creative commons

COMMONS DEED

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

dCollection

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

[UCI]I804:24011-200000265676

2016년 8월
박사학위 논문

리튬 다이실리케이트 세라믹을 이용한 CAD/CAM용 컴포짓 레진 블록의 제조

조선대학교 대학원

치의학과

박 진 홍

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

리튬 다이실리케이트 세라믹을 이용한 CAD/CAM용 컴포짓 레진 블록의 제조

2016년 8월 25일

조선대학교 대학원

치의학과

박 진 홍

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

리튬 다이실리케이트 세라믹을 이용한 CAD/CAM용 컴포짓 레진 블록의 제조

지도교수 고 영 무

이 논문을 치의학 박사학위 논문으로 제출함

2016년 4월

조선대학교 대학원

치의학과

박 진 홍

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

박진홍의 박사학위논문을 인준함

위원장 서울대학교 교수 임 범 순 (인)

위 원 조선대학교 교수 이 용 근 (인)

위 원 조선대학교 교수 최 한 철 (인)

위 원 서울대학교 교수 양 형 철 (인)

위 원 조선대학교 교수 고 영 무 (인)

2016년 6월

조선대학교 대학원

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

목 차

ABSTRACT ····· iv
서 론 ····· 1
재료 및 방법 ····· 3
(1) 실험재료 ····· 3
가. 필러 제조 ····· 3
나. 필러의 실란 처리 ····· 4
다. 레진 제조 ····· 4
라. 블록 제조 ····· 4
(2) 실험방법 ····· 9
가. 열 분석 ····· 9
나. X선 회절 분석 ····· 9
다. 입도 분석 ····· 9
라. 굴곡 강도 측정 ····· 9
마. 중합 깊이 측정 ····· 10
바. 물흡수도 및 용해도 측정 ····· 10
사. 기포 및 결함 관찰 ····· 10
아. 탈색, 변형, 균열 관찰 ····· 11
자. 방사선 불투과도 측정 ····· 11
연구 결과 ····· 12
총괄 및 고찰 ····· 19
결 론 ····· 25
참고문헌 ····· 26

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

LIST OF TABLES

Table 1. Composition of glass fillers used in this study ····· 6

Table 2. Composition of resin matrices used in this study ····· 8

Table 3. Composition of Composite resin blocks used in this study ····· 8

Table 4. Grey value of aluminium step wedge ····· 18

Table 5. Cured depth, water sorption and solubility ····· 18

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

LIST OF FIGURES

Fig. 1. Experimental procedure for composite resin block. ····· 5

Fig. 2. Photographs of (a) glass and (b) glass-ceramics. ····· 7

Fig. 3. Resin monomers of (a) TEGDMA and (b) Bis-GMA. ····· 7

Fig. 4. Thermal analysis of as-quenched glass. ····· 14

Fig. 5. XRD pattern of crystallized phases of glass-ceramics. ····· 14

Fig. 6. Particle size distribution of glass fillers. ····· 15

Fig. 7. Flexural strength of glass fillers before and after heat-treatment for crystallization. ····· 15

Fig. 8. Flexural strength of resin according to the amount of polymerization initiator. ····· 16

Fig. 9. Thermal cured composite resin blocks showing (a),(c) crazing due to distortion (b),(d) while no cracks. ····· 16

Fig. 10. Flexural strength of composite resin block according to the content of filler. ····· 17

Fig. 11. X-rated photos of composite resin blocks with aluminium step wedge. ····· 17

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

ABSTRACT

Fabrication of Composite Resin Block for Dental CAD/CAM Restoration

Jin Hong Park
Advisor : Prof. Ko Yeong-Mu D.D.S., Ph.D.
Department of Dentistry,
Graduate School of Chosun University

Fabrication of composite resin blocks by combining high strength of ceramic fillers with excellent fracture toughness of resin matrix, which can be applied to CAD/CAM restoration was investigated in this study.

Ceramic fillers were heat-treated quenched glasses in order to crystallize the lithium disilicate phase, then milled into average size of 3.4 μm and subsequently silanated. They were mixed with resin matrix, which was prepared by mixing TEGDMA into Bis-GMA with weight ratio of 4:6 with benzoyl peroxide as a thermal curing initiator as well butylated hydroxytoluene as a polymerization inhibitor, and thermal cured into blocks.

Flexural strength, cured depth, water sorption, solubility, radio-opacity, distortion, cracking, porosity, blanching were determined according to international standard ISO 4049 Dentistry-Polymer-based restorative materials, ISO 6872 Dentistry-Ceramic materials, and ISO 22112 Dentistry-Artificial teeth for dental prostheses.

Flexural strength of the fillers increased after crystallization in all composition and reached maximum 323.0 MPa with addition of BaO, MgO, CaO and Al_2O_3.

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

The optimum allowance of the thermal curing initiator was 0.3 wt% cosidering stability in shelf, though the flexural strength of resin matrix was increased with increasing thermal curing initiator. The optimal thermal curing condition was 80℃ for 12 hrs due to distortion and cracking when cured at higher temperature for longer time. Flexural strength of the composite resin block was increased with increasing the content of the filler, then reached 198.0 MPa at 70 wt%.

The fabricated composite resin block is expected to be CAD/CAM block in dental resotration.

Keywords : Dental, Aesthetic restoration, CAD/CAM, Block, Composite resin, Ceramic filler, Lithium disilicate

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

서 론

아름다움을 추구하는 환자들이 계속적으로 증가하면서 치과 수복이 적절한 기능을 발휘하는 것은 물론이고, 심미를 중요시하게 되면서 심미 수복이 현대 치과 수복의 중심이 되고 있다. 전통적으로 널리 사용되어 오던 금속 수복물의 표면을 세라믹 재료로 덮은 porcelain-fused-to metal(PFM)의 등장이 심미 수복의 시초라 할 수 있겠다. (Shetty 등, 2015) 세라믹은 금속과 고분자보다 심미성에서는 장점이 있는 반면, 취성(brittleness)이어서 깨지기 쉽고, 소결 과정을 필요로 하기 때문에 상온에서는 시술 조작이 용이하지 못하다는 점이 한계로 지적되고 있다. 이러한 한계를 극복하기 위하여 세라믹 자체의 물성을 향상시키는 한편, 다른 재료와 복합화하는 방법도 시도되었으며, PFM도 그 한 예라고 할 수 있다. (Sukumaran 등, 2006)

세라믹 재료는 결정질 세라믹과 비정질 세라믹으로 대별할 수 있는데, 결정질 세라믹은 불투명하고, 비정질 세라믹은 투명하여 세라믹의 심미적 장점에서는 비정질 세라믹이 유리하지만, 더 잘 깨지기 쉽다는 단점도 갖고 있다. 세라믹 중에서 인성(toughness)이 가장 우수한 것은 지르코니아(zirconia)이다. 지르코니아는 동질이상(polymorphism)이 존재하여 martensite 전이를 하면서, 상전이 강화(transformation toughening)되어 높은 인성을 갖고 있다. (석수황 등, 2014; Lucas 등, 2015) 그러나, 심미성에서는 비정질 세라믹에 미치지 못하여 최근에는 투명 지르코니아에 관한 연구개발이 진행되고 있으나, (Miyazaki 등, 2013; Wang 등, 2013; Zhang, 2014; Zhang 등, 2015; Yoshimura 등, 2015) 태생적으로 투명(transparent)이라기보다는 투광(translucent) 수준에 머물고 있다. 심미 세라믹의 다른 발전 방향은 결정질 세라믹과 비정질 세라믹을 복합화이다. 결정질 세라믹인 알루미나(alumina)의 기공(pore)를 비정질 세라믹인 유리로 함침(infiltration)하여 복합화한 것이 In-Ceram®이고, 비정질 유리를 열처리하여 결정을 석출시켜 결정화 유리(glass-ceramics)로 복합화한 것이 Empress®이다. (강석호 등, 2014) 기계적 물성에서는 In-Ceram®이 Empress®보다 우수하지만, 심미성에서는 Empress®가 In-Ceram®보다 우수한 각각의 장단점을 지니고 있다.

