

복합레진 중합 광원에 따른 치수강 온도 변화에 대한 생체의 연구

이지영 · 김대업 · 이광희

원광대학교 치과대학 소아치과학교실 및 원광치의학연구소

국문초록

연구목적은 복합레진 중합 광원에 따른 치수강 온도 변화를 관찰하는 것이었다. 연구에 사용된 광중합기는 일반 플라즈마 아크 광중합기, 저발열 플라즈마 아크 광중합기, 저출력 할로젠 광중합기, 저출력 LED 광중합기, 고출력 LED 광중합기의 다섯 개이었다. K-type thermocouple 온도계를 사용하여, 중합기 light guide tip에서의 온도를 측정하고, 잔존 상아질 두께가 1mm가 되도록 형성한 유구치 와동에 상아질 접착제만 도포한 군, ionomer glass를 함유한 base 또는 calcium hydroxide를 함유한 base를 0.5mm두께로 이장한 군에서 각각 레진 충전 전과 후의 치수강내 온도를 측정하였다. 중합기 light guide tip에서 측정한 온도는 일반 플라즈마가 52.94℃로 가장 높았고, 저출력 LED가 26.14℃로서 가장 낮았다. 레진충전 전의 치수강내 온도는 고출력 LED가 41.60~43.34℃로 가장 높았고, 저출력 LED는 36.50~36.76℃로서 가장 낮았다. 레진 충전 후의 치수강내 온도는 고출력 LED가 40.22~40.94℃로 가장 높았고, 저발열 플라즈마와 저출력 LED는 온도 상승이 없었다. Base의 사용은 부분적인 열 차단 효과가 있었다.

주요어 : 복합레진, 중합광, 치수강, 온도

I. 서 론

수복치료 중에 일어나는 온도의 상승이 치수조직에 미치는 해로운 영향에 대하여 지속적인 연구가 수행되어 왔다. 외부에서 치아에 적용된 열이 온도와 지속시간에 따라 다양한 정도의 치수 손상을 일으킬 수 있음이 관찰되었고¹⁾, 치수내 온도가 42~42.5℃를 초과할 경우 비가역적인 손상이 치수조직에 일어날 수 있다고 보고되었다²⁻⁴⁾.

복합레진의 광중합 시에는 조사된 중합광의 흡수 에너지와 발열반응에 의해서 온도가 상승하게 된다⁵⁻⁸⁾. 그밖의 온도 변화 요인에는 중합시간, 상아질 두께, 중합기의 light guide tip으로부터의 거리, 광원의 필터, 와동형태, 재료성분 등이 있다^{9,10)}. 또한, 표준 light guide에 비해 turbo light guide 사용 시 온도가 더 상승하며¹¹⁾, 중합 깊이의 증가는 지수적으로 온도 상승을

초래한다고 보고되었다¹²⁾.

Bennett 등¹³⁾과 Thompson 등¹⁴⁾은 발거된 치아에서 레진의 광중합 시, 치수강의 온도 상승이 1.5~4℃이었다고 하였고, Hussey 등¹⁵⁾은 생체내에서 레진의 광중합 시, 레진내 온도 상승이 5.4℃로서 치수 손상의 가능성이 있다고 하였다.

광중합기의 출력 또는 조사(照射) 강도가 증가함에 따라 복합레진의 광중합 시 치수에 대한 열 손상이 일어날 가능성이 커지고 있다. Hannig와 Bott¹⁶⁾는 종래의 중합광에 비해, 고에너지 출력을 가진 중합기가 유의하게 더 높은 치수강 온도 변화를 일으켰다고 보고하였고, Christensen 등¹⁷⁾은 레이저와 플라즈마 아크 광이 표면 및 레진내 온도 상승이 컸고 할로젠 광은 치수강내 온도 상승이 컸다고 하였다.

