

광중합의 시작, 어떤 광조사기를 어떻게 사용해야할까?

서울대학교 치의학대학원 치과보존학교실

이창하

ABSTRACT

Clinical considerations in the use of dental light curing unit

Department of Conservative Dentistry,
School of Dentistry, Seoul National University
Chang-Ha Lee, DDS, Ph.D,

Increasing the aesthetic needs of patients and decreasing the use of amalgam had led to increased demand for dental resin composite. Thereby, light curing unit (LCU) has become an essential equipment in dental clinic. To ensure long-term prognosis of photopolymerized materials, LCU should have a uniform and consistent radiant output and an emission spectrum that includes the active wavelength range of photoinitiators. In addition, when the correct use and thorough maintenance and repair of LCU are performed, the higher success rate of restoration using photopolymerization materials will be achieved.

Key words : Light Curing Unit, Photopolymerization, Radiant Output, Emission Spectrum

Corresponding Author
Chang-Ha Lee, DDS, Ph.D,
E-mail : changha1104@naver.com

I. 서론

1900년대 중반 접착 시스템 및 레진 계열 치과용 재료의 개발과 환자들의 심미적 요구 증대로 치아색 수복의 수요가 점차 증가하게 되었다¹⁾. 최근 유럽에서 15세 미만 어린이, 임산부 등에 치과용 아말감 사용을 금지하고, 미국 FDA에서도 사용에 주의를 요하는 등 치과용 아말감에 대한 안전성 정보가 제공되었다^{2),3)}. 우리나라 식품의약품안전처에서도 2020년 1월 1일부터 분말, 정제형 아말감 사용을 중지하고 캡슐형 치과용 아말감만 사용이 가능하도록 하는 조치를 취한 바 있어 아말감 사용은 점차 줄어들게 될 것으로 보인다. 또한 2019년 1월부터는 12세 이하 아동의 영구치를 대상으로 광중합형 복합레진 충전 치료에 건강보험이 적용되어 복합레진을 이용한 치아색 수복은 점차 확대될 것으로 예상된다. 이에 따라 치과 진료실에서 치과용 광조사기(light curing unit, LCU)는 필수 장비로 사용이 더욱 빈번해질 것이다^{4),5)}. 치과용 광조사기는 실란트 수복, 글래스 아이오노머 및 복합레진 수복, 기타 시멘트를 이용한 수복에 있어 광중합을 개시하기 위해 사용된다. 광중합과정은 광에너지에 의해 광개시제가 자유 라디칼을 형성함으로써 시작되며, 이렇게 형성된 자유 라디칼은 레진 모노머와 반응하여 중합 반응을 일으킨다⁷⁾. 불충분한 광조사는 중합율을 저하시키고 부분적으로 광이 도달하지 않는 부위는 중합이 이루어지지 않아 수복물 탈락 및 부분 파절, 이차 우식 등의 임상적 문제를 야기할 수 있다⁸⁾. 따라서 임상가는 광조사기를 통해 광개시제가 빛을 흡수해서 자유 라디칼을 형성할 수 있는 알맞은 파장의 빛을 충분히 제공할 수 있어야 하며, 이를 위해서는 광조사기 자체가 가지는 특성과 광조사기의 사용 방법에 대한 정확한 숙지가 뒷받침 되어야 한다. 그러나 이전 연구들에 따르면 술자들이 광조사기의 사용방법을 숙지하지 못하는 경우가 많았고⁹⁾, 광조사기의 출력에 대한 정보 또한 부족하였으며¹⁰⁾, 대부분의 광조사기들은 적절히 유지, 관리되지 못하였다⁸⁾. 따라서 본 고찰에서는 광

조사기의 기본 원리 및 특성을 이해하고 임상에서 사용 시 고려해야 할 사항들에 대하여 논의하여 보다 완벽한 광중합을 통해 임상 수복물의 장기간 예후를 보장하는 방안을 모색하고자 한다.

II. 치과용 광조사기의 발달 과정

1. 자외선 광조사기

초기의 광중합은 365 nm 근처의 파장을 가지는 자외선을 통해 시도되었으며 1970년대 후반에 최초의 치과용 자외선 광조사기가 소개되었다¹⁾. 그러나 짧은 파장의 자외선이 복합레진에 깊이 침투할 수 없는 관계로 1 mm 두께 이내의 적층충전이 요구되어 치료 시간이 증가하는 단점이 있었다¹⁾. 또한 술자에게 백내장 발병 위험이 있으며 구강 내 세균총의 변화를 야기할 위험성이 있는 것으로 보고되어 가시광선 영역의 광조사를 고려하게 되었다¹¹⁾.

