Evaluation of irradiance and spectral output of visible light curing units used in the laboratory

Yoorina Choi^{1†}, Su-Beom Choi^{2†}, Ji-Hye Jung³, and Hoon-Sang Chang^{4*}

¹Assistant Professor, Department of Conservative Dentistry, College of Dentistry, Wonkwang University, Iksan, Republic of Korea

²Ms.D. Student, Department of Dental Science, School of Dentistry, Chonnam National University, Gwangju, Republic of Korea

³Associate Professor, Department of Prosthodontics, College of Dentistry, Wonkwang University, Iksan, Republic of Korea

⁴Professor, Department of Conservative Dentistry, School of Dentistry, Chonnam National University, Gwangju, Republic of Korea

The irradiance of visible light curing units (LCUs) has been reported to decrease over time. However, the spectral output of used LCUs has rarely been evaluated. The purpose of this study was to evaluate the irradiance and the spectral output of visible LCUs used currently in laboratories. One halogen LCU (Optilux 360, O360), two polywave light emitting-diode (LED) LCUs (Bluephase Style [ST] and Bluephase G2 [G2]), and one single-peak LED LCU (Elipar S10, S10) were activated according to the manufacturers' instructions. The irradiance and spectral output of the curing light were measured with a spectroradiometer in real time (n=10). Regarding the spectral peak and mean irradiance of the LCUs, O360 and G2 showed consistent data. However, ST showed spectral peaks at either 457 or 408 nm, and S10 at either 456 or 450 nm. The mean irradiance of ST and S10 was also inconsistent. Regarding the total energy, all LCUs surpassed the minimal energy value of 16 J/cm² to fully polymerize an increment of 2 mm of composite resin. However, focusing on 420–540 nm range energy where camphorquinone is activated, some data showed an energy value for ST of less than 16 J/cm², when the spectral peak was observed at 408 nm. Therefore, to evaluate the performance of the LCUs, not only the irradiance but also the spectral output should be monitored, especially in the case of polywave LED LCUs, where multiple spectral peaks are present.

Key Words: Dental curing lights; Photoelectron spectroscopy; Spectrum analysis

© This is an open-access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0>) which permits unrestricted noncommercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

Introduction

1976년에 할로겐 광중합기를 필두로 camphorquinone (CQ) 과 3차 아민을 이용한 광중합형 복합레진의 시대가 본격적으로 시작되었다[1]. 전형적인 할로겐 광중합기의 파장대는 약 400–550 nm 사이로 CQ의 활성화 영역인 470 nm 부근의 파장대를 포함하고 근래에 들어 사용이 증가하고 있는 2,4,6-Trimethylbenzoyldiphenylphosphine oxide (TPO), 1-phenyl-1,2-

propanedione (PPD), Ivocerin과 같은 대체 광개시제의 활성화 영역인 400–410 nm 범위의 파장대도 포함하며[2] 평균 조도는 약 400–500 mW/cm²로 2 mm 두께의 복합레진을 광중합시키기 위해서는 40–60초의 광조사 시간이 요구되었다[1].

2000년대 들어서 높은 에너지 효율을 앞세워 가벼우면서도 이동성이 뛰어난 파란색 light emitting-diode (LED) 광중합기가 개발되었다. 할로겐 전구와는 달리 파란색 LED 소자는 수명이 수 천 시간에 이르기 때문에 교체할 필요가 없고, 오랜 시간

Received August 23, 2021; Revised September 9, 2021; Accepted October 1, 2021

*Corresponding author: Hoon-Sang Chang, Department of Conservative Dentistry, School of Dentistry, Chonnam National University, 33, Yongbong-ro, Buk-gu, Gwangju 61186, Republic of Korea.

Tel: +82-62-530-5860, Fax: +82-62-530-5590, E-mail: conden@jnu.ac.kr

[†]These authors contributed equally to this work.

Copyright © 2021, Oral Biology Research Institute

사용하더라도 안정적인 출력을 나타내는 장점이 있다[2,3]. 초기의 LED 광중합기는 기존의 할로겐 광중합기에 비해 조도가 낮았으나 스펙트럼 피크가 약 470 nm로 조도의 대부분이 CQ의 활성화 범위에 집중되어 복합레진을 광중합할 때 할로겐 광중합기와 비슷한 성능을 보였으나 파장대 범위가 좁아 대체 광개시제를 활성화시키는 것은 불가능하였다[4].