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

PFM 외에도 세라믹을 고분자 재료와 복합화하여 취성을 극복하고자 한 것이 컴포짓 레진이다. 컴포짓 레진은 진료실에서 직접 수복할 수 있다는 조작 용이성까지 겸비하고 있어서 근래에 많이 사용되고 있는 재료이다. (박정원, 2007; Fasbinder, 2010)

치과 수복은 환자별 상황에 맞춰 수복물을 제작하는 주문 맞춤이어서 CAD/CAM 시스템이 도입되면서 심미 수복의 새로운 전기를 맞게 되었다. (김려운 등, 2014; 최범진, 2014; 최호식 등, 2012) 유럽과 미국 등 선진국에서 다양한 회사에서 출시하고 있는 CAD/CAM 장비를 사용하고 있고, 국내 업체에서도 CAD/CAM 장비 개발에 적극적이다. CAM 장비는 블록을 밀링하는 방식이어서 블록의 특성에 따라 장비의 출력과 절삭 도구(milling tool)가 달라지게 된다. (김홍명 등, 2014; 양정삼, 2008)

CAD/CAM 블록은 일반적인 치과 재료와 마찬가지로 금속, 세라믹, 고분자가 모두 사용되고 있다. (Li 등, 2015) 금속 블록은 밀링 특성상 절삭된 부분은 폐기해야하기 때문에 고가의 금합금은 사용이 어려워서 비귀금속 합금이 상용화되어 있으나, 전통적인 왁스 소환법(lost-wax technique)에 비해 뚜렷한 장점을 찾기 어려워서 널리 사용되지는 않고 있다. 고분자 블록은 기계적 물성의 한계로 인해 주로 임시용으로 사용되고 있다. 따라서 CAD/CAM 블록으로는 지르코니아로 대표되는 세라믹 블록이 주로 사용되고 있다. (Yin 등, 2006) 하지만, 소결한 지르코니아는 밀링이 어려워서 주로 반소결한 지르코니아를 블록으로 사용하기 때문에 밀링 후에 소결이 필요하고, 이때 수축이 발생하여 부위별로 정확하게 수축율을 제어하는 것이 필요하고, 수복 후에는 강도와 경도가 너무 높아서 대합치에 충격과 마모를 유발하는 것이 우려되고 있다. (윤성근 등, 2011; 이정수, 2008)

따라서 본 논문에서는 컴포짓 레진을 중합하여 블록으로 제조하고자 하였다. 컴포짓 레진의 주성분인 Bis-GMA의 점도를 낮추기 위해 TEGDMA와 혼합하여 사용하였고, 필러로는 CAD/CAM 블록으로 사용되고 있는 리튬 다이실리케이트를 기본 조성으로 하여 강도 증진을 위해 MgO, CaO, Al_2O_3를 첨가하고, 방사선 불투과성을 위해 BaO를 첨가하여 제조한 후, 레진과 혼합하고 중합도를 높이기 위하여 열중합하여 세라믹의 고강도(high strength)와 레진의 고인성(high toughness)의 장점을 접목한 컴포짓 레진 블록을 제조하여 CAD/CAM 심미성 블록으로의 응용 가능성을 타진하고자 하였다.

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

재료 및 방법

(1) 실험재료

전체적인 컴포짓 레진 블록의 제조 공정은 Fig. 1에 나타낸 바와 같이 레진과 필러를 별도로 준비한 후에 혼합하여 제조하였다.

가. 필러 제조

Table 1에 나타낸 3가지의 조성에 맞춰 시약급의 원료를 칭량(weighing)한 후에 혼합하여 뱃치(batch)를 준비하고, 백금 도가니(crucible)에 담아 로(furnace)에 넣고 1차 용융한 후, 수냉(water-cooling) 트윈 롤러(twin roller)에 부어 급냉(quenching)하여 컬릿(cullet) 상태의 유리를 제조하였다. 균질한 유리를 제조하기 위하여 컬릿을 알루미나 유발에서 분쇄한 후 재용융하여 구리 판에 부어 투명한 유리를 만들었다. 성형시 유리가 깨지는 것을 방지하기 위하여 구리 판은 미리 가열하여 사용하였다. 투명한 유리를 로에 넣어 유리전이온도까지 승온하여 1시간 유지하고 상온까지 서냉(annealing)한 후에, 다시 로에 넣고 열처리하여 유리 내부에 결정을 생성시켜 유백색의 결정화 유리를 만들었다(Fig. 2).

치과용 결정화 유리 블록의 기본 조성인 리튬 다이실리케이트를 기본으로 하여, 방사선 불투과도를 부여하기 위해 BaO, 강도를 높이기 위해 MgO와 Al_2O_3를 첨가하였고, MgO의 일부를 CaO로 치환하여 컴포짓 레진 블록의 물성에 미치는 영향을 연구하였다. Table 1에 나타낸 바와 같이, BaO를 첨가한 것을 GFB, MgO와 Al_2O_3를 첨가한 것을 GFM, CaO를 첨가한 것을 GFC로 약칭하였다.

조성에 따라 1500~1650℃에서 용융하였으며, 1차 용융한 컬릿을 열분석하여 조성별로 유리전이온도와 결정화 열처리 온도를 결정하였다.

나. 필러의 실란 처리

결정화 열처리 후에 12시간 동안 마모 분쇄(attrition milling)한 후에 레진과의 화학적 결합을 위하여 실란(silane) 처리하였다. 필러 분말 10 g을

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

2-isopropylalcohol 25 mL에 넣어 현탁액(suspension)을 만들어, 2. 3-(trimethoxysilyl)-propyl methacrylate 1 g과 acetic acid 7 mL을 첨가한 후에 12시간 동안 환류(reflux)하였다. 상온까지 냉각한 후에 원심분리하여 필러를 채취하고, aspirator를 사용하여 증류수로 수 차례 세척한 후에, rotary evaporator (70~80℃)로 진공에서 3시간 건조하여 잔류 시약을 제거한 후에 -50℃에서 48시간 동안 동결건조하여 용매를 완전히 제거하고, 120℃에서 2시간 진공 건조하면서 필러의 표면에서 경화되도록 하였다. 실란 처리 여부는 FT-IR로 측정하여 3440 cm^{-1}의 피크가 감소하고, 1630~1720 cm^{-1}의 피크가 증가함을 확인하였다. (Imazatoa 등, 2001; Stansburya 등, 2001)

다. 레진 제조

Fig. 3에 나타낸 구조를 갖는 TEGDMA (triethylene glycol dimethacrylate)에 Bis-GMA (2,2-bis-[4-(methacryloxy-2-hydroxy-propoxy)-phenyl]-propane)를 40:60 wt%의 비율이 되도록 100 g을 만들어 3000 rpm의 속도로 혼합하였다. 혼합 과정 중의 중합을 방지하기 위하여 butylated hydroxytoluene(BHT)을 0.05 wt% 첨가하였으며, 열중합 개시제로 benzoyl peroxide(BPO)를 0.1~0.3 wt% 첨가하여 레진 기질을 제조하였으며, 조성을 Table 2에 나타내었다.

라. 블록 제조

레진 기질에 실란 처리한 필러를 0~70 wt% 첨가하여 회전식 혼합기(planetary mixer)로 24시간 혼합하고, 진공 처리하여 기포를 충분히 제거한 후에 60~100℃의 오븐에 넣어 1~12시간 동안 열경화하면서 프레싱하여 Table 3에 나타낸 조성의 컴포짓 레진 블록을 제조하였다.

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

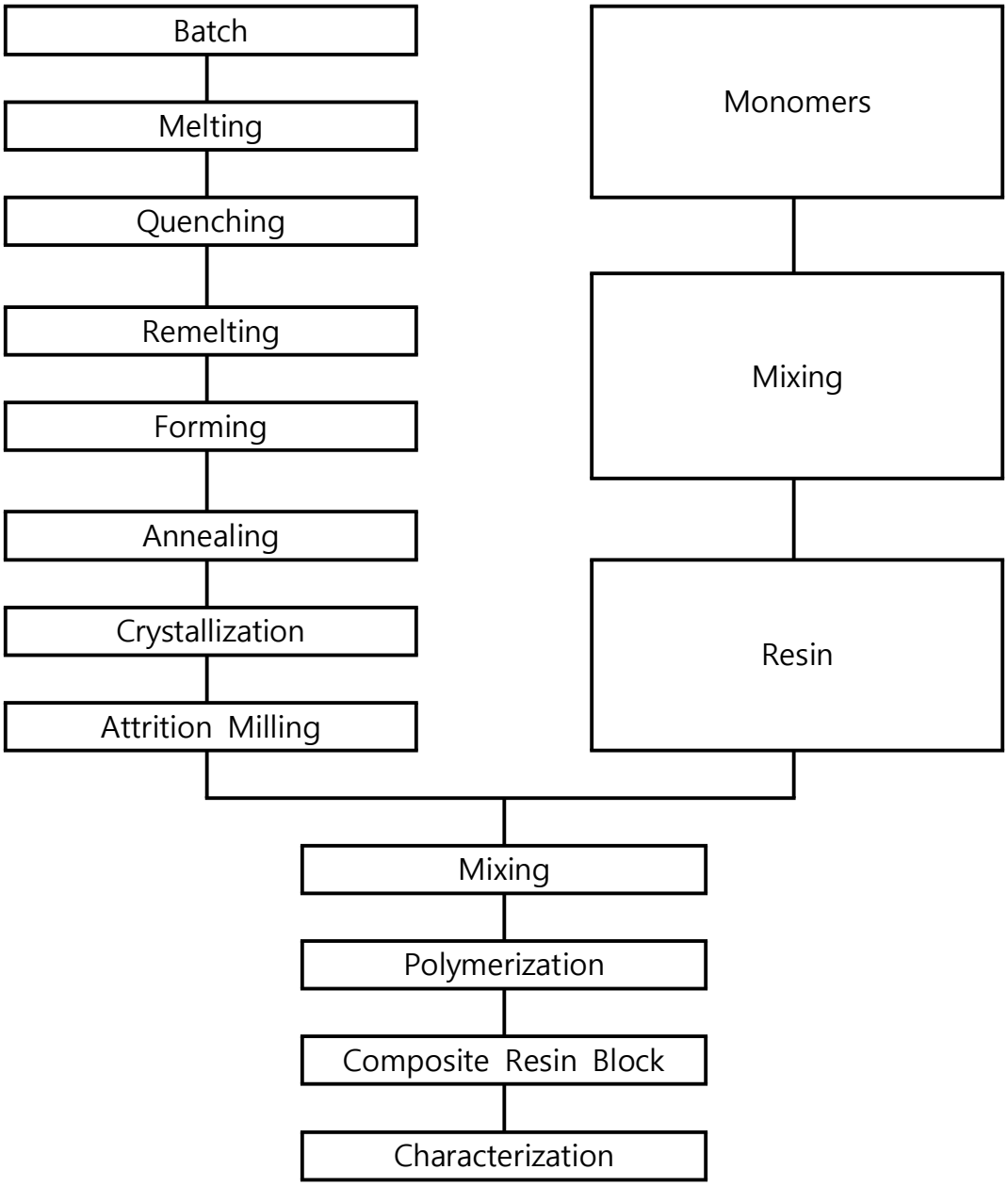


Fig. 1. Experimental procedure for composite resin block.