2. 가시광선(청색광) 광중합

자유라디칼을 생성하기 위해 가시광선을 필요로 하는 여러 가지 광개시제가 개발되었다¹²⁾. 치과 영역에서 사용되는 광개시제는 크게 두 가지 종류로 나뉘는데, type I은 흡수한 광자 수에 대해 방출하는 광자 수의 비율이 높아서 자유 라디칼을 생성하는데 상대적으로 적은 수의 광자가 필요한 광개시제로서 Lucirin[®]TPO (2,4,6-Trimethylbenzoyldiphenylphosphine oxide), Ivocerin[®] (derivatives of dibenzoylgermanium)이 대표적이다. 반면에 type II는 자유라디칼 생성을 위해 아민과 같은 공동 개시제가 필요한 군으로 type I 광개시제에 비해 느린 반응을 보이며 광자 효율이 낮다¹³⁾. 가장 흔한 type II 광개시제로 camphorquinone (CQ, 1,7,7-trimethylbicyclo[2.2.1]heptane-2,3-dione)가 있고, PPD (1-

phenyl-1,2-propanedione)도 type II 광개시제 속한다⁴¹. 노란색을 띠는 CQ가 포함된 수복제가 비백 된 치아에 사용될 경우 비심미적일 수 있는데 이러한 문제점 해결을 위해 type I 광개시제가 개발되었고 현재는 수복물의 심미성과 광증합을 강화하기 위해 Lucirin® TPO와 CQ가 혼합된 형태의 광개시제가 사용되고 있다⁴².

이러한 광개시제들은 서로 다른 가시광선 영역의 파장을 흡수하여 자유라디칼을 생성하므로 광개시제의 최대 흡수 파장 영역에 대한 정보가 필요하다. 그림 1은 4가지 광개시제의 가시광선 영역 흡수 스펙트럼을 나타낸다. CQ는 468 ~ 470 nm 영역에서 최대 흡수를 나타내고, 390 ~ 410 nm 영역에서는 type I 광개시제가 type II 광개시제보다 더 높은 흡수를 보인다⁴³.

3. 가시광선 광조사기

앞서 알아본 바와 같이, 광개시제는 주로 파란색과 보라색광 근처에서 최대 흡수 스펙트럼을 보인다. 이러한 광개시제를 활성화시킬 수 있는 가시광선 광조사기는 QTH, PAC, argon ion laser, LED와 같은 4가지 종류가 있다⁶¹. 이들은 서로 다른 방식으로 광자를 생성하며 각각 다른 방출 스펙트럼을 보인다(그림 2).

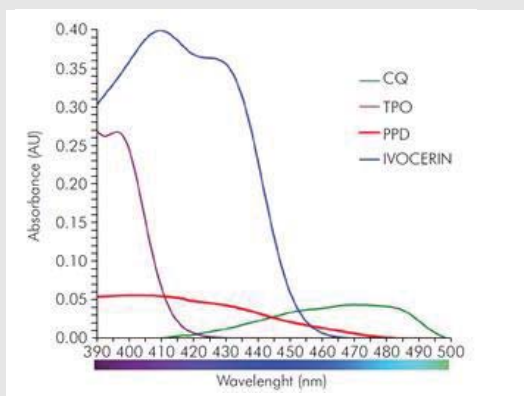


그림 1. 4가지 광개시제의 흡수 스펙트럼 곡선⁴³⁾

최근 치과영역에서는 LED 광조사기가 가장 널리 사용되고 있다⁶².

3.1. Quartz-Tungsten-Halogen (QTH) 광조사기

초기의 가시광선 광조사기로서 할로젠 가스와 텅스텐 필라멘트를 포함한 전구 형태로 구성되어 있다^{71,81}. QTH 광조사기는 넓은 스펙트럼의 방출을 보여서 대부분의 광개시제를 활성화시킬 수 있다. QTH 전구에서 생성되는 전체에너지의 70% 이상은 적외선 영역의 열로 방출되며, 광증합에 사용될 수 있는 청색광 영역의 빛은 매우 소량 생성된다⁸². 발생한 열을 식히기 위한 냉각팬이 필요하며, 이로 인해 발생하는 소음과 QTH 전구의 짧은 수명이 단점으로 지적된다. QTH 광조사기는 낮은 출력(평균 400 ~ 500 mW/cm²)으로 인해 2 mm 두께로 적층 충전 시 40 ~ 60초의 광조사시간이 요구된다^{41,71,83}.