또한, 최근에 개발된 청색광 LED(Light Emitting Diode, 발광 다이오드) 중합기¹⁸⁾는 기존의 할로젠 광중합기에 비해서 치수에 대한 열손상의 가능성이 낮다는 것이 장점으로 알려져 있다. LED 광중합기는 할로젠 광중합기보다 조사량(irradiance)이 적어서 조사시간이 더 길어야 하지만, 할로젠 광중합기와 대등한 레진 중합능력을 가지고 있으며, 할로젠 광중합기와는 달리 시간경과에 따른 성능 감소가 적다고 보고되었다¹⁹⁻²²⁾. Weerakoon 등²³⁾은 LED가 치수의 열 변화를 가장 적게 유발

교신저자 : 이 광 희

전북 익산시 신웅동 344-2

원광대학교 치과대학 소아치과학교실

Tel : 063-850-1955

E-mail : kwhtlee@wonkwang.ac.kr

했으며, 그 다음은 할로겐이었다고 하였고, Hofmann 등²⁴⁾도 중합과 조사열에 의한 온도 상승이 할로겐에 비해 LED가 낮았다고 하였으며, Uhl 등²⁵⁾은 할로겐이 LED보다 더 높은 온도에서 깊이 2mm의 레진 중합을 일으켰다고 하였다. 그러나, 최근에 고출력의 LED 및 열 발생량이 적은 개량형 플라즈마 아크 광중합기가 개발됨에 따라, 광중합기의 종류에 따른 치수의 열 손상 가능성에 대하여 새로운 연구가 필요한 실정이다.

새로운 종류의 광중합기가 계속 소개되고 있는 상황에서, 광중합기의 레진 중합능력과 시술시간 단축, 편의성 등에 주로 연구의 초점이 맞추어지고 있으나, 다양한 광중합기들을 대상으로 치수에 대한 열 손상의 가능성을 비교연구한 보고는 상대적으로 적으며 국내 연구는 더 희소하다. 이에 저자는 일반 및 저발열 플라즈마 아크 광중합기, 전통적인 저출력 할로겐 광중합기, 저출력 및 고출력 LED 광중합기 등을 사용하여, 생체외에서 복합레진 광중합 시 치수강내 온도 상승을 관찰하고 다소의 지견을 얻었기에 보고하는 바이다.

II. 연구재료 및 방법

1. 연구재료

연구에 사용된 광중합기는 일반 플라즈마 아크 광중합기인 Flipo(Lokki, France), 저발열 플라즈마 아크 광중합기인 Aurys(Regent, Switzerland), 전통적 저출력 할로겐 광중합기인 Optilux 360(Demetron, USA), 저출력 LED 광중합기인 Starlight(Mectron, Italy), 고출력 LED 광중합기인 Freelight 2(3M ESPE, USA)의 다섯 종류이었다(Table 1).

2. 연구방법

가. 중합기 light guide tip에서의 온도

냉방기를 사용하여 실온을 23℃로 고정시킨 상태에서, K-type thermocouple 온도계(Digitron 2088T K-type Digital Thermometer, Digitron, UK)의 probe를 유리판 위에 투명 테이프를 붙인 후 광중합기의 light guide tip을 직접 접촉시켜 중합광을 조사하면서 온도를 측정하였다.

나. 레진 충전 전후의 치수강내 온도

발거 후 생리식염수에 넣어 냉장보관한 사람 유구치를 선택하여 치근부로부터 치수강을 개방하였다. Metal gauge(SDI, Sweden)를 이용하여, 치수각으로부터 잔존 상아질이 1mm가 남도록 교합면 와동을 가로 2mm, 세로 2mm, 깊이 약 1.5mm로 형성한 후, 온도계의 probe를 utility wax를 사용하여 치수각 부위에 고정하였다. 유구치를 36.5℃의 water bath에 교합면을 노출시킨 상태로 담근 상태에서, 10초간 산 부식 후 수세하고 과량의 수분을 제거한 다음, 5세대 상아질 접착제인 Single Bond(3M ESPE, USA)를 도포한 후, 중합광을 조사하면서 온도를 측정하였다.

Compomer로서 ionomer glass를 함유한 이장재인 Inosit(DMG, Germany) 또는 수산화칼슘을 함유한 이장재인 Ultra-Blend plus(Ultradent, USA)를 0.5mm 두께로 도포한 후 광중합하면서 온도를 측정하였다. 복합레진(Z100, 3M ESPE, USA, shade A2)을 충전하고 중합광을 조사하면서 온도를 측정하였다.

모든 온도 측정은 치수강내 최고 온도를 7회씩 측정한 후 최고 및 최저 측정치를 제외한 나머지 5개 측정치의 평균을 산출하였다.

3. 자료분석

평균간의 차이의 유의성을 일원분산분석 및 최소유의차 사후검정(ANOVA/LSD post-hoc test)으로 유의수준 0.05에서 검정하였다.

