

광원의 유형에 따른 광중합 수복재의 중합양상

권민석 · 정태성 · 김 신

부산대학교 치과대학 소아치과학교실

국문초록

본 연구는 기존의 할로겐광(XL 3000, 3M, U.S.A.)과 비교하여, 새로운 중합광원인 플라즈마광(Flipo, LOKKI, France)과 Light Emitting Diode(이하 LED, Elipar Free light, 3M, U.S.A.)광의 효율성을 평가할 목적으로 시도되었다. 이에 본 연구에서는 첫째, 일정 광도 하에서 플라즈마광과 LED광의 중합시간에 따른 중합도의 변화를 검토하여 할로겐광의 미세경도와 유사한 광조사 시간을 알아보고, 둘째, 중합반경에 따라 균일한 중합이 이루어지는지를 보기 위해 광조사 부위의 중심부와 외측 변연부에서의 중합도의 차이를 비교하였다. 2mm 두께의 복합레진 시편의 상면과 하면의 미세경도의 측정을 통해 중합도를 평가, 비교해 본 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. Z-100의 미세경도 측정치 비교에서, 대조군인 할로겐광을 40초 적용한 경우는, 플라즈마광 6-9초, LED광 40-60초를 적용한 경우와 유사하였다(P>0.05).
2. Tetric Flow의 미세경도에서는 대조군인 할로겐광을 40초 적용한 경우, 플라즈마광 9초, LED광 40-60초를 적용한 경우와 유사하였다(P>0.05).
3. Dyract AP의 경우, 할로겐광 40초를 조사한 것은, 플라즈마광 6-9초, LED광 20-40초를 적용한 경우와 유사하게 나타났다(P>0.05).
4. Fuji II LC에서는 할로겐광을 40초 적용한 경우가, 플라즈마광 9초, LED광 20-60초를 적용한 경우와 유사하게 나타났다(P>0.05).
5. Fuji II LC를 제외한 모든 시료에서 할로겐, 플라즈마, LED광 모두 시편의 중앙에서 외측으로 갈수록 미세경도는 유의하게 감소되었다(p<0.05).

주요어 : 할로겐, 플라즈마, light emitting diode, 중합시간, 중합반경

I. 서 론

지금까지 소개된 광중합 수복재의 장기간에 걸친 성패는 적절한 재료와 적합한 상아질 접착시스템의 선택은 물론 완벽하고 적절한 광중합에 크게 의존한다. 치과 임상에서는 보다 믿을 만하고 편리한 광중합의 필요성 때문에 오랫동안 새로운 광원에 대해 관심이 모아져 왔다. 이러한 바탕에서 레이저나 플라즈마광을 이용한 광중합기가 개발되었고, 최근에는 Light Emitting Diode(이하 LED)를 사용한 신개념의 광중합 방법이 소개되었다¹⁾.

광중합형 수복재를 위한 광원으로 현재 가장 많이 사용되고 있는 것은 할로겐광이다. 극도로 얇은 텅스텐 필라멘트에 전류를 통과시켜 온도가 수 천도로 증가하였을 때 가시광선 스펙트

럼에서 상당량의 radiation이 발생된다²⁾. 할로겐광의 스펙트럼은 넓은 파장범위의 radiation을 방출하고, 청색광을 제공하기 위해서 원하지 않는 부위의 스펙트럼은 여과되어야 한다. 그래서, 에너지의 대부분은 사용되지 못하게 되고, 따라서 에너지 효율은 떨어지게 된다³⁾.

플라즈마광은 매우 고가로서, 중합시간을 상당히 감소시켜 줌에도 불구하고 중합된 재료의 물성은 전통적인 방법에 의한 것과 비교할 만하다⁴⁾. 플라즈마광은 xenon이 들어있는 구 내부에 두 전극이 매우 가깝게 위치되어 있어, 높은 전압이 적용될 때 light arc가 양 전극사이에서 발생하게 된다. 이 빛은 이온화된 분자와 기체상태 화합물로 구성된 glowing plasma로 방출되고, 할로겐광과 비슷한 스펙트럼을 발산함으로써, 할로겐광에 비해 4배 이상의 강도에 도달할 수 있다⁵⁻⁷⁾.

치과에서 LED의 사용은 blue diode가 개발된 1990년대부터 논의되어 왔고, 최근 이를 이용한 광중합기가 소개되었다. LED는 할로겐광과는 달리 metal filament를 가열함으로써 가시광선을 형성하지 않고, 전자의 이완에 의해 발생된다. 이 다이오드는 각각 'n-doped'와 'p-doped'로 불리는 두개의 반도체의 조합으로 구성된다. N-doped 반도체는 과도한 전자(electron)를 가지고 있고, p-doped 반도체는 전자가 부족하거나 hole을 가지고 있다. 이와 같은 두 형태의 반도체가 접합되고 전압이 가해졌을 때 n-doped의 전자가 p-doped의 hole로 이동된다. 이런 이동의 결과로 특이한 파장의 radiation이 방출되며⁸⁾, 이것은 전기를 빛의 형태로 전환시키는 매우 효과적인 방법이다. LED로부터 나오는 빛은 좁은 스펙트럼의 범위를 가지고, 방출되는 스펙트럼의 95%는 중합하기에 적절한 440nm에서 500nm사이에 위치한다. 따라서, LED는 이런 특정 파장 범위의 빛 발생으로 인해 높은 에너지 전환률을 가진다⁹⁾.