3.2. Plasma Arc (PAC) 광조사기

QTH 광조사기의 단점인 긴 광조사시간을 단축시키기 위한 시도로 PAC 광조사기가 등장하게 되었다⁸⁴. QTH의 필라멘트 대신 제논 가스에 둘러싸인 2개의 텅스텐 전극을 사용하며 높은 전압을 가할 때 빛이 방출된다⁷². PAC 광조사기의 출력은 2000 mW/cm²에

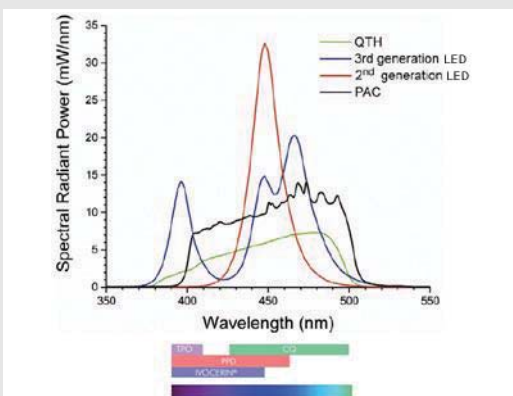


그림 2. 가시광선 광조사기들의 방출 스펙트럼 및 광개시제의 흡수 파장 비교⁷⁹⁾

가깝고 380~500 nm에 이르는 넓은 범위의 방출 스펙트럼을 보인다. 하지만 가격이 비싸고 소음이 발생하며 장비의 크기가 커서 휴대가 불편하고 배터리로 동작할 수 없는 단점들 때문에 최근에는 사용이 점차 감소 추세에 있다⁸⁾.

3.3. Argon Ion Laser 광조사기

Argon Ion Laser 광조사기는 PAC 광조사기와 함께 유럽에서 처음 소개되었고 미국에서도 미백 치료 목적으로 도입되었다⁴⁾. 청색광 영역에서 강한 방출 스펙트럼을 보여서 고강도 광조사기로 사용이 고려되지만 CQ를 제외한 다른 광개시제들의 활성화는 어려울 것으로 보인다⁹⁾. 또한 가격이 비싸고 휴대가 어려우며 배터리로 동작할 수 없다⁸⁾.

3.4. LED (Light Emitting Diode) 광조사기

LED는 indium-gallium-nitride(InGaN) 혼합물로 구성된 반도체 물질로 2개의 반도체 사이의 경계면은 PN 접합이 형성된다. PN 접합에서 전자가 가지는 에너지가 직접 빛 에너지로 변환되기 때문에 거시적으로 열이나 운동에너지를 필요로 하지 않고 전극으로부터 반도체에 주입된 전자와 양공은 다른 에너지띠를 흘러 PN 접합부 부근에서 띠틈(band gap)을 넘어 재결합한다. 재결합할 때 띠틈 만큼의 에너지가 광자, 즉 빛으로 방출된다⁶⁾. 이 때 방출되는 빛의 색은 2개의 반도체 물질의 조합에 따라 달라지는 띠틈의 크기에 따라 결정된다^{7),8)}. LED는 가볍고, 배터리로 동작가능하며,

전기적 효율이 높고 필터가 필요 없으며 수명이 길다는 장점이 있다⁸⁾.

- 3.4.1. 1세대 LED 광조사기

1세대 LED 광조사기의 LED 방출기는 작은 캔 형태로 각각의 LED 캔은 30 ~ 60 mW 정도의 출력을 나타낸다^{4),7)}. 1세대 LED 광조사기는 이러한 캔 여러 개가 물리적으로 배열되어 기존의 QTH 광조사기의 출력과 유사하도록 구성되고(그림 3), 다음 세대의 LED 광조사기보다 상대적으로 낮은 출력을 보여 열 발생이 적다. 니켈-카드뮴 전지(NiCAD)를 사용하여 완전히 방전되지 않은 상태에서 재충전 시 충전 가능 용량이 줄어들게 되는 “메모리 효과”가 나타나는 단점이 있다^{7),8)}.

- 3.4.2. 2세대 LED 광조사기

시간이 지나면서 LED 방출기는 캔 형태에서 보다 고출력의 패드 형태로 변화하게 된다(그림 3)⁸⁾. 그 결과 CQ 광개시제 활성 파장 범위는 유지하면서 QTH, PAC 광조사기와 비교 시 방출하는 광자 밀도가 더 높아져 보다 효율적인 광중합반응을 시도할 수 있게 되었다. 이 시기에는 배터리 기술의 발전으로 니켈-수소 전지(NiMH)를 사용하여 “메모리 효과”에 대한 부담도 덜 수 있게 되었다⁷⁾. 그러나 1, 2세대 LED 모두 460 ~ 480 nm 영역의 빛을 방출하여 CQ 이외의 광개시제는 활성화가 어렵다.

