

LED를 이용한 복합레진의 광조사시, 중합수축의 속도와 양, 미세경도에 관한 연구

박성호* · 김수선 · 조용식 · 이순영 · 김도현* · 장용주* · 문현승* · 서정원* · 노병덕
연세대학교 치과대학 보존학교실, 연세대학교 치과대학*

ABSTRACT

THE AMOUNTS AND SPEED OF POLYMERIZATION SHRINKAGE AND MICROHARDNESS IN LED CURED COMPOSITES

Sung-Ho Park*, Su-Sun Kim, Yong-Sik Cho, Soon-Young Lee,
Do-Hyun Kim*, Yong-Joo Jang*, Hyun-Sung Mun*, Jung-Won Seo*, Byung-Duk Noh
*Department of Conservative Dentistry, Yonsei University
College of Dentistry, Yonsei University**

This study evaluated the effectiveness of the light emitting diode(LED) units for composite curing. To compare its effectiveness with conventional quartz tungsten halogen (QTH) light curing unit, the microhardness of 2mm composite, Z250, which had been light cured by the LEDs (Ultralume LED2, FreeLight, Developing product D1) or QTH (XL 3000) were compared on the upper and lower surface. One way ANOVA with Tukey and Paired t-test was used at 95% levels of confidence. In addition, the amount of linear polymerization shrinkage was compared between composites which were light cured by QTH or LEDs using a custom-made linometer in 10s and 60s of light curing, and the amount of linear polymerization shrinkage was compared by one way ANOVA with Tukey .

The amount of polymerization shrinkage at 10s was
XL3000 > Ultralume 2, 40, 60 > FreeLight, D1 (P<0.05)

The amount of polymerization shrinkage at 60s was
XL3000 > Ultralume 2, 60 > Ultralume 2,40 > FreeLight, D1 (P<0.05)

The microhardness on the upper and lower surface was as follows:

	XL 3000	Ultralume 2	FreeLight	D1
Upper surface	81.7(1.8)a	82.9(1.8)a	79.5(1.3)a	79.7(2.7)a
Lower surface	79.9(2.2)a	76.7(3.9)b	74.0(1.3)c	73.7(2.8)c

It was concluded that the LEDs produced lower polymerization shrinkage in 10s and 60s compared with QTH unit. In addition, the microhardness of samples which had been cured with LEDs was lower on the lower surfaces than the upper surfaces whereas there was no difference in QTH cured samples.

Key words : LED, Microhardness, Polymerization shrinkage, Composites, QTH

I. 서 론

치과용 복합레진은 현재 치의학 영역에서 치아의 수복용 재료로서 가장 많이 사용 되고 있는 재료 중의 하나로서, 뛰어난

심미성과 물성의 증가, 그리고 접착재료의 발전으로, 전치부에서 뿐만 아니라 구치부에서도 사용빈도가 점점 늘어나고 있는 추세이다. 복합레진을 중합시키는 방법도 발전을 하여, 처음에 화학 중합형, 자외선 중합형을 거쳐서 현재

* 이 연구는 보건복지부의 보건 의료기술 연구개발사업의 지원금 중 일부로 이루어 졌습니다(02-PJ3-PG4-PT03A-0018).

의 가시광선 중합형에 이르렀다. 그런데 이 가시광선 조사형 복합레진의 중합에는 궁극적으로 가시광선 조사기의 조사원(radiation source)의 형태와 특징이 큰 영향을 끼치기 때문에 점점 더 좋은 성능을 나타내는 가시광선 조사기가 지속적으로 연구 개발되어 왔다.

