Research Article

대한치과재료학회지 53(3) : 149-162, 2026
Korean Journal of Dental Materials (*Korean J Dent Mater*)
ISSN:2384-4434 (Print); 2384-3268 (Online)
Available online at http://www.kadm.org
http://dx.doi.org/10.14815/kjdm.2026.53.3.149

CAD/CAM용 다색 리튬 디실리케이트 블록과 다층 지르코니아 블록의 광학적 특성 및 파절 강도 비교

김세하*

광주보건대학교 치기공학과

Comparison of Optical Properties and Fracture Strengths between Gradation CAD/CAM Lithium Disilicate and Multi-Layered Zirconia Blocks

*Seha Kim**

Department of Dental Laboratory Technology, Gwangju Health University, Gwangju, Republic of Korea

This study evaluated the optical properties of multicolored lithium disilicate and multilayered zirconia blocks, alongside the fracture load and failure patterns of single crowns fabricated from these materials. Multicolored lithium disilicate blocks (Amber Mill Direct A2, AMD) and multilayered zirconia disk blocks (Katana Ultra Translucent Multi-Layered A2, UTML) were sectioned into top, middle, and bottom layers to prepare 14 mm × 12 mm × 1.2 mm specimens. CIE L*a*b* values were measured over black and white backgrounds using a spectrophotometer, and the translucency parameter (TP) and contrast ratio (CR) were calculated. Ten maxillary second premolar crowns per material were cemented to custom Ti-6Al-4V abutments using dual-cured resin cement. After immersion in distilled water at 37 °C for 7 days, a compressive load was applied using a 3-mm-diameter steel ball at 0.5 mm/min until final fracture. No distinct structural changes were observed across UTML layers, whereas crystals in AMD coarsened from top to bottom. AMD showed decreasing TP and increasing CR toward the bottom, whereas UTML showed minimal variation. The initial chipping and final fracture load of AMD crowns were both 1,244.8 ± 324.9 N, whereas those of UTML crowns were 1,686.1 ± 491.9 N and 2,665.9 ± 335.4 N, respectively, with significant differences between groups ($p < 0.05$). Cracks initiated in the central groove in both groups. AMD crowns fractured immediately after crack initiation, whereas UTML crowns fractured after crack propagation. Although AMD exhibited lower loads than UTML, its thickness-dependent translucency gradient may help reproduce natural shade gradation in esthetic restorations.

Keywords : CAD/CAM multi-layered zirconia, Lithium disilicate, Translucency parameter, Fracture load

*Correspondence: Seha Kim (ORCID: 0000-0003-0305-1420)
73 Bungmun-daero 419beon-gil, Gwangsan-gu, Gwangju 62287, Republic of Korea
Affiliation: Department of Dental Laboratory Technology, Gwangju Health University, Gwangju, Republic of Korea
Tel: +82-62-958-7693, Fax: +82-62-958-7862
E-mail: seha7778@naver.com

Received: Aug. 31, 2026; Revised: Sep. 15, 2026; Accepted: Sep. 16, 2026

서 론

최근 CAD/CAM 시스템의 빠른 발전과 고강도 세라믹의 개발에 힘입어 all-ceramic 수복물에 대한 관심과 활용도가 증가하고 있다. 미국 Glidewell Laboratories의 조사에 따르면, 전체 보철물 중 all-ceramic 보철물이 차지하는 비율은 2007년 23.9%에서 2013년 80.2%로 크게 증가하였다 (1). 이트리아 안정화 정방정 지르코니아 다결정체(Y-TZP)는 우수한 기계적 강도 및 자연치아와 유사한 색조를 바탕으로 약 20년 전 치과계에 도입되었다 (2). 초기 도입된 3Y-TZP는 불투명도가 높아 metal-ceramic 수복물과 유사하게 상부에 포세린을 적층하는 프레임워크 형태로 주로 사용되었다 (3). 그렇지만, 이와 같은 이중 구조의 all-ceramic 수복물은 심미성은 우수한 반면, 프레임워크와 비니어 간의 결합력 한계로 인해 치핑(chipping)이나 계면 박리 등의 임상적 문제점이 보고된 바 있다 (4-6).

지르코니아 세라믹의 반투명도는 화학적 조성 (7), 결정립 크기 (8, 9), 다공성 (10), 불순물 함량 (7) 및 소결 밀도 (11) 등 다양한 인자의 영향을 받는다. 이들 중 반투명성을 저해하는 알루미나 등의 소결 첨가제를 제거하는 방식은 일부 치과용 세라믹 제조업체에서 굴절률 차이에 따른 광산란을 줄이기 위해 흔히 활용하는 방법이다 (7, 12). 또한, 안정화제인 이트리아 함량을 증가시켜 입방정(cubic phase) 분율을 높여서 반투명성을 개선하는 방법도 널리 쓰이고 있다 (13). 그러나 입방정은 완전하게 안정화된 상태이므로 균열의 진전과정에서 상전이(phase transformation)가 일어나지 않기 때문에 그 만큼 강도가 저하되는 단점도 있다 (8). 이 외에도 지르코니아 내에 입사광의 파장보다 작은 크기의 지르코니아 및 하프늄 산화물 나노입자를 배합하여 광산란을 최소화하는 방법이 도입되었으며 (14), 이를 적용한 초투명 다층 지르코니아 블록(예: Katana UTML) 등이 우수한 심미성으로 인해 주목을 받고 있다.

지르코니아의 저온열화(LTD) 현상은 이트리아 및 입방정 함량과 밀접한 연관이 있다 (15, 16). 이트리아 함량이 낮을수록 저온열화에 취약해지는 반면, 함량이 증가할 경우 t → m 상전이가 지연되어 시효 저항성이 향상된다 (15, 17). 예를 들어 UTML의 이트리아 함량은 약 5 mol%로 일반적인 3Y-TZP나 4Y-PSZ에 비해 높아 투명도 개선에는 유리하나 (13, 18), 기계적 물성은 저하된다 (19).

단일구조(monolithic) 다색 블록은 채도와 반투명성이 gradation 되어 있으므로, 치경부에서는 높은 채도와 파절 저항성을 갖는 반면, 절단부에서는 우수한 반투명성을 나타내도록 그라데이션(gradation) 처리되어 있어, 심미성이 요구되는 전치부 보철물 제작 시 예측 가능한 임상 결과를 제공한다 (20, 21). 구치부 보철물이 안정적으로 교합력을 견디기 위해서는 일반적으로 350 MPa 이상의 굴곡강도가 요구된다 (22). 최근 소개된 리튬 디실리케이트 계 글라스-세라믹 및 고투명 다층 지르코니아 블록은 400 MPa 이상의 굴곡강도를 유지하면서도 향상된 반투명성을 보여주고 있다. 이에 본 연구에서는 CAD/CAM용 다색 리튬 디실리케이트 계 블록과 다층 지르코니아 디스크 블록을 대상으로 하여 광학적 성질 및 단일치 크라운의 파절하중을 비교 · 평가하고자 하였다. 본 연구의 귀무가설은 "두 재료 간 광학적 특성 및 단일치 크라운의 파절강도에서 유의한 차이가 없다"는 것으로 설정하였다.