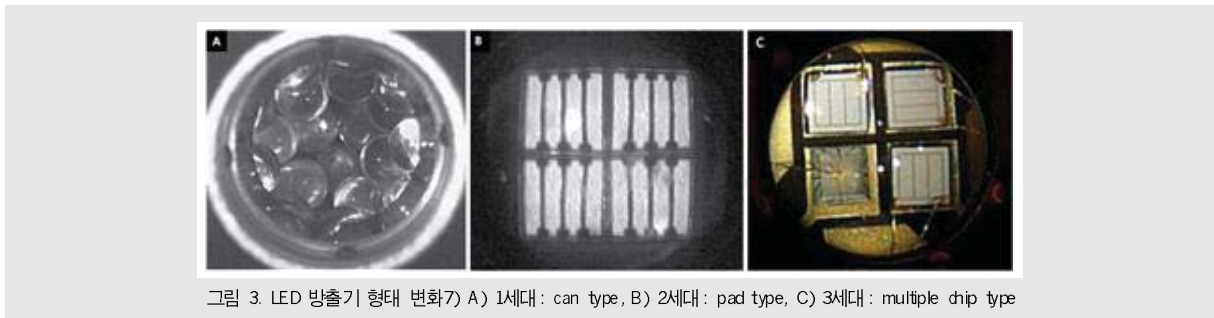


그림 3. LED 방출기 형태 변화) A) 1세대: can type, B) 2세대: pad type, C) 3세대: multiple chip type

– 3.4.3. 3세대 LED 광조사기

CQ 광개시제가 노란색을 띠는 비심미성 때문에 CQ를 대체할 수 있는 광개시제가 등장하게 되는데 이러한 광개시제들은 청색보다 더 짧은 파장에서 활성화된다³⁾. 2세대 LED 광조사기까지는 420 nm보다 짧은 파장의 빛은 거의 방출하지 않았던 관계로 새로운 광개시제를 포함한 복합레진의 광중합을 시도할 경우 넓은 범위의 파장을 가지는 빛을 방출하는 QTH 또는 PAC 광조사기 사용을 고려해야 했다. 이러한 문제점 해결을 위해 파란색 LED에 보라색 LED를 추가하여 파란색에서 보라색 범위의 넓은 영역의 파장을 방출하는 LED 광조사기가 등장하였고 이를 3세대로 분류한다(그림 3)⁷⁾⁸⁾. 3세대 LED 광조사기는 니켈-수소 전지 또는 리튬 이온 전지를 사용한다.⁴⁾ 제조사에서는 광개시제의 정확한 성분을 제공하지 않기 때문에 여러 가지 광개시제를 모두 활성화 시킬 수 있는 잠재력을 가진 3세대 LED 광조사기의 사용은 타 세대에 비해 경쟁력을 가진다.

다. Radiant exitance (Radiant emittance)는 광조사기 말단에서 단위면적, 단위시간당 광에너지를 의미하며 단위 시간당 발생하는 광에너지인 radiant power를 power detector로 측정한 후 광조사기 말단의 면적으로 나누어 얻을 수 있다. Irradiance는 radiant exitance와 같은 단위이며 광조사기 말단에서 나온 빛이 일정 거리 떨어진 곳에 있는 수복물에 도달했을 때의 단위면적, 단위시간당 광에너지를 나타낸다. 따라서 irradiance 값은 광조사기 말단 직경과 광조사기와 수복물 사이의 거리에 의해 영향을 받는다⁶⁾. 광조사기 말단과 수복물 사이의 거리가 0에 가까워지면 radiant exitance와 irradiance 값은 유사해진다. Radiant exposure는 radiant exitance 또는 irradiance에 광조사시간을 곱해서 얻을 수 있다⁸⁾. Radiant exitance와 irradiance 값이 광조사기의 출력을 나타내는데 주로 사용되며 SI 단위로는 “W/cm²” 이지만 일반적으로는 milli-Watt per square centimeter (mW/cm²) 단위로 사용된다⁸⁾.