2세대 LED 광중합기는 single-peak LED 광중합기라고도 하며 고출력 LED 소자의 개발로 할로겐 광중합기 이상의 조도를 나타내어 복합레진의 광중합시간을 단축시키면서 본격적으로 할로겐 광중합기와 경쟁이 가능해졌고 지금도 여전히 많이 사용되고 있다[1,4,5]. 중합광의 스펙트럼 피크는 1세대 LED 광중합기와 유사하나 파장대에 약간의 변화를 주어 일부 대체 광개시제의 활성화 범위를 포함시켰다[2,6].

복합레진에서 대체 광개시제의 사용이 증가하면서 스펙트럼 피크가 460 nm 부근인 파란색 LED 소자에 스펙트럼 피크가 400 nm 부근인 보라색 LED 소자를 추가한 3세대 LED 광중합기, 즉 polywave LED 광중합기가 등장하여 CQ뿐만 아니라 대체 광개시제를 사용한 복합레진의 광중합도 가능하게 되었다[2,6]. 하지만 보라색 LED 소자가 추가된 만큼 파란색 LED 소자의 비중이 감소하여 CQ의 활성화 영역에서의 에너지는 2세대 LED 광중합기보다 감소되는 결과는 보였다[2].

광중합기는 사용 연한이 증가함에 따라 성능이 감소한다고 보고되었다[7,8]. 광조사 말단에 중합된 레진이 묻거나 광조사 말단이 깨지는 것이 일반적인 원인이고[2,9] 이를 예방하기 위해서 광조사 말단에 일회용 차단막을 사용하거나[10,11] 광중합기에 충격이 가해지지 않도록 주의해야 한다. 또한, 할로겐 광중합기의 전구는 수명이 약 30-50시간으로 그 이상 사용하면 조도가 감소하며 대역 필터나 반사경 역시 노후화되면 교체해야 하는 단점이 있다[1]. 2세대 또는 3세대 LED 광중합기의 경우 조도를 증가시키거나 스펙트럼 피크를 두 개 이상 내기 위해서 LED 소자를 집적시킨 결과 열이 많이 발생하기 때문에 LED 소자가 손상될 가능성이 있다[1]. 진료실에서 사용 중인 광중합기를 평가한 이전의 많은 연구에서 조사광의 조도만을 측정하였는데[3,8,9,12,13] polywave LED 광중합기와 같이 스펙트럼

피크가 2개 이상인 경우 광중합기의 조도 뿐만 아니라 파장대에 대한 분석도 필요해 보인다. 400 nm 부근에서의 조도가 아무리 크더라도 460 nm 부근에서 반응하는 CQ를 활성화시킬 수 없기 때문이다[9].

따라서 이번 연구의 목적은 현재 실험실에서 사용 중인 할로겐 및 LED 광중합기의 조도 뿐만 아니라 파장대를 측정하고 분석하여 광중합기의 성능을 평가하고자 하였다.

Materials and Methods

전남대학교 치의학전문대학원 치과보존학교실의 실험실에서 사용 중인 할로겐 광중합기인 Optilux 360 (O360), polywave LED 광중합기인 Bluephase Style (ST)과 Bluephase G2 (G2), 그리고 single-peak LED 광중합기인 Elipar S10 (S10)을 선택하였다(Table 1). 모든 광중합기는 fiberoptic으로 제작된 광조사 말단을 갖고 있으며 O360은 built-in radiometer를 장착하고 있다. 각 광중합기를 spectroradiometer인 MARC resin calibrator (BlueLight Analytics, Halifax, NS, Canada)의 지지대에 고정시키고 4 mm 크기의 센서에 광중합기의 광조사 말단이 접촉되게 위치 조정을 한 후에 standard mode로 제조사의 광조사 설정 시간에 따라 O360은 60초, 나머지 광중합기는 20초 동안 광조사시켜 각 광중합기의 중합광을 실시간으로 분석하였다(n=10). 각 광중합기의 파장과 조도 및 광조사 시간을 측정하여 이를 바탕으로 광중합기가 광조사 시간 동안 방출하는 총 에너지를 계산하였고 부가적으로 CQ를 활성화시키는 영역인 420-540 nm 파장대의 에너지와 대체 광개시제를 활성화시키는 영역인 360-420 nm 파장대의 에너지를 각각 분리하여 계산하였다.