재료 및 방법

1. 연구재료

본 연구에서는 심미보철물 제작을 위해 도입된 CAD/CAM용의 다색 리튬 디실리케이트 블록인 Amber Mill Direct A2 (AMD)와 다층 지르코니아 블록인 Katana Ultra Translucent Multi-Layered (UTML)을 시험재료로 선택하였다. 또한 표면처리를 위한 글레이즈 재료로는 Insync® glaze paste (Jensen

Table 1. Materials used in the study

Material	Manufacturer	Lot No.
Katana Zirconia UTML A2	Kuraray Noritake Dental Inc, Aichi, Japan	DTGUU
Amber Mill Direct A2	Hass, Gangneung, Korea	Prototype
Insync® glaze paste	Jensen Dental, USA	

Dental, USA)를 사용하였다 (Table 1).

2. 연구방법

2.1. 광학적 특성 시험

두 재료의 블록을 두께 방향으로 상층부(top layer, T), 중층부(middle layer, M) 및 하층부(bottom layer, B)로 구분하였다.

2.1.1. UTML 시편 제작

다층 지르코니아 블록인 UTML의 광학적 성질을 평가하기 위해, 블록을 정밀 다이아몬드 절단기를 이용하여 두께 방향으로 3등분하였다. 각각의 시편은 소결 과정에서 발생하는 수축과 후속 연마를 위한 가공 여유를 고려하여 15 mm × 15 mm × 1.9 mm로 절단하였다. 시편 표면의 균일성을 확보하기 위해 #600부터 #1000까지의 SiC 연마지를 순차적으로 사용하여 연마하였다. 이후 증류수 중에서 5분간 초음파 세정을 거친 후, 시편을 소결하기 전 50℃ 건조기에서 1시간 이상 건조하였다. 소결은 제조사의 권장 소성 조건에 따라 온도를 1,550℃로 올려서 2시간 동안 유지하였다. 소결 완료 후 시편의 양면을 1 μm 다이아몬드 페이스트로 최종 경면 연마하여 14 mm × 12 mm × 1.2 mm 크기의 시편을 상층부, 중층부 및 하층부별로 각각 10개씩 제작하였다(n=10 per layer).

2.1.2. AMD 시편 제작

다색 리튬 디실리케이트 블록인 AMD의 경우에도 저속 다이아몬드 절단기를 활용하여 폭 12.7 mm의 블록 치수에 맞추어서 두께 방향으로 동일하게 3등분하였다. 절단된 시편의 표면은 1 μm 다이아몬드 페이스트 단계까지 경면 연마를 시행하여, 최종적으로 14 mm × 12 mm × 1.2 mm 크기의 시편을 상층부, 중층부 및 하층부별로 각각 10개씩 제작하였다(n=10 per layer).

2.1.3. 반투명성 파라미터 (TP) 및 대조비 (CR) 측정

시편의 반투명 특성을 평가하기 위해 분광광도계(Color i5, Gretag MacbethTM Instrument, New Windsor, NY, USA)를 사용하였다. 표준광원 D65 조건 하에서 정반사광을 포함(SCI)하는 방식으로 측정하였으며, 배경 조건으로는 표준 흑색판 (L*=0.07 ± 0.002, a*=0.05 ± 0.04, b*=0.01 ± 0.05)과 표준 백색판 (L*=95.64 ± 0.06, a*=-0.32 ± 0.01, b*=2.42 ± 0.01)을 배경으로 활용하였다.

반투명성 파라미터(Translucency Parameter, TP)는 다음 식을 이용하여 산출하였다.

$$TP=[(L_b^*-L_w^*)^2+(a_b^*-a_w^*)^2+(b_b^*-b_w^*)^2]^{1/2} \quad (1)$$

여기에서, b와 w는 흑색과 백색 배경 하에서 측정한 색좌표 값이다. TP 값이 0일 경우 완전히 불투명한 재료에 해당되며, 값이 클수록 재료의 반투명도는 높아짐을 뜻한다 (22, 23).

아울러 대조비(Contrast Ratio, CR)는 다음 식을 이용하여 계산하였다.

$$CR=\frac{Y_b}{Y_w} \quad (2)$$

여기에서 Y_b와 Y_w는 각각 흑색과 백색 배경에서 측정된 시편의 빛 반사율(spectral reflectance of light)이다. 투명한 재료의 CR은 0에 수렴하는 반면, 완전하게 불투명한 재료의 경우 1.0이 된다 (24-26).

2.2. 크라운 시편의 파절시험

2.2.1. 지대주의 준비

임플란트 지지 크라운 시편의 제작을 위해 상악 제2소구치 표준 모형을 스캔한 후, 컷백(cutback) 형태로 디자인을 수행하였다. 이후 7축 CNC 선반(SR-20J type C, Star Co, Japan)을 이용하여 밀링 가공하여 티타늄 지대주 20개를 제작하였다. 준비한 지대주를 고정하기 위해 직경 4 mm × 길이 11 mm의 내부연결형 임플란트를 모사한 lab 용 아날로그(Geo 3D Analog, GeoMedi Co, Ltd, Korea)를 사용하였다. 아날로그에 준비한 티타늄 지대주와 지대주 나사를 끼운 후 토크게이지(9810P, Aikoh Engineering Co, Japan)를 이용하여 30 N · cm로 1차 체결을 하였다. 이후 30초의 안정화 시간이 경과한 시점에서 동일한 토크(30 N · cm)로 2차 체결을 시행하였다. 완성된 티타늄 지대주-아날로그 복합체는 무작위로 2개의 군으로 분류하여 각각 AMD 크라운과 UTML 크라운의 합착에 사용하였다.

2.2.2. 크라운 시편의 제작

상악 제2소구치 형태의 크라운 시편은 각 재료의 특성에 맞추어 제작하였다. UTML 크라운의 경우, 5축 밀링머신(ARUM 5X-400, Doowon, Korea)에 UTML 디스크 블록을 장착한 후 디자인한 데이터에 기반하여 10개를 밀링 가공하였다. 이후 제조사가 권장하는 소성 스케줄에 따라 온도를 1,500℃로 올려서 2시간 동안 유지하였다.

AMD 크라운은 CAD/CAM 밀링 장비(CEREC MC-XL, Sirona, Salzburg, Austria)에 AMD 블록을 고정하고, 앞서 지르코니아 크라운과 동일한 디자인 데이터를 적용하여 10개를 가공하였다.