Collection @ chosun

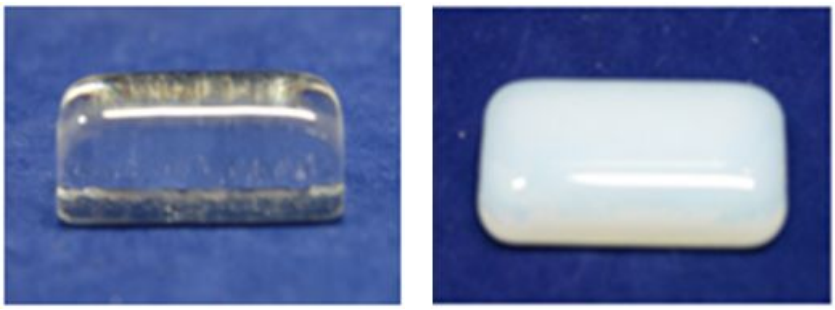
조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

Table 1. Composition of glass fillers used in this study

Component (wt%)	GFB	GFM	GFC
SiO_2	66.6	66.6	66.6
Li_2O	16.4	16.4	16.4
K_2O	1.9	1.9	1.9
ZnO	4.0	4.0	4.0
ZrO_2	4.5	4.5	4.5
P_2O_5	5.2	5.2	5.2
TiO_2	1.4	1.4	1.4
BaO	1.5	1.5	1.5
MgO	0	3	1.5
CaO	0	0	1.5
Al_2O_3	0	2	2
Total	101.5	106.5	106.5

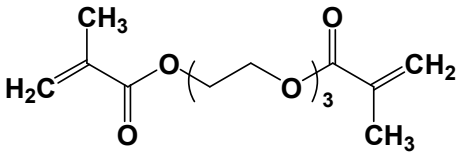
Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

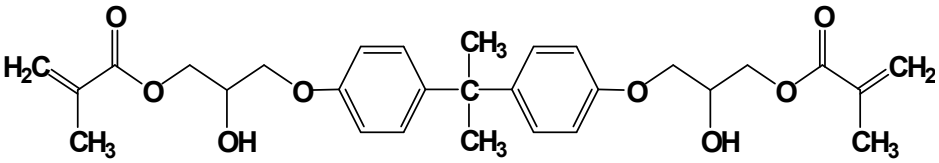


(a) (b)

Fig. 2. Photographs of (a) glass and (b) glass-ceramics.



(a)



(b)

Fig. 3. Resin monomers of (a) TEGDMA and (b) Bis-GMA.

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

Table 2. Composition of resin matrices used in this study

Component (wt%)	RM01	RM02	RM03
Bis-GMA	60	60	60
TEGDMA	40	40	40
BPO	0.1	0.2	0.3
BHT	0.05	0.05	0.05
Total	101.15	102.25	103.35

Table 3. Composition of Composite resin blocks used in this study

Code	Filler (wt%)	Resin (wt%)
RM	0	100
RM10	10	90
RM20	20	80
RM30	30	70
RM40	40	60
RM50	50	50
RM60	60	40
RM70	70	30

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

(2) 실험방법

가. 열분석

제조한 필러의 서냉과 결정화 열처리를 위하여 10℃/min의 승온 속도로 1000℃까지 가열하면서 시차열량분석(STA 2500, Netzsch, Germany)하여 유리전이온도와 발열 피크 온도를 측정하였다.

나. X선 회절 분석

제조한 필러 및 결정화 열처리 후에 생성된 결정상은 X-ray diffractometer (D/Max Rint 2000, Rigaku, Japan)로 분석하였다.

다. 입도 분석

입도분석기(Mastersizer 2000, Malvern, UK)를 이용하여 레이저 회절법으로 제조한 필러의 입도를 측정하였다.

라. 굴곡강도 측정

제조한 필러와 컴포짓 레진 블록의 3점 굴곡강도를 ISO 6872 Dentistry-Ceramic materials와 ISO 4049 Dentistry-Polymer-based restorative materials에 따라 측정하였다. 각각 (2×4×25) mm와 (2×2×25) mm 크기의 시편을 5개씩 준비하여 (1±0.5) mm/min와 (0.75±0.25) mm/min의 속도로 하중을 가하여 최대 하중을 구한 후에 아래 식으로 굴곡강도를 계산하였다.

$$\sigma = 3FL / 2bh^2$$

여기서, F는 최대 하중, b와 h는 각각 시편의 폭과 두께이다.

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

마. 중합 깊이 측정

제조한 컴포짓 레진 블록의 중합 깊이를 ISO 4049 Dentistry-Polymer-based restorative materials에 따라 측정하였다. 직경 4 mm, 두께 6 mm 크기의 시편을 5개 준비하여 중합한 후, 표면을 스패튤라로 긁어서 두께를 측정하여 2로 나누어 중합 깊이로 하였다.

바. 물 흡수도 및 용해도 측정

제조한 컴포짓 레진 블록의 물 흡수도와 용해도를 ISO 4049 Dentistry-Polymer-based restorative materials에 따라 측정하였다. 직경 15 mm, 두께 1 mm 크기의 시편을 5개 준비하여 37℃의 물에 7일간 담궈 무게를 측정하여 아래 식으로 물 흡수도와 용해도를 계산하였다.

$$W_{sp} = (m_2 - m_3) / V$$
$$W_{sl} = (m_1 - m_3) / V$$

여기서, W_{sp}는 물 흡수도, W_{sl}는 용해도, m_1는 물에 담그기 전의 무게, m_2는 물에 7일간 담근 후의 무게, m_3는 물에 7일간 담근 후에 건조한 무게이다.

사. 기포 및 결함 관찰

제조한 컴포짓 레진 블록의 기포와 결함을 ISO 22112 Dentistry-Artificial teeth for dental prostheses에 따라 측정하였다. 직경 15 mm, 두께 2.5 mm 크기의 시편을 준비하여 연마한 후에 광학현미경을 이용하여 100배 배율로 관찰하여, 가장 기공이 많은 4개 부분의 사진을 찍어서 기공 크기와 직경 1 mm 내의 기공 개수를 측정하였다.

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

아. 탈색, 변형, 균열 관찰

제조한 컴포짓 레진 블록의 압축강도를 ISO 22112 Dentistry-Artificial teeth for dental prostheses에 따라 측정하였다. 직경 15 mm, 두께 2.5 mm 크기의 시편을 10개 준비하여 5개는 대조군으로 하고, 5개는 실험군으로 하였다. 대조군은 메틸메타아크릴레이트(methyl methacrylate) 단량체에 5초간 담궜다가 꺼내어 묻은 단량체를 닦아내고, 1분후 다시 5초간 담근 후에 상온에서 2시간 건조하였다. 실험군은 끓는 물에 3시간 담궜다가 꺼내어 대조군과 동일한 방법으로 메틸메타아크릴레이트(methyl methacrylate) 단량체에 담궜다가 꺼낸 후에 광학 현미경으로 탈색, 변형 및 균열이 생겼는지 관찰하였다.

자. 방사선 불투과도 측정

제조한 컴포짓 레진 블록의 방사선 불투과도를 ISO 4049 Dentistry-Polymer-based restorative materials에 따라 측정하였다. 직경 15 mm, 높이 1 mm 크기의 시편을 3개 준비하여 X선 장비의 센서 중앙 300 mm 아래에 알루미늄 step wedge(Fig. 11)와 같이 놓고, 관전압 70 kV, 관전류 15 mA의 조건에서 0.2초간 촬영한 후, Adobe photoshop CS5 (Adobe, San Jose, USA)으로 알루미늄 step wedge와 시편의 grey scale을 측정하였다. 알루미늄 step wedge의 두께에 따른 grey scale을 측정하여 보정곡선을 그려서 시편의 grey scale에 상응하는 알루미늄 step wedge의 두께를 구하였다.

