

Evaluation of High-power Light Emitting Diode Curing Light on Sealant Polymerization

Youngjun Park¹, Jewoo Lee², Jiyoung Ra²

¹Department of Pediatric Dentistry, College of Dentistry, Wonkwang University

²Department of Pediatric Dentistry and Research Institute of Dental Education, College of Dentistry, Wonkwang University

Abstract

This study aimed to determine whether the curing times of Xtra Power and High Power modes of high-power light emitting diode (LED) curing light are sufficient for polymerization of resin sealants. The specimens were prepared and their microhardness values were measured and compared with those of specimens polymerized under conventional LED curing light.

The filled sealant polymerized for 8 seconds in the High Power mode and for 3 seconds in the Xtra Power mode showed significantly lower microhardness than the control specimen ($p = 0.000$). The unfilled sealant polymerized for 8, 12 seconds in the High Power mode and for 6 seconds in the Xtra Power mode showed significantly lower microhardness than the control specimen ($p = 0.000$).

The results of this study suggest that the short curing time with the Xtra Power and High Power modes of high-power LED curing light are not sufficient for adequate polymerization of sealants under specific conditions, taking into account the curing times and the type of sealant.

Key words : Pit and fissure sealant, Light emitting diodes, Microhardness, Curing unit

I. 서 론

치면열구전색은 구치부 교합면 열구우식을 예방하는 효과적 방법으로 침습적인 수복 치료의 필요성을 줄이고, 초기우식의 진행을 정지시킬 수 있다[1-4].

광중합 레진 전색제가 치면열구전색에 주로 사용되고 있으며, 전색제의 충분한 중합은 재료의 장기간 유지 및 임상적 성공을 위한 전제 조건이다[5]. 레진 재료의 부적절한 중합은 레진 단량체의 고분자 변환의 양을 감소시켜 단량체의 침출로 인한 세포 독성을 증가시키며, 결합강도와 변연 적합도 등의 기계적 성질을 악화시킨다[6,7].

1970년대에 소개된 석영 텅스텐 할로겐(Quartz tungsten halogen, QTH) 램프는 약 400 mW/cm²의 광도와 40초의 노출시간으로 2.0 mm 두께의 복합 레진 재료를 중합시키는 표준이 되었지만[8], 근래에는 발광 다이오드(Light emitting diodes, LED) 광중합기가 레진 재료의 중합에 사용되고 있다. Platt 등[9]은 레진 계열 치면열구전색제의 중합을 개시하는 능력이 QTH나 LED 등으로 구분되는 에너지원 사이에 유의한 차이가 없다고 보고한 바 있다.

최근에는 수 초 내에 레진 기반의 물질을 중합하는 고출력 LED 광중합기가 소개되었으며, 제조사는 이를 교정용 브라켓 접착, 소아 환자의 치료에 사용하도록 추천하고 있다. 이러한 짧은

Corresponding author : Jiyoung Ra

Department of Pediatric Dentistry, College of Dentistry, Wonkwang University, 895 Muwang-ro, Iksan, Jeollabuk-do, 54538, Korea

Tel: +82-63-850-6633 / Fax: +82-63-858-2957 / E-mail: pedojoy@wku.ac.kr

Received July 16, 2018 / Revised September 18, 2018 / Accepted August 10, 2018

※ This research was supported by Wonkwang University in 2018.

중합시간은 타액 등으로 인한 오염이 일어나기 전에 적절한 중합이 필요한 소아 환자의 치면열구전색 치료에 유리할 것이다. 그러나 고출력 LED 광중합기의 치면열구전색제 중합능에 대한 국내외 연구는 부족한 실정이다.

VALO® LED 광중합기(Ultradent, South Jordan, UT, USA)의 경우 3가지의 다양한 광도(Xtra Power: 3,200 mW/cm², High Power: 1,400 mW/cm², Standard: 1,000 mW/cm²)를 지원하며, 이 중 Xtra Power 및 High Power mode는 기존의 LED 광중합기보다 짧은 중합시간을 제공한다. 제조사는 이 광중합기가 4개의 LED 램프로 구성되어 395 - 480 nm 사이의 광범위한 파장대의 빛으로 모든 치과재료를 완벽하게 중합할 수 있다고 설명하고 있다.