모든 크라운 시편의 제작이 완료된 후, 표면의 광택과 심미성을 부여하기 위해 Insync® glaze paste (Jensen Dental, USA)를 얇고 균일하게 도포하였다. 이어서 제조자의 권장 소성 조건에 따라 온도를 올려서 730℃에서 1분간 유지하였다.

2.2.3 크라운 시편의 합착

접착면 전처리는 재료 특성에 맞추어 각각 다르게 진행하였다. 티타늄 지대주는 표면의 오염물질을 제거하기 위해 32% 인산 겔(Scotchbond™ Universal Etchant, 3M/ESPE, Germany)로 20초간 산부식한 후 수세 및 건조를 하였다. 이후 프라이머(Z-PRIME™ plus, BISCO, IL, USA)를 도포하고 가볍게 건조하였다. UTML 크라운 그룹은 50 μm 알루미나 입자를 이용하여 3기압 분사처리 후 MDP 함유 프라이머(Z-PRIME™ plus)를 적용하고 가볍게 건조하였다. AMD 크라운 그룹은 합착부를 9.5% HF 겔을 이용하여 내면을 30초간 처리한 후 수세 및 건조하고, 실란 프라이머(ESPE™ Sil, 3M/ESPE, St Paul MN, USA)을 도포한 후 가볍게 건조하였다.

합착용 레진 시멘트로는 이중중합형 레진 시멘트인 RelyX™ U200 (3M/ESPE, Neuss, Germany)을 사용하였다. 베이스와 촉매 페이스트를 동일한 비율로 혼합지에 짜내고 20초간 균일하게 혼합한 후, 크라운 내면과 지대주 접착면에 도포하였다. 이후 일정한 악력으로 압착하여 잉여 시멘트를 제거하고, 정하중 장치에 장착하여 정하중 5 kg (약49N)을 5분 동안 가하였다. 이 과정에서 레진 시멘트의 중합을 유도하기 위해 크라운 변연부의 네 방향에서 450 ㎽/㎠의 광강도로 10초씩 40초간 광중합을 시행하였다.

2.2.4 크라운 시편의 파절시험

합착이 완료된 크라운 시편은 임상 환경을 모사한 시효(aging) 처리를 위해 37℃ 증류수 중에 7일 동안 보관하였다. 이후 재료시험기(4201, Instron, Canton, MA, USA)를 이용하여 파절 시험을 진행하였다. 시편을 시험기에 수직으로 고정하고, 크라운의 교합면 중앙부에 직경 3 mm 강철구를 올려놓고 crosshead speed 0.5 mm/min으로 압축력을 가하여 균열이 발생하는 순간의 치핑 하중과 파절하중을 측정하였다(Figure 1). 파절시험 완료 후 각 시편의 파면 양상을 고해상도 전계방출 주사전자 현미경(HR FE-SEM, SU8230, Hitachi, Japan)으로 관찰하였다.



Figure 1. Photograph for the compression test of crown.

Table 2. Firing schedules of glaze paste

Materials	ST (℃)	CT (min)	HR (℃/min)	FT (℃)	HT (min)	V1 (℃)	V2 (℃)	L (℃)
Insync® Glaze paste	450	6:00	45	730	1:00	600	729	-

* ST: standby temperature; CT: closing time; FT: final temperature; HT: holding time; HR: heating rate; V1: vacuum on; V2: vacuum off; L: long-term cooling

2.3. 미세조직 분석

AMD 시편의 미세조직을 관찰하기 위해 블록을 두께 1.5 mm로 절단한 후 표면을 경면으로 연마하였다. 이후 9.5% HF 겔로 30초 동안 산부식하고 수세 및 건조를 하였다. UTML 시편의 경우에도 디스크 블록을 두께 1.5 mm로 절단하고 소성하여 시편을 제작하였다. 결정립계의 관찰을 위한 열부식(thermal etching)을 위해 승온속도 10℃/min으로 1,450℃까지 온도를 올려서 5분간 유지하고, 이후 노냉하여 상온에 도달하였다. 준비한 두 그룹의 시편들은 HR FE-SEM을 이용하여 미세형태학적 특성을 관찰하였다.

2.4. 통계 분석

측정된 모든 실험 결과는 일원배치 분산분석(One-way ANOVA)을 시행하여 통계적 유의성을 검증하였으며, 유의성이 인정된 경우 군 간의 사후 검증을 위해 Tukey의 다중범위검정(Tukey's multiple range test)을 적용하였다. 또한, 두 독립된 그룹 간의 직접 비교 시는 독립표본 t-검정(Student's t-test)을 실시하였다.

결 과

Figure. 2는 UTML 블록과 AMD 블록의 상층부, 중층부 및 하층부 영역을 고해상도 전계방출 주사전자현미경(HR FE-SEM)으로 관찰한 미세조직 사진이다. UTML 블록은 각 층 간에 결정 구조의 뚜렷한 차이가 확인되지 않은 반면, AMD