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

연구 결과

제조한 유리의 서냉 및 결정화 열처리를 위하여 열분석한 결과를 Fig. 4에 나타내었다. 유리 전이온도는 478~500℃로 관찰되었고, 700℃ 부근에서 발열 피크가 나타났으며, 780~800℃ 부근에서 2번째 발열 피크가 관찰되어 최소 2개 이상의 결정상이 나타난다는 것을 예측할 수 있었다.

X선회절 분석 결과를 Fig. 5에 나타내었다. Fig. 2(a)에 나타낸 급냉한 유리는 피크가 없는 비정질 유리 상태임을 상태였다. 열분석하여 얻은 발열 피크 온도에서 열처리하면 결정상이 되어 Fig. 2(b)와 같이 유백색을 나타내게 되며, 이때 석출된 결정상을 X선회절 분석한 결과, 700℃ 부근에서 lithium metasilicate (Li_2SiO_3)상이 석출되었고, 780~800℃ 부근에서는 lithium disilicate($Li_2Si_2O_5$) 뿐 아니라 lithium phosphate(Li_3PO_4)상이 석출된 것을 알 수 있었다.

결정화 후 마모 분쇄하여 얻은 분말의 입자 크기 분포를 Fig. 6에 나타내었다. 평균 입도는 3.4 μm임을 알 수 있었다.

필러의 굴곡강도를 Fig. 7에 나타내었다. MgO와 Al_2O_3를 첨가한 GFM이 GFB에 비해 강도가 높았고, MgO 일부를 CaO로 치환한 GFC가 가장 높은 강도를 나타내었다. 또한 모든 조성에서 결정화 후에 강도가 증가하여 GFC를 결정화했을 때 본 연구 범위 내에서 최대 굴곡강도 323.0 MPa을 나타내었다.

열중합 개시제의 함량 변화에 따른 레진의 굴곡강도를 Fig. 8에 나타내었다. 필러를 첨가하지 않고 80℃에서 6시간 열경화한 결과, 열중합 개시제의 함량이 증가할수록 강도가 증가하는 경향을 알 수 있었다.

RM03 레진에 GFC 필러를 혼합한 후에 60~100℃의 온도에서 12시간까지 시간을 변화시키며 열중합한 결과, Fig. 9에 나타낸 것과 같이 온도와 시간이 너무 높으면 시편이 비틀리고 변형되어 균열이 발생하는 것을 알 수 있었으며, 따라서 본 연구에서는 80℃, 12시간을 열경화의 최적 조건으로 정하였다.

RM03 레진에 GFC 필러를 함량을 변화시키면서 혼합한 후에 80C에서 12시간 열경화하여 굴곡강도의 변화를 측정한 결과, Fig. 10에 나타낸 바와 같이 필러의 함량이 증가함에 따라 컴포짓 레진 블록의 굴곡강도가 증가하는 것을 알 수 있었으며, 본 연구에서 필러를 70 wt%로 최대로 첨가하였을 때 최대 굴곡강도 198.0 MPa를 나타내었다.

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

RM70을 80℃에서 12시간 열경화하여 X선 촬영한 방사선 사진을 Fig. 11에 나타내었다. Table 4와 같이 Adobe photoshop으로 grey scale을 측정한 결과, 두께 1 mm의 시편은 Al step wedge의 두께 1.53 mm에 해당하는 것을 알 수 있었다.

중합깊이는 열경화 조건에 따라서 달라지며, RM70을 80℃에서 12시간 열경화했을 때 5.5 mm를 나타내었다. 이때, 물흡수량은 17.8 μg/mm^{3}이었고, 용해도는 0.9 μg/mm^{3}이었다.

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

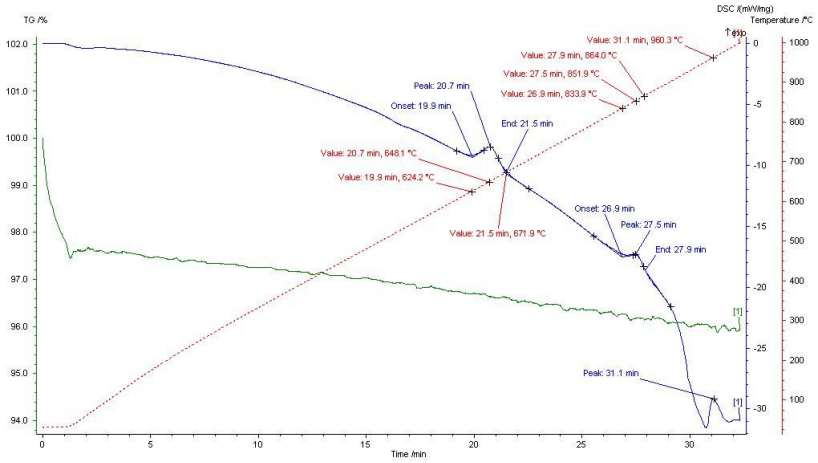


Fig. 4. Thermal analysis of as-quenched glass.

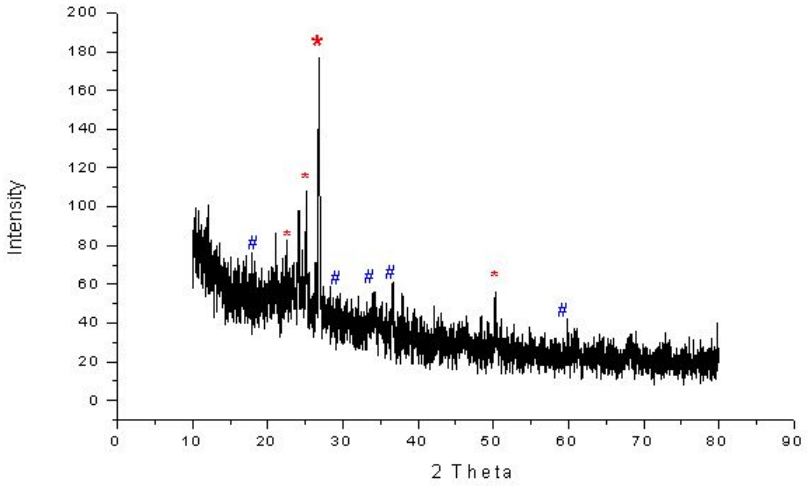


Fig. 5. XRD pattern of crystallized phases of glass-ceramics.

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

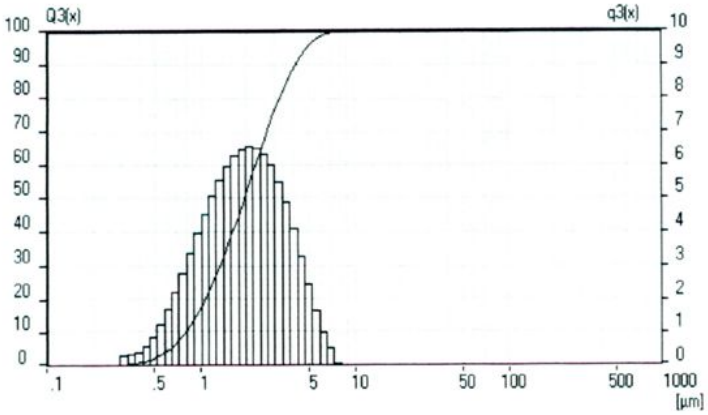


Fig. 6. Particle size distribution of glass fillers.

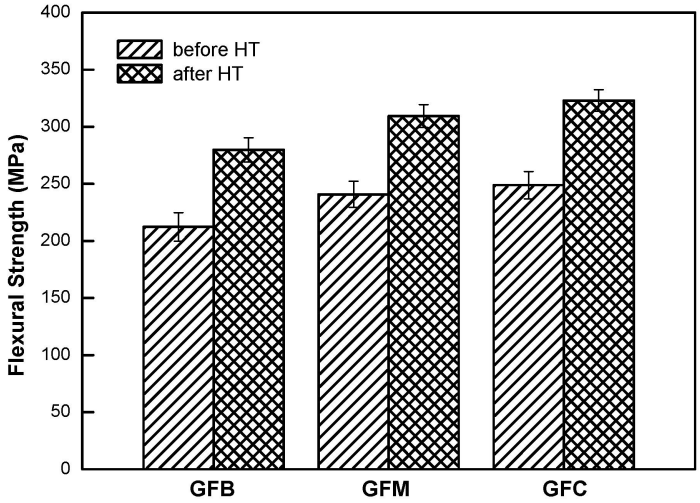


Fig. 7. Flexural strength of glass fillers before and after heat-treatment for crystallization.