최근 새로 소개된 중합광원인 LED광과 플라즈마광에 관한 연구는 국내외적으로 아직까지 희소한 편이다. 또한, 광중합형 glass ionomer cement와 복합레진의 중합은 수복물에 대한 광선의 침투, 굴절, 분산양태에 따라 달라지며, Kelsey 등¹⁰⁾은 재료에 따라 노출시간과 적합한 광강도가 다르므로 완전한 중합을 위해 재료마다 기준치가 필요하다고 주장하였다. 이에 본 연구에서는, LED광과 플라즈마광을 기존의 할로겐광에 비교하여, 현재 유치 수복용으로 흔히 사용되는 복합레진, 콤포머, resin-modified glass ionomer cement에서의 효율성을 평가할 목적으로 시도되었다. 3종의 중합광원을 대상으로, 중합시간에 따른 중합도의 변화를 분석하여 각 재료의 적절한 중합에 필요한 조사시간을 평가하였고, 또한, 광조사 부위의 중심부와

변연부에서 균일한 중합이 이루어지는지를 평가하였다.

II. 연구재료 및 방법

1. 연구재료

광중합기로는 할로겐 램프를 사용하는 XL3000, 플라즈마 아크 램프를 사용하는 Flipo, 그리고 21개의 LED를 사용하는 Elipar Free light를 선택하였고(Table 1), 수복재료는 광중합형 복합레진인 Z-100과 Tetric flow, compomer인 Dyract AP, resin-modified glass ionomer cement인 Fuji II LC를 사용하였다(Table 2). 광강도는 Elipar TriLight에 내장된 광도 측정계(3M, U.S.A.)로, 미세경도는 MVK-H1(Akashi, Japan)으로 측정하였다.

2. 연구방법

실험 I. 중합시간에 따른 미세경도의 비교

1) 주형의 제작

수복재의 깊이를 부여하기 위해 2mm 두께의 가로 30mm, 세로 30mm의 불투명한 육면체의 아크릴 주형을 제작하고 중앙에 7mm 직경의 hole을 형성하여, 각 시간과 재료에 따라 5개씩 주형을 제작하였다.

2) 레진 시편의 제작

유리판 위에 놓인 주형안에 실험재료를 채워넣고 투명한

Table 1. Light curing units investigated.

curing unit	type	tip diameter	light intensity	manufacturer
XL3000	halogen	8 mm	520 mW/cm ²	3M, U.S.A.
Flipo	plasma arc	8	1,900	LOKKI, France
Elipar Free light	LED	8	320	3M, U.S.A.

Table 2. Light-activated materials used in this study.

material	composition	type	shade	manufacturer
Z-100	Bis GMA, TEGDMA, inorganic filler, photoinitiator	composite resin	A2	3M, U.S.A.
Tetric Flow	Bis GMA, urethane dimethacrylate, inorganic filler, photoinitiator	flowable resin	A2	Vivadent, Liechtenstein
Dyract AP	Polymerizable resins, TBC resin, strontium-fluoro-silicate glass, strontium fluoride, photoinitiator, stabilizers	compomer	A2	Dentsply, U.S.A.
Fuji II LC	Fluoroaluminum silicate, polyacrylic acid, HEMA	resin-modified glass ionomer cement	A2	GC, Japan

polyethylene strip으로 덮은 후 그 위에 다시 유리판을 위치시켜 편평한 면이 되도록 하였다.

조사단과의 거리가 0mm인 상태에서, 대조군으로는 할로겐광을 전통적 중합 시간인 40초간 광조사하였고, 실험군으로 플라즈마 아크광은 3, 6, 9초간, LED 광은 20, 40, 60초간 광조사를 시행하였다. 매 조사시마다 광도는 광도 측정계를 이용하여 할로겐 램프는 520mW/cm², 플라즈마 아크 램프는 1900mW/cm², LED 램프는 320mW/cm²로 광도를 유지하는지 확인하였다.

각 시편은 광조사후의 경화를 고려하여 광중합 후 24시간동안 실온의 압소에 보관하였다.

3) 표면 미세경도의 측정

미세경도 측정기를 사용하여 레진 시편의 상면과 하면의 경도를 측정하였다. 하중 300gm, acting period 10초로 압흔을 주고 40배율로 크기를 계측하여 Vickers Hardness Number (VHN)를 구하였다. 재료의 표층과 내층의 중합도의 차이를 알아보기 위해 시편의 상면과 하면의 중앙부위에서 2회 반복 측정하였다.