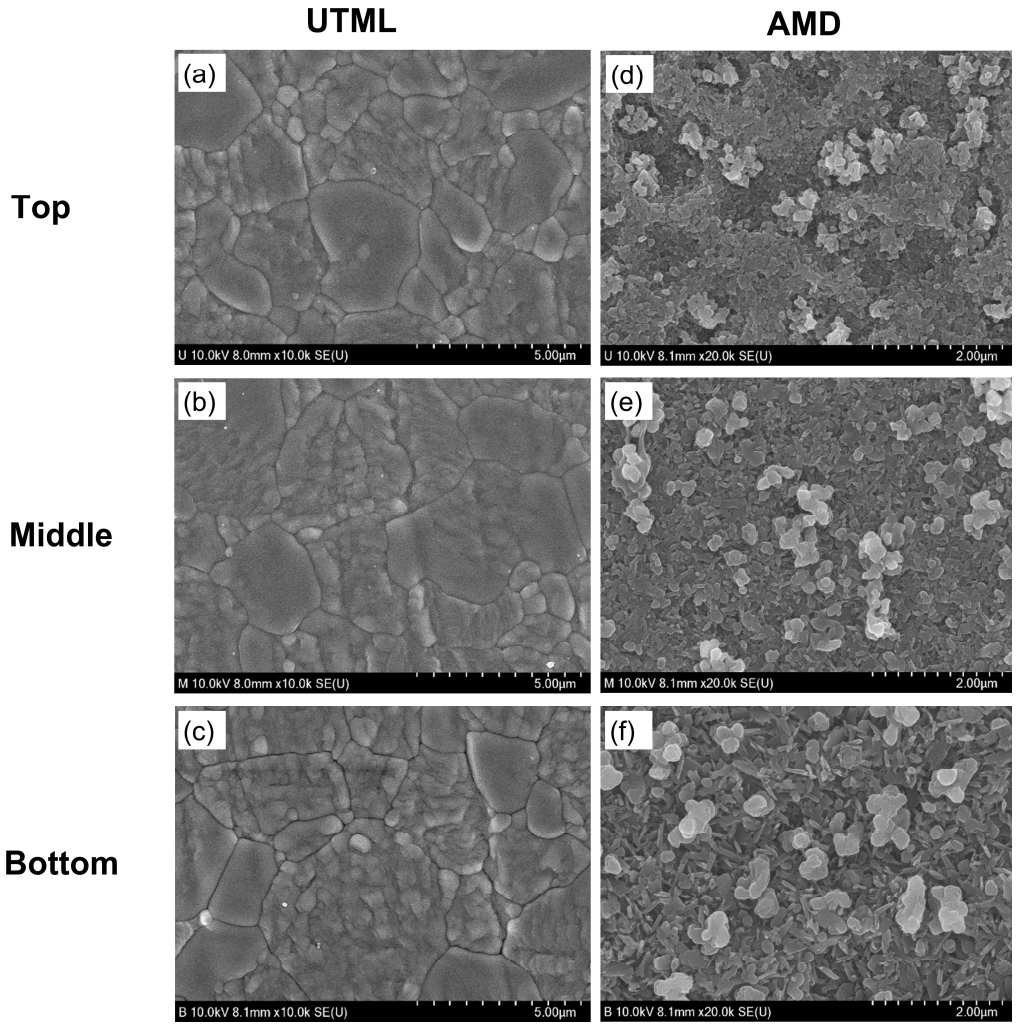

Figure 2. HR FE-SEM images for UTML and AMD. (a, d): top, (b, e): middle, (c, f): bottom regions.

블록은 상층부에서 하층부로 갈수록 리튬 디실리케이트의 침상 결정이 점차 조대화(coarsening)되는 양상이 관찰되었다.

Table 3은 UTML의 상층부(T), 중층부(M) 및 하층부(B) 시편에 대한 CIE L*a*b*의 측정 결과 값이다. L*값은 흑색 배경에서 76.09~77.34 범위, 그리고 백색배경에서 80.45~81.66 범위로 측정되어 백색 배경에서의 값이 흑색 배경에서의 값보다 높았으나, 시편의 두께에 따른 뚜렷한 경향성은 관찰되지 않았다. a*값은 흑색 배경에서 -1.65~-1.10 범위, 백색배경에서 -0.56~0.81 범위로 나타나 백색 배경에서 상대적으로 +측으로 편향되었다. b*값은 흑색 배경에서 6.37~9.63 범위, 백색배경에서 11.70~14.85 범위로 측정되어 백색 배경 조건에서 흑색 배경 조건에 비해 +측으로 크게 편향되는 결과를 보였다.

Table 4는 AMD 그룹의 L*a*b*의 측정 결과 값이다. L* 값은 흑색 배경에서 56.02~64.22 범위, 백색 배경에서 65.95~70.79 범위로 측정되어 백색 배경에서의 값이 더 높았다. 또한 두께에 따라서는 상층부에서 하층부로 갈수록 소폭 증가하는 경향을

Table 3. CIE L*a*b* values for UTML specimens on the different background colors

Layer	Background	L*	a*	b*
T	Black	76.09 (1.56)	-1.10 (0.09)	9.63 (0.39)
	White	80.45 (1.26)	0.81 (0.16)	14.85 (0.17)
M	Black	77.34 (3.24)	-1.21 (0.45)	8.87 (0.79)
	White	81.66 (2.61)	0.47 (0.56)	13.91 (0.39)
B	Black	76.25 (1.70)	-1.65 (0.07)	6.37 (0.20)
	White	81.53 (1.61)	-0.56 (0.08)	11.70 (0.09)

*Values are presented as mean (standard deviation); n=10 per layer. T, top layer; M, middle layer; B, bottom layer.

Table 4. CIE L*a*b* values for AMD specimens on the different background colors

Layer	Background	L*	a*	b*
T	Black	56.02 (0.54)	-5.36 (0.06)	-1.25 (0.56)
	White	65.95 (0.25)	4.23 (0.08)	14.16 (0.51)
M	Black	60.30 (0.15)	-5.43 (0.01)	-0.29 (0.11)
	White	68.84 (0.23)	3.36 (0.13)	13.09 (0.45)
B	Black	64.22 (0.66)	-4.50 (0.02)	1.90 (0.42)
	White	70.79 (0.56)	2.22 (0.21)	12.25 (0.14)

*Values are presented as mean (standard deviation); n=10 per layer. T, top layer; M, middle layer; B, bottom layer.

Table 5. Translucency parameter (TP) values of UTML and AMD specimens

Layer	UTML	AMD
T	7.07 (0.39)	20.70 (0.87)
M	6.86 (0.74)	18.14 (0.51)
B	7.58 (0.15)	13.98 (0.55)

*Values are presented as mean (standard deviation); n=10 per layer. T, top layer; M, middle layer; B, bottom layer.

보였다. a* 값은 흑색 배경에서 −5.43~−4.50 범위, 백색 배경에서 2.22~4.23 범위로 측정되어 백색 배경에서 +측으로 편향이 되었다. 두께에 따라서 흑색 배경에서는 뚜렷한 변화가 없었지만 백색 배경에서는 상층부에서 하층부로 가면서 소폭 감소하여 −측으로 편향이 되었다. b* 값은 흑색 배경에서 −1.25~1.90의 범위, 백색 배경에서 12.25~14.16 범위로 나타나 백색 배경에서 + 측으로 크게 편향이 되었다. 두께에 따라서 상층부에서 하층부로 가면서 흑색 배경에서는 소폭 + 측으로, 그리고 백색 배경에서는 소폭 −측으로 편향이 되었다.

Table 5는 반투명도 파라미터(TP)의 측정결과를 나타낸 것이다. 재료에 따라서는 AMD 그룹이 UTML 그룹에 비해 유의하게 더 높은 TP 값을 나타냈다($p<0.05$). 구체적으로 UTML 그룹은 6.86~7.58 범위를 보여 층간에 큰 차이가 관찰되지 않았다. 반면 AMD 그룹은 13.98~20.70의 범위로서 상층부에서 높고 하층부로 갈수록 감소하며 각 층간에 유의한 차이를 보였다 ($p<0.05$).