이 연구는 고출력 LED 광중합기의 Xtra Power 및 High Power mode의 제조사가 지시하는 짧은 중합시간이 레진 전색제의 중합에 충분한지를 확인하기 위해 시편을 제작하여 미세경도를 측정하였으며, 기존의 LED 광중합기로 중합한 시편의 미세경도와 비교하였다.

II. 연구 재료 및 방법

1. 연구 재료

VALO® LED 광중합기의 Xtra Power 및 High Power mode의 2.0 mm layer 중합 및 최종 중합에 지시되는 중합시간으로 레진 전색제를 중합하였으며, Elipar™ DeepCure-S(3M ESPE, St. Paul, MN, USA)로 20초 동안 중합한 것을 대조군으로 사용하였다(Table 1).

부가적으로 VALO® LED 광중합기의 Standard mode의 레진 전색제 중합효율을 평가하였다.

레진 전색제로는 filled형인 Ultraseal XT plus(Ultradent, South Jordan, UT, USA)와 unfilled형인 Clinpro™ Sealant(3M ESPE, St. Paul, MN, USA)를 사용하였다.

2. 연구 방법

1) 시편 제작

사용된 레진 전색제 및 광원의 종류에 따라 총 12군으로 나누었다. 군 당 10개의 시편을 제작하였다(Table 2).

Table 1. LED light-curing units used in the study and their output

| Curing unit | Manufacturer | Mode | Light intensity (mW/cm ²) | Curing time (sec) | Energy density (mj/cm ²) |
|-------------|----------------------------------|--------------------|---------------------------------------|-------------------------------------|--------------------------------------|
| VALO® | Ultradent, South Jordan, UT, USA | High Power | 1,400 | 12 (final cure) 8 (2.0 mm layer) | 16,800 11,200 |
| | | Xtra Power | 3,200 | 6 (final cure) 3 (2.0 mm layer) | 19,200 9,600 |
| | | Standard | 1,000 | 20 (final cure) | 20,000 |
| | | Elipar™ DeepCure-S | 3M ESPE, St. Paul, MN, USA | 1,470 | 20 |

Table 2. Sealant materials tested and light-curing units used

| Group (n=10) | Sealant | Light-curing unit | Curing time (sec) |
|--------------|-------------------|--------------------|-------------------|
| Group I | Ultraseal XT plus | Elipar™ DeepCure-S | 20 |
| Group II | | VALO® High Power | 12 |
| Group III | | 8 | |
| Group IV | | 6 | |
| Group V | | 3 | |
| Group VI | | 20 | |
| Group VII | Clinpro™ Sealant | Elipar™ DeepCure-S | 20 |
| Group VIII | | VALO® High Power | 12 |
| Group IX | | 8 | |
| Group X | | 6 | |
| Group XI | | 3 | |
| Group XII | | 20 | |

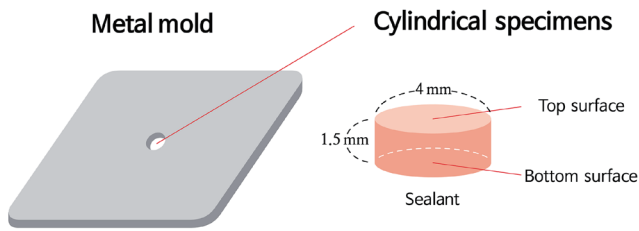


Fig. 1. 10 specimens were assigned to each of the 12 groups.

준비된 금속 주형을 이용하여 직경 4.0 mm, 두께 1.5 mm의 시편을 만들었다(Fig. 1). 주형을 흰색 배경 및 0.15 mm 두께의 투명한 커버글라스 상방에 놓고 전색제를 주입한 후 그 위에 또 다른 투명한 커버글라스를 위치시켰고, 상면에서 중합을 시행하였다.