III. 연구성적

1. 중합기 light guide tip에서의 온도(Table 2)

중합기 tip 끝에서 측정된 온도는 플라즈마 1이 52.94℃로 가장 높았고, 그 다음은 LED 2로서 37.86℃이었으며, 플라즈마 2의 32.34℃와 할로겐의 32.68℃ 사이에 유의한 차이가 없었고, LED 1이 26.14℃로서 가장 낮았다.

Table 1. Light curing units

Light curing unit Type	Product Name (Manufacturer)	Light intensity (mW/cm ²)	Curing time (seconds)
Plasma 1	Flipo (Lokki, France)	1900	5(2 step)
Plasma 2	Aurys (Regent, Switzerland)	1650	5(2 step)
Halogen	Optilux 360 (Demetron, USA)	360	40
LED 1	Starlight (Mectron, Italy)	90	40
LED 2	Freelight 2 (3M ESPE, USA)	800	20

2. 레진충전 전의 치수강내 온도 (Table 3)

Base를 하지 않은 경우, LED 2가 43.34℃로 가장 높았고, 그 다음은 할로겐의 39.76℃, 플라즈마 1의 38.80℃이었으며, 플라즈마 2의 37.32℃와 LED 1의 36.76℃가 가장 낮았고 둘 사이에 유의한 차이가 없었다(p>0.05).

Base 1의 경우, LED 2가 41.60℃로 가장 높았고, 그 다음

은 할로겐의 38.36℃, 플라즈마 1의 38.14℃로서 둘 사이에 유의한 차이가 없었으며(p>0.05), 플라즈마 2가 36.98℃이었고, LED 1은 36.50℃로서 온도 상승이 없었다.

Base 2의 경우, LED 2가 41.08℃로 가장 높았고, 그 다음은 할로겐의 38.96℃, 플라즈마 1의 38.82℃로서 둘 사이에 유의한 차이가 없었으며, 플라즈마 2가 37.38℃이었고, LED 1은 36.50℃로서 온도 상승이 없었다.

플라즈마 1과 2는 base에 따른 온도 차이가 유의하지 않았다. 할로겐은 no base, base 2, base 1의 순으로 온도가 높았다. LED 1은 no base에서만 온도 상승이 있었고, LED 2는 no base, base 1, base 2의 순으로 온도가 높았다.

Table 2. Temperature at light guide tip

Curing unit	Temperature (°C)
Plasma 1	52.94 ^a ± 2.20
Plasma 2	32.34 ^e ± 0.84
Halogen	32.68 ^e ± 0.97
LED 1	26.14 ^d ± 0.17
LED 2	37.86 ^b ± 0.61

Room temperature = 23℃

Values in columns having the same letter^(a) were not significantly different (P>0.05), ANOVA & LSD

3. 레진충전 후의 치수강내 온도 (Table 4)

Base를 하지 않은 경우, LED 2가 40.94℃로 가장 높았고, 그 다음은 할로겐의 38.82℃, 플라즈마 1의 38.18℃의 순이었으며, 플라즈마 2와 LED 1은 36.50℃로서 온도 상승이 없었다.

Table 3. Pulp chamber temperature (°C) before resin filling

Curing unit	No base	Base 1	Base 2
Plasma 1	38.80 ^a ± 0.43	38.14 ^a ± 0.60	38.82 ^a ± 0.57
Plasma 2	37.32 ^a ± 0.65	36.98 ^a ± 0.11	37.38 ^a ± 0.18
Halogen	39.76 ^b ± 0.63	38.36 ^c ± 0.09	38.96 ^a ± 0.13
LED 1	36.76 ^a ± 0.05	36.50 ^b ± 0.00	36.50 ^b ± 0.00
LED 2	43.34 ^a ± 0.05	41.60 ^b ± 0.29	41.08 ^c ± 0.47

Water bath temperature = 36.5℃

: Cavities were coated with Single Bond dental adhesive system (3M ESPE, USA)

Base 1 : Inosit (DMG, Germany), contains ionomer glass, thickness = 0.5mm

Base 2 : Ultra-Blend plus (Ultradent, USA), contains calcium hydroxide, thickness = 0.5mm

Mean±SD

Values in columns having the same letter^(a) were not significantly different (P>0.05), ANOVA & LSD

Values in rows having the same letter^(a) were not significantly different (P>0.05), t-test

