

# 다양한 광원으로 중합한 치과용 접착제의 전단강도에 관한 비교 연구

최남기 · 조성훈 · 김선미

전남대학교 치의학전문대학원 소아치과학교실

## 국문초록

본 연구의 목적은 상업용으로 시판되고 있는 수종의 치과용 접착제를 세대별로 분류하여 서로 다른 광원에 노출 시켜 중합하고 접착면의 전단 강도 측정을 통해 결합강도를 비교함으로써 간접적으로 광원에 따른 접착제의 중합 양상을 알아보고 소아치과 영역에서 가장 권장할만한 치과용 접착제와 광원 종류의 조합을 알아보고자 함이다.

본 연구에서는 최근에 개발된 치과용접착제를 대상으로 다른 유형의 광원으로 중합하였을 때 영구치 상아질에 대한 결합력 비교 평가하여 임상에서 상아질결합제와 광중합 시스템의 적절한 조합을 선택하는데 도움을 주고자 시행하였으며, 실험재료로 Adper Scotchbond Multi-purpose Plus Adhesive (SM; 3M ESPE, USA), Adper Single bond 2 (SB; 3M ESPE, USA), Clearfil SE Bond (SE; Kuraray Medical Inc., Japan), Adper Prompt L-Pop (PL; 3M ESPE, USA), G-Bond (GB; GC Cooperation Toyko, Japan)을 이용하여 Elipar Free light 2(LED; 3M ESPE, USA), OptiLux 501 (Halogen, Kerr, USA), Flipo (PAC, LOKKI, FRA) 세 가지의 광원으로 중합하고 전단결합강도를 평가한 뒤 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. Freelight 2로 중합하였을 때 전단결합강도는 SM이 가장 높았으며( $28.22 \pm 5.56$ ), SB( $21.68 \pm 7.44$ ), SE( $20.13 \pm 9.88$ ), PL( $14.18 \pm 5.88$ ), GB( $14.30 \pm 6.81$ ) 순이었다. SM은 PL, GB와 유의한 차이가 있었으나 ( $p < 0.05$ ), SB, SE, PL, GB 간에는 차이가 없었다.
2. Optiux 501로 중합하였을 때 전단결합강도는 SM이 가장 높았으며 ( $22.06 \pm 7.95$ ), PL( $12.94 \pm 4.96$ ), SB( $12.80 \pm 3.35$ ), SE( $12.43 \pm 4.79$ ), GB( $10.00 \pm 3.47$ ) 순이었고, SM만 유의한 차이가 있었으나 ( $p < 0.05$ ), 다른 군 간에는 차이가 없었다.
3. Flipo로 중합하였을 때 전단결합강도는 SM이 가장 높았으며 ( $26.82 \pm 11.16$ ), PL( $15.42 \pm 9.35$ ), SB( $10.96 \pm 3.74$ ), SE( $9.39 \pm 3.74$ ), GB( $7.85 \pm 2.22$ ) 순이었다. SM은 SB, SE, GB 군과 유의한 차이가 있었으나 ( $p < 0.05$ ), 다른 군 간에는 차이가 없었다
4. 광원에 따른 차이는 SB와 GB에서만 유의성이 있었고, 다른 결합제에서는 유의한 차이가 없었다. 광원에 따른 유의성을 나타낸 결합제 중 SB는 Freelight 2가 다른 광원에 비해 유의한 차이를 보였고 OptiLux 501과 Flipo간의 차이가 없었던 반면, GB는 Freelight 2와 Flipo 간에만 유의한 차이를 나타냈다

**주요어:** 상아질결합제, 광중합시스템, 전단결합강도

## I. 서 론

치과용 복합레진은 수복 술식에 광범위하게 사용되고 있는 수복 재료로서, 1970년대 광중합 방식이 소개되었는데, 화학 중합형 레진에 비해 수복 후 변색이 적으며, 작업 시간 조절이 가

능하고 조작이 간편해 임상에서의 사용이 빠르게 증가하였다<sup>1)</sup>. 초기 물성에 대한 단점의 보완으로 그 사용이 광범위해짐에 따라 현재 심미 수복술에서 중요한 위치에 이르렀고, 수복용 레진의 발달과 함께 치과용 접착제와 중합 광원에 대한 관심이 집중되고 있다<sup>2)</sup>.