가시광선 조사기로서 할로겐형(Quartz Tungsten Halogen)은 다른 어떤 장비보다도 오랫동안 그리고 널리 사용되어 왔다. 할로겐 램프에서 방출된 빛이 Filter를 거치면서 바람직하지 못한 파장을 제거하고 400-500nm 영역의 파란 빛을 내는 영역이 궁극적으로 방출되면서 복합레진을 광중합 시키게 된다. 하지만, 비록 filtering의 과정을 거치는 하지만, 복합레진의 광조사에 필요하지 않은 많은 파장이 포함되게 되고 이것이 방출되어서 복합레진과 치아에 도달하게 될 경우, 치아 및 복합레진에 열이 발생하여 치수에 좋지 않은 영향을 줄 수가 있고, 시간이 흐름에 따라 할로겐 전구와 filter의 기능이 떨어지면서, 복합레진을 부적절하게 중합시킬 수 있다.²⁾

현재 사용되고 있는 많은 복합레진들이 camphorquinone을 광개시제로 사용하고 있는데, 이를 활성화 시키기에 가장 적절한 파장이 470nm이며, 450-490nm의 파장대가 가장 적절한 것으로 보고 되고 있다³⁾. 하지만 현재 많이 사용되고 있는 할로겐 램프는 이에 부합하지 못하고 이 영역 밖의 파장의 빛을 많은 부분 방출하고 있으며, 이러한 불필요한 파장의 빛을 방출하기 때문에, 가시광선 조사기의 효율성이 떨어지고, 오랜 시간 광조사를 하여야 하는 문제가 지속된다. 또한 광조사 시간을 줄이기 위하여는 Power Density가 더욱 높은 가시광선 조사기를 사용하여야 하고, 부수적으로 광조사기로부터 높은 열이 방출되며, 광조사기의 수명은 더욱 짧아지는 악순환이 되풀이 되고 있다.

이러한 문제점을 효과적으로 줄여줄 수 있는 대안으로 제시되어 최근 개발되기 시작한 것이 LED(Light emitting Diode)를 이용한 광조사기이다. Blue LED는 470nm 영역에서 작동하고, 20nm 정도의 파장대를 가지고 있어서, 복합레진을 중합시키는데 꼭 필요한 파장의 빛만을 선택적으로 방출할 수 있어서, 앞에서 제시한 문제점들을 효과적으로 해결할 수 있는 기기로 평가되고 있다⁴⁻⁶⁾.

하지만 470nm 영역의 빛을 선택적으로 방출하는 것이 구체적으로 복합레진의 중합수축의 속도와 양에 어떠한 영향을 미칠지에 관한 구체적인 연구는 이루어 지지 않았으며, 또한 복합레진을 한 번에 중합 시키는 가장 일반적인 깊이로 알려져 있는 2mm 정도의 두께를 효과적으로 중합시키는 지도 아직 확실하게 연구된 바가 없다. 이번 연구는, 국내에서 최근에 시판을 시작한 외국산 LED형광조사기와 국내에서 개발된 LED형광조사기가 복합레진의 중합수축량에 미치는 영향을 알아보고, 이러한 LED형 광조사기들

이 2mm 시편을 적절히 중합시킬 수 있는지 미세 경도 측정법을 이용하여 측정하여, 이상의 결과를 기존의 할로겐램프를 이용한 경우와 비교하기 위하여 이루어 졌다.

II. 실험재료 및 방법

(1) 중합수축의 양 측정

중합 수축을 측정하기 위해 자체 제작한 linometer가 사용되었다 (Fig. 1). 이것은 비접촉식의 displacement transducer가 알루미늄 디스크의 변위를 계측함으로써 중합 수축을 측정하는 것이다. 얇은 알루미늄 디스크를 sensor위에 두고 그 상방에 glass slide를 놓는다. 알루미늄 디스크와 glass slide의 표면은 glycerine gel을 얇게 발라서 시편과의 접촉을 방지하였다. Z250 (3M Dental Products, St Paul, MN 55144, USA) 1.3mm 두께와 7.0mm 지름의 Teflon mold에 위치시켜, 일정한 양을 유지할 수 있게 한 후, 알루미늄 디스크 위에 옮겨 놓고 slide glass를 이용하여 압력을 가하며 덮는다.

Glass slide 5mm 상부에 4종의 광중합기를 각각 위치시키는데, 3종의 LED 중합기와 1종의 QTH 중합기로 구성되어 있다 (Table 1). 각각의 광조사기를 정해진 시간만큼 작동시킨다 (Table 1). 이 때 광조사가 진행됨에 따라 복합레진은 빛의 방향으로 수축을 하며, 복합레진과 함께 알루미늄디스크도 같이 이동을 하게 되는데, 디스크의 변위량을 sensor가 측정하게 되며, 측정된 data는 0.5초 간격으로 총 60초간 컴퓨터에 저장되게 된다.