2) 표면 미세경도 측정

제작된 시편을 어둡고 건조한 용기에 24시간 보관한 후 상면과 하면의 미세경도를 Vickers diamond indenter가 부착된 미세경도측정기(MXT-70, Matsuzawa, Japan)를 이용하여 측정하였다. 25.0 gm의 하중 및 15초의 압자 체류 시간으로 압흔을 주고 400배율로 크기를 계측하여 Vickers hardness number를 산출하였다. 시편의 가장자리로부터 적어도 1.0 mm 이상 떨어진 곳에 4회 측정 후 평균을 산출하였다.

3) 통계분석

통계분석에는 윈도우용 SPSS 18.0(IBM, Armonk, USA)을 사용하였다. 동일한 전색제를 사용한 군에서 대조군과 실험군 사이의 미세경도를 비교하기 위해 일원배치 분산분석(One-way ANOVA)을 시행하고, 터키 검증(Tukey HSD test)을 통해 사후 검정을 시행하였다. 두 전색제 사이의 경도 차이는 연구의 목적이 아닌 물질의 특성이므로 전색제의 최소한의 경도로 제시되는 표준화된 요구사항 없기 때문에 분석하지 않았다.

Table 3. Mean Vickers hardness number of the filled sealant

| Group | Mean (Hv) | Upper side | | | Lower side | | |
|-------------------|-----------|------------|----------------|-----------|------------|----------------|--|
| | | SD | <i>p</i> value | Mean (Hv) | SD | <i>p</i> value | |
| Group I (control) | 29.95 | 1.58 | | 28.76 | 1.65 | | |
| Group II | 28.50 | 0.60 | 0.128 | 26.58 | 1.35 | 0.155 | |
| Group III | 24.39 | 1.90 | 0.000 | 18.63 | 3.98 | 0.000 | |
| Group IV | 28.94 | 0.98 | 0.488 | 27.32 | 0.95 | 0.588 | |
| Group V | 26.95 | 1.00 | 0.000 | 24.27 | 1.22 | 0.000 | |
| Group VI | 28.73 | 1.15 | 0.284 | 27.33 | 0.95 | 0.596 | |

p value from One-way ANOVA and Tukey HSD test
SD = standard deviation

Table 4. Mean Vickers hardness number of the unfilled sealant

| Group | Mean (Hv) | Upper side | | | Lower side | | |
|---------------------|----------------|------------|----------------|----------------|------------|----------------|--|
| | | SD | <i>p</i> value | Mean (Hv) | SD | <i>p</i> value | |
| Group VII (control) | 4.43 | 0.70 | | 8.13 | 1.03 | | |
| Group VIII | 3.40 | 0.48 | 0.000 | 5.87 | 1.04 | 0.000 | |
| Group IX | 2.83 | 0.43 | 0.000 | 3.88 | 0.59 | 0.000 | |
| Group X | 1.67 | 0.17 | 0.000 | 2.43 | 0.36 | 0.000 | |
| Group XI | not measurable | | | not measurable | | | |
| Group XII | 3.76 | 0.64 | 0.044 | 7.87 | 0.40 | 0.879 | |

p value from One-way ANOVA and Tukey HSD test
SD = standard deviation

III. 연구 성적

중합된 두 재료의 평균 비커스 경도와 표준편차, 분산분석 결과를 Table 3, 4에 각각 나타내었다.

Filled sealant를 이용한 III군과 V군의 시편의 상면과 하면 모두에서 대조군인 I군보다 유의하게 낮은 미세경도를 나타내었다 (Table 3, $p = 0.000$).

Unfilled sealant를 이용한 군에서는 VIII군과, IX군, X군의 시편의 상면과 하면 모두에서 대조군인 VII군보다 유의하게 낮은 미세경도를 나타내었다 (Table 4, $p = 0.000$). XII군의 경우 상면에서만 대조군인 VII군보다 유의하게 낮은 미세경도를 나타내었다 (Table 4, $p = 0.044$). XI군의 경우 상면과 하면 모두 현미경 상에서 압흔이 명확하게 형성되지 않아 경도 값을 측정할 수 없었으며 통계 분석에 포함하지 않았다.