교신저자 : 최 남 기

광주광역시 북구 용봉로 77 / 전남대학교병원 소아치과학교실 / 062-530-5843 / nkchoi@chonnam.ac.kr

원고접수일: 2010년 11월 20일 / 원고최종수정일: 2011년 02월 14일 / 원고채택일: 2011년 02월 17일

\*이 논문은 2007년도 전남대학교 학술연구비 지원에 의하여 연구되었음

도말층에 대한 산처리와 혼성층 개념을 도입한 4세대 상아질 접착제 이후 상아질에 대한 접착제의 결합강도가 임상에서 받아들여질 수 있을 정도로 증가시킬 수 있었으며<sup>3)</sup>, 최근 상아질 접착의 개념은 임상적인 사용의 편의성에 초점을 맞추어 4세대에서의 산부식, 접착 강화제의 적용, 접착 레진의 적용으로 이루어진 3가지의 단계를 단순화시킴으로써 술자의 기술 의존도를 감소시키고 시술시간을 감소시키고 있다<sup>4)</sup>. 가장 최근에 등장한 7세대 상아질 접착제는 위의 세 단계를 하나의 성분으로 결합시켜 혼합 없이 모든 과정이 한 단계로 끝나는 장점이 있어, 행동조절이 어렵고 시술시간에 제한을 받는 소아 환자에서 관심을 받고 있다.

이러한 상아질 접착제의 중합개시제로는 대부분 camphoroquinone을 사용하고 있는데, 474 nm 파장대의 광 에너지를 흡수한다<sup>1,3,4)</sup>. 광중합 방식으로는 QTH (quartz-tungsten-halogen), PAC (plasma arc curing), LED (light-emitting diode) 등이 주로 사용된다.

할로겐 램프는 가장 전통적이고 보편적으로 사용되는 광원으로, 여과기를 통해 400-520 nm 파장의 blue light를 만들어내며, 일반적으로 400-800 mW/cm<sup>2</sup>의 광도를 만들어 20-40초의 중합시간으로 일반 레진을 중합시킴으로써<sup>3-5)</sup>, 중합도를 높혀 중합에 따른 수축이나 미반응 단량체의 용출 등을 최소화할 수 있다는 장점이 있다<sup>2,6-9)</sup>. 반면 발생된 고온에 의해 치수의 열손상을 가할 수 있고<sup>10-12)</sup>, 전구, 조사기 및 여과기가 시간에 따라 소모되어 그 수명이 100시간 정도이며, 광도가 점점 감소하여 중합도에 영향을 미칠 수 있다<sup>13)</sup>. 또한 특히 행동 조절을 통한 진료가 이루어지는 소아치과 영역에 있어서 진료 시간 단축은 가장 큰 과제이며, 이를 줄이기 위한 노력으로 새로운 방식의 광원을 개발해왔다.

이에 대해 1991년에 소개된 LED 방식은 위에서 기술한 기존의 할로겐 램프의 단점들을 대부분 보완할 수 있었으나<sup>10,11,14-17)</sup>, 초기 LED 방식은 할로겐에 비해 출력이 낮아 충분한 광중합이 의문시 된다는 주장들이 제기되어 왔으며<sup>12,17-21)</sup>, 그 광원 조사부 위와의 거리에 따라 중합도가 영향을 받을 수 있다<sup>22-24)</sup>.

반면 1990년 중반에 개발된 PAC 방식은 제조사의 지침서에 따르면, 1900 mW/cm<sup>2</sup>의 매우 강한 광도로 3초 이내 치과용 레진을 중합시킬 수 있는데, 이를 이용해 중합된 레진의 중합도 및 미세 누출 등의 물성에 대해서는 아직 논란이 많고<sup>2,6-9,12,25-31)</sup> 높은 광도에 따라 치수에 대한 열손상도 문제가 되고 있다<sup>10,11)</sup>.

현재 외국에서는 물론이고 국내에서도 이러한 서로 다른 광원에 따른 레진의 중합도나 미세누출 등의 물성에 대한 연구가 활발하게 이루어지고 있으며, 치과용 접착제의 종류에 따른 접착 강도 또한 그러하다. 광원에 따른 치과용 접착제의 결합 강도는 대부분 고정용 브라켓에 대한 접착 레진에 대해서만 이루어지고 있으며, 서로 다른 치과용 접착제를 여러 광원에 노출시켜 비교한 실험은 거의 없다고 할 수 있다.