1군당 15개의 시편을 만들어 측정하였고, 측정치중에서 중합개시 후 10초, 60초의 수축량을 대상으로 하여, 각 광원에 따른 수축량의 차이를 비교하기 위하여 95%의 신뢰도하에서 ANOVA와 Tukey test를 이용하였다.

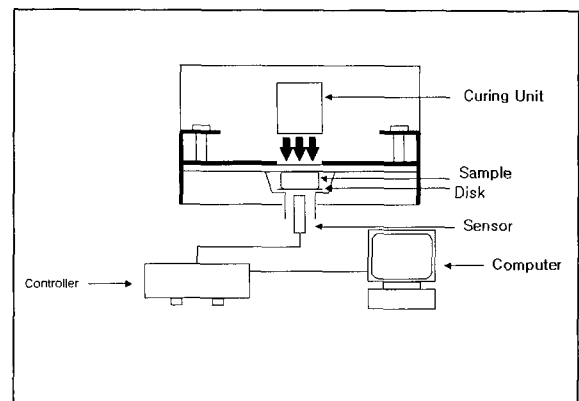


Fig. 1. Schematic diagram of custom made linometer with sample in place.

Table 1. Curing light used in the present study

Groups	Curing light	Type	Curing time(sec)	Manufacturer
1	XL 3000 (SN 700142)	QTH	60	3M Dental Products, St. Paul, MN
2	Ultra Lume LED2 (SN 001963)	LED	40	Ultradent, South Jordan, UT
3	Ultra Lume LED2 (SN 001963)	LED	60	Ultradent, South Jordan, UT
4	Elipar FreeLight (939800004939)	LED	60	3M Dental Products, St. Paul, MN
5	D1(Experimental Product)	LED	60	Biomedisis, Seoul, Korea

각각의 광조사기에서 나오는 빛의 광도를 Coltolux Light Meter (Coltene, Altstätten, Switzerland) 을 이용하여 측정하였다.

(2) 미세경도 측정

두께 2mm, 폭 3mm 의 Teflon mold 에 복합레진 (Z250) 을 충전하고 윗면과 아래 면에 celluloid strip 을 위치시키고, cover glass 로 덮었다. Cover glass 의 시편의 5mm 상부에 4종의 광조사기 (XL 3000, Ultralume Led2, FreeLight, D1, Table 1)를 위치시키고, 각각의 광조사기를 이용하여 60초간 광조사 시켰다. 조사가 끝난 시편은 mold 에서 분리하여 윗면(광조사기로 부터 가까운 쪽) 과 아랫면(광조사기로 부터 먼 쪽)을 시편에 각각 표시하고 빛이 스며들지 않는 필름 통에 7일 간 보관하였다. 7일 후 윗면과 아랫면의 미세경도를 미세경도 측정장치를 이용하여 측정하였다. 각 군당 15개의 시편을 배정하였다. 각 군에서 윗면과 아랫면의 미세경도의 차이를 paired-t test 를 이용하여 분석하였으며, 윗면 또는 아랫면에서 중합수축 장치에 따른 미세경도의 차이를 분석하기 위하여 1way ANOVA와 Tukey를 이용하였다.

III. 실험결과

(1) 중합수축의 양

Z250을 3종의 LED 광조사기와 1종의 QTH 기기를 이용하여 복합레진의 선수축량을 측정한 결과를 Table 2와 Fig. 2 에 요약하였다.

10초 후 측정된 중합수축량은 1군 > 2군,3군> 4군,5군 순이었다 (P<0.05).

60초 후 측정된 중합수축량은 1군 > 3군> 2군> 4군,5군 순이었다 (P<0.05).

측정한 XL 3000, Ultralume 2, FreeLight, D1 의 광도는 각각 730mW/cm², 560mW/cm², 330mW/cm².

310mW/cm² 이었다.