IV. 총괄 및 고찰

치면열구전색의 성공을 위해 충분한 중합은 필수적이다[5]. 부적절한 중합은 경도, 탄성계수, 마모도 등 기계적 성질을 악화시키며[7], 미반응 단량체는 타액, 구강점막, 치수조직을 통해 전신적인 영향을 줄 수 있다[10]. 또한 레진 재료에서 표면으로부터 깊은 부위가 부적절하게 중합되면 수복물의 파절 및 탈락을 유발할 수 있다[11].

국제 표준 ISO 6874에 따르면 광중합 레진 전색제의 경우 1.5 mm 이상의 중합 깊이가 필요하다[12]. 대부분의 열구는 이러한 요구사항보다 얇지만 Covey 등[13]의 연구에 의하면 구치 전색제 내에 2.0 mm보다 깊은 구역이 흔하게 존재하며, 국내 대구치 교합면 중심열구의 형태와 깊이에 대한 연구에서 열구의 최대 깊이로 1.89 mm를 보고한 바 있다[14].

레진 재료의 중합도를 간접적으로 평가하기 위해 치과 영역에서는 비커스 미세경도 시험이나 누프 미세경도 시험을 주로 시행한다[15]. Ferracane[16]은 동일한 레진 재료에서 미세경도의 증가와 중합 반응 동안 발생하는 전환율의 증가 사이에 양의 상관관계가 있음을 입증하였다. 따라서 이 연구에서는 비커스 미세경도 시험을 이용하여 전색제의 중합도를 평가하고 이를 통해 광원의 효율을 평가하였다.

광중합의 정도는 광원의 강도, 광원의 파장, 중합 시간 및 재료를 통한 광 투과율에 영향을 받으며, 레진기질 및 filler의 형태와 특성, 광개시제의 형태와 농도, 불투명도 등 재료학적 특성에도 영향을 받는 것으로 알려져 있다[17-19].

이 연구에서 사용한 광중합기의 광원의 강도, 중합시간을 고려한 총 에너지 밀도는 Table 1에 나타나 있다. 비록 광원의 강

도는 Xtra Power mode에서 가장 세지만 중합시간을 고려한 총 에너지는 Xtra Power mode로 3초 중합한 군에서 가장 작다. 또한 기존의 LED 광중합기는 20초의 중합시간이 지시되기 때문에 가장 큰 에너지 밀도를 갖는다. 두 종류의 레진 전색제 모두 가장 큰 에너지 밀도를 갖는 대조군에서 가장 높은 경도 값을 나타냈다.

광원의 파장은 각각의 전색제가 갖는 광 개시제/촉매 시스템에 따라 중합 성능에 영향을 줄 수 있다. 광 개시제마다 광원의 파장에 따른 빛의 흡수율이 다르기 때문이다. Price 등[20]은 같은 광도를 갖는 광중합기로 중합하더라도 빛의 파장에 따라 유의하게 다른 경도 값이 나타남을 보고하였다. 연구에 사용된 고출력 LED 광중합기는 405, 439 및 460 nm의 파장을 갖는 4개의 LED emitter로 구성되어 있어 광범위한 파장대를 갖는 반면 기존의 LED 광중합기의 경우 430 - 480 nm에 집중된 파장대를 갖는다. 연구에 사용된 filled형 전색제의 경우 광개시제를 공개하지 않기 때문에 광개시제와 광원의 파장과의 호환성을 조사할 수 없지만 unfilled형 전색제의 경우 468 nm의 파장에 최대흡수율을 보이는 캠포로퀴논을 광개시제로 이용하고 있다. 이러한 광중합기의 파장의 차이는 unfilled형 전색제에서 대조군과 비교했을 때 고출력 LED 광중합기에서 유의하게 낮은 경도 값을 나타낸 결과를 부분적으로 설명할 수 있다.

Uhl 등[21]은 중합시간, 레진의 종류, 광중합기 중에서 중합의 심도에 가장 큰 영향을 미치는 요소는 중합 시간이라고 하였으며, Kitchens 등[22]의 연구에 의하면 중합 시간을 반영했을 때 빛의 에너지 밀도가 유사한 두 종의 광중합기 중 중합 시간이 더 긴 광중합기에서 전색제의 중합능이 더 좋았다. 이러한 결과는 중합 성능에 있어 광원의 세기 또는 에너지 밀도뿐만 아니라 중합 시간이 중요함을 나타낸다.