Ⅲ. 광조사기와 관련된 용어 정리

광조사기의 출력과 관련된 용어 중 “intensity”, “power density”, “energy density”와 같은 용어들은 SI (The International System of Units) 체계에 부합하지 않는 용어들이다⁸⁾. SI 체계로 정의된 광조사기 출력과 관련된 용어 및 단위는 표 1과 같

Ⅳ. 임상에서 광조사기 사용 시 고려사항

1. 광조사기의 선택

밝은 색조의 복합레진을 사용하거나 대체 광개시제 사용을 표방하고 있는 제조사의 복합레진을 사용할 경우는 CQ 이외에 다른 광개시제를 포함하고 있을 가능

표 1. 광조사기와 관련된 용어 및 단위^{8),9),10)}

Term	Unit	Symbol	Notes
Radiant Power	Watt	W	단위시간당 광에너지
Radiant Exitance(Radiant Emittance)	Watt per square centimeter	W/cm ²	광조사기 말단에서 단위면적, 단위시간당 광에너지
Irradiance	Watt per square centimeter	W/cm ²	수복물이 받는 단위 면적, 단위시간당 광에너지
Radiant Exposure	Joule per square centimeter	J/cm ²	단위면적당 광에너지

성이 높으므로 넓은 파장 범위의 빛을 방출하는 LED 또는 QTH 광조사기 사용이 추천된다¹⁷⁾. 표 2는 현재 상품화 된 LED 광조사기 제조사가 제시한 세부 정보를 나타낸다. Elipar™ DeepCure-S (3M), DemiPlus (Kerr), SmartLite™ Focus (Dentsply Sirona)와 같은 광조사기들은 좁은 파장 범위의 빛을 방출하며, Bluephase® Style (Ivoclar Vivadent), Valo® (Ultradent)와 같은 광조사기들은 넓은 파장 범위의 빛을 방출함을 알 수 있다. 제조사에서 광개시제에 대한 정확한 정보를 제공하지는 않지만 제조사는 접착 시스템에서부터 복합레진, 시멘트, 광조사기에 이르는 하나의 통합된 제품군을 홍보하면서 자사 제품 사용을 권유하는 경우가 많으므로 좁은 범위의 파장을 방출하는 광조사기의 제조사에서 출시한 복합레진의 경우 해당 파장 범위의 광개시제만을 사용할 가능성이 높다. 따라서 좁은 범위의 파장을 방출하는 광조사기로 다른 제조사의 복합레진을 광중합 할 경우 주의가 필요하다. 또한 Ivocerin®과 같은 특정 광개시제를 사용하는 Ivoclar Vivadent 제품에는 동일 제조사의 광조사기를 사용하거나 넓은 범위의 파장을 방출하는 광조사기의 사용이 필수적이다⁷⁾.

2. 광조사기의 출력과 광조사시간

광조사기와 복합레진 제조사들이 제시하고 있는 광조사시간은 각기 다르며 매우 다양하다¹⁷⁾. 복합레진을 2 mm 적층 충전할 경우 QTH 광조사기 사용 시 40

~ 60 초의 광조사시간이 필요했었지만 이후 고강도 LED 광조사기의 개발로 광조사시간은 20초로 단축되었으며 최근 연구에서는 1000 mW/cm² 이상의 irradiance가 가능한 광조사기의 경우 최소한의 광조사시간이 10 초로 제시되기도 하였다^{8),17)-19)}. 광조사시간을 줄이기 위해 높은 radiant exitance (irradiance)를 적용할 경우 자유라디칼의 종결 반응속도가 증가하여 불충분한 광중합 반응이 일어나게 되며,²⁰⁾ 중합수축응력도 높게 나타났다²¹⁾. 또한 2 mm 두께의 시편을 균일하게 광중합 시키기 위해 24 J/cm²의 radiant exposure가 필요하다는 연구 결과도 있다²²⁾. 이러한 사실들을 종합해볼 때, 1000 mW/cm² 정도의 출력을 가지는 LED 광조사기를 사용하여 20 초의 조사시간을 적용하는 것이 보다 나은 광중합 반응 결과를 얻을 수 있는 방법이 될 것이다. 또한 광이 도달하기 어려운 불투명 또는 어두운 색조의 복합레진 사용 시에는 광조사시간을 연장할 필요가 있다.

3. 광선속의 균일성 (Light Beam Uniformity)

현재 시중에 유통되고 있는 일부 광조사기들의 광선속은 광조사기 말단의 면적 전체에 고르게 분포되지 않으며(그림 4), 광조사기 말단과 광조사 대상의 거리가 멀어질수록 irradiance가 감소한다^{7),8),17)}. 광선속 분포가 낮은 부위는 광중합이 불충분하게 일어나고 이

표 2. 상품화 된 LED 광조사기의 세부정보 * Normal 또는 standard mode 기준임.