4) 통계분석

SPSS Statistical Package (version 10.0)을 사용하여 자료를 분석하였다. 대조군과의 유의성을 검정하기 위해 Mann-Whitney test를 적용하였으며, 유의수준은 0.05를 기준으로 하였다.

실험 II. 중합반경에 따른 미세경도의 비교

1) 주형 및 시편의 제작

실험 I 에서와 같이 광중합 수복재를 주형에 충전하고 파잉의 재료를 제거한 후, 최대한 근접하여 할로겐광으로는 40초간, 플라즈마광으로는 3초간, LED광으로 40초간 각각 중합 하고, 실온의 압소에 24시간동안 보관하였다.

2) 표면 미세경도의 측정

시편의 중앙부와 중앙에서 3.0mm 외측 경계에 근접한 부위에서 경도를 측정하였다.

3) 통계분석

중앙과 외측에서의 경도차를 비교하기 위해 Wilcoxon 부호 순위 검정을 시행하고 유의수준 0.05에서 유의성을 검정하였다.

III. 연구성적

실험 I. 중합시간에 따른 미세경도의 비교(Table 3, 4)

각 재료는 단량체 조성차이 및 성분에 따라 중합도가 달라질 수 있으므로 재료간에는 서로 비교하지 않았다. Z-100의 미세경도 측정치에서 대조군인 할로겐광을 40초 적용한 경우와 비

Table 3. Surface microhardness(Vickers hardness number) of materials cured with halogen, plasma arc or LED light.

light source	curing time (sec)	location	materials(n=5)			
			Z-100	Tetric Flow	Dyract AP	Fuji II LC
halogen light	40	top	117.29±1.50	42.65±1.55	56.88±2.48	51.10±2.18
		bottom	115.75±1.52	41.13±1.20	51.98±2.23	49.71±1.26
plasma arc light	3	top	113.06±2.10	37.70±1.82	49.49±2.25	43.59±2.01
		bottom	108.99±2.06	28.79±1.83	27.55±2.88	42.48±3.88
	6	top	116.08±2.07	41.05±1.38	54.96±2.50	45.69±2.29
		bottom	111.24±3.04	37.51±1.98	45.34±2.38	43.55±1.90
9	top	117.96±1.13	41.43±1.44	56.06±2.28	50.49±3.24	
	bottom	114.96±2.15	39.40±2.11	52.03±2.94	49.30±3.90	
LED light	20	top	114.10±1.94	41.49±1.98	53.96±2.58	46.65±3.17
		bottom	105.62±3.98	40.40±1.98	44.06±2.06	41.30±2.27
	40	top	119.86±2.86	42.99±2.55	57.88±2.49	48.39±2.95
		bottom	113.80±3.14	42.16±1.82	53.89±3.78	44.38±3.67
60	top	118.95±0.93	42.68±2.19	58.83±2.15	54.06±2.13	
	bottom	118.14±0.66	42.91±2.90	55.93±1.66	52.74±2.86	

VHN, Mean±SD

교하였을 때, 플라즈마광의 상면에서는 6-9초 적용한 경우와, 하면에서는 9초 적용한 경우가 유사하게 나타났고(P>0.05), LED광에서는 40-60초 적용한 상면과 하면에서 유의한 차이가 없었다(P>0.05).

Tetric Flow의 미세경도는 대조군인 할로젠광의 40초와 비교하였을 때, 플라즈마광을 9초 적용한 상면과 하면을 제외하고 미세경도가 낮게 나타났고(P<0.05), LED광에서는 40-60초 적용한 부위에서 유의한 차이가 없었다(P>0.05).

Dyract AP의 미세경도는 대조군인 할로젠광의 40초와 비교하였을 때, 플라즈마광을 상면에서는 6-9초에서, 하면에서는 9초에서 유사하게 나타났고(P>0.05), LED광에서는 상면에서 20-40초 적용한 경우와, 하면에서는 40초 적용한 경우 유사하게 나타났으며(P>0.05), 60초에서는 상면과 하면의 미세경도

차가 할로젠광을 40초 적용하였을 때보다 크게 나타났다(P<0.05).

Fuji II LC에서는 할로젠광을 40초 적용한 경우와 비교하였을 때, 플라즈마광을 9초 적용한 상면과 하면에서만 유사하였고(P>0.05), 나머지 군에서는 낮게 나타났다(P<0.05). LED광에서는 상면에서 20-60초 적용한 경우와, 하면에서는 40-60초 적용한 경우의 미세경도가 할로젠광을 40초 적용한 경우와 유사하게 나타났다(P>0.05).