각 광중합기의 스펙트럼 피크(spectral peak), 평균 조도, 실제 광조사 시간, 총 에너지, 420-540 nm 파장대의 에너지, 360-420 nm 파장대의 에너지 등은 유의수준 0.05에서 일원배치 분산분석으로 통계분석한 후 Tukey's honestly significant difference test를 이용하여 사후 검정하였다(SPSS ver. 25.0; IBM, Armonk, NY, USA).

Table 1. Visible light curing units used in this study

Group	Light curing unit	Manufacturer	Type	Tip diameter (mm)	Light curing time (sec)
O360	Optilux 360	Demetron, Danbury, CT, USA	Halogen	8	60
G2	Bluephase G2	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	Polywave LED	10	20
ST	Bluephase Style	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	Polywave LED	10	20
S10	Elipar S10	3M, St Paul, MN, USA	Single-peak LED	10	20

LED, light emitting-diode.

Results

각 광증합기의 파장에 따른 조도(absolute irradiance)와 시간에 따른 조도(irradiance)의 평균값을 이용하여 그린 그래프는 Fig. 1에 나타내었고 각 광증합기 별로 전체 데이터를 이용하여 그린 그래프는 Fig. 2에 나타내었다. 할로젠 광증합기인 O360은 넓은 파장대의 조사광을 낮은 조도로 긴 시간 동안 광조사하였고(Fig. 1) 모든 데이터는 비교적 일정하게 측정되었다(Fig. 2A). Polywave LED 광증합기인 G2와 ST는 약 408 nm와 457 nm에서 두 개의 스펙트럼 피크를 보였으며 457 nm에서의 조도가 더 높았다. G2의 경우 모든 데이터가 비교적 일정하게 측정된 반면(Fig. 2B) ST의 경우 스펙트럼 피크의 크기가 일관성이 없었다(Fig. 2C). Single-peak LED 광증합기인 S10은 비교적 좁은 파장대의 빛을 조사하였으며 455 nm에서 다른 광증합기에 비해 매우 높은 조도 값을 보였다. 전체 데이터를 이용한 그래프에서는 스펙트럼 피크의 형태와 조도 값이 일관적이지 않았다(Fig. 2D).

각 광증합기의 스펙트럼 피크, 평균 조도, 실제 광조사 시간, 총 에너지, 420-540 nm 파장대의 에너지, 그리고 360-420 nm 파장대의 에너지 값은 Table 2에 나타내었다. 스펙트럼 피크는 O360이 다른 LED 광증합기에 비해 통계적으로 유의하게 높았으며 LED 광증합기 간에는 유의차를 보이지는 않았다. 하지만 ST에서는 다른 광증합기에 비해 표준편차가 큰 것이 관찰되었다. 평균 조도는 S10이 다른 광증합기에 비해 유의하게 높았고 표준편차 또한 크게 측정되었다. 그 다음으로 G2와 ST가 서로 유의차가 없었으나 ST에서는 표준편차가 크게 관찰되었고 O360이 가장 낮게 측정되었다. 실제 광조사 시간은 O360이 설정 시간인 60초보다 약간 짧았고, 설정 시간이 20초인 나머지 LED 광증합기는 설정 시간보다 약간 길게 광조사가 진행되

었다. 중합광의 총 에너지는 S10이 유의하게 높았고 뒤를 이어 G2, ST, 그리고 O360이 유의차 없이 측정되었으나 S10과 ST에서는 비교적 큰 표준편차를 보였다. 420-540 nm 파장대의 에너지는 S10이 유의하게 높았고 뒤를 이어 G2와 O360이 서로 간의 유의차가 없었으며 ST가 가장 낮게 계산되었다. S10과 ST에서는 비교적 큰 표준편차가 관찰되었다. 360-420 nm 파장대의 에너지는 ST가 가장 높았고 표준편차 또한 컸으며 G2와 O360이 각각 뒤를 이었고, S10이 가장 낮게 계산되었다.