Product Name	Radiant Output* (mW/cm ²)	Wavelength (nm)	Tip Diameter (mm)	Power Supply	Manufacturer
Elipar™ DeepCure-S	1470	430-480	10	Lithium-ion	3M
Bluephase® Style	1200	385-515	10	Lithium-polymer	Ivoclar Vivadent
DemiPlus™	1100	450-470	8, 11, 13	Lithium-ion	Kerr
Valo®	1000	395-480	10	Lithium-ion	Ultradent
SmartLite™ Focus	1000	460-490	7.5	Nickel metal hydride	Dentsply Sirona

는 수복물 실패를 야기한다. 따라서 균일한 광선속 분포를 보이는 광조사기를 사용해야 하며, 광조사기 말단을 수복물에 수직 방향으로 가능한 수복물에 가깝게 위치시켜야 한다⁹⁾.

4. 광조사기 말단의 직경과 형태

광조사기 말단의 직경이 크면 수복물 전체를 포함한 광조사가 가능하여 광조사 횟수를 줄일 수 있는 반면, 직경이 작으면 수복물 전체를 포함하기 위해 여러 번 광조사를 시행해야 하므로 직경이 큰 광조사기를 선택하는 것이 유리하다⁹⁾. 이 때 radiant power가 일정한 경우 단순히 광조사기 말단의 직경만을 크게 하면 irradiance가 감소하므로 주의해야 한다. 또한 광조사기 말단을 가능한 수복물에 가까이 수직으로 위치시켜서 가리움 효과로 인해 광이 도달되지 않는 부위가 없도록 하는 것이 중요한데 이를 위해서는 말단 부위가 각진 광조사기 보다는 그림 5 A)와 같은 펜 스타일 광조사기를 선택하는 것이 유리하다.

5. 광조사기의 감염 관리

LED 광조사기 본체는 대부분 직접 멸균소독하기 어려우므로 감염 방지를 위한 적절한 차단막이 필요하

다. 일부 차단막의 경우 광조사기의 출력을 40%까지 감소시킬 수 있고 라텍스 재질 차단막을 사용한 경우 유의하게 낮은 중합율을 나타낸다는 연구 결과들이 있다⁹⁾. 투명하고 얇은 비닐 종류의 차단막은 광조사기 출력에 최소한의 영향을 주기 때문에 적절한 차단막으로 고려될 수 있다^{25),24)}. 이 때 차단막은 남은 부위가 최소가 되도록 광조사기를 잘 감싸주는 형태가 되어야 하며 투명한 비닐 차단막의 이음매 또는 솔기 부위가 발광 부위를 가리지 않도록 하여야 한다⁹⁾.

6. 광조사기의 유지 및 보수

광 출력 측정 기계를 이용하여 주기적으로 알맞은 출력이 유지되고 있는지 확인하여야 하며, 사용 과정에서 광조사기 말단 부위가 손상되거나 오염되지 않도록 하고 손상이나 오염이 관찰될 경우 즉시 수리 또는 보수가 필요하다²⁷⁾. 제조사의 지시대로 배터리를 관리 및 재충전하는 것도 광조사기의 수명 연장을 위해 중요하다²⁸⁾.

7. 술자와 환자 보호

광조사기 사용 시 술자와 환자에게 가해질 수 있는 위험 요소에 대한 고려도 필요하다. 청색광이 술자의

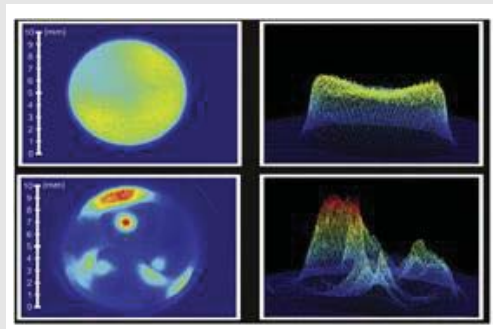


그림 4 광선 속의 2차원(좌)/3차원(우) 분포⁹⁾, 균일한 분포(위)와 불균일한 분포(아래)