실험 II. 종합반경에 따른 미세경도의 비교(Table 5)

Fuji II LC를 제외한 할로젠광, 플라즈마광, LED광 모두 시편의 중앙보다 외측에서 미세경도는 유의하게 감소되었으며

Table 4. Statistical analysis of microhardness compared to halogen light.

light source	curing time (sec)		materials(n=5)			
			Z-100	Tetric Flow	Dyract AP	Fuji II LC
plasma arc light	3	top	*	*	*	*
		bottom	*	*	*	*
	6	top	NS	*	NS	*
		bottom	*	*	*	*
	9	top	NS	NS	NS	NS
		bottom	NS	NS	NS	NS
LED light	20	top	*	*	NS	NS
		bottom	*	*	*	*
	40	top	NS	NS	NS	NS
		bottom	NS	NS	NS	NS
	60	top	NS	NS	#	NS
		bottom	NS	NS	#	NS

*: P<0.05(Microhardness of control group is higher than study group.),

#: P<0.05(Microhardness of study group is higher than control group.), NS: Not Significant

Table 5. Surface microhardness of materials cured with halogen, plasma arc and LED light according to distance from the center.

light source	curing time (sec)	check point	materials(n=5)				
			Z-100	Tetric Flow	Dyract AP	Fuji II LC	
halogen light	40	top	center	117.19±1.70	42.65±1.55	57.84±2.23	51.50±3.54
			periphery	114.50±2.18	41.86±2.04	56.04±1.92	50.34±3.06
		bottom	center	115.40±1.80	41.13±1.20	53.56±3.47	49.86±3.35
			periphery	111.81±1.82	38.29±2.07	48.49±3.41	48.16±2.70
plasma arc light	3	top	center	110.34±3.98	37.70±1.82	49.80±1.95	45.73±1.87
			periphery	102.61±3.04	31.39±2.39	42.45±2.07	44.67±2.00
		bottom	center	102.74±2.28	28.50±1.10	27.55±2.88	43.83±1.96
			periphery	93.71±1.49	15.10±2.77	17.29±2.78	42.48±1.93
LED light	40	top	center	122.20±2.36	42.99±2.55	58.36±1.05	46.59±1.42
			periphery	117.20±3.41	40.90±3.06	56.96±2.80	45.87±2.26
		bottom	center	113.53±2.18	42.79±1.98	53.89±3.78	41.30±2.67
			periphery	111.43±1.35	38.69±1.59	49.28±1.55	40.60±1.96

VHN, Mean±SD

($p < 0.05$), Z-100, Tetric flow와 Dyract AP에서는 플라즈마 광을 3초 적용한 하면에서 그 차이가 가장 현저하였다($p < 0.05$).

V. 총괄 및 고찰

광중합 수복재의 이상적인 중합은 적당한 물성과 함께 임상적 성공을 얻는데 결정적인 요소이다. 복합레진의 불완전한 중합은 치수에 잠정적 위험을 주는 미중합 단량체를 유출함으로써, 세포 및 조직에 생체적합성 측면에서의 위해 뿐 아니라, 마모저항성, 색조 변화 및 물성 등에 큰 영향을 미친다^{11,12}. 광중합 수복재의 중합은 레진 기질과 filler의 형태와 특성, 광조사 시간, 레진 기질에 포함된 광개시제의 형태, 농도 및 광개시제가 활성화되는 파장 범위에서의 광중합기의 출력과 에너지 분포에 크게 의존한다¹³. 특히, 광중합기에 관련된 중요한 요소로 광조사 동안 방출되는 적절한 파장의 광에너지가 중합성능에 영향을 미칠 수 있다⁵.

기존의 할로겐 램프는 수명이 약 100시간 정도로 제한적이다. 광중합기가 작동되는 동안 발생하는 과도한 열 때문에 전구, 반사경, 필터 등이 노화되고 이로 인해 광중합기의 중합효율이 시간이 흐를수록 감소된다. 그로 인하여, 수복재의 물성이 충분히 발휘되지 못하고, 조기실패의 위험이 증가한다¹⁴. 또한, 광개시제인 camphoroquinone이 450-490nm의 파장에서 빛을 흡수를 하기 때문에¹⁵, 이 영역의 파장을 가지는 청색광은 중요한 의미를 가지는데, 할로겐광의 스펙트럼은 넓은 파장범위의 광선을 방출하므로, 청색광을 제공하기 위해서는 원하지 않는 스펙트럼의 광선은 여과되어야 한다. 그래서, 방출한 에너지 대부분은 사용되지 못하고, 에너지 효율은 떨어지게 된다. 결과적으로 할로겐 램프에 주입되는 전체 에너지의 1% 만이 레진을 중합하는데 사용되는 셈이 된다⁹.