Figure 3은 UTML 그룹(a)과 AMD 그룹(b)의 대조비(CR)의 측정 결과를 도시한 것이다. UTML 그룹에서는 1에 가까운

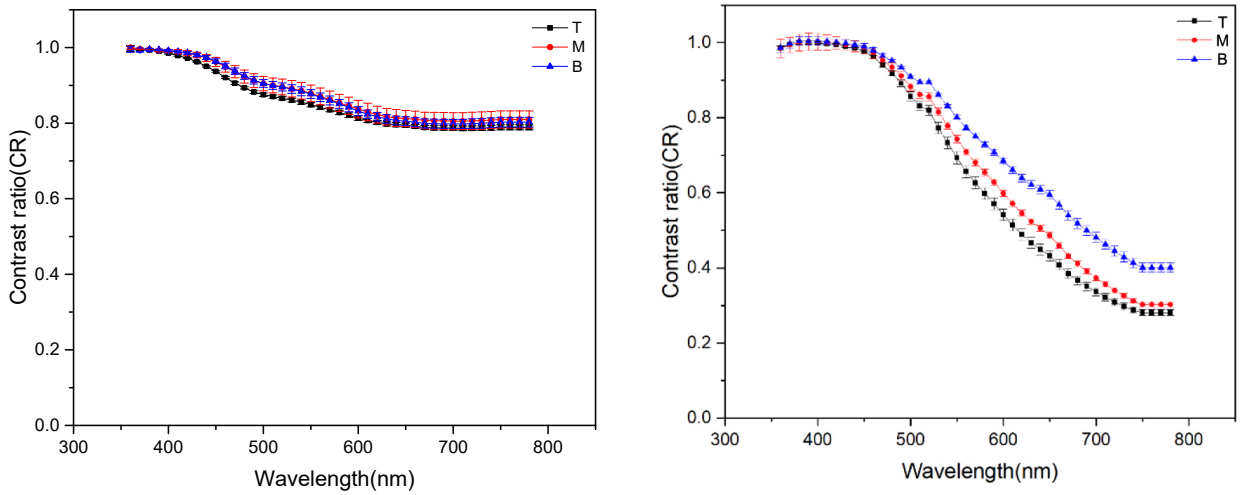

Figure 3. Contrast ratios of UTML (a) and AMD (b) specimens *T, top layer; M, middle layer; B, bottom layer.

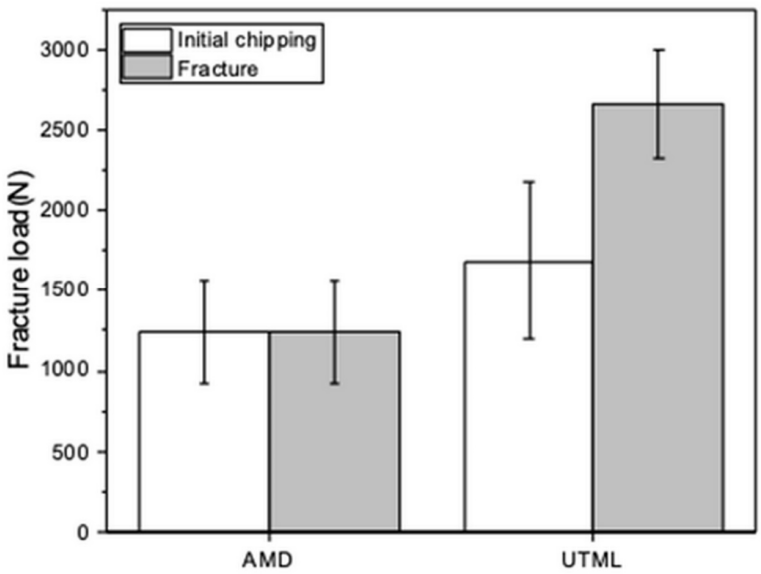

Figure 4. Chipping and fracture load of 2nd premolar ceramic crowns.

값을 보이며 층간 변화의 폭이 작았던 반면, AMD 그룹에서는 상층부에서 하층부로 가면서 CR 값이 증가하는 경향을 나타냈다.

Figure 4는 상악 제2소구치 단일 세라믹 크라운의 치핑하중과 파절하중을 도시한 것이다. 치핑하중과 파절하중은 AMD 크라운 그룹에서는 1,244.8 ± 324.9 N으로 동일하게 나타났다. 반면 UTML 크라운 그룹에서는 각각 치핑하중이 1,686.1 ± 491.9 N, 파절하중은 2,665.9 ± 335.4 N으로 측정되었으며, AMD 그룹이 UTML 그룹에 비해 유의하게 낮은 강도 값을 보였다($p<0.05$).

Figure 5는 AMD 크라운 그룹과 UTML 크라운 그룹의 파면을 HR FE-SEM으로 관찰한 것이다. 두 그룹 모두 균열은 교합면의 중심구에서 시작이 된 후 벽개면을 따라 전파되는 공통적인 양상을 보였다. 그러나 파절 양상에 있어서, AMD 크라운 그룹에서는 균열이 발생한 직후 곧바로 파절이 일어난 반면, UTML 크라운 그룹에서는 균열의 개시와 진전이 일어난 후 파절로 진행되는 패턴을 보였다.

고 찰

본 연구는 다색 Amber Mill Direct A2 (AMD) 블록과 다층 Katana Ultra Translucent Multi-Layered A2 (UTML) 디스크 블록의 광학적 특성과 파절 강도를 비교·조사하기 위해 수행되었다. 실험 결과, 두 시험재료는 반투명도, 대조비 및 파절 강도에서 통계적으로 유의한 차이를 나타내어 설정된 귀무가설은 기각되었다.

현대 치과 보철 분야에서는 심미 보철물에 대한 수요가 크게 증가함에 따라 CAD/CAM 시스템을 이용한 제작 방식이 주를 이루고 있다. 미국 치과의사를 대상으로 한 단일 크라운 재료의 선호도 조사에 따르면, 전치부 크라운의 경우 리튬 디실리케이트 계 글라스-세라믹(54%), 다층 지르코니아(17%), 루사이트 강화 글라스-세라믹(13%) 순으로 사용 비중이 높아서, 리튬

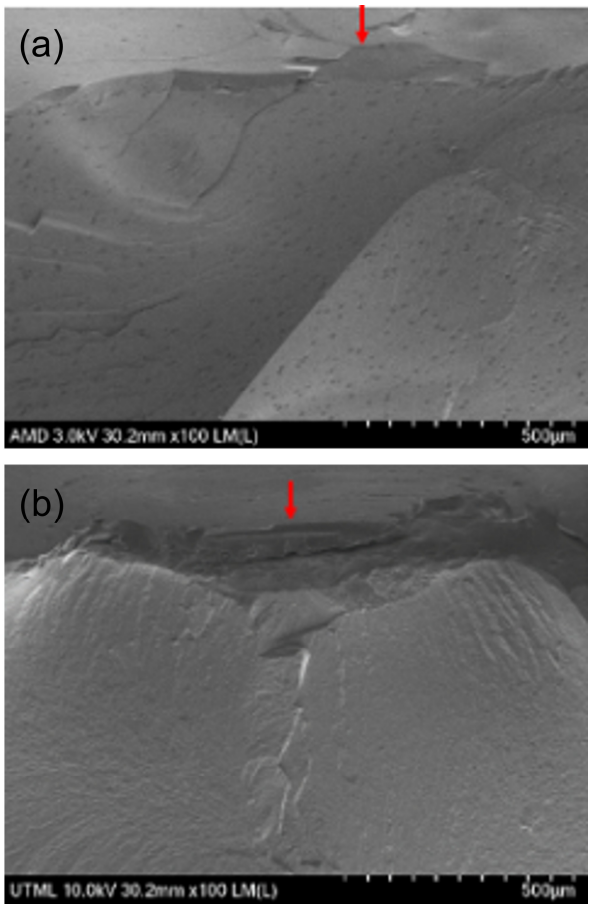

Figure 5. Fracture surfaces. (a) AMD crown group, (b) UTML crown group.