Table 4. Pulp chamber temperature (°C) after resin filling

Curing unit	No base	Base 1	Base 2
Plasma 1	38.18 ^a ± 0.53	38.26 ^a ± 0.27	38.90 ^a ± 0.68
Plasma 2	36.50 ^a ± 0.00	36.50 ^a ± 0.00	36.50 ^a ± 0.00
Halogen	38.82 ^a ± 0.35	38.22 ^b ± 0.19	38.28 ^{ab} ± 0.36
LED 1	36.50 ^a ± 0.00	36.50 ^a ± 0.00	36.50 ^a ± 0.00
LED 2	40.94 ^a ± 0.34	40.62 ^{ab} ± 0.19	40.22 ^b ± 0.36

Water bath temperature = 36.5℃

: Cavities were filled with Z100 (3M ESPE, USA; shade A2).

Base 1 : Inosit (DMG, Germany), contains ionomer glass, thickness = 0.5mm

Base 2 : Ultra-Blend plus (Ultradent, USA), contains calcium hydroxide, thickness = 0.5mm

Values in columns having the same letter^(a) were not significantly different (P>0.05), ANOVA & LSD

Values in rows having the same letter^(a) were not significantly different (P>0.05), t-test

Base 1의 경우, LED 2가 40.62℃로 가장 높았고, 그 다음은 플라즈마 1의 38.26℃, 할로겐의 38.22℃로서 둘 사이에 유의한 차이가 없었으며, 플라즈마 2와 LED 1은 36.50℃로서 온도 상승이 없었다.

Base 2의 경우, LED 2가 40.22℃로 가장 높았고, 그 다음은 플라즈마 1의 38.90℃, 할로겐의 38.28℃의 순이었으며, 플라즈마 2와 LED 1은 36.50℃로서 온도 상승이 없었다.

플라즈마 1은 base에 따른 온도 차이는 유의하지 않았고, 플라즈마 2와 LED 1은 온도 상승이 없었다. 할로겐은 no base가 base 1보다 온도가 높았고, LED 2는 no base가 base 2보다 온도가 높았다.

IV. 총괄 및 고찰

치수의 건강에 비가역적으로 해로운 영향을 끼칠 수 있는 온도 상승은 대체로 약 5℃ 이상인 것으로 알려져 있다. Zach와 Cohen²⁾은 rhesus 원숭이에서 건강한 치수가 5.5℃의 온도 상승에 노출되었을 때 괴사율이 15%이었다고 하였고, Pohto와 Scheinin³⁾은 치수에 대한 비가역적 손상을 일으킬 수 있는 임계 온도가 42~42.5℃에서 시작한다고 하였으며, Moshonov 등⁴⁾은 치수 온도가 5℃이상으로 상승하면 치수에 대한 상해는 비가역적이라고 하였다.

복합레진의 광중합 시 치수 온도 상승의 원인에 대하여는, McCabe⁵⁾는 광중합 시 온도 상승은 발열 반응과 조사에너지의 흡수에 의한다고 하였고, Lloyd 등⁶⁾은 레진 광중합 시 온도 상승의 결정요인은 광조사 에너지의 흡수이며, 중합과정에서의 발열반응은 2차적 중요성을 가진다고 하였다. Masutani 등⁷⁾도 온도 상승의 기원은 중합기라고 하였으나, Strang 등⁸⁾은 레진의 발열 중합과정에서 방출되는 열이 중요하다고 하였다.

광중합레진에 가장 많이 사용되는 photoinitiator인 camphoroquinone는 최대 흡수 파장이 468nm로서, 플라즈마 전구나 할로겐 전구는 방사되는 빛 중에서 일부 주파수대만 이에 적합하기 때문에 효율이 낮으나, LED는 매우 좁은 주파수 영역을 가지므로 매우 효율적인 광원이다¹⁸⁾. LED의 주파수 영역은 사용되는 반도체의 화학적 구성에 달려 있으며, 적색 LED는 오래 전부터 널리 사용되어 왔으나, 레진 중합에 충분한 조사를 가진 청색 LED는 최근에 개발되었다¹⁹⁻²²⁾.