이와 같은 할로겐광 이외에 최근에는 플라즈마광과 LED광 등이 개발되었다. 그러나, 새로운 광원을 수용하기 위해서는 최소한 기존 광원의 임상적 성능과 필적할 수 있어야 할 것이다. 이 3종 광원의 중합성능에 관한, 문 등¹⁶의 복합레진을 이용한 연구에서 LED광은 기존의 할로겐광과 비슷한 중합 효율을 보여 할로겐광을 대체할 타당성이 충분하다. 플라즈마광은 최소한 10초 이상 조사되어야 할로겐 및 LED광과 유사한 중합성능을 보이는 것으로 보고된 바 있고, 윤 등¹⁷의 FTIR을 이용한 복합레진 중합률 측정실험에서는, 동일한 광에너지에서 LED광과 플라즈마광의 중합률은 할로겐광과 유의하였다고 보고되었다.

플라즈마광은 할로겐광보다 높은 광강도로 매우 짧은 시간에 광중합이 가능한데, 복합레진을 중합하면 먼저 광개시제가 영향을 받아, 할로겐광을 사용할 때보다 광개시제가 빠르게 라디칼을 형성하므로 중합속도가 빨라진다. 그러나 짧은 중합시간 때문에 복합레진의 용적 내부까지 광에너지의 전달이 불충분하여, 생성된 라디칼의 일부는 긴 사슬 중합체를 형성하기 어려우며, 라디칼 자체의 반응능력이 소실되어 레진 단량체와의 결합력이 떨어질 수 있다. 따라서 플라즈마광의 짧은 중합시간으로

인해 할로겐광을 사용할 경우보다 미반응 레진 단량체를 더 많이 남기게 된다¹⁶. 또한, 플라즈마광을 이용한 중합은 수복재를 급속히 경화시켜 재료의 흐름을 제한함으로써 상아질 변연부 미세누출의 위험을 증가시킨다¹⁸.

Roberts 등¹⁹은 플라즈마광으로 3초간 중합된 레진은 할로겐광으로 40초간 중합된 경우에 비해 시편의 상,하면 경도가 모두 낮았다고 하였고, Ergle과 Rueggeberg²⁰도 3초간 플라즈마광으로 중합한 경우 아르곤 레이저나 할로겐광으로 중합한 경우보다 레진의 경도가 유의하게 낮았다고 하였다. 그리고, Hofmann 등⁷은 플라즈마광으로 3초간 두 번 중합한 경우를 중에너지(550mW/cm²) 가시광선으로 중합한 경우와 비교해서 표면경도가 대등하였다고 하였다. 이처럼, 대부분의 연구에서는 플라즈마광으로 3초간 중합하는 것이 할로겐광으로 40초간 중합한 수준에 미치지 못하였다고 보고하고 있다. 본 실험에서는, 대조군인 플라즈마광을 조사한 경우의 미세경도를 할로겐광을 40초간 적용한 경우와 각각 비교하였을 때, Z-100과 Dyract AP에서는 6-9초, Tetric Flow와 Fuji II LC에서는 9초에서 유사하게 나타났다. 즉, 대부분의 재료에서 플라즈마광으로 6-9초 중합한 것이 할로겐광으로 40초간 중합한 것과 유사하게 나타나 선행들의 보고와 일치되는 결과를 보였다.

할로겐 광중합기의 중합과정 동안의 열 발생 및 사용시간의 증가에 따른 광출력 감소 등의 단점을 극복하기 위하여 Mills¹¹는 1995년 Light Emitting Diode(LED)를 치과 용도로 사용할 것을 제안하였다. LED는 광강도의 유의한 감소없이 수명이 10,000시간 이상 반영구적으로 지속되며 진동이나 충격에도 강하다²¹⁻²³. LED 반도체 기술은 그 내부구성이 단순하고 부피가 작으며, 전원을 무선화 할 수 있어 아주 매력적이고²⁴, 에너지 소비량 또한 적은 편이다⁹. 가장 중요한 것은 LED광의 스펙트럼은 대부분 치과 광개시제의 파장영역에 근접되어 있다는 점이다^{3,9,16,17,22,23}. 대부분의 광중합 수복재의 광개시제로 사용되는 camphoroquinone의 활성화 가능한 파장대는 450-490nm이며, 가장 효과적인 파장은 470nm이다. 그러나, 이 영역을 벗어났을 때는 파장 의존도가 강화되고 전환률이 급격히 떨어져 500nm이상 파장의 빛에서는 거의 반응을 하지 않고, 420nm 이하 파장에서는 반응속도가 줄어든다¹⁵. 치과에서 전통적으로 사용되고 있는 할로겐광은 일반적으로 300-800nm의 파장영역을 가지고 있어 할로겐 램프에서 방출되는 전체 광에너지의 극히 일부분만 중합에너지로 사용되는 반면, LED로부터 방출되는 에너지는 camphoroquinone의 최고흡수 파장영역인 450-470nm 사이에 분포하여 LED광의 100%가 레진을 중합하는데 사용될 수 있다^{3,9}.