(2) 미세경도

각 군에서 Z250의 미세경도와 통계분석을 Table 3에 요약하였다.

윗면의 미세경도는 군 간에 서로 차이가 없었다.

아랫면의 미세경도는 XL 3000>Ultralume 2>Free Light, D1 의 순이었다 (p<0.05).

XL 3000 에서는 윗면과 아랫면간의 미세경도의 차이가 없었지만, 나머지 군에서는 모두 윗면의 미세경도가 아랫면 보다 높았다 (p< 0.05).

IV. 총괄 및 고찰

이번 실험에서 LED를 이용하여 복합레진을 중합 시키는 경우, 60초가 경과한 후 2,4,5 군의 중합 수축량이 1,3 군 보다 낮게 나타났으며 3군은 1군에 비하여 낮게 나타났다. 복합레진에 있어서 중합 수축의 양은 중합의 정도와 관계가 있으며 중합 수축이 적게 일어났다는 것은 충분한 중합이 일어나지 못했다는 것을 의미한다.

광조사 후 처음 10초 동안에 일어난 중합 수축의 양은 1군>2,3 군> 4,5 군의 순이었는데 이것은 광도측정기로 측정된 광조사기의 광도(Power density)와 대체적으로 일치한다. LED를 이용한 광조사기는, 광도의 양은 적지만, 가시광선 조사기에 비하여 470nm 영역의 파장이 집중되어 나오기 때문에 광도에 비하면 효율적으로 복합레진을 중합시킬 수 있다고 하였다^{4,7)}. Fig. 2에서 광개시 후 초반 10초간 발생하는 중합수축이, 모든 군에서, 이 후에 나타나는 중합수축보다 매우 급격하게 나타나며 거의 직선에 가까운 변화를 나타내는 것을 알 수 있다. 따라서 10초간의 중합수축량을 측정 함으로서 복합레진의 초기 중합 수축량과 속도를 대체적으로 예측할 수 있다고 할 수 있는데, LED를 이용하여 복합레진을 중합시킨 경우, 일반적인 가시광선조사기를 사용한 경우보다, 복합레진의 중합수축이 적게 일어났으며,

Table 2. Amount of linear polymerization shrinkage at 10s and 60s of light curing (μm)

	1	2	3	4	5
10s	6.56(0.92)a	5.14(0.85)b	5.61(0.65)b	3.56 (0.96)c	3.23 (1.0)c
60s	9.26(1.10)a	7.38(1.09)c	8.60(0.87)b	6.79(0.79)d	6.58(0.92)d

Table 3. Microhardnesses of upper & lower surfaces of samples

	XL 3000	Ultralume 2	Freelight	Experiment
Upper surface	81.7(1.8)a	82.9(1.8)a	79.5(1.3)a	79.7(2.7)a
Lower surface	79.9(2.2)a	76.7(3.9)b	74.0(1.3)c	73.7(2.8)c

* indicates different microhardness between upper and lower surface in the paired- t test at 95% levels of confidence
Different letters indicate different microhardness on the upper or lower surface at the 95% levels of confidence

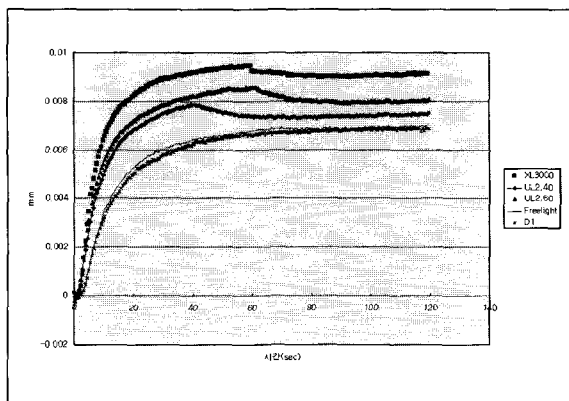


Fig. 2. Change in the amount of linear polymerization shrinkage versus time in Z250 that was light cured with LEDs or QTH

LED내에서도, 광도가 높았던 2,3 군이 4,5 군에 비하여 많이 일어났다 (Fig. 2, Table 2). Ultralume LED 2 를 이용하여 복합레진을 중합시킨 2군과 3군 에서, 3군의 중합수축의 양이 2군보다 약간 크게 나타나는 경향이 있었지만 통계학적인 차이는 없었다 (Fig. 2, Table 2).