Ultraseal XT plus의 경우 제조사는 동일한 회사 제품인 VALO® LED 광중합기의 Standard mode를 이용한 20초 또는 Xtra Power mode를 이용한 3초 중합을 권장하고 있다. 본 연구에서는 이 전색제를 Standard mode를 이용하여 20초 중합했을 때 대조군과 유의한 차이가 없었지만, Xtra Power mode를 이용하여 3초 중합했을 때 대조군보다 유의하게 낮은 미세경도를 나타냈다. 이는 제조사가 지시하는 재료의 중합 시간이 중합에 불충분할 수도 있음을 나타낸다. Sobrinho 등[23]은 수복 깊이에 관계없이 레진 복합재를 중합시키기 위해 제조업체가 권장하는 중합 시간을 연장해야 한다고 하였으며, Kim 등[24]도 완전한 중합을 위해서는 추천 시간보다 더 긴 중합시간이 필요할 것이라고 하였다. Aguiar 등[25]은 제조업체가 권장하는 시간이 특히 표준화된 시험편의 바닥면에서 중합에 불충분하며, 중합 시간이 증가함에 따라 주로 바닥면에서 경도가 증가함을 보여주었다. 광중합 시간을 늘리면 레진 복합체에 전달되는 총 에너지가 증가

하며, 이는 레진 복합체 하면과 광중합기 팁 사이의 거리 증가로 인한 광분산에 의한 에너지 손실을 부분적으로 보상할 수 있기 때문이다. 따라서 고출력 LED 광중합기의 짧은 중합시간이 재료를 일정 수준 이상으로 중합시키기에 불충분했다면 중합시간을 늘리는 것이 재료의 중합도를 향상시킬 것이다.

Clinpro™ Sealant는 rose bengal sodium이라는 물질이 포함되어 있어 중합되기 전에 분홍빛을 띠다가 중합 후 흰색으로 변하는 특성을 가지고 있다. 제조사는 분홍색에서 흰색으로의 색상 변화가 경화가 되었음을 나타내는 것은 아니지만, 분홍 색상이 남아있을 경우는 완전한 경화가 이루어진 것이 아니라고 설명하고 있다. 이 전색제를 고출력 LED 광중합기의 Xtra Power mode로 3초 중합했을 때 모든 시편에서 다른 군의 시편과는 다르게 육안으로 약간의 분홍 색상이 잔존하는 것이 관찰되었으며, 상면과 하면 모두 현미경 상에서 압흔이 명확하게 형성되지 않아 경도 값을 측정할 수 없었다. 이 전색제는 중합을 위해 같은 제조사의 광중합기 또는 유사한 강도를 가진 광중합기를 이용한 20초의 노출 시간이 지시되기 때문에 고출력 광중합기의 짧은 중합시간을 통한 중합에 적절하지 않은 것으로 생각된다.

치수는 열 손상에 매우 취약하며, 광중합으로 인한 온도 상승은 잠재적으로 치수 조직에 해로운 영향을 끼칠 수 있다. Zach와 Cohen[26]은 원숭이에서 치수의 온도가 5.5°C 이상 상승하면 열 손상으로부터 회복하는 데에 한계가 있음을 확인했다. Cantekin 등[27]은 VALO® LED 광중합기의 Xtra Power mode로 6초간 레진을 중합했을 때 치수의 온도를 5.5°C 이상 상승시키지 않았으며, 기존의 플라즈마 아크 및 할로겐 광중합 램프보다 낮은 온도 상승을 보인다고 보고하였다. 그러나 고출력 LED 광중합기의 증가된 중합시간이 치수의 온도에 미치는 영향은 알려지지 않았다. 또한 높은 광 강도는 내부 응력 감소를 위한 수복 재료의 충분한 유동을 허용하지 않으므로 높은 중합 수축량의 원인이 될 수 있다[28]. 따라서 전색제에서 고출력 LED 광중합기의 증가된 중합시간이 중합률, 중합수축, 치수 열 자극에 미치는 영향을 평가하기 위한 더 많은 연구가 필요할 것이다.