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

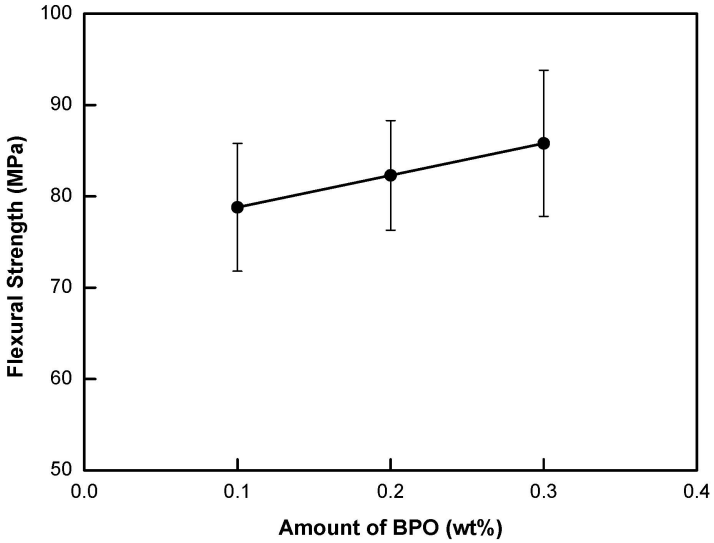


Fig. 8. Flexural strength of resin according to the amount of polymerization initiator.

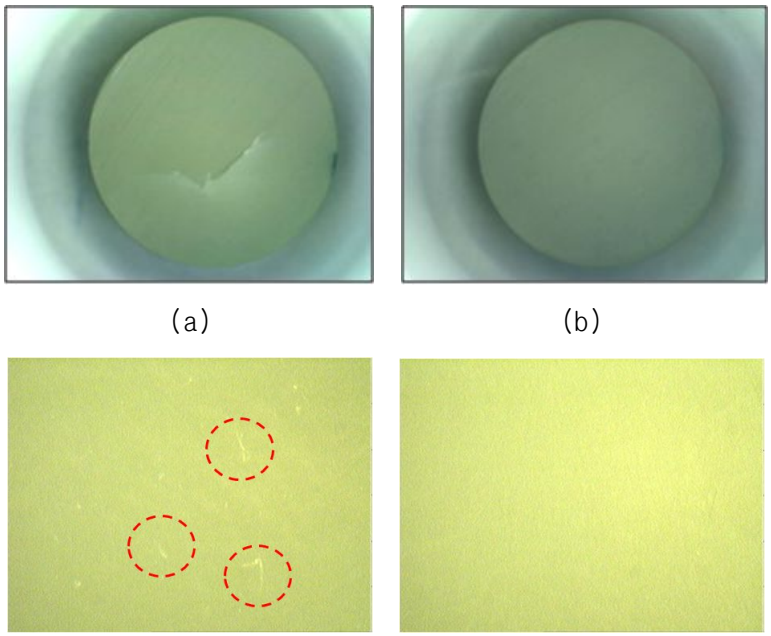


Fig. 9. Thermal cured composite resin blocks showing (a),(c) crazing due to distortion (b),(d) while no cracks.

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

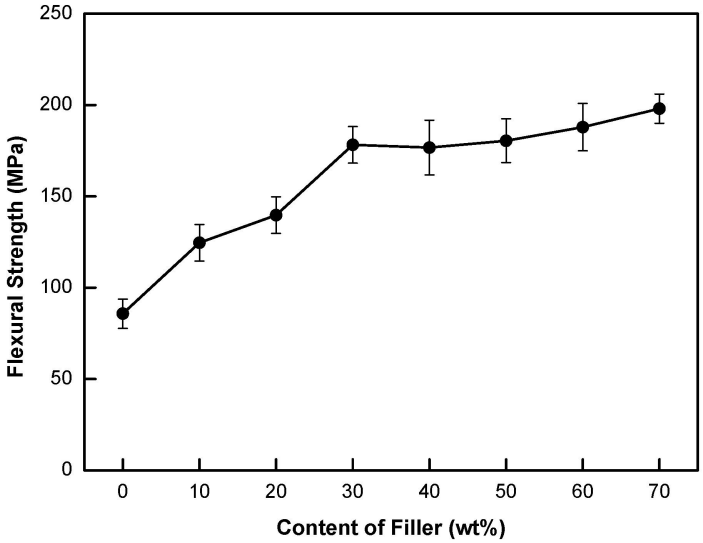


Fig. 10. Flexural strength of composite resin block according to the content of filler.

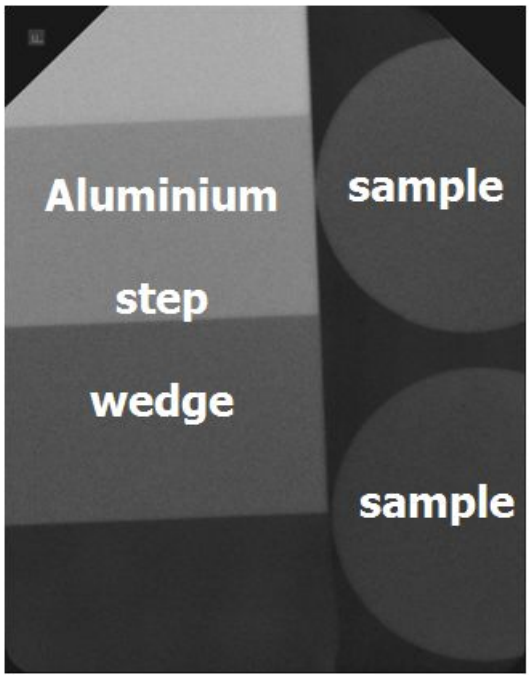


Fig. 11. X-rated photos of composite resin blocks with aluminium step wedge.

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

Table 4. Grey value of aluminium step wedge

Thickness of Al step wedge (mm)	Grey value
1	42
2	87
3	131
4	176

Table 5. Cured depth, water sorption and solubility

Cured depth (mm)	Water sorption ($\mu g/mm^3$)	Solubility ($\mu g/mm^3$)
1.6~5.5	17.8	0.9

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

총괄 및 고찰

치의학의 발전과 더불어 치아의 기능을 회복하는 데에 만족하지 않고, 더욱 아름다워지고자 하는 심미 수복을 원하는 환자가 증가하면서 치아 미백이나 전치부 심미 보철 등의 심미 치과에 대한 수요가 증가하고 있다. 심미 수복의 초점은 자연스러움에 있으므로, 치아와 화학적 조성 뿐 아니라 물리적 성질이 유사한 세라믹 재료에 대한 수요가 증가하는 것은 당연하다고 할 수 있다. (이우근 등, 2015; Rocca 등, 2010)

치과에서 세라믹 재료는 전통적으로 사용되던 금속 수복물의 표면을 덮는 PFM을 제작하는데 사용되기 시작하여, (Shetty 등, 2015) 이후 발전을 거듭하여 세라믹 단독으로 사용하는 올세라믹이 등장하였다. (Attia 등, 2006) 하지만 깨지기 쉽다는 세라믹 재료의 한계를 극복하기 위해 세라믹 자체적으로 물성을 향상시키는 방법 뿐 아니라, (Aurelio 등, 2015; Inokoshia 등, 2015) 다른 재료와 복합화하여 사용하는 방법도 다양하게 시도되었으나, (Award 등, 2015) 섬유강화플라스틱복합재료(FRP; fiber-reinforced plastics)로 잘 알려진 세라믹/고분자 복합재료를 치과에 응용한 것이 최근 널리 사용되는 컴포짓 레진이라 할 수 있다.

세라믹 재료가 치과 수복재료로 각광을 받게 것은 자동화 시스템이 치과에 도입되면서부터이다. 컴퓨터를 이용하여 디자인하고 밀링하는 CAD/CAM 방식은 전통적인 왁스 소환법(lost-wax technique)에 비해 정밀하고, 오차가 적으며, 사용이 편리하고 빠른 제작이 가능하기 때문에 사용이 계속적으로 증가하고 있다. (Kern, 2015) 현재 독일과 미국을 중심으로 Nobel BioCare의 Procera, Sirona의 Cerec과 inLab, KaVo의 Everest, Straumann의 Etkon, Dentsply의 Cercon, Wieland의 Zeno, DCS의 Precident, Hint-ELs의 Hint-ELs, CeraSystems의 CeraSys, XPdent의 Wol-Ceram, Bego의 Medifacturing, U-Best의 TurboDent 등의 다양한 장비가 출시되고 있으며, 일본 노리다케에서도 Katana라는 장비를 출시하고 있고, (김홍명 등, 2014; 양정삼, 2008) 국내에서도 여러 회사에서 개발 중이거나 출시하고 있다. 이러한 장비는 블록을 밀링하여 원하는 형태로 가공하는 방식이므로 블록의 특성에 따라 장비의 출력과 성능도 달라지게 되어 대부분 장비 회사에서 블록을 같이 생산하고 있다.