임상가를 위한 특집 3

눈에 위해를 가할 수 있는데 이는 440 nm 정도의 파장에서 가장 위험하다³⁾. 따라서 500 nm 이하 파장의 빛을 대부분 차단하는 주황색 보안경을 착용하는 것이 필수적이다²⁵⁾. 주황색 보안경을 착용하고 광조사기가 해당 치아에 가까이 수직으로 잘 위치되었는지 확인하면서 광조사를 시행할 경우 술자는 더욱더 균일하고 충분한 광조사를 안전하게 시행할 수 있다^{7),8)}. 광조사 시 환자에게 가해질 수 있는 위험요소는 청색광에 의한 눈 손상, 열발생으로 인한 치수 및 연조직 손상 등이 있다^{7),8),17)}. 청색광 위에는 보안경 착용 또는 환자에게 광조사 시 눈을 뜨지 않도록 지시함으로써 예방이 가능하다. 광조사 동안 발생하는 복사열은 광조사방법과 광조사기의 radiant output에 따라 변화하며, 고출력 광조사기의 경우 열발생이 더 높았다⁶⁾⁻²⁸⁾. 따라서 임상가는 이러한 사실을 숙지하고 고출력 광조사기를 사용할 때 제조사의 지시보다 광조사시간을 연장하는 경우에는 광조사 사이마다 1-2초의 휴지기를 갖도록 하여 과도한 열로 인한 치수 및 연조직 손상을 방지해야 할 것이다³⁾.

8. 광조사기의 선택 및 사용 시 고려사항에 대한 요약⁸⁾

- 광조사기의 radiant output은 충분한가?
- 광조사기 말단의 직경은 적절한가?

- 광조사기의 출력 파장이 광개시제가 활성화될 수 있는 범위인가?
- 광조사기가 해당 치료부위에 적절히 위치시킬 수 있는 형태인가?
- 광조사기의 감염 관리 및 유지, 보수는 잘 이루어지고 있는가?
- 광조사기 사용 시 술자 및 환자에게 가해질 수 있는 위험 요소가 잘 예방되고 있는가?

V. 결론

치과용 광중합 재료를 이용한 수복물의 장기간 예후를 보장하기 위해서는 수복재료 자체의 물성과 적용술식 뿐만 아니라 광조사기의 원리와 특성도 이해하고 진료에 임해야 한다. 고출력 LED 광조사기는 광에너지 생성 측면에서 효율적이고 광조사시간을 줄일 수 있는 장점이 있으나 급격한 중합반응으로 인한 응력 증가 및 과도한 열 발생 가능성도 있으므로 유의하여야 한다. 광개시제의 활성 파장 범위를 포함하는 방출 스펙트럼을 가지는 적절한 광조사기의 선택과 올바른 사용 및 철저한 유지, 보수가 원활히 이루어질 때 광중합 재료를 이용한 수복 치료는 높은 성공률에 한걸음 더 가까워지게 될 것이다.

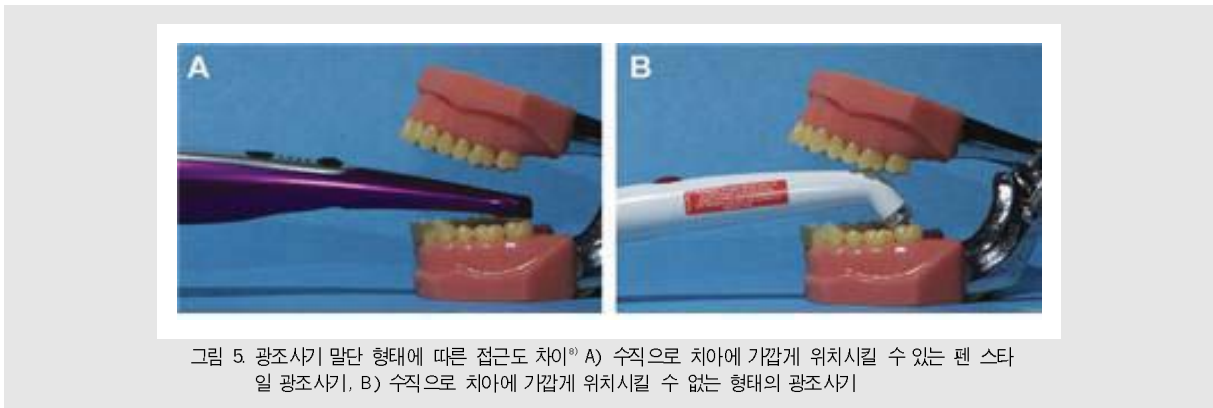


그림 5. 광조사기 말단 형태에 따른 접근도 차이⁸⁾ A) 수직으로 치아에 가깝게 위치시킬 수 있는 펜 스타일 광조사기, B) 수직으로 치아에 가깝게 위치시킬 수 없는 형태의 광조사기