디실리케이트계 글라스-세라믹이 가장 많이 사용되었다. 한편 구치부 크라운 영역에서는 단일구조 지르코니아(32%), 금속-세라믹(31%), 리튬 디실리케이트 계 글라스-세라믹(21%) 순으로 나타나, 리튬 디실리케이트 계 세라믹이 전·구치부를 아울러 단일치 크라운 수복 재료로 널리 활용되고 있음을 알 수 있다 (27).

전치부 세라믹 수복은 높은 심미성이 요구되므로 자연치와 유사한 색조와 외양을 구현하기 위해 두께 방향으로 색조와 반투명도를 변화시킨 다색(polychromatic) 또는 다층(multilayered) 블록이 도입되었다 (28, 29). 전통적인 포세린 및 루사이트 계 블록은 심미성은 우수하나 굴곡강도가 낮아 교합력이 낮은 부위에 한정하여 제한적으로 적용이 되었다. 반면 리튬 디실리케이트 계 글라스-세라믹은 높은 굴곡강도를 지니며, 불산(HF) 산부식과 실란 처리를 통해 레진 시멘트와 강한 접착 계면을 형성함으로써 크라운의 파절 저항성을 크게 향상시킨다. 이로 인해 전치 및 구치부 단일치 수복 재료로서의 활용도가 지속적으로 증가하는 추세이다 (30, 31).

임상에서 수복물의 색상을 인접 자연치와 조화시키는 과정은 심미성 확보의 핵심 요건이다. 통상적으로 색조 견본(shade guide)이 널리 쓰이고 있으나, 이는 측정자의 주관적 인지 능력, 조명 환경 및 주변 조건에 따라 오차가 발생할 여지가 있다. 따라서 객관적이고 재현성이 높은 색채 평가를 위해 분광광도계(spectrophotometer)나 색차계가 도입되었다. 다수의 선행 연구에서도 시각적 비교 방식보다 색 측정 장비를 활용하는 것이 신뢰도가 높은 데이터를 제공한다고 보고한 바 있다 (32, 33). 본 연구에서는 광학적 성질의 정밀 분석을 위해 분광광도계(Color i5, Gretag Macbeth™ Instrument)를 활용하였으며, 표준 흑색판을 배경으로 하여 정반사광을 포함하는 방식으로 L*a*b* 값을 측정하였다. 시험편을 두께 방향으로 3등분하여 측정장비를 통해 분석한 결과, L* 값은 AMD 블록에 비해 UTML 블록에서, 그리고 흑색 배경보다 백색 배경에서 유의하게 높게 나타났다 (p<0.05). 세부 층별 경향을 보면, UTML 블록은 두께에 따른 변화가 뚜렷하지 않은 반면, AMD 블록은 상층부에서 하층부로 갈수록 소폭 증가하는 양상을 보였다. 적색/녹색 축을 나타내는 a*값의 경우 흑색 배경에서는 AMD 블록이 UTML 블록보다 음(−)의 방향으로 더 크게 편향되었고, 백색 배경에서는 양(+)의 방향으로 더 크게 편향되었다. 층별 두께에 따른 변화로는 흑색 배경에서 특이적 경향은 없었으나, 백색 배경에서는 하층부로 이동할수록 음(−)의 방향으로 소폭 치우쳤다. 황색/청색 축을 나타내는 b*값은 흑색 배경 대비 백색 배경에서 양(+)의 방향으로 큰 폭으로 편향되었으며, 두께에 따라서는 백색 배경 하에서 하층부로 갈수록 음(−)의 방향으로 소폭 감소하였다. 이러한 색 파라미터의 층별 차이는 블록 내부 구성 층 간의 광투과도 차이에 기인하는 것으로 사료된다 (34).

반투명도 파라미터(TP)는 치과용 세라믹 재료와 입사광의 상호작용 특성을 평가하는 지표이다. Hamed 등 (29)은 A2 셰이드의 IPS e.max Press Multi와 Katana zirconia UTML의 반투명도를 비교한 연구에서, IPS e.max Press Multi의 평균 TP 값이 절단부와 치경부에서 각각 14.03, 12.23을 기록한 반면, Katana zirconia UTML은 각각 11.16, 9.84로 유의하게 낮았다고 보고한 바 있다. 본 연구에서 두께 1.2 mm 규격의 AMD A2 블록과 UTML A2 디스크 블록 시편을 준비하여 TP를 측정한 결과, AMD 시편은 상층부 T: 20.70 ± 0.87, 중층부 M: 18.14 ± 0.51, 하층부 B: 13.98 ± 0.55로 상층부에서 하층부로 가면서 큰 폭으로 감소했다. 반면 UTML 시편은 상층부 T: 7.07 ± 0.39, 중층부 M: 6.86 ± 0.74, 하층부 B: 7.58 ± 0.15로 층간 변화가 미미했다. Yu 등 (35)은 1 mm 두께의 인간 법랑질과 상아질의 TP 값이 각각 18.7과 16.4라고 보고하였다. 본 시험에서 측정된 두 재료의 TP 값은 인간 법랑질보다는 낮았으나, AMD 블록의 경우 인간 상아질의 수치에 보다 근접한 양상을 확인하였다.