CAD/CAM 블록으로는 금속, 세라믹, 고분자의 모든 재료가 출시되어 있지만, 밀

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

링한 부분은 폐기하기 때문에 고가의 금합금을 사용하기는 어려워 주로 비귀금속 합금을 블록으로 만들고 있으나, 왁스 소환법에 비해 뚜렷한 장점이 부족하여 널리 사용되지는 못하는 실정이다. 고분자도 블록이 출시되고 있지만, 기계적 물성의 한계로 대부분 임시용으로 국한되어 사용되고 있어서 CAD/CAM 블록으로는 세라믹이 주로 사용된다. 종래의 왁스 소환법(lost-wax technique)에서는 세라믹 분말을 원료로 사용하여 소결(sintering)을 위한 열처리를 거치는 공정이어서 치밀화(densification)된 높은 소결 밀도를 얻기 어려웠던 반면, 자동화 시스템에서는 소결체(sintered body)를 블록으로 사용하므로 훨씬 우수한 기계적 물성의 구현이 가능해진 것이다. (Lauvahutanon 등, 2014; Magne 등, 2010) 세라믹 중에서 파괴인성이 가장 높은 지르코니아가 대표적인 블록으로 사용되고 있으나, (Lucas 등, 2015; Passos 등, 2015; Siarampi 등, 2014) 투명성에 한계가 있고, 너무 높은 기계적 물성으로 인해 대합치의 마모를 야기하는 한계도 지니고 있다. 지르코니아 블록은 밀링시 절삭도구(milling tool)의 소모가 너무 커서, 반소결한 블록도 제품화되어 있고, 실제로 많이 사용되고 있는데, 이러한 제품은 밀링 후 다시 소결 단계를 거쳐야 한다. 국내에서도 에큐세라, 알파덴트, 덴티움, 디맥스, 덴타임, 하스 등 10여 개 업체에서 생산 판매하고 있다.

또 하나의 대표적인 세라믹 블록으로는 결정화 유리가 있다. 결정화 유리는 IPA Empress 열가압성형재료로 이미 상용화된 것으로 결정화가 쉽게 일어나는 리튬 다이실리케이트를 기본 조성으로 하고 있다. 지르코니아에 비해 투명성이 우수하여 세라믹 본연의 특성인 심미성을 더 잘 구현할 수 있고, 밀링 후에 소결 과정이 필요 없다는 장점이 있다. (Lien 등, 2015) 그러나, 기계적 물성에서는 지르코니아에 미치지 못하여 제한적인 부위에 사용되고 있다(Höland 등, 2000).

따라서 본 논문에서는 결정화 유리 블록을 필러로 사용하여 컴포짓 레진을 제조한 후, 이를 경화하여 블록화하는 연구를 진행하였다. 결정화 유리 블록에 방사선 불투과성을 위해 BaO를 첨가하였고, 강도 증진을 위해 MgO, CaO와 Al_2O_3를 첨가하여 용융한 후 급냉하고, 열분석하여 측정한 약 500℃의 유리전이온도까지 승온한 후에 유리 내에 형성된 응력완화(stress relaxation)을 위해서 1시간 유리한 후에 상온까지 서냉(annealing)하여 투명한 유리를 제조하였다. 이러한 투명성은 자연스럽고 생생한 심미 수복을 위해 매우 중요한 성질로 결정질 세라믹이 따라올 수 없는 특성이다. 기계적 물성의 향상을 위해 결정화 열처리하면 유백색을 띄었으나, 표면의 투명성은 계속 유지하고 있었다. 열분석과 X선회절 분석한 결과, 70

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

0℃ 부근에서 lithium metasilicate (Li_2SiO_3)상이 석출되고, 800℃ 부근에서 lithium disilicate($Li_2Si_2O_5$)와 lithium phosphate(Li_3PO_4)상이 석출된 것을 알 수 있었다. 이렇게 결정화 열처리하면 Fig. 7에 나타낸 바와 같이 모든 조성에서 강도가 증가하는 것을 알 수 있으며, 조성별로는 MgO, CaO와 Al_2O_3를 모두 첨가한 GFC의 강도가 가장 높아서 GFC의 결정화 유리가 323.0 MPa의 최대 굴곡강도를 나타내었다. 따라서, 본 연구에서는 GFC 결정화 유리를 마모 분쇄한 평균 입도 3.4 μm의 분말을 필러로 사용하였다. 단일 입도의 필러로는 충진에 한계가 있어서 (Lim 등, 2002; Turssi 등, 2005) 본 연구에서는 Fig. 10에 나타낸 것과 같이 70 wt%가 첨가할 수 있는 최대였으며, 이때 198.0 MPa의 최대 굴곡강도를 나타내었다. 충진율을 높이기 위해서는 다양한 크기의 필러를 사용해야 하며, 이에 대해서는 추가적인 연구가 필요하다.

분쇄한 필러 분말은 레진과의 친화성을 위해 실란(silane) 결합제로 표면처리하여 소수성으로 개질한 후 레진과 혼합하였다. 실란 결합제는 세라믹 필러와 레진 매트릭스 수지의 결합력을 증진시키기 위해 사용하며, 필러와 레진 매트릭스 간의 가수분해성 붕괴(hydrolytic breakdown)를 억제하는 역할도 한다. (Halvorsona 등, 2003; Ito 등, 2005) 실란 결합제의 일반 구조는 RnSiX4-n으로, R은 유기물과 반응할 수 있는 비가수분해성기인 유기물을 말하고, X는 가수분해가 일어나는 작용기로서, 보통 알콕시 그룹이다. (Weinmann 등, 2005) 실란 결합제에는 아미노계, 에폭시계, 아크릴계, 비닐계 등이 있으며, 아미노계 실란 결합제는 아미노기를 포함하는 유기 관능기와 알콕시기와 같은 가수분해성기를 포함하고 있고, 에폭시계, 아크릴계, 비닐계는 알콕시기와 같은 가수분해성기와 유기 관능기를 포함하고 있어 유기 레진과 무기 필러 간의 결합을 증진시켜 재료의 물성을 향상시키는 역할을 한다. 치과용 컴포짓 레진에서는 비닐계 실란과 아크릴계 실란을 주로 사용하며, 본 연구에서는 아크릴계 실란인 γ-methacryloxypropyl trimethoxy silane (γ-MPS)을 사용하였다.

국내에서 시판되고 있는 컴포짓 레진은 미국 3M/EPSE의 Filtek, 일본 GC의 Gradia와 Kuraray의 ClearFil 등의 수입 제품과 기타 국내 제품도 있다. 이들 제품은 레진과 필러의 종류와 함량이 다양하다. (Ferracane, 2001; Lutz 등, 1983; Moszner 등, 2001) Filtek은 Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA, TEGDMA를 혼합한 레진에 평균 입경 0.6 μm의 실리카와 지르코니아의 복합 필러를 77 wt% 사용하고 있으며, Gradia는 UDMA 단일 레진에 평균 입경 0.85 μm의 실란처리한 실리카와 유리의 복

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

합 필러를 75 wt% 사용하고 있고, ClearFil은 Bis-GMA와 TEGDMA를 혼합한 레진에 평균 입경 3.0 μm의 실란처리한 실리카와 유리의 복합 필러를 86 wt% 사용하고 있다고 알려져 있다. (Sideridou 등, 2002; Sideridou 등, 2003; Sideridou 등, 2005) 이들의 물성을 비교해보면, ClearFil이 가장 우수하고, Filtek은 ClearFil과 거의 유사한 정도를 나타내는 반면, Gradia는 가장 낮은 값을 나타내고 있는 대신 조작이 용이하다는 장점을 갖고 있다.

따라서, 본 논문에서는 ClearFil에서 사용하는 Bis-GMA와 TEGDMA를 레진 기질로 사용하였다. Bis-GMA는 2개의 -OH 기를 갖고 있는 dimethylacrylate로 단일기를 가진 단량체에 비해 분자 크기가 커서 경화가 빠르고, 경화 후의 중합 수축이 작아서 널리 사용되고 있다. 그러나, methyl methacrylate(MMA) 등과 같은 다른 아크릴 단량체들에 비해 분자량이 매우 커서 점도가 매우 높기 때문에 필러를 균일하게 분산하기가 곤란하고, 치아의 미세부위로 침투가 어려워서 Bis-GMA보다 분자량이 작아 점도가 낮은 dimethacrylate계 단량체의 하나인 TEGDMA를 희석제로 사용하였다. (Barszczewska-Rybarek 등, 2009; Floyd 등, 2006) 이때 희석제의 양이 증가하면, 분자량이 감소하면서 중합 수축이 증가하기 때문에 Bis-GMA와 TEGDMA를 6:4로 혼합하여 사용하였다. 희석제로 사용할 수 있는 dimethacrylate계 단량체로는 TEGDMA 외에 ethyleneglycol dimethacrylate, diethylene glycol dimethacrylate, polyethylene glycol dimethacrylate 등이 있다. (Ellakwa 등, 2007; Lu 등, 2005)

이러한 치과용 컴포짓 레진은 중합 과정을 거쳐서 경화하게 되는데, 중합에는 화학중합, 광중합과 열중합의 3가지 방법이 있다. 1960년대에는 benzoyl peroxide (BPO)를 중합 개시제로 사용하고, 3차 아민인 N,N-dimethylaniline을 활성제로 사용하여 아크릴계 수지를 화학중합하는 방법이 주로 사용되었다. 그러나, 아크릴 수지의 기계적 강도가 낮고, 수복 후 아닐릴 유도체에 의해 치수염이 유발되며, 변색된다는 단점을 보완하기 위해 N,N-dimethyl-p-toluidine을 활성제로 사용하고자 하는 시도도 있었으나 인체 유해성이 문제시되어 상용화에는 실패하였다. 화학중합은 base와 catalyst를 혼합하여 중합시키는데 중합 속도가 느려서 고분자 사슬이 길게 형성하지 못하기 때문에 충분한 강도를 얻기 어렵고, (Atai 등, 2007) 혼합시에 기포가 많이 발생하여 본 논문에서의 중합 방법으로는 적합하지 않았다.

