

각각의 광조사기가 복합레진의 미세경도와 미세누출에 미치는 영향

정유진* · 이희주 · 허 복
부산대학교 치과대학 보존학교실

ABSTRACT

EFFECT OF EACH LIGHT CURING UNITS ON THE MICROHARDNESS AND MICROLEAKAGE OF COMPOSITE RESIN

Eu-Jin Jung*, Hee-Joo Lee, Bock Hur

Department of Conservative dentistry, College of Dentistry, Pusan National University

The objectives of this study was to evaluate current visible light curing units regarding microhardness and microleakage. Fourty samples of composite resin(Z 250, 3M) were cured by different light curing units(Flipo, LOKKI; Credi II, 3M; XL 3000, 3M; Optilux 500, Demetron) in acrylic blocks. Microhardness was measured using a calibrated Vickers indenter on both top and bottom surfaces after 24 hours of storage in air at room temperature. Class V cavities were prepared on buccal and lingual surfaces of forty extracted human molars. Each margin was on enamel and dentin/cementum. Composite resin(Z 250, 3M) was filled in cavities and cured by four different light curing units(Flipo, LOKKI; Credi II, 3M; XL 3000, 3M; Optilux 500, Demetron).

The results of this study were as follows:

Microhardness

1. Flipo showed low microhardness compared to Optilux 500, Credi II significantly in upper surface. Flipo didn't show a significant difference compared to XL 3000.
2. The microhardness resulting from curing with Flipo was lower than that of others on lower surfaces.

Microleakage

1. Dentin margin showed significantly high dye penetration rate than enamel margin in all groups($p < 0.05$).
2. No significant differences were found on both enamel and dentin margin regarding curing units.

(J Kor Acad Cons Dent 29(1):58-65, 2004)

Key words : Plasma arc, Microleakage, Microhardness

I. 서 론

광중합복합레진 수복재는 이전에는 심미성이 요구되거나,

작은 병소의 수복에 한정되어 사용되었지만 최근 들어서는 심미성 뿐 아니라 물리적인 성질도 많이 개선되어 광범위한 치아소실의 대체에도 많이 사용되고 있다. 복합레진은 심미적이고, 별도의 유지 형태에 필요한 치질의 삭제 없으므로 치질 소실이 적다는 장점이 있으나, 중합수축으로 인해 접착실패(bond failure)와 미세누출을 초래할 수 있다¹⁾. 변연의 미세누출은 술후 민감성, 수복물의 변색, 이차우식증 등의 원인이 되어 수복물의 실패를 야기시킬 수 있다. 그리고, 중합이 불충분할 경우 마모저항도의 감소^{2,4)}, 변색, 알러

Corresponding author: Eu-Jin Jung

Department of Conservative Dentistry, Collage of Dentistry,
Pusan National University
1-10, Ami-dong, Seo-gu, Pusan, 602-739, Korea
Tel : 051)240-7454
E-mail : carrot31@freechal.com

지 반응 및 치수자극등이 발생할 수 있는 단점이 있다^{5,6)}. 이러한 단점을 극복하기 위해 적층 충전법⁷⁾, stress absorbing liner의 사용⁸⁾, 조사광도를 변화시키는 방법^{9,10)} 등 많은 방법이 사용되고 있으나 완전히 만족할 만한 결과는 얻지 못하고 있다.

따라서, 복합레진의 중합수축을 줄이고 적절한 중합도를 얻기 위해 많은 연구가 계속되고 있으며, 수복재료와 광조사기의 개발에 특히 관심이 집중되고 있다. 초기의 광중합레진은 자외선에 의해 중합되었으며 후에 중합광원으로 가시광선이 소개되었다. 가시광선은 자외선에 비해서 단시간 내에 깊은 심도의 중합을 얻을 수 있지만, 적어도 40초 이상의 중합시간이 필요하다¹¹⁾. 몇몇 연구자들은 2 mm 두께의 레진의 적절한 중합을 위해서 300 mW/cm² 이상의 광도에서 40초의 조사시간이 필요하다고 했으며^{12,13)}, Rueggeberg 등¹³⁾은 1 mm 두께의 레진 시편을 적절히 중합시키기 위해 적어도 400 mW/cm²의 광도에서 60초의 조사시간이 필요하다고 보고했다. 전통적인 할로젠광(Quartz tungsten halogen, QTH)에 비해 광도가 높은 high intensity QTH와 매우 높은 광도를 가지는 플라즈마광(Plasma arc curing, PAC)이 최근에 주목을 받고 있다. High intensity QTH는 1200 mW/cm² 이상의 높은 광도를 가져 레진의 더 빠른 중합이 가능한데, 이러한 높은 광도는 전통적인 할로젠광 조사기에서 light guide의 tip 직경을 감소(turbo tip)시켜 얻을 수 있다¹⁴⁾. 그러나 광중합 동안 높은 열이 발생하여 치수에 위해를 줄 수 있는 가능성이 있으며¹⁵⁾, 조사시간 역시 10-20초 정도로 플라즈마광에 비해서 긴 단점이 있다. 플라즈마광은 2000 mW/cm² 이상의 매우 높은 광도를 가지므로 단시간 내에 레진의 중합이 가능하지만, 빠른 중합 속도로 치아와 치아 수복물 계면에 높은 수축응력을 발생시킨다¹⁶⁾. 최근에 중합광원으로 도입된 solid state light emitting diode(LED)는 기존의 할로젠광에 비해 장시간 일정한 광도를 유지할 수 있고¹⁷⁾, 열발생이 거의 없으며¹⁸⁾, 10-20초 정도의 조사시간으로 중합이 가능하지만 파장대가 광개시제로 camphoroquinone을 사용하는 복합레진의 중합에만 효과적이며, 플라즈마광에 비해서는 조사시간이 길다.

