® glass-ceramics. *J Biomed Mater Res (Appl Biomater)*. 2000;53(4):297-303.
  44. Huang S, Li Y, Wei S, Huang Z, Gao W, Cao P. A novel high-strength lithium disilicate glass-ceramic featuring a highly intertwined microstructure. *J Eur Ceram Soc*. 2017;37(3):1083-94.
  45. Phark JH, Duarte Jr S. Microstructural considerations for novel lithium disilicate glass ceramics: A review. *J Esthet Restor Dent*. 2022;34(1):92-103.
  46. Badawy R, El Mowafy O, Tam LE. Fracture toughness of chairside CAD/CAM materials—Alternative loading approach for compact tension test. *Dent Mater*. 2016;32(7):847-52.
  47. Beerli M. Improved ceramic veneer restoration: using the IPS e. max Press Impulse for great results. *Dent Lab Prod*. 2014;39(2):16-8.
  48. Santos MO, do Amaral FLB, França FMG, Basting RT. Influence of translucence/opacity and shade in the flexural strength of lithium disilicate ceramics. *J Conserv Dent*. 2015;18(5):394.
  49. Neuman MR, Baura GD, Meldrum S, Soykan O, Valentinuzzi ME, Leder RS, et al. Advances in medical devices and medical electronics. *Proc IEEE*. 2012;100(Special Centennial Issue):1537-50.
  50. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J*. 2008;204(9):505-11.
  51. Kim JH, Oh SH, Uhm SH. Effect of the crystallization process on the marginal and internal gaps of lithium disilicate CAD/CAM crowns. *Biomed Res Int*. 2016;2016.
  52. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc* 2006;137(9):1289-96.
  53. Eskandarion S, Neshandar M, Rokhshad R. Classifications and properties of materials for chairside computer-aided design/computer-aided manufacturing dentistry: a review. *J Res Dent Maxillofac Sci*. 2021;6(2):36-50.
  54. Baroudi K, Ibraheem SN. Assessment of chair-side computer-aided design and computer-aided manufacturing restorations: a review of the literature. *J Int Oral Health*. 2015;7(4):96.
  55. Larsson C, Vult von Steyern P, Sunzel B, Nilner K. All-ceramic two-to five-unit implant-supported reconstructions. A randomized, prospective clinical trial.

- Swed Dent J 2006;30(2):45-53.
56. Tanaka CB, Ballester RY, De Souza GM, Zhang Y, Meira JB. Influence of residual thermal stresses on the edge chipping resistance of PFM and veneered zirconia structures: Experimental and FEA study. *Dent Mater.* 2019;35(2):344-55.
  57. Zhao K, Pan Y, Guess PC, Zhang XP, Swain MV. Influence of veneer application on fracture behavior of lithium-disilicate-based ceramic crowns. *Dent Mater.* 2012;28(6):653-60.
  58. Beuer F, Stimmelmayer M, Gueth JF, Edelhoff D, Naumann M. In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. *Dent Mater.* 2012;28(4):449-56.
  59. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials. *J Prosthet Dent.* 2002;88(1):10-5.
  60. Zhang Y, Lawn BR. Novel zirconia materials in dentistry. *J Dent Res* 2018;97(2):140-7.
  61. Lambert H, Durand JC, Jacquot B, Fages M. Dental biomaterials for chairside CAD/CAM: State of the art. *J Adv Prosthodont* 2017;9(6):486-95.
  62. Charlton DG, Roberts HW, Tiba A. Measurement of select physical and mechanical properties of 3 machinable ceramic materials. *Quintessence Int.* 2008;39(7).
  63. Nawafleh N, Hatamleh M, Elshiyab S, Mack F. Lithium disilicate restorations fatigue testing parameters: a systematic review. *J Prosthodont.* 2016;25(2):116-26.
  64. Lim CH, Jang YS, Lee MH, Bae TS. Evaluation of fracture strength for single crowns made of the different types of lithium disilicate glass-ceramics. *Odontology.* 2020;108(2):231-9.
  65. Jang YS, Oh SH, Oh WS, Lee MH, Lee JJ, Bae TS. Effects of liner-bonding of implant-supported glass-ceramic crown to zirconia abutment on bond strength and fracture resistance. *Materials.* 2019;12(17):2798.
  66. Mavriqi L, Valente F, Murmura G, Sinjari B, Macri M, Trubiani O, et al. Lithium disilicate and zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramics for CAD/CAM dental restorations: biocompatibility, mechanical and microstructural properties after crystallization. *J Dent.* 2022;119:104054.
  67. Jang YS, Noh HR, Lee MH, Lim MJ, Bae TS. Effect of lithium disilicate reinforced liner treatment on bond and fracture strengths of bilayered zirconia all-ceramic crown. *Materials.* 2018;11(1):77.
  68. Ullah M, Bibi A, Wahab A, Hamayun S, Rehman MU, Khan SU, et al. Shaping the future of cardiovascular disease by 3D printing applications in stent technology and its clinical outcomes. *Curr Probl Cardiol.* 2023:102039.
  69. Shirazi SFS, Gharekhani S, Mehrali M, Yarmand H, Metselaar HSC, Kadri NA, et al. A review on powder-based additive manufacturing for tissue engineering: selective laser sintering and inkjet 3D printing. *Sci Technol Adv Mater* 2015;16(3):033502.
  70. Timofitiuc IA, Călinescu O, Iftime A, Dragosloveanu S, Caruntu A, Scheau AE, et al. Biomaterials adapted to vat photopolymerization in 3D printing: Characteristics and medical applications. *J Func Biomater.* 2024;15(1):7.
  71. Johansson E, Lidström O, Johansson J, Lyckfeldt O, Adolfsson E. Influence of resin composition on the defect formation in alumina manufactured by stereolithography. *Materials.* 2017;10(2):138.
  72. Kruth J, Mercelis P, Van Vaerenbergh J, Froyen L, Rombouts M. Binding mechanisms in selective laser sintering and selective laser melting. *Rapid Prototyping J.* 2005;11(1):26-36.
  73. Samra APB, Morais E, Mazur RF, Vieira SR, Rached RN. CAD/CAM in dentistry—a critical review. *Rev Odonto Cienc.* 2016;31(3):140-4.
  74. Kirsch C, Ender A, Attin T, Mehl A. Trueness of four different milling procedures used in dental CAD/CAM