광중합은 400~500 nm의 가시광선을 흡수하는 camphorquinone(CQ)을 광개시제로 사용하고, ethyl (4-dimethyl amino) benzoate(EDMAB)을 광증감제로 첨가하여 화

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

학중합에 비해 중합 속도가 빠르다는 장점이 있지만, (임재승 등, 2012; Malacarne 등, 2006) 화학중합시에 90% 이상이 중합되는데 반해, 약 60%에 머무르는 낮은 중합율로 컴포짓 레진 블록을 중합하는 데에 적합하지 않다고 생각되었다.

열중합은 열을 가하면 O-O가 분해되어 라디칼을 형성해서 단량체를 중합하는 방법으로 화학중합과 유사하게 중합율이 우수하다. (Lovell 등, 2001) 구강 내에서는 가열이 곤란하여 컴포짓 레진의 중합 방법으로는 적절하지 못하지만, 컴포짓 레진 블록의 중합으로는 적합하다고 생각되어 본 논문에서의 중합 방법으로 선택하였다.

치과용 레진은 빛, 산소 및 열에 의해 라디칼이 쉽게 생기기 때문에 Bis-GMA와 TEGDMA의 혼합 과정 중에 발생하는 중합을 방지하기 위해서 산화 방지제인 BHT를 0.05 wt% 첨가하였다. 이러한 산화 방지제는 라디칼의 개시와 라디칼에 의한 연쇄반응을 방지하고, 중금속에 의한 자동 산화 촉진을 방지하는 역할을 한다. (상은정 등, 2014)

또 다른 첨가제로는 열중합 개시제로 BPO를 사용하였다. Fig. 8에 나타낸 것과 같이 열중합 개시제의 함량이 증가하면 중합율이 증가되어 중합 후의 강도가 증가하는 것을 볼 수 있었다. 그러나, 열중합 개시제의 함량이 너무 많으면 레진의 안정성과 보관성에 문제가 발생할 여지가 있어서 (Kerbya 등, 2009) 본 논문에서는 0.3 wt%을 최적 함량으로 정하였다. 100℃ 이상에서 열중합하면 BPO가 급격하게 분해되어 Fig. 17(a)와 (c)와 같이 중합 수축에 의해 비틀리고 변형되어 균열이 발생하는 것을 볼 수 있었으며, 60℃ 이하에서 열중합하면 경화 시간이 너무 길어지고, 블록 상하 부분에 미경화층이 여전히 존재하여 본 논문에서 최적 열중합 온도는 80℃로 하였다. 열경화 시간이 길어지면 중합 후의 강도는 증가하였으나, 12시간 이후에는 큰 변화를 보이지 않았기 때문에 본 논문에서는 12시간을 최적 열중합 시간으로 하였다. 이때 중합 깊이는 5.5 mm로 우수한 수치를 나타내었고, 물흡수량은 17.8 μg/mm^3, 용해도는 0.9 μg/mm^{3}이었다. 중합은 사용한 색소의 종류와 함량에 많은 영향을 받는다는 것을 알 수 있었으나, 정량화하지는 못하였으며, 이에 대해서는 계속적인 연구가 필요하다고 생각된다. 방사선 불투과성은 Fig. 11에 나타낸 바와 같이 RM70을 80℃에서 12시간 열경화했을 때 두께 1 mm의 시편이 Al step wedge의 두께 1.53 mm에 해당하여 충분히 우수하다는 것을 알 수 있었다.

따라서 Bis-GMA와 TEGDMA를 6:4의 무게비로 혼합한 후, BHT를 중합 방지제로

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

0.05 wt%, BPO를 열중합 개시제로 0.3 wt% 첨가하여 레진 기질을 제조하고, 리튬 다이실리케이트를 기본 조성으로 하여 BaO, MgO, CaO를 각 1.5 wt%, Al_2O_3를 2 wt% 첨가하여 1650℃에서 용융 후 급냉하고, 800℃에서 열처리하여 lithium disilicate($Li_2Si_2O_5$) 및 lithium metasilicate (Li_2SiO_3)와 lithium phosphate (Li_3PO_4)상을 결정화하여 평균 3.4 μm의 크기로 분쇄한 후에 실란 처리한 필러를 70 wt% 첨가하여 80℃에서 12시간 열중합하여 국제표준규격 ISO 4049 Dentistry-Polymer-based restorative materials, ISO 6872 Dentistry-Ceramic materials, ISO 22112 Dentistry-Artificial teeth for dental prostheses에 따라 테스트한 결과, 기포, 결함, 균열, 변형 및 탈색이 없고, 중합 깊이, 물흡수량, 용해도, 방사선 불투과도가 우수하고, 치과용 컴포짓 레진에 비해 월등히 높은 198.0 MPa의 굴곡강도를 갖는 블록을 제조할 수 있었으며, CAD/CAM 블록으로 충분히 적용이 가능하다고 기대된다.

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

결 론

본 논문에서는 레진과 필러를 혼합한 후 중합하여 CAD/CAM 블록을 제조하기 위한 최적 공정에 관해 연구하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 리튬 다이실리케이트를 기본 조성으로 하여 BaO, MgO, CaO, Al_2O_3를 첨가하여 1650℃에서 용융 후 급냉하여 투명한 유리를 제조할 수 있었으며, 열처리하면 700℃ 부근에서 lithium metasilicate (Li_2SiO_3)상이 석출되고, 800℃ 부근에서 lithium disilicate($Li_2Si_2O_5$)와 lithium phosphate(Li_3PO_4)상이 형성되어 유백색으로 변하면서 굴곡강도가 증가하여 GFC를 결정화했을 때 최대값 323.0 MPa을 나타내었다.

2. 레진으로는 Bis-GMA와 TEGDMA를 6:4의 무게비로 혼합하고, 중합 방지제로 BHT를 0.05 wt% 첨가한 후, 열중합 개시제로 BPO를 첨가하면, BPO의 함량이 증가할수록 굴곡강도가 증가하였으나, 보관시 안정성을 위해 0.3 wt%를 최적 함량으로 설정하였다.

3. 열중합 온도와 시간이 너무 높으면 시편이 비틀리고 변형되어 균열이 발생하므로 80℃에서 12시간을 열경화의 최적 조건으로 설정하였다.

4. 필러의 함량이 증가함에 따라 컴포짓 레진 블록의 굴곡강도가 증가하여 70 wt% 첨가했을 때 최대값 198.0 MPa를 나타내었다.

5. 두께 1 mm의 시편이 Al step wedge의 두께 1.53 mm에 해당하는 우수한 방사선 불투과도를 나타내었으며, 이때 중합깊이는 5.5 mm, 물흡수량은 17.8 $\mu g/mm^3$, 용해도는 0.9 $\mu g/mm^3$이었다.

따라서 Bis-GMA/TEGDMA에 리튬 다이실리케이트계 필러를 70 wt% 첨가한 후에 80℃에서 12시간 열중합하면 변형과 균열이 없는 우수한 물성을 갖는 블록을 제조할 수 있었으며, CAD/CAM 블록으로 충분히 적용이 가능하다고 기대된다.

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

참고문헌

강석호, 안진수, 서덕규, 조병훈, 손호현. CAD/CAM 수복에 사용되는 리튬 다이실리케이트 세라믹의 물리/기계적 특성과 미세구조. 대한치과재료학회지 2014:41[1]:19-28.

김려운, 장근원, 허유리, 손미경. 치과 디지털 인상의 이해와 적용. 대한치과재료학회지 2014:41[4]:253-261.

김홍명, 최병열, 김지환, 김웅철. 치과 CAD/CAM 시스템의 밀링장비에 관한 고찰. 덴포라인 2014. 4.

박정원. Nanofilled 복합레진. 대한치과의사협회지 2007:45[5]:280-283.

상은정, 김진영, 임범순, 최낙삼, 이인복. 중합개시제와 억제제 농도가 실험적 복합레진의 중합수축역학에 미치는 영향. 대한치과재료학회지 2014:41[1]:29-38.

석수황, 이유미, 이상혁, 문학룡, 양형철, 임범순. 착색 용액을 적용한 치과용 유색 지르코니아의 색 안정성과 용출 성분 평가. 대한치과재료학회지 2014:41[3]:185-195.

양정삼. 치과기공소용 CAD/CAM 시스템. 한국 CAD/CAM학회지 2008:14[2]:12-18.

윤성근, 최병환. 치과용 CAD/CAM 시스템을 이용한 지르코니아 코핑의 정확성에 관한 연구. 대한치과기공학회지 2011:33[2]:137-145.