플라즈마광은 할로젠광에 비해 상당히 높은 광도를 가지며, 조사시간의 감소로 인해 시술시간을 절약할 수 있는 장점이 있다. 제조회사들은 플라즈마광을 사용하면 1-3초의 짧은 시간내에 적절한 중합이 이루어지며, 중합수축 역시 기존의 할로젠광과 비교시 별다른 차이가 없고 오히려 감소한다고 주장한다. 그러나, 높은 광도로 짧은 시간내에 중합된 복합레진이 허용할 만한 물리적인 성질과 중합수축의 범위를 가지는 지는 의문시된다. 복합레진의 중합 속도 및 치아 수복물의 계면에서 중합수축에 의해 발생하는 응력은 임상적으로 중요한 의미를 가진다.

복합레진의 물리적 성질은 단량체의 전환율과 밀접한 관계가 있으며, 미세경도의 측정으로 전환율을 평가할 수 있다. 이것은 서로 다른 curing protocol 사이에 차이가 있는지 평가하는데 이용될 수 있다¹⁹⁾.

본 연구는 기존의 할로젠광과 비교하여 플라즈마광의 효율성을 평가하기 위해 시행하였다. 수복물의 물리적 성질을 평가하기 위해서 미세경도를 측정하여 간접적으로 중합도를 평가하고, 각 광조사가 수복물의 변연누출에 미치는 영향을 비교하기 위해 5급와동의 광중합형 복합레진 수복물의 색소침투 실험을 하였다.

II. 연구재료 및 방법

1. 연구재료

수복재료는 광중합형 혼성(hybrid) 복합레진인 Z 250(3M Dental Product, St. Paul, MN, U.S.A) A2 shade를 사용하였으며 복합레진의 중합을 위하여 2가지 종류의 할로젠광 조사기와 2가지 종류의 플라즈마광 조사기를 사용하였다. 할로젠광 조사기로 XL 3000(3M Dental Product, St. Paul, MN, U.S.A)과 Optilux 500 (Demetron, U.S.A)을 플라즈마광 조사기로 Flipo(LOK KI, France)와 Credi II (3M Dental Product, St. Paul, MN, U.S.A)를 사용하였다. Elipar Trilight(3M Dental Product, St. Paul, MN, U.S.A)의 내장형 radiometer로 각 광조사기의 광도를 측정하였다.

2. 연구방법

1) 미세경도(Microhardness) 측정을 위한 실험방법

두께 2 mm, 가로 30 mm, 세로 30 mm의 불투명한 육면체의 아크릴 주형을 제작하고 중앙에 직경 7 mm의 hole을 형성하였다. 40개의 주형을 10개씩 4개의 군으로 분류하였다. 편평한 유리판 위에 주형을 놓고, 기포가 생기지 않도록 주의하면서 주형내부를 레진으로 충전하였다. 상방에 Mylar strip을 놓고 그 위에 다시 유리판을 덮고 압력을 가하여 편평한 면이 되도록 하였다(Fig. 1). 각 군을 각각 Flipo로 5초, Credi II로 5초, XL 3000으로 20초, Optilux 500으로 20초간 광조사를 시행하였다. 이 후 실온, 암실에서 24시간 보관하였다. 미세경도 측정은 MVK H1(Akashi, Japan)을 이용하여 시편의 상면과 하면에서 각각 시행하였다. 하중 300mg, acting period 10초로 압흔을 주고 400 배율로 크기를 측정하여 Vicker Hardness Number(VHN)를 구하였다. 시편의 상면과 하면에서 무작위로 각각 2곳에서 측정하였다.

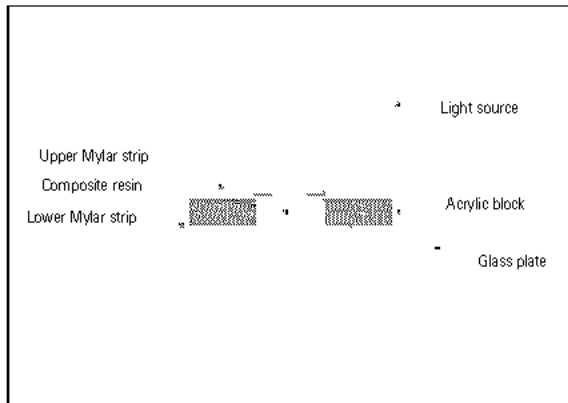


Fig. 1. Diagram of acrylic plastic mold showing light tip in position over resin sample.