광중합기의 치수내 열 발생을 비교한 연구들²³⁻²⁵⁾을 보면, 대체로 플라즈마 광중합기가 가장 열을 많이 발생시키고, 다음으로 다양한 출력의 할로겐 광중합기가 많이 발생시키며, LED 광중합기는 가장 열을 적게 발생시킨다고 보고되었다. 황 등²⁶⁾은 플라즈마, 할로겐, LED 광중합기를 비교한 연구에서, 모든 군에서 치수강내 최대 온도 증가량은 치수의 변성을 일으키기 시작하는 임계온도인 5.5℃보다 낮았으며, 고강도 할로겐(출력 약 1000mW/cm²) 20초군에서 치수강내 최대 온도 증가량이 가장 높았고, LED(출력 약 90mW/cm²)를 조사한 군이 가장 낮았다고 하였다. Tarle 등²⁷⁾은 할로겐보다 플라즈마와 LED에

서 온도 상승이 낮았다고 하였다. 연구자마다 광중합기의 출력, 중합모드, 중합시간 등의 실험조건이 다르기 때문에, 연구결과와의 직접적인 비교는 가능하지 않다.

이번 연구결과에 따르면, 광중합기 light guide tip에서 측정 한 온도는 일반 플라즈마가 52.94℃로 가장 높았고, 저출력 LED가 26.14℃로서 가장 낮았다. 레진 충전 전의 치수강내 온도는 고출력 LED가 41.60~43.34℃로 가장 높았고, 저출력 LED는 36.50~36.76℃로서 가장 낮았다. 레진충전 후의 치수강내 온도는 고출력 LED가 40.22~40.94℃로 가장 높았고, 저발열 플라즈마와 저출력 LED는 온도 상승이 없었다.

한편, Goodis 등²⁸⁾과 Smail 등²⁹⁾은 치수 보호를 위해 사용되는 base가 충분한 열 차단을 하지 못한다고 하였고, Hansen과 Asmussen³⁰⁾은 2mm두께의 글래스 아이오노머 차단층을 사용하여 온도 상승의 유의한 감소를 관찰하였다. 저자의 연구에서는 깊이가 약 1.5mm 인 유구치 와동이었기 때문에 0.5mm두께로 이장재를 사용하였으며, 부분적으로 유의한 열 차단 효과가 관찰되었다.

연구에 사용된 저발열 플라즈마 아크 광중합기인 Aurys는 375~510nm의 파장역과 1650 mW/cm²의 조사강도를 가지고 있으며, 작은 직경의 광섬유 속으로 빛을 집중시켜 높은 에너지 밀도를 달성함으로써 전구의 전력 소비를 60Watts로 줄이고 열 발생을 감소시켰다. 일반 플라즈마 아크 광중합기인 Flipo와 원리는 동일하지만 에너지를 집중시킴으로써 효율을 증대시켜 열 발생을 감소시킨 것이다. 연구성적은 저발열 플라즈마 광중합기가 일반 플라즈마 광중합기보다 치수에 대한 열상해의 가능성이 적다는 것을 보여주고 있다.

할로겐 광중합기인 Optilux 360은 조사 강도가 360mW/cm²에 지나지 않으며 40초 중합을 해야 하는 전통적인 저출력 할로겐 광중합기로서, 이 연구에서는 플라즈마 광중합기와 LED 광중합기 사이에서 대조군의 역할로 사용되었으나, 최근에는 할로겐 광중합기도 출력이 1000mW/cm²에 달하는 제품들이 많이 개발되고 있으므로, 이러한 고출력 할로겐 광중합기의 경우에는 다른 결과가 나올 수 있음을 감안해야 할 것이다.

저출력 LED 광중합기인 Starlight는 초기(2001년)의 LED 제품에 속하며 출력이 매우 낮고 중합시간이 길지만 열 발생이 거의 없는 특징을 가지고 있다. 최근(2003년) 제품인 고출력 LED 광중합기인 Freelight 2는 430~480nm의 파장대와 455nm의 peak 파장을 가지고 있으며, 조사 강도는 800~1000mW/cm²이고 중합시간은 20초이다. Freelight 2의 전 모델인 Freelight의 조사 강도가 400mW/cm²이고 중합시간이 40초이었던 것에 비하면 2배로 성능이 향상된 것이다.

LED 광중합기는 레진 중합에 필요한 파장의 빛을 선택적으로 조사함으로써 적은 에너지로 중합을 일으킬 수 있는 매우 효율적인 중합기로 알려져 있으나, 연구성적에서 볼 수 있는 바와 같이 고출력인 경우에는 치수 손상을 일으킬 위험이 높으며, 이 사실은 지금까지 보고되지 않은 것으로서 이 연구의 중요한 결과 중 하나라고 본다.