추가적으로 스펙트럼 피크와 평균 조도, 그리고 에너지 값에서 표준편차가 크게 계산된 ST와 S10에 대해서 전체 데이터를 분석하였다. ST의 파장에 따른 조도 그래프(Fig. 2C)에서 약 457 nm에서 스펙트럼 피크를 갖는 데이터(ST_1)와 약 408 nm에서 스펙트럼 피크를 갖는 데이터(ST_2)를 각각 두 그룹으로 설정하여 independent t-test를 이용하여 통계 분석하였을 때 평균 조도와 총 에너지가 ST_1이 ST_2보다 유의하게 큰 것으로 관찰되었고 스펙트럼 피크의 크기에 비례하여 ST_1은 420-540 nm 파장대의 에너지가 유의하게 크고 ST_2는 360-420 nm 파장대의 에너지가 유의하게 크게 계산되었다($p < 0.05$, Table 3). S10의 파장에 따른 조도 그래프(Fig. 2D) 상에서도 자연스러운 형태의 456 nm에서 스펙트럼 피크를 보인 데이터(S10_1)와 일그러진 형태의 450 nm에서 스펙트럼 피크를 보인 데이터(S10_2)를 두 그룹으로 설정하여 independent t-test를 이용하여 통계 분석하였을 때 평균 조도와 총 에너지, 그리고 420-540 nm 파장대의 에너지가 S10_1이 S10_2보다 유의하게 더 큰 것으로 계산되었고($p < 0.05$) 360-420 nm 파장대의 에너지에는 통계적 유의차가 관찰되지 않았다($p > 0.05$, Table 4).

Fig. 1. Mean absolute irradiance according to wavelength (left) and mean irradiance according to time (right) of tested light curing units. O360, Optilux 360; ST, Bluephase Style; G2, Bluephase G2; S10, Elipar S10.

Fig. 2. Mean absolute irradiance according to wavelength (left) and mean irradiance according to time (right) using raw data of tested light curing units. (A) O360, (B) G2, (C) ST, (D) S10. O360, Optilux 360; G2, Bluephase G2; ST, Bluephase Style; S10, Elipar S10.

Table 2. Spectral peak, mean irradiance, optical curing time, and energy of tested light curing units

Group	Spectral peak (nm)	Mean irradiance (mW/cm ²)	Optical curing time (sec)	Total energy (J/cm ²)	420–540 nm range energy (J/cm ²)	360–420 nm range energy (J/cm ²)
O360	490±4 ^a	413±5 ^c	59.18±0.02 ^a	24.44±0.27 ^b	21.72±0.20 ^b	2.72±0.09 ^c
G2	457±1 ^b	1,299±11 ^b	20.13±0.02 ^d	26.17±0.24 ^b	22.02±0.18 ^b	4.15±0.12 ^b
ST	447±20 ^b	1,232±50 ^b	20.78±0.03 ^b	25.61±1.04 ^b	19.23±2.36 ^c	6.38±1.37 ^a
S10	455±3 ^b	2,367±157 ^a	20.18±0.04 ^c	47.77±3.16 ^a	47.52±3.15 ^a	0.25±0.02 ^d

Values are presented as mean±standard deviation.

O360, Optilux 360; ST, Bluephase Style; G2, Bluephase G2; S10, Elipar S10.

Mean values followed by different small letters (column) are significantly different by Tukey's HSD test ($\alpha=0.05$).

Table 3. Spectral peak, mean irradiance, optical curing time, and energy of ST according to spectral peak

Group	Spectral peak (nm)	Mean irradiance (mW/cm ²)	Total energy (J/cm ²)	420–540 nm range energy (J/cm ²)	360–420 nm range energy (J/cm ²)
ST_1	457±1 ^a	1,253±26 ^a	26.06±0.53 ^a	20.30±0.80 ^a	5.76±0.31 ^b
ST_2	408±1 ^b	1,148±12 ^b	23.85±0.24 ^b	14.97±0.63 ^b	8.83±0.86 ^a

Values are presented as mean±standard deviation.

ST, Bluephase Style.

Mean values followed by different small letters (column) are significantly different ($\alpha=0.05$).

Table 4. Spectral peak, mean irradiance, optical curing time, and energy of S10 according to spectral peak

Group	Spectral peak (nm)	Mean irradiance (mW/cm ²)	Total energy (J/cm ²)	420–540 nm range energy (J/cm ²)	360–420 nm range energy (J/cm ²)
S10_1	456±1 ^a	2,437±61 ^a	49.18±1.23 ^a	48.93±1.21 ^a	0.25±0.02 ^a
S10_2	450±1 ^b	2,087±1 ^b	42.13±0.05 ^b	41.90±0.05 ^b	0.23±0.01 ^a

Values are presented as mean±standard deviation.