Table 1. Light curing mode

| Light curing unit | Intensity(mW/cm ²) | Duration |
|-------------------|--------------------------------|----------|
| Flipo | 585±24.15 | 3s |
| | 1425±42.49 | 2s |
| Credi II | 1515±33.75 | 5s |
| XL 3000 | 880±25.82 | 20s |
| Optilux 500 | 695±28.38 | 20s |

Table 2. The ratings of the dye penetration

- 0 – no leakage
- 1 – dye penetration up to one-half the distance to axial wall
- 2 – dye penetration beyond one-half the distance to axial wall but short of the axial wall
- 3 – dye penetration? to the distance to axial wall

2) 미세누출(Microleakage) 측정을 위한 실험방법

20개의 발거된 대구치의 건전한 협면과 설면에 상아법랑 경계를 중심으로 3×2×2의 5급 와동을 형성하고 무작위로 4군으로 분류하여 각 군당 10개의 와동이 포함되도록 하였다. 상아질 접착제로 Scotchbond Multi Purpose Plus (3M Dental Product, St. Paul, MN, U.S.A)를 사용하였다. 협, 설면 와동에 35% 인산을 15초간 도포하여 산부식 처리하고 압축된 air water spray를 이용하여 15초간 세척 후 2초간 과량의 수분을 제거하였다. Primer를 1회 도포하고 5초간 서서히 건조한 후 adhesive를 균일한 층으로 10초간 도포하고 광중합하였다. 각 군을 각각 Flipo로 3초, Credi II로 3초, XL 3000으로 10초, Optilux 500으로 10초간 광조사를 시행하였다. 혼성 복합레진인 Z 250(3M Dental Product, St. Paul, MN, U.S.A)으로 충전하고, 각 군을 각각 Flipo로 5초, Credi II로 5초, XL 3000으로 20초, Optilux 500으로 20초간 광조사를 시행하였다. 실온에서 24시간 생리식염수에 보관 후 모든 충전물을 resin composite finishing kit(Shofu Inc, Kyoto, Japan)과 Sof Lex disc(3M Dental Product, St. Paul, MN, U.S.A)로 연마하였다. 모든 실험 치아를 4±1℃와 55±1℃의 수조에서 각각 30초씩 50회의 thermocycling을 시행하고 근점을 교정용 자가중합레진(Orthodontic Direct Bonding Paste, Bisco Inc, U.S.A)으로 봉쇄한 후 수복물

과 주변 1 mm를 제외한 나머지 표면에 nail varnish를 2회 도포하였다. 0.5 % basic fuchsin 색소 용액에 6시간 동안 치아를 담궈 두었다가 꺼내어 흐르는 물로 깨끗이 세척하였다. Diamond disc를 이용하여 치아 장축에 평행하게 수복물의 중앙을 지나도록 치아를 협설로 절단하였다. 표 2에 기술한 기준에 따라 범랑질 변연과 상아질 변연에서 입체 현미경(OLYMPUS SZ60, Tokyo, Japan)을 이용하여 ×20배율로 색소 침투 정도를 평가하였다.

3. 평가 및 통계분석

1) 미세경도

레진시편의 상, 하면 각각에서 플라즈마광 조사기 간의 미세경도 비교(Flipo vs Credi II), 할로젠광 조사기 간의 미세경도 비교(XL 3000 vs Optilux 500)를 위해 T test를 시행하였다. 각 광조사기의 상면간의 미세경도, 하면간의 미세경도를 비교하기 위해 ANOVA를 이용하였으며, 사후 검증은 Tukey test를 시행하였다.

2) 미세누출도

각 광조사기에 의해 중합된 레진 수복물의 색소 침투 정도에 대한 상호간의 유의성 검증은 ANOVA를 이용하였으며, 사후 검증은 Tukey test를 시행하였다.

Ⅲ. 결 과

1. 미세경도

상면과 하면의 미세경도를 비교하면 광조사기에 관계없이 상면보다 하면에서의 미세경도치가 유의하게 낮았다(Table 3).

플라즈마광간의 비교시 시편의 상면, 하면 모두에서 Credi II에 의해 중합된 복합레진 시편의 미세경도가 Flipo보다 유의하게 높은 수치를 보였으나, 할로젠광인 Optilux 500과 XL 3000의 미세경도 사이에는 유의한 차이가 없었다(Table 4).

미세경도 측정 결과 시편의 상면에서는 Optilux 500 (85.140±2.2944), Credi II (84.805±3.0077), XL

3000(84.140±2.7392) 그리고 Flipo(83.180±2.8655)였다. Optilux 500, Credi II, XL 3000의 상면의 미세경도 간에는 유의한 차이를 나타내지 않았다. Flipo는 Optilux 500, Credi II보다 유의하게 낮은 미세경도수치를 나타내었으나, XL 3000과는 유의한 차이가 없었다. 하면은 XL 3000(81.050±2.5931), Optilux 500(81.035±4.3230), Credi II (79.635±4.9468), Flipo(74.135±2.7551)였다. 하면의 미세경도는 Credi II, XL 3000, Optilux 500간에는 통계적으로 유의한 차이가 없었으나, Flipo는 다른 광조사기에 비해 유의하게 낮은 수치를 보였다(Table 5).