세라믹 재료는 우수한 심미성을 지니는 반면 취성이 높기 때문에, 인장응력이 작용할 때 미세 결함에 매우 민감하게 반응하여 파절로 이어진다. 치과기공소의 표준 제작 공정을 거친 세라믹 크라운의 변연부에는 다수의 미세 결함이 자연 발생적으로 형성될 뿐만 아니라, 외력 작용 시 높은 인장응력이 집중되므로 변연부 치핑은 임상에서 가장 빈번히 관찰되는 파손 유형 중 하나이다. 변연부 치핑을 억제하기 위해서는 보철물의 두께를 보강하거나 인장응력 분산을 고려한 구조적 설계, 그리고 소결체 내부의 기공 최소화 등이 필수적이다 (36). 단일구조 리튬 디실리케이트 세라믹인 IPS e.max CAD 소구치 크라운의 파절 하중에 대해 Homaei 등 (37)은 1400 N으로 보고하였고, Johansson 등 (38)은 열순환 및 피로 하중 시험을 거친 후 IPS e.max Press 크라운과 단일구조 반투명 Y-TZP 크라운의 파절하중이 각각 1,856 N, 2,295 N으로 측정되어 단일구조 지르코니아 계열이 더 우수한 강도를 보였다고 밝혔다. 본

연구에서는 다색 리튬 디실리케이트 계 AMD A2 블록과 지르코니아 계 UTML A2 디스크 블록을 이용해 상악 제2소구치 크라운을 제작하고, 이중중합형 레진 시멘트(RelyX™ U200)로 접착한 뒤 파절하중을 측정하였다. 그 결과, AMD 크라운 그룹은 치핑하중과 파절하중이 모두 1,244.8 ± 324.9 N으로 동일하게 측정되었다. 반면 UTML 크라운 그룹은 치핑하중이 1,686.1 ± 491.9 N, 파절하중이 2,665.9 ± 335.4 N으로 더 높게 나타났으며, 두 그룹 간의 차이는 통계적으로 유의하였다($p<0.05$). 그러나 인체 자연 제2소구치의 생리적 교합력 수준을 감안할 때, AMD 크라운 역시 실제 임상 환경에서 충분한 내구성을 발휘할 수 있을 것으로 판단된다.

결 론

본 연구는 CAD/CAM용 다색 리튬 디실리케이트 블록(AMD)과 다층 지르코니아 디스크 블록(UTML)의 광학적 특성 및 단일 크라운의 파절강도를 비교·분석하여 다음과 같은 결론을 도출하였다. UTML 블록은 상·중·하 층간에서 결정구조의 뚜렷한 변화를 보이지 않았지만, AMD 블록은 상층부에서 하층부로 가면서 리튬 디실리케이트의 침상 결정이 조대화되었다. 반투명도 파라미터(TP) 값은 AMD 블록의 경우 두께 방향의 변화 폭이 컸지만, UTML 블록에서는 그 변화 폭이 작았으며 두 블록 간 통계적으로 유의한 차이를 보였다($p<0.05$). 대조비(CR)는 AMD 블록의 경우 상층부에서 하층부로 가며 뚜렷하게 증가하였으나, UTML 블록에서는 그 변화 폭이 작았다. 크라운의 치핑하중과 파절하중은 AMD 크라운 그룹에서는 1,244.8 ± 324.9 N으로 일치하였지만, UTML 크라운 그룹에서는 각각 1,686.1 ± 491.9 N과 2,665.9 ± 335.4 N으로 나타나 상호간에 통계적으로 유의한 차이를 보였다($p<0.05$). AMD 크라운 그룹과 UTML 크라운 그룹 공히 균열은 교합면의 중심구에서 개시되어 벽개면을 따라 전파되어 파절이 일어났다. AMD 크라운 그룹에서는 균열이 개시된 이후 곧바로 파절로 진행된 취성 특성을 보였지만, UTML 크라운 그룹에서는 균열의 개시와 진전 단계를 거친 후 파절로 진행된 패턴을 보였다.

이상의 결과로 미루어 볼 때, 단일구조 다색 리튬 디실리케이트 블록(AMD)의 파절강도는 다층 지르코니아 디스크 블록(UTML)보다 낮았으나, 구치부 뿐만 아니라 인체 자연치의 생리적 교합력 수준을 고려할 때 실제 임상 환경에서 충분한 내구성을 발휘할 수 있을 것으로 판단된다. 따라서 심미성이 요구되는 전치부 및 소구치 수복 시 시각적으로 더 자연스러운 보철물 제작을 위한 유용한 대안이 될 수 있을 것으로 사료된다.

사 사

본 논문은 김세하의 2021년도 전북대학교 대학원 박사학위 논문을 바탕으로 수정·보완하여 작성하였음.

참고문헌

1. Christensen GJ. Is the rush to all-ceramic crowns justified? J Am Dent Assoc. 2014;145(2):192-194.
2. Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial? Biomaterials. 2006;27(4):535-543.
3. Pjetursson BE, Sailer I, Makarov NA, Zwahlen M, Thoma DS. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part II: Multiple-unit FDPs. Dent Mater. 2015;31(6):624-639.
4. Kelly JR, Tesk JA, Sorensen JA. Failure of all-ceramic fixed partial dentures in vitro and in vivo: analysis and modelling. J Dent Res. 1995;74(6):1253-1258.
5. Larsson C, Vult von Steyern P, Sunzel B, Nilner K. All-ceramic two- and five-unit implant-supported reconstructions. A randomized, prospective clinical trial. Swed Dent J. 2006;30(2):45-53.
6. Tanaka CB, Ballester RY, De Souza GM, Zhang Y, Meira JBC. 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):344-355.
7. Zhang Y. Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. Dent Mater. 2014;30(10):1195-1203.
8. Sulaiman TA, Abdulmajeed AA, Donovan TE, Vallittu