S10, Elipar S10.

Mean values followed by different small letters (column) are significantly different ($\alpha=0.05$).

Discussion

광중합기의 조사광은 일관성이 있어야 사용자가 복합레진의 광중합을 예측할 수 있다. 특히 구치부 인접면의 깊은 와동을 직접 수복할 때와 같이 광조사 말단과 복합레진과의 거리가 멀거나 세라믹 수복물 하방의 레진시멘트를 광중합할 때와 같이 간접수복물에 의해 조사광이 약화되는 경우에서 광중합기의 조사광이 일관적이지 않다면 약화된 조사광을 보상하기 위해 추가로 증가시켜야하는 광조사 시간을 계산하기 어려워진다 [14,15]. 심지어 광개시제를 활성화시키는 영역의 조사광이 일관성 있게 유지되지 않고 일정 수준 이하로 감소한다면 광조사 시간을 아무리 늘리더라도 복합레진의 광중합이 충분히 일어나지 않을 수도 있다[2].

이번 실험에서 측정한 스펙트럼 피크는 조사광의 파장 중 가장 높은 조도를 나타내는 파장을 가리킨다. 할로겐 광중합기인 O360은 파장에 따른 조도가 LED 광중합기에 비해 현저히 낮은

반면 약 400–520 nm에 걸쳐 넓은 파장대의 조사광이 측정되었고 스펙트럼 피크는 490 nm에서 관찰되었다. 이는 대부분의 복합레진에 사용되는 광개시제인 CQ이나 일부 복합레진에 사용되는 대체 광개시제를 활성화시키에 충분하다[1]. LED 광중합기인 G2, S10, ST는 통계적 유의차 없이 447–457 nm 사이에서 스펙트럼 피크를 보여 CQ이 활성화되는 파장대의 조사광을 포함하였다. 그 중에서 polywave LED 광중합기인 G2와 ST는 410 nm 전후로 또 하나의 스펙트럼 피크가 관찰되어 대체 광개시제가 활성화되는 파장대의 조사광을 포함하였다. 하지만 G2의 경우 410 nm 부근에서 작은 스펙트럼 피크와 457 nm 부근에서 큰 스펙트럼 피크가 일관성 있게 관찰된 반면(Fig. 2B) ST의 경우에는 410 nm 부근과 457 nm 부근에서 스펙트럼 피크의 크기가 일관적이지 않았다(Fig. 2C). 제조사에 의하면 G2는 410 nm 부근의 빛을 내는 보라색 LED 소자 1개와 457 nm 부근의 빛을 내는 파란색 LED 소자 3개로 구성되어 있고 ST의 경우 보라색 LED 소자 1개와 파란색 LED 소자 2개로 구성되어

있다고 하였는데[16], 이를 뒷받침하듯이 G2의 그래프에서는 410 nm 부근의 스펙트럼 피크에 비해 457 nm 부근의 스펙트럼 피크가 약 3배 정도 크게 관찰되었다(Fig. 2B). ST의 그래프에서는 대부분의 데이터에서 408 nm 부근의 스펙트럼 피크에 비해 457 nm 부근의 스펙트럼 피크가 약 2배 정도 크게 관찰되어 제조사의 설명을 뒷받침하였으나 몇몇의 데이터에서는 408 nm 부근의 스펙트럼 피크가 457 nm 부근의 스펙트럼 피크보다 더 크게 관찰되기도 하였다(Fig. 2C). 이로 인해 ST의 스펙트럼 피크의 평균 값이 G2보다 약 10 nm 더 낮고 표준편차는 크게 계산되었다(Table 2). Single-peak LED 광증합기인 S10의 경우 약 420-500 nm의 파장대의 조사광이 측정되어 400-410 nm에서 활성화되는 대체 광개시제의 사용에는 제한이 따를 것으로 판단된다. S10의 데이터 대부분은 456 nm에서 스펙트럼 피크를 보였으나 몇몇의 데이터는 약 450 nm에서 스펙트럼 피크가 다소 일그러진 형태로 관찰되었으며 이로 인해 총 에너지도 다소 감소된 모습을 보였다(Fig. 2D). Pelissier 등[4]은 조사광이 강한 single-peak LED 광증합기와 polywave LED 광증합기에서 여러 개의 LED 소자를 동시에 작동시킬 경우 조도가 불안정해질 수 있으며 과열로 인해 조도가 감소하거나 스펙트럼의 이동(spectral shift)이 일어나기도 하며 LED 소자가 일시적이거나 영구적으로 손상되는 경우도 있다고 하였다. ST의 경우 LED 소자에 공급되는 전압이나 전류의 문제로 인해 410 nm 부근의 빛을 내는 LED 소자의 조도가 증가한 반면 457 nm 부근의 빛을 내는 LED 소자의 조도가 감소했을 가능성이 있으며[17] S10의 경우 과열로 인해 LED 소자가 일시적으로 손상되어 스펙트럼 피크의 형태가 일그러지고 조도 또한 감소되었을 것으로 추측된다.