2. 미세누출도

법랑질 변연과 상아질 변연간의 비교시, 미세누출의 측정 결과 광조사기의 종류에 관계없이 법랑질에서의 변연 미세누출은 없었다. 상아질에서의 미세누출량은 Credi II (1.7±1.4944), Flipo(1.5±1.4337), XL 3000(1.2±1.3984), Optilux 500(0.8±1.2293)의 순으로 적게 나타났으나, 통계적으로 유의한 차이는 없었다(Table 6).

Table 3. Microhardness of upper and lower surface

| Surface | N | Mean±Std.Dev | T-Value | P-Value |
|---------|----|---------------|---------|----------|
| Upper | 40 | 84.310±2.3547 | -11.09 | <.0001 * |
| Lower | 40 | 78.964±3.8321 | | |

Table 4. Microhardness of upper and lower surface cured by each light curing unit

| | | | N | Mean±Std.Dev | T-Value | P-Value |
|-------|---------|------------|----|---------------|---------|----------|
| Upper | Plasma | Credi II | 10 | 84.805±3.0077 | 2.56 | 0.014 * |
| | | Flipo | 10 | 83.180±2.8655 | | |
| | Halogen | Optilux500 | 10 | 85.140±2.2944 | 1.83 | 0.0754 |
| | | XL 3000 | 10 | 84.140±2.7392 | | |
| Lower | Plasma | Credi II | 10 | 79.635±4.9468 | 6.34 | <.0001 * |
| | | Flipo | 10 | 74.135±2.7551 | | |
| | Halogen | Optilux500 | 10 | 81.035±4.3230 | -0.02 | 0.9846 |
| | | XL 3000 | 10 | 81.050±2.5931 | | |

Table 5. Statistical difference of upper and lower surface

| | Light curing unit | N | Mean | S.D | Tukey grouping * | |
|-------|-------------------|----|--------|--------|------------------|---|
| Upper | Optilux 500 | 10 | 85.140 | 2.2944 | A | |
| | Credi II | 10 | 84.805 | 3.0077 | A | |
| | XL 3000 | 10 | 84.140 | 2.7392 | A | B |
| | Flipo | 10 | 83.180 | 2.8655 | | B |
| Lower | Optilux 500 | 10 | 81.050 | 2.5931 | A | |
| | Credi II | 10 | 81.035 | 4.323 | A | |
| | XL 3000 | 10 | 79.635 | 4.9468 | A | |
| | Flipo | 10 | 74.135 | 2.7551 | | B |

* Different Tukey letters denote statistically different groups

Table 6. The ratings of the dye penetration at enamel and dentin margin

| | Light curing unit | N | Mean | S.D | Tukey grouping * |
|--------|-------------------|----|------|--------|------------------|
| Enamel | Flipo | 10 | 0.1 | 0.3162 | A |
| | Credi I | 10 | 0.0 | 0.0000 | A |
| | Optilux 500 | 10 | 0.0 | 0.0000 | A |
| | XL 3000 | 10 | 0.0 | 0.0000 | A |
| Dentin | Credi I | 10 | 1.7 | 1.4944 | A |
| | Flipo | 10 | 1.5 | 1.4337 | A |
| | XL 3000 | 10 | 1.2 | 1.3984 | A |
| | Optilux 500 | 10 | 0.8 | 1.2293 | A |

* Same Tukey letters denote statistically same groups

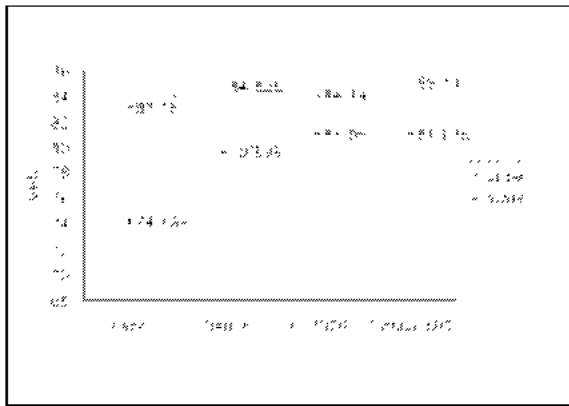


Fig. 2. Microhardness of upper and lower surface

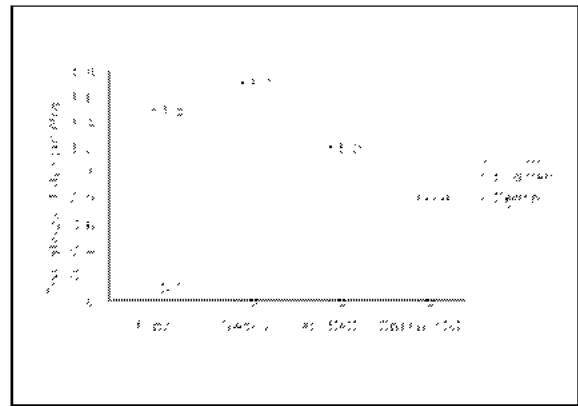


Fig. 3. The ratings of the dye penetration at enamel and dentin margin

IV. 총괄 및 고찰

최근에 소개된 플라즈마광은 전통적인 할로젠광에 비해 훨씬 높은 광도를 가지며 이로 인한 조사시간의 감소로 관심이 집중되고 있다. 플라즈마광에 의해 중합된 복합레진의 물성이 전통적인 할로젠광에 의해 중합된 것과 비교시 차이가 있는지는 많은 사람들이 궁금해하는 점이다.