제조회사에 따르면 4,5 군의 LED 장비는 약 19개의 작은 LED 소자들로 구성되어 있는 반면에 Ultralume LED 2 (2,3 군)는 특별히 제작된 2개의 LED 로 구성되었다고 한다. 또한 Ultralume LED 2의 경우, 제조회사에 따르면 방출되는 최대 파장을 460nm 에 맞추었기 때문에, camphorquinone 보다 낮은 파장의 재료를 광개시제로 사용하는 복합레진도 적절히 중합시킬 수 있다고 한다.

광도측정장치를 이용하여 측정한 Ultralume LED 2 의 광도가 $560\text{MW}/\text{cm}^2$ 인 것을 감안하면 (2군, 3군), 60초 동안 복합레진을 중합 시키면, 일반적으로는 가시광선 조사기를 이용하여 광조사 시켰을 경우와 (1군) 같은 정도의 중합수축의 양이 나와야 하는데, 이번 실험에서는 1군에 비하여 2,3 군의 중합수축이 양이 작게 나타났다. 그 이유는 아직 확실하지 않지만, Ultralume LED2 에서 사용된 LED 소자에서 방출되는 빛의 파장과 관계가 있을 가능성이 있다. Ultradent 사에 따르면, 일부 복합레진에서 camphorquinone 보다 낮은 파장에서 작용을 하는 1-phenyl-1,2-propanedione (최대흡수파장 410nm), bisacylphosphine oxide, triacylphosphinenoxide (최대흡수파장 320-390) 등의 광개시제를 사용하는 것을 고려하여, 광조사기로부터 나오는 최대파장을 470nm 에서 460nm 로 낮추었다고 했는데, Z250 의 경우 camphorquinone을 광개시제로 사용하기 때문에 가시광선조사기에 더욱 효율적으로 반응하였을 가능성이 있다.

복합레진의 빠른 중합 수축은 수복물과의 계면에 응력을 유발 시키고, 결국 이차우식을 유발 시킬 수 있는 요인이 될 수 있다. 하지만 낮은 광도를 이용하여 복합레진을 중합 시키면 늦은 중합수축을 나타내는 장점은 있지만 전체적으로 복합레진이 적절히 중합되지 못하여 물성이 떨어지는 문제가 있다⁹⁾. 따라서 중합의 속도가 천천히 일어나면서도 충분히 일어나기 위해서는 부가적으로 높은 광도로 복합레진을 중합시켜 줄 필요가 있다¹⁰⁾. 이번 연구에서 LED 형광조사기를 이용하여 복합레진을 중합 시킬 경우, 일반 가시광선 조사기에 비하여 중합 초기에 적은 중합수축의 양을 나타내고 있지만 (Fig. 2, Table 2), 이것이 광도가 충분하지 못

한 원인으로 발생하는 것으로 사료되기 때문에, 현재 개발된 LED를 이용하여 복합레진을 중합 시킬 경우, 물성이 떨어진 수복물을 만들 가능성이 있다.

시편의 미세경도를 측정하여 나온 결과를 살펴보면, 윗면의 경우, 군 간에 차이가 없었지만, 아랫면의 경우 XL3000 > Ultralume LED2 < FreeLight, D1 의 순서로 나타났다 (Table 3). 이 결과는 각 광조사기의 광도측정의 결과와 중합 수축량의 측정 결과와도 와도 일치한다. 결국 아직까지 개발된 LED는 광도에 있어서는 아직 충분하지 않아서, 2mm 시편을 중합 시킬 경우 아랫면을 충분히 중합 시킬 수 없었는데, 이 결과는 Kurachi 등¹¹⁾의 연구 결과와도 일치한다. 하지만, 임상적으로 아랫면의 미세강도가 윗면에 비하여 어느 정도까지 되어야 임상적으로 큰 문제가 없을지에 대해서는 아직까지는 이론의 여지가 있는 것 같다. Lutz 등¹²⁾은 아랫면의 미세강도가 윗면에 비하여 80% 이상만 되면 큰 문제가 없다고 하였다. 하지만 아직까지 이에 대한 구체적인 임상연구는 미미한 실정¹³⁾이므로 이에 관하여는 더 많은 연구가 필요한 실정이다.