평균 조도는 O360이 413 mW/cm^2 로 가장 낮았으나 2 mm 두께의 복합레진을 광증합시키기 위해 필요한 ISO 기준인 300 mW/cm^2 [6,18,19] 또는 여러 연구에서 주장한 최소 조도인 400 mW/cm^2 [9,20,21]보다 높게 측정되어 위의 기준을 모두 상회하였다. 대신에 낮은 조도를 보완하기 위해 광조사 시간이 60초로 설정되어 다른 LED 광증합기의 광조사 설정 시간인 20초보다 월등히 길었다. LED 광증합기들은 O360보다 높은 평균 조도를 보였는데 그 중에서도 single-peak 광증합기인 S10은 polywave 광증합기인 G2나 ST보다도 유의하게 더 높은 평균 조도를 보였다. S10의 경우 파란색 LED 소자만을 사용한 반면 G2와 ST의 경우 보라색 LED 소자가 추가된 만큼 파란색 LED 소자의 비중이 줄어들었기 때문인 것으로 판단된다[2].

실제 측정된 광조사 시간은 O360의 경우 설정 시간인 60초에 약간 못 미쳤지만 총 에너지는 24 J/cm^2 이상으로 계산되어 2 mm 두께의 복합레진을 중합시키는데 필요한 최소 에너지인 16 J/cm^2 보다 월등히 큰 값을 보였다[9,22]. G2와 ST의 경

우 O360보다 평균 조도가 약 3배 더 크기 때문에 광조사 시간이 O360보다 1/3 정도 짧은 20초로 감소했음에도 불구하고 총 에너지에서는 통계적 유의차를 보이지 않았다. S10의 경우 평균 조도가 ST보다 약 2배 정도 크기 때문에 20초 동안 광조사를 했을 때 총 에너지도 약 2배 정도 크게 계산되었다.

총 에너지를 CQ이 활성화되는 영역에서의 에너지와 대체 광개시제가 활성화되는 영역에서의 에너지로 나누어 살펴보면 총 에너지가 가장 큰 single-peak 광증합기인 S10의 경우 약 99%가 CQ의 활성화 영역의 에너지였으며 polywave LED 광증합기인 G2의 경우 약 84%, ST의 경우 약 75%, 그리고 할로젠 광증합기인 O360의 경우 전체 에너지의 약 89%가 이에 해당되었다. CQ의 활성화 영역의 에너지 비중이 가장 낮은 ST의 경우 에너지가 $19.23 \pm 2.36 \text{ J/cm}^2$ 로 측정되었으나 스펙트럼 피크가 408 nm로 측정된 ST_2의 데이터만 고려한다면 CQ 영역의 에너지가 $14.97 \pm 0.63 \text{ J/cm}^2$ 로 측정되어 2 mm 두께의 복합레진을 중합시키는데 필요한 최소 에너지인 16 J/cm^2 보다 낮게 계산되었다. 물론 ST_2의 총 에너지는 $23.85 \pm 0.24 \text{ J/cm}^2$ 로 16 J/cm^2 보다 확연히 크지만 대체 광개시제의 활성화 영역의 에너지가 CQ의 활성화에 별로 도움이 되지 않는다는 것을 감안한다면 광증합시간을 늘려 CQ의 활성화 영역의 에너지를 증가시켜야 할 수도 있을 것이다.