본 실험에서 광이 직접 조사되는 상면에 비해 하면에서의 미세경도치가 유의하게 낮게 나타났다. 하면에서의 미세경도는 XL 3000, Optilux 500, Credi II, Flipo의 순서로 낮게 나타났으며, 이는 XL 3000($8.80 \text{ W/cm}^2 \times 20\text{s} = 176 \text{ J/cm}^2$), Optilux 500($6.95 \text{ W/cm}^2 \times 20\text{s} = 139 \text{ J/cm}^2$), Credi II ($15.15 \text{ W/cm}^2 \times 5\text{s} = 75.75 \text{ J/cm}^2$), Flipo($5.8 \text{ W/cm}^2 \times 3\text{s} + 14.25 \text{ W/cm}^2 \times 2\text{s} = 46.05 \text{ J/cm}^2$)의 energy density의 크기 순서와 일치한다. 이는 복합레진의 하면에서의 미세경도가 상면보다 더 energy density와 밀접한

관계가 있다고 보고한 최근의 연구결과와 일치한다^{20,21}. 두께가 증가할수록 빛의 투과정도가 떨어져 하면에서 현저하게 낮은 미세경도치를 보였다²⁰. Price 등²³은 연구에서 2 mm 깊이의 레진에서 상하면 미세경도는 통계적으로 유의한 차이가 없었으며, 3 mm에서는 할로젠광에 비해 플라즈마광에서 현저하게 하면의 미세경도가 저하되었으며, 4, 5 mm에서는 할로젠광과 플라즈마광 모두 하면에서 유의하게 낮은 미세경도치를 보임을 보고했다. 광중합 복합레진은 가시광선이 조사되면 camphoroquinone 같은 광개시제가 광을 흡수하여 활성화되어 자유기(free radical)를 발생시킨다. 이 자유기에 의해 단량체가 중합되면서 복합레진의 경화반응이 진행된다. 상대적으로 짧은 중합시간은 camphoroquinone 분자가 더 깊은 부분으로 확산해 나가는데 불충분할 수 있다²⁰. 플라즈마광이 매우 높은 광도를 가진다 할 지라도 1 3초의 짧은 조사시간으로는 레진 중합을 위한 충분한 에너지를 얻지 못한다. Park 등²⁵은 연구에서 플라

즈마광으로 중합시킨 2 mm 시편(Z 100) 상면과 하면의 미세경도 사이에는 유의한 차이가 있다고 보고했다. 중합시간을 증가 시킬수록 하면의 미세경도는 증가하였다. 중합깊이는 광도보다는 조사시간과 밀접한 관계가 있는데, Gagliani 등²⁶⁾은 적절한 경도를 얻기 위해서는 1000 mW/cm²의 강도에서 30초 정도의 조사시간이 요구된다고 보고하였다. Sharkey 등²⁷⁾은 플라즈마광과 할로젠광에 의해 중합된 복합레진의 표면경도에 관한 연구에서 플라즈마광에 의해 중합된 복합레진이 유의하게 낮은 표면경도치를 보였다고 했다. Gagliani 등²⁸⁾은 연구에서 광도가 증가하여도 조사시간을 감소시키면 복합레진의 표면에서만 효과적인 중합이 일어나고 중합의 깊이가 감소됨을 보여주었다. 이는 높은 광도가 짧은 조사시간을 보상하지 못함을 나타낸다.

실험에서 쓰인 2 종류의 할로젠광 조사기에 의해 중합된 복합레진의 미세경도간에는 유의한 차이를 보이지 않았으나, 플라즈마광 조사기에 의해 중합된 복합레진의 미세경도 사이에는 유의한 차이가 있었다. 이는 광조사기의 light output과 light transmission에 영향을 주는 여러가지 요소 즉 전기, 필터, light guide의 노후와 light guide outlet의 오염 같은 광중합기 자체의 문제^{29, 33)}와 레진의 종류³⁰⁾, 색조³¹⁾, 투명도, 레진 적층의 두께³⁵⁾, light tip의 크기³⁶⁾ 등과 관련이 있다고 생각된다. 광조사기의 세심한 관리가 최적의 light output을 얻기 위해 필수적이며, 앞에서 언급한 요소들로 인한 빛 투과도의 감소를 극복할 수 있는 유일한 방법은 조사시간의 증가와 더 얇은 레진층의 적용이다^{29, 34, 38)}.