- systems. *Clin Oral Investig*. 2017;21:551-8.
75. Makhija SK, Lawson NC, Gilbert GH, Litaker MS, McClelland JA, Louis DR, et al. Dentist material selection for single-unit crowns: Findings from the national dental practice-based research network. *J Dent*. 2016;55:40-7.
76. Chevalier J, Gremillard L, Deville S. Low-temperature degradation of zirconia and implications for biomedical implants. *Annu Rev Mater Res*. 2007;37:1-32.
77. Crisp R, Cowan A, Lamb J, Thompson O, Tulloch N, Burke F. A clinical evaluation of all-ceramic bridges placed in UK general dental practices: first-year results. *Br Dent J*. 2008;205(9):477-82.
78. Cho MH, Seol HJ. Optical properties, microstructure, and phase fraction of multi-layered monolithic zirconia with and without yttria-gradient. *Materials*. 2022;16(1):41.
79. Fradeani M, Redemagni M. An 11-year clinical evaluation of leucite-reinforced glass-ceramic crowns: a retrospective study. *Quintessence Int*. 2002;33(7):503-10.
80. Oh SH, Kim SG. Effect of abutment shade, ceramic thickness, and coping type on the final shade of zirconia all-ceramic restorations: in vitro study of color masking ability. *J Adv Prosthodont*. 2015;7(5):368-74.

## 치과용 세라믹 수복재료에 대한 검토 및 최신 동향

변선미<sup>1</sup>, 김경선<sup>2</sup>, 신재우<sup>3</sup>, 이정환<sup>3</sup>, 지정희<sup>1</sup>, 배민수<sup>4</sup>, 장용석<sup>1</sup>, 이민호<sup>1,\*</sup>, 배태성<sup>1,\*</sup>

<sup>1</sup>전북대학교 치과대학 치과생체재료학교실, 생체흡수성소재연구소 및 구강생체과학연구소

<sup>2</sup>대구보건대학교 치위생학과

<sup>3</sup>광주보건대학교 치기공과

<sup>4</sup>대한민국 공군 제3훈련비행단 항공의무대대 진료실

치아의 손상과 상실로 인한 형태적 및 기능적 수복을 위해서 보철치료가 시행되고 있다. 환자들의 심미적 요구가 증가하면서 자연치아와 유사한 색조와 반투명성을 갖는 세라믹 재료에 대한 관심이 증가되었다. 최근에는 세라믹 재료의 제조 및 가공 기술이 크게 개선되면서 치과용 세라믹 재료의 시장이 빠르게 성장하고 있다. 본 문헌적 검토와 평가의 목적은 심미성이 우수하고 파절 저항성을 갖는 치과용 세라믹 재료의 분류와 그 특성에 대한 정보를 제공하는 것이다. 본 원고에서는 다음과 같이 분류하고 있다: I) 치과용 포세린; II) 소결성 올-세라믹; III) 주조용 글라스-세라믹; IV) 글라스 침투 알루미늄 세라믹; V) 열가압성형용 글라스-세라믹 잉곳; VI) CAD/CAM용 블록; VII) CAD/3D 프린팅용 세라믹. 치과용 세라믹 재료와 이를 활용한 수복물 제작 방식은 지난 10여년에 걸쳐서 크게 발전하였다. 그 결과, 수복물의 제작 방식은 분말형 재료의 적층 소성이나 열가압성형 단계로부터 CAD/CAM 기술에 의한 단일 및 다층 블록의 절삭 가공 단계를 거쳐서 CAD/3D 프린팅 기술의 도입에 이르게 되었다. 본 원고에서는 치과 수복물의 제작에 이용되고 있는 세라믹 재료의 종류 및 그의 장단점에 대하여 검토해보고자 한다.

**색인단어** : 치과용 세라믹 수복재료, 글라스-세라믹, CAD/CAM, 3D 프린팅

---