반대로 대체 광개시제를 활성화시키는 영역의 에너지를 보면 polywave LED 광증합기인 ST와 G2가 약 25%와 약 16%로 그 비중이 가장 컸으며 할로젠 광증합기인 O360이 약 11% 그리고 single-peak LED 광증합기인 S10은 약 1%만이 해당 영역의 에너지로 계산되었다. ST와 G2의 차이는 보라색 LED 소자와 파란색 LED 소자의 비율의 차이로 보이고, 할로젠 광증합기인 O360의 경우 보라색 부근에서의 조도가 파란색 부근에서의 조도보다 낮기 때문에 별도의 스펙트럼 피크가 있는 polywave LED 광증합기보다 더 낮게 계산되었다. Single-peak LED 광증합기인 S10의 경우 410 nm 부근의 빛을 내는 LED 소자가 탑재되어 있지 않아 대체 광개시제를 활성화시키기에는 적절하지 않을 것으로 판단된다.

이번 연구에서 사용한 할로젠 광증합기인 O360은 2 mm 두께의 복합레진을 광증합시키기 위해 필요한 최소값 이상의 조도와 넓은 범위의 파장대가 일관성 있게 측정되었고 polywave LED 광증합기인 G2 역시 충분한 조도와 408 nm와 457 nm에서 일관성이 있는 스펙트럼 피크를 보였다. 이에 반해 또 다른 polywave LED 광증합기인 ST의 경우 복합레진의 광증합에 필요한 최소 조도와 에너지 값을 상회하였으나 파장대를 분석한 결과 스펙트럼 피크가 408 nm에서 나타날 경우 CQ의 활성화 영역의 에너지가 복합레진을 광증합시키기 위한 최소 에너지보다 더 낮게 계산되었다. 또한, single-peak LED 광증합기인 S10

의 경우 조도와 CQ의 활성화 영역의 에너지가 충분히 높게 나타났으나 스펙트럼 피크가 일관적이지 못하여 조도와 총 에너지 및 CQ의 활성화 영역의 에너지의 편차가 크게 측정되었다. 이와 같이 광중합기의 파장대가 일관성을 보이지 않을 때 CQ의 활성화에 영향을 미치는지와 광중합기의 조도의 감소가 광조사 말단과 복합레진과의 거리가 증가한 경우에 복합레진의 광중합에 영향을 미치는지에 대한 후속 연구가 필요할 것으로 생각된다. 요약하자면, 최근에 출시된 polywave LED 광중합기를 평가할 때 조도만 측정할 경우 CQ를 활성화시키는 영역의 에너지가 기준치 이하로 감소하더라도 대체 광개시제를 활성화시키는 영역의 에너지가 비정상적으로 커진다면 광중합기의 조도가 기준치 이상으로 측정될 수 있기 때문에 광중합기를 주기적으로 점검할 때는 조사광의 조도뿐만 아니라 파장대도 같이 측정하여 파장대에 따른 조도가 적절한지 평가해야 한다.

Conflicts of Interest

The authors declare that they have no competing interests.