이상을 고찰해 볼 때, 광원에 따른 광중합기의 종류를 기준으로 치수에 대한 열 상해의 가능성을 판단하는 것에 더해, 광중합기의 출력 또는 조사강도, 중합모드, 중합시간에 따른 조사된 에너지의 총량을 함께 고려하는 것이 필요하다고 사료된다. 효율적인 광원으로 알려진 LED 광중합기도 고출력인 경우에는 열에 의한 치수 손상의 가능성을 주의하여야 할 것이다.

V. 결 론

연구목적은 복합레진 중합광원에 따른 치수강내 온도 변화를 관찰하는 것이었다. 연구에 사용된 광중합기는 일반 플라즈마 아크 광중합기, 저발열 플라즈마 아크 광중합기, 저출력 할로겐 광중합기, 저출력 LED 광중합기, 고출력 LED 광중합기의 다섯 개이었다. K-type thermocouple 온도계를 사용하여, 광중합기 light guide tip에서의 온도를 측정하고, 잔존 상아질 두께가 1mm가 되도록 형성한 유구치 와동에 상아질 접착제만 도포한 군, glass ionomer 를 함유한 base 또는 calcium hydroxide를 함유한 base를 0.5mm두께로 이장한 군에서 각각 레진 충전 전과 후의 치수강내 온도를 측정하였다. 광중합기 light guide tip에서 측정된 온도는 일반 플라즈마가 52.94℃로 가장 높았고, 저출력 LED가 26.14℃로서 가장 낮았다. 레진 충전 전의 치수강내 온도는 고출력 LED가 41.60~43.34℃로 가장 높았고, 저출력 LED는 36.50~36.76℃로서 가장 낮았다. 레진 충전 후의 치수강내 온도는 고출력 LED가 40.22~40.94℃로 가장 높았고, 저발열 플라즈마와 저출력 LED는 온도 상승이 없었다. Base의 사용은 부분적인 열 차단 효과가 있었다.

참고문헌

1. Lisani VF, Zander HA : Thermal injury to normal dog teeth: in vivo measurements to pulp temperature increases and their effect on the pulp tissue. *J Dent Res*, 31:548-558, 1952.
2. Pohto M, Scheinin A : Microscopic observations on living dental pulp. *Acta Odontol Scand*, 16:303-327, 1958.
3. Zach L, Cohen G : Pulp response to externally applied heat. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 19:515-530, 1965.
4. Moshonov J, Stabholz A, Leopold Y, et al. : Lasers in dentistry. Part B—Interaction with biological tissues and the effect on the soft tissues of the oral cavity, the hard tissues of the tooth and the dental pulp. *Refuat Hapeh Vehashinayim*, 18:21-28, 107-108, 2001.
5. McCabe JF : Cure performance of light-activated

- composites by differential thermal analysis(DTA). *Dent Mater*, 1:231-234, 1985.
6. Lloyd CH, Joshi A, McGlynn E : Temperature rises produced by light sources and composites during curing. *Dent Mater*, 2:170-174, 1986.
7. Masutani S, Setcos JC, Schnell RJ, et al. : Temperature rise during polymerization of visible light-activated composite resins. *Dent Mater*, 4:174-178, 1988.
8. Strang R, Patterson CJW, McLundie AC, et al. : In vitro temperature rises produced by five polymerising light sources. *Rest Dent*, 4:33-35, 1988
9. Goodis HE, White JM, Andrews J, et al. : Measurement of temperature generated by visible-light-cure lamps in an in vitro model. *Dent Mater*, 5:230-234, 1989.
10. Shortall AC, Harrington E : Temperature rise during polymerization of light-activated resin composites. *J Oral Rehabil*, 25:908-913, 1998.
11. Loney RW, Price RB : Temperature transmission of high-output light-curing units through dentin. *Oper Dent*, 26:516-520, 2001.
12. Hansen EK, Asmussen E : Correlation between depth of cure and temperature rise of a light-activated resin. *Scand J Dent Res*, 101:176-179, 1993.
13. Bennett GE, Blank FJ, Robertello FJ, et al. : Thermal effects of visible-light and chemically cured resins. *J Dent Res*, 63(special issue):199, abstr no 259, 1984.
14. Thompson HF, Gomez HF, Puckett AD : Pulpal temperature changes after exposure to a light curing source. *J Dent Res*, 76(special issue):79, abstr no 524, 1997.
15. Hussey DL, Biagioni PA, Lamey PJ : Thermographic measurement of temperature change during resin composite polymerization in vivo. *J Dent*, 23:267-271, 1995.
16. Hannig M, Bott B : In-vitro pulp chamber temperature rise during composite resin polymerization with various light-curing sources. *Dent Mater*, 15:275-281, 1999.
17. Christensen RP, Palmer TM, Ploeger BJ, et al. : Resin polymerization problems—are they caused by resin curing lights, resin formulations, or both? *Compend Contin Educ Dent Suppl*, 25:S42-54; quiz S74, 1999.
18. Fujibayashi K, Kazutoshi I, Takahashi N, et al. :