복합레진의 중합의 정도를 평가하는데 있어서, 미세경도 측정법을 이용하는 것과 FTIR 을 이용하여 중합률을 측정하는 방법이 다른 방법보다 가장 신뢰할 만한 것으로 보고되었다¹³⁾. FTIR 을 이용하여 복합레진의 중합률을 측정하기 위해서는 시편을 100um 정도의 얇은 박편으로 만들어야 하는데, 이 경우 윗면과 아래 면의 중합률을 따로 측정하는 것은 매우 어려운 일이다. 이러한 이유로 이번 연구에서는 미세경도 측정법을 이용하였다.

LED 형의 광조사기를 비교하여 보면 Ultralume LED 2가 가장 우수한 결과를 나타냈으며 현재 국내에서 개발 중인 제품 D1는 FreeLight와 그 성능에 있어서 비슷하게 나타났다. Ultralume LED가 다른 LED 기기에 비하여 높은 광도를 나타내는 것은 이 기기에서 적용하고 있는 2개의 특별한 LED 때문인 것으로 사료된다. 하지만 LED형 제품의 장점의 하나로 생각할 수 있는 이동성이 FreeLight 나 시험개발품 D1의 경우에는 있는 반면에 Ultralume LED 에는 없다. 따라서 시험개발품의 경우 Ultralume LED 2에서 적용한 고강도의 LED 소자를 사용하여 방출되는 빛의 광도를 높이면서, 제품의 이동성을 유지한다면 더욱 향상된 성능을 보일 수 있을 것으로 사료된다. 또한 복합레진에서 사용되는 광개시제에 camphorquinone 외의 것도 이용되고 있는 것을 감안할 때, 470nm 의 빛을 발하는 소자 이외에 400-450nm 에서 빛을 발하는 소자도 함께 이용하면 보다 좋은 결과를 얻을 수 있을 것이다.

광조사기에서 방출되는 빛의 광도가 높을수록 일반적으로는 복합레진의 중합수축의 속도도 빠르게 나타나지만, 복합레진에 따라서 그렇지 않은 경우도 보고되었다. 이번 실험

에서는, 예비실험과정을 통하여, 빛의 광도에 따라 중합의 속도가 비례적으로 민감하게 나타나는 재료를 1 차적으로 조사하고, 그러한 성상을 나타내는 재료중의 하나인 Z250 을 실험재료로 이용하기로 하였다.

많은 복합레진에서 camphorquinone을 광개시제로 사용하고는 있지만 1-phenyl-1,2-propanedione (최대흡수파장 410nm), bisacylphosphine oxide, triacylphosphinenoxide (최대흡수파장 320-390) 등의 광개시제도 지속적으로 사용되어 왔다. Camphorquinone 만을 광개시제로 사용할 때에는 복합레진의 색조가 너무 노래지기 쉽고, 복합레진의 중합률을 높이는데 한계가 있기 때문에 이러한 광개시제가 사용되어 왔다고 하는데¹⁴⁾, 이러한 광개시제는 LED형 광조사기의 발광영역 밖에 위치하기 때문에, 이러한 광개시제를 포함하는 복합레진에는 LED형 광조사기가 적절치 않다고 하겠다. 하지만 치과의사가 이러한 것에 대한 구체적인 정보를 알 수 있는 길이 쉽지 않기 때문에 LED의 보급과 더불어 해결되어야 할 문제로 생각된다.