이우근, 강동호, 고영무. CAD/CAM용 신소재 컴포짓트 블록의 마모도 평가. 대한치과재료학회지 2015:42[2]:127-142.

이정수. 지르코니아 CAD/CAM block의 강도에 관한 연구. 대한치과기공학회지 2008:30[2]:65-69.

임재승, 김교한, 권태엽. 가교제의 첨가가 4-META/MMA-TBB 레진의 굴곡성질과 인장접착강도에 미치는 영향. 대한치과의사학회지 2012:39[3]:207-214.

최범진. 치과 CAD/CAM용 복합소재를 이용한 치과보철물의 제작에 대한 연구. 심미치과학회지 2014:23[2]:1-9.

최호식, 문지은, 김성훈. CAD/CAM의 치과적 응용. 대한치과의사학회지 2012:50[3]:110-107.

Atai M, Ahmadi M, Babanzadeh S, Watts DC. Synthesis, characterization, shrinkage and curing kinetics of a new low-shrinkage urethane

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

dimethacrylate monomer for dental applications. Dent Mater 2007:23: 1030-1041.

Attia A, Abdelaziz KM, Freitag S, Kern M. Fracture load of composite resin and feldspathic all-ceramic CAD/CAM crowns. J Prosthet Dent 2006:95[2]: 117-123.

Aurelio IL, Fraga S, Dorneles LS, Bottino MA, May LG. Extended glaze firing improves flexural strength of a glass ceramic. Dent Mater 2015:31:316-324.

Award D, Stawarczyk B, Liebermann A, Ilie N. Translucency of esthetic dental restorative CAD/CAM materials and composite resins with respect to thickness and surface roughness. J Prosthet Dent 2015:113[6]:534-540.

Barszczewska-Rybarek IM. Structure-property relationships in dimethacrylate networks based on Bis-GMA, UDMA and TEGDMA. Dent Mater 2009:25:1082-1089.

Ellakwa A, Cho N, Lee IB. The effect of resin matrix composition on the polymerization shrinkage and rheological properties of experimental dental composites. Dent Mater 2007:23:1229-1235.

Fasbinder DJ. Materials for chairside CAD/CAM restorations. Pract Appl 2010: 31[9]:702-708.

Ferracane JL. Resin composite-State of the art. Dent Mater 2001:27:29-38.

Floyd CJE, Dickens SH. Network structure of Bis-GMA- and UDMA-based resin systems. Dent Mater 2006:22:1143-1149.

Halvorsona RH, Ericksona RL, Davidson CL. The effect of filler and silane content on conversion of resin-based composite. Dent Mater 2003:19: 327-333.

Imazatoa S, McCabeb JF, Tarumia H, A. Eharaa, S. Ebisua. Degree of conversion of composites measured by DTA and FTIR. Dent Mater 2001:17:178-183.

Inokoshia M, Vanmeenselb K, Zhangb F, Muncka JD, Eliadesc G, Minakuchid S, Naerta I, Meerbeeka BV, Vleugelsb J. Aging resistance of surface-treated dental zirconia. Dent Mater 2015:31:182-194.

Ito S, Hashimoto M, Wadgaonkar B, Svizero N, Carvalho RM, Yiu C, Rueggeberg FA, Foulger S, Saito T, Nishitani Y, Yoshiyama M, Tay FR, Pashley DH.

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

Effects of resin hydrophilicity on water sorption and changes in modulus of elasticity. Biomaterials 2005:26:6449-6459.

Kerbya RE, Knobloch LA, Schricker S, Gregg B. Synthesis and evaluation of modified urethane dimethacrylate resins with reduced water sorption and solubility. Dent Mater 2009:25:302-313.

Kern M. Bonding to oxide ceramics-Laboratory testing versus clinical outcome. Dent Mater 2015:31:8-14.

Lauvahutanon S, Takahashi H, Shiozawa M, Iwasake N, Asakawa Y, Oki M, Finger WJ. Apksornnuki M. Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. Dent Mater J 2014:33[5]:705-710.

Li KC, Prior DJ, Waddell JN, Swain MV. Comparison of the microstructure and phase stability of as-cast, CAD/CAM and powder metallurgy manufactured Co-Cr dental alloys. Dent Mater 2015:31:306-315.

Lien W, Roberts HW, Platt JA, Vandewalle KS, Hill TJ, Chu TMG. Microstructural evolution and physical behavior of a lithium disilicate glass-ceramic. Dent Mater 2015:31:928-940.

Lim BS, Ferracane JL, Condon JR, Adey JD. Effect of filler fraction and filler surface treatment on wear of microfilled composites. Dent Mater 2002:18:1-11.

Lovell LG, Lu H, Elliott JE, Stansbury JW, Bowman CN. The effect of cure rate on the mechanical properties of dental resins. Dent Mater 2001: 17:504-511.

Lu H, Stansburya JW, Nie J, Berchtold KA, Bowman CN. Development of highly reactive mono-(meth)acrylates as reactive diluents for dimethacrylate-based dental resin systems. Biomaterials 2005:26:1329-1336.

Lucas TJ, Lawson NC, Janowski GM, Burgess JO. Effect of grain size on the monoclinic transformation, hardness, roughness, and modulus of aged partially stabilized zirconia. Dent Mater 2015:31:1487-1492.

Lutz F, Phillips RW. A classification and evaluation of composite resin systems. J Prosthet Dent 1983:50[4]:480-488.

Magne P, Schlichting LH, Maia HP, Baratieri LN. In vitro fatigue resistance

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

of CAD/CAM composite resin and ceramic posterior occlusal veneers. J Prosthet Dent 2010:104[3]:149-157.

Malacarne J, Carvalho RM, de Goes MF, Svizero N, Pashley DH, Tay FR, Yiu CK, de Oliveira Carrilho MR. Water sorption/solubility of dental adhesive resins. Dent Mater 2006:22:973-980.

Miyazaki T, Nakamura T, Matsumura H, Ban S, Kobayashi T. Current status of zirconia restoration. J Prosthodont Res 2013:57:236-261.

Moszner N, Salz U. New developments of polymeric dental composites. Prog Polym Sci 2001:26:535-576.

Passos SP, Linke B, Major PW, Nychka JA. The effect of air-abrasion and heat treatment on the fracture behavior of Y-TZP. Dent Mater 2015:31:1011-1021.

Rocca GT, Bonnafous F, Rizcalla N, Krejci I. A technique to improve the esthetic aspects of CAD/CAM composite resin restorations. J Prosthet Dent 2010:104[4]:273-275.

Shetty R, Shenoy K, Dandekeri S, Suhaim KS, Ragher M, Francis J. Research article resin-matrix ceramics-an overview. Inter J Recent Sci Res 2015:6[11]:7414-7417.

Siarampi E, Kontonasaki E, Andrikopoulos KS, Kantiranis N, Voyiatzis GA, Zorba T, Paraskevopoulos KM, Koidis P. Effect of in vitro aging on the flexural strength and probability to fracture of Y-TZP zirconia ceramics for all-ceramic restorations. Dent Mater 2014:30:306-316.

Sideridou ID, Tserki V, Papanastasiou G. Effect of chemical structure on degree of conversion in light-cured dimethacrylate-based dental resins. Biomaterials 2002:23:1819-1829.

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.

Sideridou ID, Achilias DS. Elution study of unreacted Bis-GMA, TEGDMA, UDMA, and Bis-EMA from light-cured dental resins and resin composites using HPLC. J Biomed Mater Res Part B Appl Biomater 2005:74B:617-626.

Stansburya JW, Dickensb SH. Determination of double bond conversion in

Collection @ chosun

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

dental resins by near infrared spectroscopy. Dent Mater 2001:17:71-79.

Sukumaran VG, Bharadwaj N. Ceramics in dental applications. Trends Biomater Artif Organs 2006:20[1]:7-11.

Turssi CP, Ferracane JL, Vogel K. Filler features and their effects on wear and degree of conversion of particulate dental resin composites. Biomaterials 2005:26:4932-4937.

Wang F, Takahashi H, Iwasaki N. Translucency of dental ceramics with different thicknesses. J Prosthet Dent 2013:110[1]:14-20.

Weinmann W, Thalacker C, Guggenberger R. Siloranes in dental composites. Dent Mater 2005:21:68-74.

Yin L, Song XF, Song YL, Huang T, Li J. An overview of in vitro abrasive finishing & CAD/CAM of bioceramics in restorative dentistry. Inter J Mach Tool Manu 2006:46:1013-1026.

Yoshimura HN, Chimanski A, Cesar PF. Systematic approach to preparing ceramic-glass composites with high translucency for dental restorations. Dent Mater 2015:31:1188-1197.

Yu Zhang. Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. Dent Mater 2014:30:1195-1203.

Zhang F, Vanmeensel K, Batuk M, Hadermann J, Inokoshi M, Meerbeek BV, Naert I, Vleugels J. Highly-translucent, strong and aging-resistant 3Y-TZP ceramics for dental restoration by grain boundary segregation. Acta Biomater 2015:16:215-222.

Collection @ chosun