PK, Närhi TO, Lassila LV. The effect of staining and vacuum sintering on optical and mechanical properties of partially and fully stabilized monolithic zirconia. Dent Mater J. 2015;34(5):605-610.
9. Harada K, Raigrodski AJ, Chung KH, Flinn BD, Dogan S, Mancl LA. A comparative evaluation of the translucency of zirconias and lithium disilicate for monolithic restorations. J Prosthet Dent. 2016;116(2):257-263.
10. Vagkopoulou T, Koutayas SO, Koidis P, Strub JR. Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. Eur J Esthet Dent. 2009;4(2):130-151.
11. Munoz-Saldana J, Balmori-Ramirez H, Jaramillo-Vigueras D, Iga T, Schneider GA. Mechanical properties and low-temperature aging of tetragonal zirconia polycrystals processed by hot isostatic pressing. J Mater Res. 2003;18(10):2415-2426.
12. Shen J, Xie H, Wu X, Yang J, Liao M, Chen C. Evaluation of the effect of low-temperature degradation on the translucency and mechanical properties of ultra-transparent 5Y-TZP ceramics. Ceram Int. 2020;46(1):553-559.
13. Zhang Y, Lawn BR. Novel zirconia materials in dentistry. J Dent Res. 2018;97(2):140-147.
14. Toksoy D, Önöral Ö. Optical behavior of zirconia generations. Cyprus J Med Sci. 2024;9(6):380-389.
15. Inokoshi M, Zhang F, De Munck J, Minakuchi S, Naert I, Vleugels J, et al. Influence of sintering conditions on low-temperature degradation of dental zirconia. Dent Mater. 2014;30(6):669-678.
16. Chevalier J, Deville S, Münch E, Jullian R, Lair F. Critical effect of cubic phase on aging in 3 mol% yttria-stabilized zirconia ceramics for hip replacement prosthesis. Biomaterials. 2004;25(24):5539-5545.
17. Inokoshi M, Shimizu H, Nozaki K, Takagaki T, Yoshihara K, Nagaoka N, et al. Crystallographic and morphological analysis of sandblasted highly translucent dental zirconia. Dent Mater. 2018;34(3):508-518.
18. Pecho OE, Ghinea R, Ionescu AM, Cardona Jde L, Paravina RD, Perez MM. Color and translucency of zirconia ceramics, human dentine and bovine dentine. J Dent. 2012;40(Suppl 2):e34-e40.
19. Pereira GKR, Guilardi LF, Dapieve KS, Kleverlaan CJ, Rippe MP, Valandro LF. Mechanical reliability, fatigue strength and survival analysis of new polycrystalline translucent zirconia ceramics for monolithic restorations. J Mech Behav Biomed Mater. 2018;85:57-65.
20. Spyropoulou PE, Giroux EC, Razzoog ME, Duff RE. Translucency of shaded zirconia core material. J Prosthet Dent. 2011;105(5):304-307.
21. Kim HK, Kim SH, Lee JB, Han JS, Yeo IS, Ha SR. Effect of the amount of thickness reduction on color and translucency of dental monolithic zirconia ceramics. J Adv Prosthodont. 2016;8(1):37-42.
22. Obama T. Anterior Aesthetics: Natural Teeth. Translated by Chang SW. Seoul: Korea Quintessence. 2007:25-27.
23. Johnston WM, Ma T, Kienle BH. Translucency parameter of colorants for maxillofacial prostheses. Int J Prosthodont. 1995;8(1):79-86.
24. Della Bona A, Nogueira AD, Pecho OE. Optical properties of CAD-CAM ceramic systems. J Dent. 2014;42(10):1202-1209.
25. Miyagawa Y, Powers JM, O'Brien WJ. Optical properties of direct restorative materials. J Dent Res. 1981;60(5):890-894.
26. Antonson SA, Anusavice KJ. Contrast ratio of veneering and core ceramics as a function of thickness. Int J Prosthodont. 2001;14(4):316-320.
27. 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;55:40-47.
28. Elsaka SE, Elnaghy AM. Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. Dent Mater. 2016;32(7):908-914.
29. Hamed JG, Bakry SI, Hussein SA, Al Abbassy FH. Evaluation of biaxial flexural strength and translucency of multichromatic translucent zirconia and lithium disilicate ceramics. Alex Dental J. 2018;43(2):86-93.

30. Gresnigt M, Ozcan M, Houten MLA, Schipper L, Cune MS. Fracture strength, failure type and Weibull characteristics of lithium disilicate and multiphase resin composite endocrowns under axial and lateral forces. Dent Mater. 2016;32(5):607-614.
31. Lambert H, Durand JC, Jacquot B, Fages M. Dental biomaterials for chairside CAD/CAM: State of the art. J Adv Prosthodont. 2017;9(6):486-495.
32. Horn DJ, Bulan-Brady J, Hicks ML. Sphere spectrophotometer versus human evaluation of tooth shade. J Endod. 1998;24(12):786-790.
33. Browning WD, Contreras-Bulnes R, Brackett MG, Brackett WW. Color differences: polymerized composite and corresponding Vitapan Classical shade tab. J Dent. 2009;37(Suppl 1):e34-e39.
34. Ueda K, Güth J, Erdelt K, Stimmelmayr M, Kappert H, Beuer F. Light transmittance by a multi-coloured zirconia material. Dent Mater J. 2015;34(3):310-314.
35. Yu B, Ahn JS, Lee YK. Measurement of translucency of tooth enamel and dentin. Acta Odontol Scand. 2009;67(1):57-64.
36. 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):653-660.
37. Homaei E, Farhangdoost K, Pow EHN, Matinlinna JP, Akbari M, Tsoi JKH. Fatigue resistance of monolithic CAD/CAM ceramic crowns on human premolars. Ceram Int. 2016;42(14):15709-15717.
38. Johansson C, Kmet G, Rivera J, Larsson C, Vult von Steyern P. Fracture strength of monolithic all-ceramic crowns made of high translucent yttrium oxide-stabilized zirconium dioxide compared to porcelain-veneered crowns and lithium disilicate crowns. Acta Odontol Scand. 2014;72(2):145-153.

Research Article

CAD/CAM용 다색 리튬 디실리케이트 블록과 다층 지르코니아 블록의 광학적 특성 및 파절 강도 비교

김세하*

광주보건대학교 치기공학과

본 연구는 심미 보철용으로 도입된 CAD/CAM용 다색 리튬 디실리케이트 블록과 다층 지르코니아 디스크 블록의 광학적 성질과 이들 재료로 제작한 단일치 크라운의 파절하중 및 파괴 양상을 비교·평가하기 위해 시행하였다. Amber Mill Direct A2 (AMD) 블록과 Katana Ultra Translucent Multi-Layered A2 (UTML) 디스크 블록을 상·중·하층으로 구분하여 14 mm × 12 mm × 1.2 mm 크기의 시편을 제작하였다. 분광광도계를 이용하여 흑색 및 백색 배경에서 CIE L*a*b* 값을 측정하고 반투명도 파라미터(TP)와 대조비(CR)를 산출하였다. 파절시험을 위해 동일한 디자인 정보를 이용하여 재료별로 상악 제2소구치 크라운 10개를 제작한 후, Ti-6Al-4V 지대주에 이중중합형 레진 시멘트로 합착하였다. 시편을 37 ℃ 증류수에 7일간 침지한 후 직경 3 mm의 강철구를 이용하여 0.5 mm/min의 속도로 파절 시까지 압축하중을 가하였다. AMD의 리튬 디실리케이트 결정은 상층부에서 하층부로 갈수록 조대화되었다. AMD의 TP는 상층부에서 하층부로 갈수록 감소하고 CR은 증가한 반면, UTML에서는 층에 따른 변화가 작았다. AMD 크라운의 치핑하중과 파절하중은 모두 1,244.8 ± 324.9 N이었으며, UTML 크라운에서는 각각 1,686.1 ± 491.9 N과 2,665.9 ± 335.4 N으로 나타나 그룹 간 유의한 차이를 보였다($p < 0.05$). 두 그룹 모두 교합면의 중심구에서 균열이 시작되었으나, AMD는 균열 개시 직후 파절된 반면 UTML은 균열이 진전된 후 파절되었다. 이상의 결과로 미루어볼 때, AMD는 UTML보다 낮은 파절하중을 보였으나 두께 방향에 따른 뚜렷한 반투명도 변화를 나타냈다. 이러한 광학적 특성은 심미성이 요구되는 부위에서 시각적으로 보다 자연스러운 보철물 제작이 가능할 것으로 사료된다.

색인단어 : CAD/CAM 다층 지르코니아, 리튬 디실리케이트, 반투명도 파라미터, 파절 하중