LED광의 적절한 중합시간에 관해 Willam 등²⁴은 2mm 두께의 레진 시편을 40초간 광조사하였을 때 시편의 상하면의 미세경도가 LED광의 경우보다 높았다고 보고하였고, Kurachi 등⁹에 의하면 LED광은 모든 시편에서 할로겐광보다 더 긴 노출시간이 필요하였다고 보고한 바 있다. 그러나, 본 실험에서는, LED광을 조사한 경우의 미세경도를 대조군인 할로겐광을

40초 적용한 경우와 각각 비교하였을 때, Z-100과 Tetric Flow에서는 40-60초 적용한 경우와 유사하였고, Dyract AP의 미세경도는 20-40초, Fuji II LC에서는 20-60초 적용한 경우 유사하게 나타났다. 전체적으로 LED광은 기존 할로겐광과 유사한 중합효율을 보여주어 LED광의 대체 가능성을 충분히 입증하였다.

본 연구에 사용된 LED광의 광강도는 320mW/cm²이고, 할로겐광은 520mW/cm²로 LED광은 할로겐광에 비해 광강도가 낮게 나타남에도 불구하고, 미세경도 측정치는 거의 유사하게 나타났는데, Stahl 등²³⁾은 실험실에서 앞으로 어떤 부가적인 기계적 실험이 시행되더라도 LED광은 레진을 중합하는데 대체제로 충분할 것이라고 하였다. 그는 또한 광중합기의 중합성능을 측정하기 위해서는 조사되는 빛의 방출 스펙트럼과 광개시제인 camphoroquinone의 흡수 스펙트럼을 함께 고려해야 한다고 하였는데, 광중합기의 중합능력을 흡수되는 photon의 수라고 가정하고, 어떤 파장에서부터 나오는 photon의 수와 흡수될 확률을 고려하여 'Integrated relative curing potential'을 측정 한 결과, LED광은 할로겐광의 약 92%로 중합성능을 나타낸다고 하였다. 이는 광중합기의 성능을 단순히 조사강도를 비교하는 것보다는 유용할 것으로 생각되었다. 따라서, 두 광원의 강도에 큰 차이가 있음에도 불구하고, 조사된 레진의 물성에는 유의한 차이가 없었음을 설명할 수 있다.

Jennifer 등²⁵⁾은 빛의 집중력의 불균일성 즉, 중심부에서 광도가 크고, 외측으로 갈수록 광도가 저하되는 이러한 양상을 'conical pattern'이라고 하였는데, 이것은 특히 조사단의 직경보다 큰 수복물의 경우, 더욱 문제시 되며 균일하지 못한 중합으로 물성이 저하될 수 있음을 의미한다. 빛이 조사된 부위의 중앙과 외측에서 균일한 중합이 이루어지는지를 평가하기 위해 할로겐광 40초, 플라즈마광 3초, LED광 40초를 적용한 후 중앙과 외측에서의 경도차를 측정해 본 결과, 세 가지 시료 모두 중앙부에 비해 외측에서 미세경도가 낮게 나타났으며, 특히 Z-100, Tetric flow와 Dyract AP에서는 플라즈마광을 3초 적용한 하면에서 그 차이가 가장 현저하여(p<0.05), 우 등⁴⁾의 보고와 일치되는 소견을 보였다. 그러나, Fuji II LC에서는 미세경도의 유의한 차이가 나타나지 않았는데, 이는 resin-modified glass ionomer cement의 시간경과에 따른 산염기반응으로 경화가 진행되어 발생한 결과로 볼 수 있다^{26,27)}.

본 연구에서는 수복체의 중합도를 평가하기 위해 널리 사용되는 방법으로 미세경도 측정법을 이용하였는데, 이는 광원의 효율성을 평가함에 있어 간접적이기는 하지만 유용한 방법이다²⁸⁻³⁰⁾. 레진의 광중합 후 경과시간에 따른 중합효과를 미세경도 차로 비교한 실험에서 24시간까지는 지속적으로 중합되었으며 그 이후는 거의 차이가 없었다는 보고에 따라^{31,32)}, 본 실험에서도 시편제작 후 24시간 후에 미세경도를 측정하였다.

플라즈마광이 그 특성면에서 기존의 할로겐광에서 보였던 중합특성과 크게 차이가 나지 않았으나 동일한 중합도를 보이는데 소요되는 조사시간이 상당히 감소된다는 측면을 고려할 때,

임상적으로 매우 유용하다고 생각되었다. 그리고, LED광은 할로겐광에 비해 낮은 광강도를 보이지만 동일한 조사시간에서 할로겐광의 중합특성과 유사하였고, LED 고유의 우수한 물리적 특성과 임상적인 편의성 등을 감안한다면, 앞으로 할로겐광보다 더 큰 발전가능성을 가질 것으로 사료되었다. 보다 많은 표본을 대상으로 연구를 시행하지 못한 점을 보완해야 할 것이고, LED광에 관한 연구는 아직 미미한 실정이라서 향후 보다 다양한 광중합 수복재에서의 중합도 평가, 수복재-광원간의 거리에 따른 중합도 평가 등의 연구가 필요할 것으로 보인다.