한편 unfilled형 전색제의 경우 기존 연구들과는 다르게 상면보다 하면에서 높은 경도 값이 나타났다. 치면연구전색제는 수복재료 중 미반응 단량체를 가장 많이 함유하는데, 이는 전색제의 최외층이 산소와 접촉하여 경화반응을 억제하기 때문이다[29]. 따라서 이 전색제의 제조사는 전색제의 중합 후 표면에 형성되는 얇은 점성 막을 제거하도록 지시하고 있다. 그러나 이 연구에서는 얇은 커버글라스로 최외층을 덮어 반응 억제층의 형성을 배제하였다. 상면이 하면보다 낮은 미세경도를 나타내는 결과의 원인이 되는 재료학적 특성에 대한 추가적인 연구 또한 필요할 것으로 사료된다.

V. 결 론

이 연구는 고출력 발광 다이오드 광중합기의 Xtra Power 및 High Power mode의 제조사가 지시하는 짧은 중합시간이 레진 전색제의 중합에 충분한지를 확인하고자 시행하였으며, 금속 주형을 이용해 시편을 제작하여 미세경도를 분석하였다.

연구 결과, filled sealant를 이용한 III군, V군의 시편의 상면과 하면 모두 대조군인 I군보다 유의하게 낮은 미세경도를 나타내었고($p = 0.000$), unfilled sealant를 이용한 VIII군, IX군, X군의 시편의 상면과 하면 모두 대조군인 VII군보다 유의하게 낮은 미세경도를 나타내었다($p = 0.000$).

References

1. Simonsen RJ : Retention and effectiveness of dental sealants after 15 years. *J Am Dent Assoc*, 122:34-42, 1991.
2. Primosch RE, Barr ES : Sealant use and placement techniques among pediatric dentists. *J Am Dent Assoc*, 132:1442-1451, 2001.
3. Mertz-Fairhurst EJ, Curtis JW Jr, Adair SM, et al. : Ultraconservative and cariostatic sealed restorations: results at year 10. *J Am Dent Assoc*, 129:55-66, 1998.
4. Beauchamp J, Caufield PW, Simonsen R, et al. : Evidence-based clinical recommendations for the use of pit-and-fissure sealants: a report of the American Dental Association Council on Scientific Affairs. *Dent Clin North Am*, 53:131-147, 2009.
5. Thome T, Steagall W Jr, Turbino ML, et al. : Influence of the distance of the curing light source and composite shade on hardness of two composites. *J Appl Oral Sci*, 15:486-491, 2007.
6. Aranha AM, Giro EM, Costa CA, et al. : Effects of light-curing time on the cytotoxicity of a restorative composite resin on odontoblast-like cells. *J Appl Oral Sci*, 18:461-466, 2010.
7. Vandewalle KS, Ferracane JL, Sakaguchi RL, et al. : Effect of energy density on properties and marginal integrity of posterior resin composite restorations. *Dent Mater*, 20:96-106, 2004.
8. Yap AU, Seneviratne C : Influence of light energy density on effectiveness of composite cure. *Oper Dent*, 26:460-466, 2001.
9. Platt JA, Clark H, Moore BK : Curing of pit & fissure sealants using light emitting diode curing units. *Oper Dent*,