이상의 연구 결과들을 종합하여 보면, 현재 개발되어 있는 LED형 광조사기는 기존의 할로겐형 광조사기에 비하여 복합레진을 중합시키는 속도가 느리고 또 중합시키는 양도 작았으며, 2mm 시편의 아래 부분을 적절히 중합시키지 못하였다. 또한 국내에서 개발단계에 있는 D1 상품도 작은 낮은 광도의 LED 소자를 사용하는 대신, 보다 높은 광도를 보이는 LED 소자로 대체하고, 또 470nm 보다 낮은 파장에서 작용하는 LED 소자도 첨가하여 광도와 광폭을 높일 필요가 있을 것으로 사료된다.

V. 결 론

이번 연구는 국내에서 최근에 시판을 시작한 외국산 LED형 광조사기와 국내에서 개발된 LED형 광조사기가 복합레진의 중합수축량에 미치는 영향을 알아보기 위하여 이루어졌다. 또한 이러한 LED형 광조사기들이 2mm 시편을 적절히 중합시킬 수 있는지 미세 경도 측정법을 이용하여 비교하고, 이상의 결과를 기존의 할로겐형광조사기를 이용하여 광조사 시킨 경우와 비교하였다. LED형 광조사기는 기존의 할로겐형 광조사기에 비하여 중합 초기에 복합레진을 천천히 중합 시켰고, 중합시키는 양도 작았으며, 2mm 시편의 아래 부분을 적절히 중합시키지 못하였다. 외국의 제품 중 Ultralume LED2 는 다른 외국산 LED (FreeLight) 및 국내에서 개발중인 제품에 비하여 우수한 성질을 나타내었는데, 특수한 고광도의 LED 소자가 도입되었기 때문으로 사료된다.

References

1. Miyazaki M, Hattori T, Ichiishi Y, Kondo M, Onose H and Moore BK: Evaluation of curing units used in private dental offices. *Oper Dent* 23:50-54, 1998.
2. Martin FE: A survey of the efficiency of visible light curing units. *J Dent* 26(3):239-43, 1998.
3. Nomoto R: Effect of light wavelength on polymerization of light cured resins. *Dent Mater J* 16(1):60-73, 1997.
4. Whitters CJ, Girkin JM and Carey JJ: Curing of dental composites by use of InGaN light-emitting diodes. *Optics Letters* 24(1):67-68, 1999.
5. Mills RW, Jandt KD and Ashworth SH: Dental composite depth of cure of halogen lamp and blue light emitting diode technology. *Brit Dent J* 186:388-91, 1999.
6. Jandt KD, Mills RW, Blackwell GB and Ashworth SH: Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes(LEDs). *Dent Mater* 16:41-47, 2000.
7. Fujibayashi K, Ishimaru K, Takahashi N and Kohno A: Newly developed curing unit using blue light-emitting diodes. *Dentistry in Japan* 34:49-53, 1998.
8. Tarle Z, Knezevic A, Meniga A, Sutalo J and Pichler G: Temperature rise in composite samples cured by superbright light emitting diodes. *J Dent Res* 77(686):AbstrNo433, 1998.
9. Uno S and Asmussen E: Marginal adaptation of a restorative resin polymerized at reduced rate. *Scand J Dent Res* 99:440-444, 1991.
10. Mehl A, Hickel R and Kunzelmann KH: Physical properties and gap formation of light-cured composites with and without soft start polymerization. *J Dent* 25:321-330, 1997.
11. Kurachi C, Tuboy AM, Magalhaes DV and Bagnato VS: Hardness evaluation of a dental composite polymerized with experimental LED-based devices. *Dent Mater* 17:309-315, 2001.
12. Lutz F, Krejci I and Frischknecht A: Lichtpolymerization. Grundlagen und Praxistips fur die Anwendung. *Schweiz. Monatsschr. Zahnmed.*, 102: 575-582, 1992.
13. Rueggeberg FA and Craig RG: Correlation of parameters used to estimate monomer conversion in light-curing composite. *J Dent Res* 67:932-937, 1988.
14. Burgess JO, DeGoes M, Walker R : An evaluation of four light-curing units comparing soft and hard curing. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 11:125-132, 1999.

박 성 호

연세대학교 치과대학 보존학교실
 서울시 서대문구 신촌동 134
 Tel : 02)361-8709 Fax: 02)313-7575
 E-mail : sunghopark@yumc.yonsei.ac.kr