또한 제조회사에서 플라즈마광을 이용한 13초의 중합으로도 기존의 할로젠광과 유사한 중합수축 정도를 얻을 수 있다는 주장은 불충분한 중합(낮은 전환율) 때문이라 여겨진다. 복합레진에서 단량체의 전환율은 기본적으로 광원의 강도와 조사시간과 관련이 있으며, 전환율이 높을수록 중합수축이 커지는 경향이 있다³⁹⁾. 여러 연구에서 중합속도가 수복물과 외동벽의 변연간극의 형성에 영향을 주며, 빠른 중합속도가 wall to wall contraction의 증가를 초래한다고 밝혀졌다⁴⁰⁾. 복합레진 수복물에서 수축은 스트레스를 가져오고 이것은 변연누출을 초래한다. 플라즈마광에 의한 중합은 매우 급속하게 일어나고 그에 따른 높은 중합수축이 발생할 수 있으나⁴¹⁾, 불충분한 energy density로 인해 단량체 전환율 감소를 초래하여 전체적인 중합수축이 할로젠광과 유사하게 나왔다고 생각할 수 있다⁴²⁾. Peutzfeld 등⁴³⁾은 전통적인 할로젠광에 비해 더 높은 광도를 가지는 플라즈마광은 중합수축력의 더 빠른 발생을 야기하지만, 플라즈마광과 할로젠광 간에 변연간극에 차이는 없었다고 했다. 이는 플라즈마광의 상대적으로 낮은 전환율(degree of conversion) 때문에 빠른 중합에 의한 변연간극 발생을 보상하기 때문이라고 했다. 낮은 출력으로 중합된 복합레진 수복물이

더 나은 변연적합도를 보이지만, 이것은 재료의 물성을 떨어뜨리는 결과를 초래할 수 있다⁴⁴⁾. 그러나, 이런 낮은 energy density에 의한 부적절한 중합은 중합수축과 중합수축력을 감소시킨다 할지라도 복합레진의 물리적 성질을 저하시키므로 임상적 적용에 주의가 필요하다. 이상적인 중합도와 최소의 중합수축량을 함께 얻는다는 것은 전환율이 커질수록 수축량이 커진다는 사실과는 대치되지만, 이상적인 수복재로서는 꼭 충족되어야 할 사항이다.

모든 군의 상아질 변연에서 범랑질 변연 보다 높은 색소침투도를 나타내었다. 이는 중합수축력에 의해 결합강도가 낮은 상아질 변연에서 간극이 더 많이 발생하여 초래된 결과로 생각할 수 있다. 범랑질 변연에서는 거의 색소침투가 관찰되지 않았다. 상아질 변연에서의 색소침투는 통계적으로 유의한 차이는 없었으나, 광도가 높은 플라즈마광을 사용시 증가하는 경향을 보였다. 광도가 높은 광원을 사용하면 많은 photon들이 광개시제 분자에 도달하여 보다 많은 광개시제 분자들이 활성화될 수 있다. 활성화된 광개시제는 아민과 반응하여 자유라디칼을 형성하여 단량체의 탄소 이중결합을 파괴하여 중합이 시작되게 한다. 자유라디칼이 많이 형성될수록 중합반응은 더 빨리 일어난다. 따라서, 광조사기의 광도는 중합반응의 속도에 영향을 주게 되는 것이다⁴⁵⁾. 빠른 중합속도가 중합수축을 증가시키는 경향이 있는데, 이는 재료의 흐름성이 제한되고 재료의 경직이 빨리 발생하기 때문이다^{41, 46)}.

플라즈마광이 할로젠광에 비해 더 높은 광도를 가지므로, 빠른 중합속도로 인해 중합수축이 증가할 수 있다⁴¹⁾. 복합레진 수복물에서 수축은 스트레스를 가져오고 이것은 변연누출을 초래한다. 그러나, 플라즈마광의 높은 광도가 항상 복합레진을 빠른 속도로 중합시키는 것은 아니다²⁹⁾. 복합레진의 initiator system에 따라 차이가 있으며, 할로젠광이라도 상대적으로 높은 출력을 가진 경우 상승효과로 더 빠른 중합이 나타날 수 있다. Hofmann 등⁴⁶⁾은 플라즈마광의 효율성은 사용하는 광중합복합레진에 함유된 광개시제의 종류에 달려있다고 했다. 광개시제로 camphoroquinone 만을 포함하는 레진을 1320 mW/cm²의 광원을 가진 플라즈마광으로 중합할 때, 250 550 mW/cm²의 광원을 가지는 할로젠광으로 40초간 중합할 때와 비교하여 물리적 성질이 유의하게 낮게 나타나지는 않았다. Camphoroquinone 외에 더 낮은 파장대의 개시체를 포함하는 경우는 할로젠광에 비해 현저히 낮은 물리적 성질(파절강도, modulus, 경도)을 보였다.

중합된 광중합형 복합레진의 경도가 시간이 지남에 따라 증가하는 것은 post irradiation polymerization에 기인한 것이라고 알려져 있다^{48, 49)}. Davidson⁴⁷⁾ 등의 연구에서 대부분의 경도증가가 24시간 이내에 이루어지는 것을 보고했다. 이에 본 연구는 광조사 24시간 후에 미세경도를 측정하

였다.