- 30:764-771, 2005.
10. Hume WR, Gerzina TM : Bioavailability of components of resin-based materials which are applied to teeth. *Crit Rev Oral Bio Med*, 7:172-179, 1996.
 11. Xu X, Sandras DA, Burgess JO : Shear bond strength with increasing light-guide distance from dentin. *J Esthet Restor Dent*, 18:19-27, 2006.
 12. International Organization for Standardization. ISO 6874: 2015 (E) Dental resin-based pit and fissure sealants.
 13. Covey DA, Johnson WW, Hopper LR : Penetration of various pit and fissure sealants into occlusal grooves. *J Dent Res*, 83 Abstract 3471, 2004.
 14. Cho J, Kim DK : Study on the shape and depth of the occlusal central fissure in permanent molar teeth. *J Korean Dent Assoc*, 27:959-964, 1989.
 15. Torno V, Soares P, Vieira S, *et al.* : Effects of irradiance, wavelength, and thermal emission of different light curing units on the Knoop and Vickers hardness of a composite resin. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 85:166-171, 2008.
 16. Ferracane JL : Correlation between hardness and degree of conversion during the setting reaction of unfilled dental restorative resin. *Dent Mater*, 1:11-14, 1985.
 17. Rueggeberg FA, Caughman WF, Curtis JW Jr : Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. *Oper Dent*, 19:26-32, 1994.
 18. Silikas N, Eliades G, Watts DC : Light intensity effects on resin-composite degree of conversion and shrinkage strain. *Dent Mater*, 16:292-296, 2000.
 19. Rueggeberg FA, Caughman WF, Curits JW Jr, Davis HC : Factors effecting cure at depth within light activated resin composites. *Am J Dent*, 6:91-95, 1993.
 20. Price RB, Felix CA, Andreou P : Knoop hardness of ten resin composites irradiated with high-power LED and quartz-tungsten-halogen lights. *Biomaterials*, 26:2631-2641, 2005.
 21. Uhl A, Mills RW, Jandt KD : Photoinitiator dependent composite depth of cure and Knoop hardness with halogen and LED light curing units. *Biomaterials*, 24:1787-1795, 2003.
 22. Kitchens B, Wells M, Tantbirojn D, Versluis A : Depth of cure of sealants polymerized with high-power light emitting diode curing lights. *Int J Paediatr Dent*, 25:79-86, 2015.
 23. Sobrinho LC, de Lima AA, Knowles JC, *et al.* : Influence of curing tip distance on composite Knoop hardness values. *Braz Dent J*, 11:11-17, 2000.
 24. Kim JW, Jang KT, García-Godoy F, *et al.* : Effect of curing method and curing time on the microhardness and wear of pit and fissure sealants. *Dent Mater*, 18:120-127, 2002.
 25. Aguiar FH, Braceiro A, Lovadino JR, *et al.* : Effect of light curing modes and light curing time on the microhardness of a hybrid composite resin. *J Contemp Dent Pract*, 8:1-8, 2007.
 26. Zach L, Cohen G : Pulp response to externally applied heat. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 19:515-530, 1965.
 27. Cantekin K, Buyuk SK, Demirbuga S, *et al.* : Pulp chamber temperature increase from curing light units: an in vitro study. *J Dent Child (chic)*, 81:128-132, 2014.
 28. Mehl A, Hickel R, Kunzelmann KH : Physical properties and gap formation of light-cured composites with and without softstart-polymerization. *J Dent*, 25:321-330, 1997.
 29. Seo HW, Park HW : A study of monomer release from pit and fissure sealants according to various light sources. *J Korean Acad Pediatr Dent*, 32:284-292, 2005.

국문초록

고출력 발광 다이오드 광중합기의 치면열구전색제 중합능 평가

박영준¹ · 이제우² · 라지영²

¹원광대학교 부속치과병원 소아치과

²원광대학교 치과대학 소아치과학교실 및 치의학교육연구센터

이 연구의 목적은 고출력 발광 다이오드 광중합기의 Xtra Power 및 High Power mode의 짧은 중합시간이 레진 치면열구전색제의 중합에 충분한지를 확인하는 것이다. 금속 주형을 이용해 시편을 제작하여 미세경도를 측정하였으며, 기존의 발광 다이오드 광중합기로 중합한 시편의 미세경도와 비교하였다.

그 결과, High Power mode로 8초, Xtra Power mode로 3초 중합한 filled sealant와 High Power mode로 8초, 12초, Xtra Power mode로 6초 중합한 unfilled sealant의 상면과 하면 모두에서 대조군보다 유의하게 낮은 미세경도를 나타냈다($p = 0.000$).

이 연구를 통하여 중합 시간과 전색제의 종류를 고려한 특정 조건에서 고출력 발광 다이오드 광중합기의 Xtra Power 및 High Power mode의 짧은 중합시간이 치면열구전색제를 적절히 중합하기에 충분하지 않음을 알 수 있었다.