V. 결 론

본 연구는 기존의 할로겐광과 비교하여, 새로운 중합 광원인 플라즈마광과 LED광의 효율성을 평가할 목적으로 시도되었다. 첫째, 일정 광도 하에서 플라즈마광과 LED광의 중합시간에 따른 중합도의 변화를 검토하여 할로겐광의 미세경도와 유사한 광조사 시간을 알아보고, 둘째, 중합반경에 따라 균일한 중합이 이루어지는지를 보기 위해 광조사 부위의 중심부와 외측 변연부에서의 중합도의 차이를 비교하였다.

1. Z-100의 미세경도 측정치 비교에서, 대조군인 할로겐광을 40초 적용한 경우는, 플라즈마광 6-9초, LED광 40-60초를 적용한 경우와 유사하였다(P>0.05).
2. Tetric Flow의 미세경도에서는 대조군인 할로겐광을 40초 적용한 경우, 플라즈마광 9초, LED광 40-60초를 적용한 경우와 유사하였다(P>0.05).
3. Dyract AP의 경우, 할로겐광 40초를 조사한 것은, 플라즈마광 6-9초, LED광 20-40초를 적용한 경우와 유사하게 나타났다(P>0.05).
4. Fuji II LC에서는 할로겐광을 40초 적용한 경우가, 플라즈마광 9초, LED광 20-60초를 적용한 경우와 유사하게 나타났다(P>0.05).
5. Fuji II LC를 제외한 모든 시료에서 할로겐, 플라즈마, LED광 모두 시편의 중앙에서 외측으로 갈수록 미세경도는 유의하게 감소되었다(p<0.05).

결론적으로 플라즈마광은 조사시간이 감소된다는 측면을 고려할 때, 임상적으로 매우 유용하다고 생각되었고, LED광은 동일한 조사시간에서 할로겐광의 중합특성과 유사하였으며, LED 고유의 우수한 물리적 특성과 임상적인 편의성 등으로 할로겐광보다 더 큰 발전가능성을 가질 것으로 사료된다.

참고문헌

1. Mills RW : Blue light emitting diodes-an alternative method of light curing? Br Dent J, 178:169, 1995.
2. Althoff O, Hartung M : Advances in light curing. Am J Dent, 13:77-81, 2000.
3. Fujibayashi K, Ishimaru K, Takahashi N, et al. :

- Newly developed curing unit using blue light emitting diodes. *Dent Jap*, 34:49-53, 1998.
4. 우연선, 정태성, 김 신 : Plasma arc light curing unit을 이용한 광중합형 수복재의 중합양상. *대한소아치과학회지*, 29:262-269, 2002.
 5. Peutzfeldt A, Sahafi A, Asmussen E : Characterization of resin composites polymerized with plasma arc curing units. *Dent Mater*, 16:330-336, 2000.
 6. Oesterle LJ, Newman SM, Shellhart WC : Rapid curing of bonding composite with axenon plasma arc light. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 119:610-616, 2001.
 7. Hofmann N, Hugo B, Schubert K : Comparison between a plasma arc light source and conventional halogen curing units regarding flexural strength, modulus, and hardness of photoactivated resin composites. *Clin Oral Investig*, 4:140-147, 2000.
 8. 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.
 9. Kurachi C, Tuboy AM, Magalhaes DV, et al. : Hardness evaluation of a dental composite polymerized with experimental LED-based devices. *Dent Mater*, 17:309-315, 2001.
 10. Kelsey WP, Blankemau RJ, Powell GI, et al. : Power and time requirements for use of the Argon laser to polymerize composite resins. *J Clin laser Med Surg*, 10:273-278, 1992.
 11. Spahl W, Budzikiewicz H, Geurtsen WJ : Determination of leachable components from four commercial dental composites by gas and liquid chromatography/mass spectrometry. *J Dent*, 26:137-145, 1998.
 12. Pianelli C, Devaux J, Bebelman S, et al. : The micro-Raman spectroscopy, a useful tool to determine the degree of conversion of light-activated composite resins. *J Biomed Mater Res*, 48:675-681, 1999.
 13. Munksgaard EC, Peutzfeldt A, Asmussen E : Elution of TEGDMA and BisGMA from a resin and a resin composite cured with halogen or plasma light. *Eur J Oral Sci*, 108:341-345, 2000.
 14. Martin FE : A survey of the efficiency of visible light curing units. *J Dent*, 26:239-243, 1998.
 15. Nomoto R : Effect of light wavelength on polymerization of light cured resins. *Dent Mater J*, 16:60-73, 1997.
 16. 문현정, 임범순, 이용근 등 : 콤포짓트 레진의 중합체계에 따른 중합률 및 잔류단량체의 유출. *대한치과기재학회지*, 28:169-178, 2001.
 17. 윤태호, 이용근, 임범순 등 : 광원의 종류에 따른 콤포짓트 레진의 중합도. *대한치과기재학회지*, 28:45-54, 2001.
 18. Brackett WW, Haisch LD, Covey DA : Effect of plasma arc curing on the micro-leakage of Class V resin-based composite restorations. *Am J Dent*, 13:121-122, 2000.
 19. Roberts SB, Puckett AD, Inman CC, et al. : Comparison of plasma arc and conventional halogen light-curing units. *J Dent Res*, 79 (special issue): abstract no.1802, 2000.
 20. Ergle JW, Rueggeberg FA : Composite depths of cure using a variety of curing sources. *J Dent Res*, 79(special issue):abstract no.1804, 2000.
 21. Mills RW, Jandt KD, Ashworth SH : Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. *Br Dent J*, 186:388-391, 1999.
 22. Jandt KD, Mills RW, Blackwell GB, et al. : Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes(LEDs). *Dent Mater*, 16:41-47, 2000.
 23. Stahl F, Ashworth SH, Jandt KD, et al. : Light-emitting diode(LED) polymerisation of dental composites: flexural properties and polymerisation potential. *Biomaterials*, 21:1379-1385, 2000.
 24. William J, Dunn WJ, Bush AC : A comparison of polymerization by light emitting diode and halogen-based light-curing units. *J Am Dent Assoc*, 133:335-341, 2002.
 25. Jennifer CN, Gerald ED, Daniel BB : Effects of polymerization techniques on uniformity of cure of large-diameter, photo-initiated composite resin restorations. *J Am Dent Assoc*, 113:905-909, 1986.
 26. Mathis RS, Ferracane JL : Properties of a glass-ionomer/resin-composite hybrid material.. *Dent Mater*, 5:355-338, 1989.
 27. Wilson AD : Resin-modified glass ionomer cements. *Int J Prosthodont*, 3:425-429, 1990.
 28. Atmadja G, Bryant RW : Some factors influencing the depth of cure of visible light-activated composite resins. *Aust Dent J*, 35:213-218, 1990.
 29. Watts DC, Amer OM, Combe EC : Surface hardness development in light-cured composites. *Dent Mater*,