플라즈마광은 전통적인 할로젠광에 비해 더 짧은 조사시간으로 레진 중합이 가능하다. 조사시간의 감소는 임상에서 시술시간을 절약할 수 있는 큰 장점이 되며, 특히 깊은 와동에서는 짧은 중합시간으로 복합레진을 더 얇게, 더 많은 층으로 적용 가능하여 중합수축을 감소시킬 수 있다. 본 연구에서 플라즈마광에 의해 중합된 복합레진은 기존의 할로젠광과 비교시 허용할 만한 미세경도와 변연누출 정도를 보였다. 그러나, 적절한 중합정도를 얻으려면 주기적인 광조사기의 점검과 제조회사에서 주장하는 것 보다는 더 긴 조사시간이 필요할 것으로 생각된다. 또한, 깊은 층으로의 효과적인 광원의 투과가 가능한 복합레진의 개발도 필요하겠다.

V. 결 론

본 연구는 기존의 할로젠광과 비교하여 플라즈마광의 효율성을 평가할 목적으로 2종류의 할로젠광 조사기와 2종류의 플라즈마광 조사기로 중합된 복합레진의 표층과 내층의 미세경도와 5급 복합레진수복물의 색소침투 실험을 통한 미세누출을 측정하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

미세경도

1. 각 광조사기에 따른 상면에서의 미세경도는 Flipo를 제외하고는 Optilux 500, Credi II, XL 3000간에 유의한 차이를 보이지 않았다. Flipo의 미세경도는 XL 3000과 비교시 유의한 차이를 보이지 않았다.
2. 각 광조사기에 따른 하면의 미세경도는 Flipo를 제외하고는 XL 3000, Optilux 500, Credi II간에 유의한 차이를 보이지 않았다.

미세누출도

1. 상아질변연이 법랑질변연에 비해 유의하게 높은 변연누출도를 보였다($p < 0.05$).
2. 각 광조사기의 법랑질변연간의 미세누출도는 통계적으로 유의한 차이가 없었다.
3. 각 광조사기의 상아질변연간의 미세누출도는 통계적으로 유의한 차이가 없었으나, Credi II (1.7 ± 1.4944), Flipo (1.5 ± 1.4337), XL 3000 (1.2 ± 1.3984), Optilux 500 (0.8 ± 1.2293)의 순으로 플라즈마광에서 다소 높게 나타났다.

참고 문헌

1. Sakaguchi RL, Peters MC, Nelson SR, Douglas WH, Poort HW. Effects of polymerization contraction in composite restorations. *J Dent* 20:178 182, 1992.
2. Gerzina TM, Hume WR. Effect of hydrostatic pressure

- on the diffusion of monomers through dentin in vitro. *J Dent Res* 74:369 373, 1995.
3. Geurtsen W. Substances released from dental resin composites and glass ionomer cements. *Eur J Oral Sci* 106(2 Pt 2):687 695, 1998. Review.
4. Hamid A, Okamoto A, Iwaku M, Hume WR. Component release from light activated glass ionomer and compomer cements. *J Oral Rehabil* 25:94 98, 1998.
5. Vargas MA, Cobb DS, Schmit JL. Polymerization of composite resins: argon laser vs conventional light. *Oper Dent* 23:87 93, 1998.
6. Venhoven BA, de Gee AJ, Davidson CL. Polymerization contraction and conversion of light curing bis GMA based methacrylate resins. *Biomaterials* 14:871 875, 1993.
7. Davidson CL, de Gee AJ. Relaxation of polymerization contraction stresses by flow in dental composites. *J Dent Res* 63:146 148, 1984.
8. Tarle Z, Meniga A, Ristic M, Sutalo J, Pichler G, Davidson CL. The effect of the photopolymerization method on the quality of composite resin samples. *J Oral Rehabil* 25:436 442, 1998.
9. 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, 1999.
10. Uno S, Asmussen A. Marginal adaptation of a restorative resin polymerized at reduced rate. *Scand J Dent Res* 99:440 444, 1991.
11. Tirtha R, Fan PL, Dennison JB, Powers JM. In vitro depth of cure of photo activated composite. *J Dent Res* 61:1184 1187, 1982.
12. Sturdevant CM. The art and science of operative dentistry. 3rd ed. St Louis, Mosby, 260, 1995.
13. 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.
14. Curtis JW, Rueggeberg FA, Lee AJ. Curing efficiency of the turbo tip. *Gen Dent* 43:428 433, 1995.
15. RW Loney, RBT Price. Temperature transmission of high output light curing units through dentin. *Oper Dent* 26:516 520, 2001.
16. Bouschlicher MR, Heiner AD. Polymerization shrinkage force with xenon short arc or QTH photoillumination. *J Dent Res* 80(Special Issue):Abstract #1737 p253, 2001.
17. Haitz RH, Craford MG, Wiessman RH. Handbook of optics. vol 2. New York, McGraw Hill, 12.1 12.9, 1995.
18. Nakamura S, Mukai T, Senoh M. Candela class high brightness InGaN/AlGaIn double heterostructure blue light emitting diodes. *Appl Phys Lett* 64:1687 1689, 1994.
19. Rueggeberg FA, Craig RG. Correlation of parameters used to estimate monomer conversion in a light cured composite. *J Dent Res* 67:932 937, 1988.
20. Rueggeberg FA, Caughman WF, Curtis JW Jr. Factors affecting cure at depths within light activated resin composite. *Am J Dent* 6:91 95, 1993.
21. Yearn JA. Factors affecting cure of visible light activated composites. *Int Dent J* 35:218 225, 1985.
22. McCabe JF, Carrick TE. Output from visible light activation units and depth of cure of light activated composite. *J Dent Res* 68:1534 1539, 1989.