참 고 문 헌

1. Cadenaro M, Maravic T, Comba A, Mazzoni A, Fanfoni L, Hilton T, Ferracane J, Breschi L. The role of polymerization in adhesive dentistry. *Dent Mater* 2019;35:e1-e22.
2. <https://eur-lex.europa.eu/legal-content/EN/TXT/HTML/?uri=CELEX:32017R0852&from=EN>
3. <https://www.fda.gov/MedicalDevices/ProductsandMedicalProcedures/DentalProducts/DentalAmalgam/ucm171094.htm>
4. Rueggeberg FA. State-of-the-art: dental photocuring-A review. *Dent Mater* 2011;27:39-52.
5. Jandt KD, Mills RW. A brief history of LED photopolymerization. *Dent Mater* 2013;29:605-17.
6. Price RB, Ferracane JL, Shortall AC. Light-curing units: a review of what we need to know. *J Dent Res* 2015;94:1179-86.
7. 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.
8. Price RBT. Light curing in dentistry. *Dent Clin North Am* 2017;61:751-78.
9. Santini A, Turner S. General dental practitioners' knowledge of polymerisation of resin-based composite restorations and light curing unit technology. *Br Dent J* 2011;211:E13.
10. Kopperud SE, Rukke HV, Kopperud HM, Bruzell EM. Light curing procedures - performance, knowledge level and safety awareness among dentists. *J Dent* 2017;58:67-73.
11. Birdsell DC, Bannon PJ, Webb RB. Harmful effects of near-ultraviolet radiation used for polymerization of a sealant and a composite resin. *J Am Dent Assoc* 1977;94:311-4.
12. Ikemura K, Endo T. A review of the development of radical photopolymerization initiators used for designing light-curing dental adhesives and resin composites. *Dent Mater J* 2010;29:481-501.
13. Chen YC, Ferracane JL, Pahl SA. Quantum yield of conversion of the photoinitiator camphorquinone. *Dent Mater* 2007;23:655-64.
14. Oliveira DC, Rocha MG, Correa IC, Correr AB, Ferracane JL, Sinhorette MA. The effect of combining photoinitiator systems on the color and curing profile of resin-based composites. *Dent Mater* 2016;32:1209-17.
15. Kirkpatrick SJ. A primer on radiometry. *Dent Mater* 2005;21:21-6.
16. Shortall AC, Price RB, MacKenzie L, Burke FJ. Guidelines for the selection, use, and maintenance of LED light-curing units - Part 1. *Br Dent J* 2016;221:453-60.
17. Shortall AC, Price RB, MacKenzie L, Burke FJ. Guidelines for the selection, use, and maintenance of LED light-curing units - Part II. *Br Dent J* 2016;221:551-4.
18. Kramer N, Lohbauer U, Garcia-Godoy F, Frankenberger R. Light curing of resin-based composites in the LED era. *Am J Dent* 2008;21:135-42.
19. Busemann I, Lipke C, Schattenberg A, Willershausen B, Ernst CP. Shortest exposure time possible with LED curing lights. *Am J Dent* 2011;24:37-44.
20. Feng L, Carvalho R, Suh BI. Insufficient cure under the condition of high irradiance and short irradiation time. *Dent Mater* 2009;25:283-9.

참 고 문 헌

21. Lee CH, Ferracane J, Lee IB. Effect of pulse width modulation-controlled LED light on the polymerization of dental composites. *Dent Mater* 2018;34:1836-45.
22. Calheiros FC, Daronch M, Rueggeberg FA, Braga RR. Degree of conversion and mechanical properties of a BisGMA:TEGDMA composite as a function of the applied radiant exposure. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2008;84:503-9.
23. McAndrew R, Lynch CD, Pavli M, Bannon A, Milward P. The effect of disposable infection control barriers and physical damage on the power output of light curing units and light curing tips. *Br Dent J* 2011;210:E12
24. Sword RJ, Do UN, Chang JH, Rueggeberg FA. Effect of curing light barriers and light types on radiant exposure and composite conversion. *J Esthet Restor Dent* 2016;28:29-42.
25. Bruzell EM, Johnsen B, Aalerud TN, Christensen T. Evaluation of eye protection filters for use with dental curing and bleaching lamps. *J Occup Environ Hyg* 2007;4:432-9.
26. Huang TK, Hung CC, Tsai CC. Reducing, by pulse width modulation, the curing temperature of a prototype high-power LED light curing unit. *Dent Mater J* 2006;25:309-15.
27. Kim MJ, Kim RJ, Ferracane J, Lee IB. Thermographic analysis of the effect of composite type, layering method, and curing light on the temperature rise of photo-cured composites in tooth cavities. *Dent Mater* 2017;33:e373-e83.
28. Jo SA, Lee CH, Kim MJ, Ferracane J, Lee IB. Effect of pulse-width-modulated LED light on the temperature change of composite in tooth cavities. *Dent Mater* 2018, <http://doi.org/10.1016/j.dental.2019.01.009>. [Epub ahead of print]