- 3:265-269, 1987.
30. Asmussen E : Restorative resins : Hardness and strength vs quantity of remaining double bonds. Scand J Dent, 90:484-489,1982.
31. Pilo R, Cardash HS : Post-irradiation polymerization of different anterior and posterior visible light-activated resin composites. Dent Mater, 8:299-304, 1992.
32. Johnstone WM, Leung RL, Fan RL : A mathematical model for post-irradiation hardening of photoactivated composite resins. Dent Mater, 1:191-194, 1985.

Reprint requests to:

Min-Seok Kwon, D.D.S.

Department of Pediatric Dentistry, College of Dentistry, Pusan National University

10, Ami-Dong, Seo-Gu, Pusan, 602-739, Korea

E-mail : mindol82@hanmail.net

Abstract

**A STUDY ON THE MODE OF POLYMERIZATION OF LIGHT-CURED RESTORATIVE
MATERIALS CURED WITH THREE DIFFERENT LIGHT SOURCES**

Min-Seok Kwon, Tae-Sung Jung, Shin Kim

Department of Pediatric Dentistry, College of Dentistry, Pusan National University

The purpose of this study was to compare the effect of exposure time on the polymerization of surface and 2 mm below the surface of light-cured restorative materials cured with three different light sources; conventional halogen light curing unit(XL 3000, 3M, U.S.A.), plasma arc light curing unit(Flipo, LOKKI, France) and light emitting diode(LED) light curing unit(Elipar Free light, 3M, U.S.A.) and compare the uniformity of polymerization from the center to the periphery of resin surfaces according to polymerization diameter cure with three different light sources.

From the experiment, the following results were obtained.

1. In Z-100, Plasma arc light exposure time of 6 to 9 seconds and LED light exposure time of 40 to 60 seconds produced microhardness values similar to those produced with 40 second exposure to a conventional halogen light($p > 0.05$).
2. In Tetric Flow, Plasma arc light exposure time of 9 seconds and LED light exposure time of 40 to 60 seconds produced microhardness values similar to those produced with 40 second exposure to a conventional halogen light($p > 0.05$).
3. In Dyract AP, Plasma arc light exposure time of 6 to 9 seconds and LED light exposure time of 20 to 40 seconds produced microhardness values similar to those produced with 40second exposure to a conventional halogen light($p > 0.05$).
4. In Fuji II LC, Plasma arc light exposure time of 9 seconds and LED light exposure time of 20 to 60 seconds produced microhardness values similar to those produced with 40second exposure to a conventional halogen light($p > 0.05$).
5. Except Fuji II LC, microhardness was decreased from the center to the periphery in all light sources ($p < 0.05$).

Key words : Halogen, Plasma arc, Light emitting diode, Exposure time, Polymerization diameter