- Newly developed curing unit using blue light-emitting diodes. *Dent Jpn*, 34:49-53, 1998.
19. Mills RW, Jandt KD, Ashworth SH : Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. *British Dent J*, 186:388-391, 1999.
 20. 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.
 21. 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.
 22. Leonard DL, Charlton DG, Roberts HW, et al. : Polymerization efficiency of LED curing lights. *J Esthet Restor Dent*, 14:286-295, 2002.
 23. Weerakoon AT, Meyers IA, Symons AL, et al. : Pulpal heat changes with newly developed resin photopolymerisation systems. *Aust Endod J*, 28:108-111, 2002.
 24. Hofmann N, Hugo B, Klaiber B : Effect of irradiation type (LED or QTH) on photo-activated composite shrinkage strain kinetics, temperature rise, and hardness. *Eur J Oral Sci*, 110:471-479, 2002.
 25. Uhl A, Mills RW, Jandt KD : Polymerization and light-induced heat of dental composites cured with LED and halogen technology. *Biomaterials*, 24: 1809-1820, 2003.
 26. 황동환, 이주현, 박호원 : 광중합 기전에 따른 복합레진 중합시 치수강내 온도 변화. *대한소아치과학회지*, 30:431-438, 2003.
 27. Tarle Z, Meniga A, Knezevic A, et al. : Composite conversion and temperature rise using a conventional, plasma arc, and an experimental blue LED curing unit. *J Oral Rehabil*, 29:662-667, 2002.
 28. Goodis HE, White JM, Marshall SJ, et al. : The effect of glass ionomer liners in lowering pulp temperatures during composite placement, in vitro. *Dent Mater*, 9:146-150, 1993.
 29. Smail SR, Patterson CJ, McLundie AC, et al. : In vitro temperature rises during visible-light curing of a lining material and a posterior composite. *J Oral Rehabil*, 15:361-366, 1988.
 30. Hansen EK, Asmussen E : Correlation between depth of cure and temperature rise of a light-activated resin. *Scand J Dent Res*, 101:176-179, 1993.

Abstract

IN VITRO PULP CHAMBER TEMPERATURE CHANGE DURING
COMPOSITE RESIN CURING WITH VARIOUS LIGHT SOURCES

Ji-Young Lee, D.D.S., M.S.D., Dae-Eop Kim, D.D.S., M.S.D., Ph.D.,
Kwang-Hee Lee, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

*Department of Pediatric Dentistry, College of Dentistry,
Wonkwang Dental Research Institute, Wonkwang University*

The purpose of this study was to observe in vitro pulp chamber temperature rise during composite resin polymerization with various light-curing sources. The kinds of light-curing sources were plasma arc light(P), low heat plasma arc light, traditional low intensity halogen light, low intensity LED(L-LED), and high intensity LED(H-LED). Temperature at the tip of light guide was measured by a digital thermometer using K-type thermocouple. Occlusal cavities(2×2×1.5 mm) were so prepared in extracted human premolars as to the remaining dentin thickness was 1 mm. Dentin adhesive was applied to all cavities. Experimental groups consisted of no base group, ionomer glass base group, and calcium hydroxide base group. Temperature before and after resin filling was measured. Temperature at the light guide tip was the highest with P and the lowest L-LED. Temperature before resin filling was the highest with H-LED and the lowest with L-LED. Temperature after resin filling was the highest with H-LED and the lowest with L-P and with L-LED. The lining of base partially reduced the temperature rise.

Key words : Composite resin, Curing light, Pulp chamber, Temperature