본 연구의 목적은 상업용으로 시판되고 있는 수종의 치과용 접착제를 세대별로 분류하여 서로 다른 광원에 노출시켜 중합하고 접착면의 전단 강도 측정을 통해 결합강도를 비교함으로써

간접적으로 광원에 따른 접착제의 중합 양상을 알아보고 더 나아가서는 소아치과 영역에서 가장 권장할만한 치과용 접착제와 광원 종류의 조합을 알아보고자 함이다.

## II. 실험 재료 및 방법

### 1. 실험재료

본 연구에서 사용된 접착제는 Adper Scotch bond Multi-Purpose Adhesive (3M EPSE, USA), Adper Single bond 2 (3M EPSE, USA), Clearfil SE Bond (Kuraray Medical Inc., Japan), Adper Prompt L-Pop (3M, EPSE, Germany), G-Bond (GC Cooperation Tokyo, Japan)였으며, 충전용 복합레진은 Z350 A3 (3M ESPE, USA)를 사용하였다. 광원은 Optilux 501, Freelight 2, Flipo를 사용하였다. 실험에 사용된 치아는 0.1% thymol에 저장 보관된 치아 중 3개월 이내에 발거된 사람의 영구 구치 75개였다. 영구치 상아질에 5종의 접착제와 3가지의 광원을 각각 10개씩 사용하여 총 150개의 시편을 제작, 실험하였다.

### 2. 시편제작

우식에 이환되지 않은 발거된 영구구치를 협설면을 나누고 Stainless steel mold (φ2.5 mm × H1.5 mm)를 이용하여 아크릴릭 레진 블록 (Orthodontic Resin, Dentsply)에 포매하고 증류수에 실은 보관하였다. 교합면의 노출된 범랑질과 상아질 직경이 3 mm 이상이 되도록 레진블록을 Polisher (Buehler)와 #600 grit SiO<sub>2</sub> paper를 사용하여 연마 후 증류수에 실은 보관하였다. 준비된 시편의 노출된 상아질 면에 5종의 상아질 접착제를 제조사의 설명서에 따라 도포한 후 3가지 광원에 노출시켜 광중합하여 각각 10개씩 시편을 준비하였다. 플라스틱 몰드 (φ2.0 mm × H2.5 mm)를 블록 위에 고정하고 복합레진 (Z350, A3, 3M, USA)을 충전하고 잉여분의 레진은 레진 instrument로 제거한 후, 광원 간의 비슷한 강도를 나타내는 중합시간을 적용하기 위해, PAC는 9 s, LED는 10 s, Halogen은 20 s 동안 광조사하여 중합한 후 몰드를 제거하였다. 이 세 가지 광원은 중합에 사용되기 전과 후 OptiLux 501에 부착된 광도 측정기로 광의 세기를 측정하였다.

### 3. 전단결합강도 측정

시편은 37°C 증류수에 24시간 보관한 후 5°C와 55°C에서 10초씩 1000회 thermocycling을 시행하였다. crosshead speed 1 mm/min의 조건으로 시편을 template에 고정시켜 universal testing machine (Instron Corp., Canton, MA, USA)를 사용하여 최대 하중값을 측정하였고, 상아질과의 접착 단면적을 이용하여 전단결합강도 값을 계산하였다.

**Table 1.** Bonding systems in this study

Materials	Manufacturer	Composition	Lot number
Scotchbond Multi-Purpose Plus	3M ESPE, USA	Primer: HEMA, polyalkenoic acid copolymer, water Adhesive : Bis-GMA, HEMA, initiator, amine, water, ethanol	20060221
Adper Single Bond 2	3M, ESPE, USA	Hema, Bis-GMA, dimethacrylates, polyalkenoic acid copolymer, CPQ photoinitiator, ethanol, water 5mm silica nanofiller	20050816
Cleafil SE Bond	Kuraray, Japan	Primer : MPD, HEMA, hydrophilic DMA, CQ, N,N-Diethanol-p-toluidine, water Adhesive : MDP, Bis-GMA, hydrophobic dimethacrylate, HEMA, CQ, toluidine, silanated colloidal silica	51324
Adper Prompt L-Pop	3M, ESPE, USA	Liquid A : methacrylated phosphoric ester, Bis-GMA, initiators based on CQ, stabilizer Liquid B : water, HEMA, polyalkenoic acid, stabilizer	237144
G-Bond	GC, Japan	4-Methacryloxyethyltrimellitate anhydride Urethane dimethacrylate Dimethacrylate component Phosphoric ester monomer	0603201