ORCID

Yoorina Choi

<https://orcid.org/0000-0001-6869-8562>

Su-Beom Choi

<https://orcid.org/0000-0003-2335-2407>

Ji-Hye Jung

<https://orcid.org/0000-0003-3322-4011>

Hoon-Sang Chang

<https://orcid.org/0000-0002-3019-1528>

References

1. Rueggeberg FA. State-of-the-art: dental photocuring-a review. *Dent Mater* 2011;27:39-52. doi: 10.1016/j.dental.2010.10.021.
2. Rueggeberg FA, Giannini M, Arrais CAG, Price RBT. Light curing in dentistry and clinical implications: a literature review. *Braz Oral Res* 2017;31 Suppl 1:e61. doi: 10.1590/1807-3107BOR-2017.vol31.0061.
3. Hao X, Luo M, Wu J, Zhu S. A survey of power density of light-curing units used in private dental offices in Changchun City, China. *Lasers Med Sci* 2015;30:493-497. doi: 10.1007/s10103-013-1351-0.
4. Pelissier B, Jacquot B, Palin WM, Shortall AC. Three generations of LED lights and clinical implications for optimizing their use. 1: from past to present. *Dent Update* 2011;38:660-662, 664-666, 668-670. doi: 10.12968/denu.2011.38.10.660.
5. Uhl A, Sigusch BW, Jandt KD. Second generation LEDs for the polymerization of oral biomaterials. *Dent Mater* 2004;20:80-87. doi: 10.1016/s0109-5641(03)00095-2.
6. Soares CJ, Rodrigues MP, Oliveira LRS, Braga SSL, Barcelos LM, Silva GRD, Giannini M, Price RB. An evaluation of the light output from 22 contemporary light curing units. *Braz Dent J* 2017;28:362-371. doi: 10.1590/0103-6440201601466.
7. Park LC, Choi YS, Kim KN. The condition of light curing units used in dental clinics in Seoul, Korea. *J Korean Res Soc Dent Mater* 1995;22:159-166.
8. Maghaireh GA, Alzraikat H, Taha NA. Assessing the irradiance delivered from light-curing units in private dental offices in Jordan. *J Am Dent Assoc* 2013;144:922-927. doi: 10.14219/jada.archive.2013.0210.
9. Ernst CP, Price RB, Callaway A, Masek A, Schwarm H, Rullmann I, Willershausen B, Ehlers V. Visible light curing devices - irradiance and use in 302 German dental offices. *J Adhes Dent* 2018;20:41-55. doi: 10.3290/j.jad.a39881.
10. Chang HS, Lee SR, Hong SO, Ryu HW, Song CK, Min KS. Effect of infection control barrier thickness on light curing units. *J Korean Acad Conserv Dent* 2010;35:368-373. doi: 10.5395/JKACD.2010.35.5.368.
11. Hwang IN, Hong SO, Lee BN, Hwang YC, Oh WM, Chang HS. Effect of a multi-layer infection control barrier on the micro-hardness of a composite resin. *J Appl Oral Sci* 2012;20:576-580. doi: 10.1590/s1678-77572012000500014.
12. Miyazaki M, Hattori T, Ichiishi Y, Kondo M, Onose H, Moore BK. Evaluation of curing units used in private dental offices. *Oper Dent* 1998;23:50-54.
13. El-Mowafy O, El-Badrawy W, Lewis DW, Shokati B, Soliman O, Kermalli J, Encioiu A, Rajwani F, Zawawi R. Efficacy of halogen photopolymerization units in private dental offices in Toronto. *J Can Dent Assoc* 2005;71:587.
14. Peutzfeldt A, Asmussen E. Resin composite properties and energy density of light cure. *J Dent Res* 2005;84:659-662. doi: 10.1177/154405910508400715.
15. Seth S, Lee CJ, Ayer CD. Effect of instruction on dental students' ability to light-cure a simulated restoration. *J Can Dent Assoc* 2012;78:c123.
16. Shim YB, Choi AN, Park JK. Characteristic of LED light curing unit and classification by generation for clinicians. *J Dent Rehabil Appl Sci* 2017;33:245-251. doi: 10.14368/jdras.2017.33.4.245.
17. Fan PL, Wozniak WT, Reyes WD, Stanford JW. Irradiance of visible light-curing units and voltage variation effects. *J Am Dent Assoc* 1987;115:442-445. doi: 10.14219/jada.archive.1987.0252.
18. Fan PL, Schumacher RM, Azzolin K, Geary R, Eichmiller

- FC. Curing-light intensity and depth of cure of resin-based composites tested according to international standards. *J Am Dent Assoc* 2002;133:429-434; quiz 491-493. doi: 10.14219/jada.archive.2002.0200.
19. Al Shaafi M, Maawadh A, Al Qahtani M. Evaluation of light intensity output of QTH and LED curing devices in various governmental health institutions. *Oper Dent* 2011;36:356-361. doi: 10.2341/10-247-O.
20. Yap AU, Seneviratne C. Influence of light energy density on effectiveness of composite cure. *Oper Dent* 2001;26:460-466.
21. Rueggeberg FA, Caughman WF, Curtis JW Jr. Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. *Oper Dent* 1994;19:26-32.
22. Beolchi RS, Moura-Netto C, Palo RM, Rocha Gomes Torres C, Pelissier B. Changes in irradiance and energy density in relation to different curing distances. *Braz Oral Res* 2015;29:S1806-83242015000100257. doi: 10.1590/1807-3107BOR-2015.vol29.0060.