23. Price RB, Derand T, Robert W, Loney, Pantelis Andrew. Effect of light source and specimen thickness on the surface hardness of resin composite. *Am J Dent* 15:47-53, 2002.
24. Cook WD. Spectral distribution of dental photopolymerizing sources. *J Dent Res* 61:1436-1438, 1982.
25. Park SH, Krejci I, Lutz F. Microhardness of resin composites polymerized by plasma arc or conventional visible light curing. *Oper Dent* 27:30-37, 2002.
26. Gagliani M, Fadini L, Ritzmann JM. Depth of cure efficacy of high power curing devices vs traditional halogen lamps. *J Adhes Dent* 4:41-47, 2002.
27. Sharkey S, Roy N, Burke F, Ziada H, Hannigun A. Surface hardness of light activated resin composites cured by two different visible light sources: An invitro study. *Dent Mater* 32:401-405, 2002.
28. Johnston W, Leung R, Fan P. Amathematical model for post irradiation hardening of photoactivated composite resins. *Dent Mater* 1:191-194, 1985.
29. Martin FE. A survey of the efficiency of visible light curing units. *J Dent* 23:239-243, 1998.
30. Mitton BA, Wilson NHF. The use and maintenance of visible light activating units in general practice. *Br Dent J* 191:81-86, 2001.
31. Sakaguchi RL, Douglas WH, Peters MC. Curing light performance and polymerization of composite restorative materials. *J Dent* 20:183-188, 1992.
32. Solomon CS, Osman YI. Evaluating the efficacy of curing lights. *South Afr Dent J* 54:357-362, 1999.
33. Miyazaki M, Hattori T, Ichiishi Y, Kondo M, Onose H, Moore B. Evaluation of curing units used in dental office. *Oper Dent* 23:50-54, 1998.
34. Leonard DL, Charlton DG, Roberts HR, Hilton TJ, Zionie A. Determination of the minimum irradiance required for adequate polymerization of a hybrid and a microfill composite. *Oper Dent* 26:176-180, 2001.
35. Prati C, Chersoni S, Montebugnoli L, Montanari G. Effect of air, dentin and resin based composite thickness on light intensity reduction. *Am J Dent* 12:231-234, 1999.
36. Leonard DL, Charlton DG, Hilton TJ. Effect of curing tip diameter on the accuracy of dental radiometers. *Oper Dent* 24:31-37, 1999.
37. Rueggeberg FA, Jordan DM. Effect of light tip distance on polymerization of resin composite. *Int J Prosth* 6:364-370, 1993.
38. Rueggeberg FA, Caughman WF, Curtis JW Jr, Davis HC. Factors affecting cure at depths within light activated resin composites. *Am J Dent* 6:91-95, 1993.
39. Venhoven BAM, De Gee AJ, Davidson CL. Polymerization contraction and conversion of light curing Bis GMA based methacrylate Resins. *Biomaterials* 14:871-875, 1993.
40. Brackett W.W, Haisch LDA, Covey DA. Effect of plasma arc curing on the microleakage of Class V resin based composite restorations. *Am J Dent* 13:121-123, 2000.
41. Feilzer AJ, Dooren LH, de Gee AJ, Davidson CL. Influence of light intensity on polymerization shrinkage and integrity of restoration cavity interface. *Eur J Oral Sci* 103:322-326, 1995.
42. Sakaguchi RL, Peters MC, Nelson SR, Douglas WH and Poort HW. Effects of polymerization contraction in composite restorations. *J Dent* 20:178-182, 1992.
43. Peutzfeldt A, Sahafi A, Asmussen E. Characterization of resin composites polymerized with plasma arc curing units. *Dent Mater* 16:3320-3326, 2000.
44. Uno S, Asmussen E. Marginal adaptation of a restorative resin polymerized at reduced rate. *Scand J Dent Res* 99:440-444, 1991.
45. Rueggeberg FA. Contemporary issues in photocuring. *Compend contin Educ Dent* 20:S4-15, 1999.
46. Hofmann N, Hugo B, Schubert K, Klaiber B. Comparison between a plasma arc light source and conventional halogen curing units regarding flexural strength, modulus and hardness of photoactivated resin composites. *Clin Oral Invest* 4:140-147, 2000.
47. Davidson Kaban SS, Davidson CL, Feilzer AJ. The effect of curing light variations on bulk curing and wall to wall quality of two types and various shades of resin composite. *Dent Mater* 13:344-352, 1997.
48. Ferracane JL. Correlation between hardness and degree of conversion during the setting reaction of unfilled dental restorative resins. *Dent Mater* 1:11-14, 1985.
49. Leonard DL, Charlton DG, Hilton TJ. Effect of curing tip diameter on the accuracy of dental radiometers. *Oper Dent* 24:31-37, 1999.