**Table 2.** Light curing systems in the study

Light curing unit	Type	Manufacturer	Intensity (approx.)
Elipar Freelight 2	LED	3M EPSE, USA	680 mW/cm <sup>2</sup>
OptiLux 501	Halogen	SDS Kerr, USA	600 mW/cm <sup>2</sup>
Flipo	PAC	LOKKI, FRA	1900 mW/cm <sup>2</sup>

**Table 3.** Application protocol in the study

Bonding agents	Etching	Rinsing/Dry	Priming/Dry	Adhesive	Light curing
Scotch Bond Multi-purpose Plus(SM)	etchant(15s)	rinse(15s) dry(2s)	primer dry(5s)	adhesive	
Adper Single Bond 2(SB)	etchant(15s)	rinse(15s) dry(2s)	primer/adhesive dry(5s)		PAC 9s LED 10s
Clearfil SE bond(SE)		self etching/ priming(20s)/dry(3s)		adhesive/dry(5s)	Halogen 20s
Adper Propmpt L-pop(PL)		Mixing, Squeezing(5s mixing)/rubbing(finger pressure +15s/ thoroughly dry (two times)			
G-bond(GB)		No mixing gentle rubbing(10s wait, 5s dry)			

4. 통계처리

Kruskal -Wallis test를 이용해서 3가지 광원에 따른 5종류의 상아질접착제간 전단결합강도를 비교하였고, 접착제와 광원간의 유의성 여부는 Mann-Whitney test로 P<0.05 수준에서 검정하였으며, 통계처리프로그램은 Window용 SPSS 10.1을 이용하였다

±5.56), SB (21.68±7.44), SE (20.13±9.88), PL (14.18±5.88), GB (14.30±6.81) 순이었다. SM은 PL, GB와 유의한 차이가 있었으나 (p<0.05), SB, SE, PL, GB 간에는 차이가 없었다.

Optiux 501로 중합하였을 때 SM이 가장 높았으며 (22.06±7.95), PL (12.94±4.96), SB (12.80±3.35), SE (12.43±4.79), GB (10.00±3.47) 순이었고, SM만 유의한 차이가 있었으나 (p<0.05), 다른 군 간에는 차이가 없었다.

Flipo로 중합하였을 때 SM이 가장 높았으며 (26.82±11.16), PL (15.42±9.35), SB (10.96±3.74), SE (9.39±3.74), GB (7.85±2.22) 순이었다. SM은 SB, SE, GB와 유의한 차이가 있었으나 (p<0.05), 다른 군 간에는 차이가 없었다 (Table 4).

Ⅲ. 연구성적

1. 영구치 상아질에서 광원에 따른 접착제의 전단결합강도 (MPa) 비교

Freelight 2로 중합하였을 때 SM이 가장 높았으며 (28.22

**Table 4.** Shear bond strength comparison of 5 dentin adhesive systems by three curing units, respectively(MPa)

Bonding agent	Light source		
	Freelight 2*	OptiLux 501*	Flipo*
Scotchbond	28.22(5.56) <sup>a</sup>	22.06(7.95) <sup>a</sup>	26.82(11.16) <sup>a</sup>
Singlebond 2	21.68(7.44) <sup>ab</sup>	12.80(3.35) <sup>b</sup>	10.96(3.74) <sup>b</sup>
Clearfil	20.13(9.88) <sup>ab</sup>	12.43(4.79) <sup>b</sup>	9.39(3.74) <sup>b</sup>
Prompt L-pop	14.18(5.88) <sup>b</sup>	12.94(4.96) <sup>b</sup>	15.42(9.35) <sup>ab</sup>
G-bond	14.30(6.81) <sup>b</sup>	10.00(3.47) <sup>b</sup>	7.85(2.22) <sup>b</sup>

\*: p<0.05, by Kruskal-Wallis test

a, b: Values with same letter are not significantly different by Mann-Whitney test

**Table 5.** Shear bond strength comparison among three light curing units(MPa)

Bonding agent	Light source		
	Freelight 2	OptiLux 501	Flippo
Scotchbond	28.22(5.56)	22.06(7.95)	26.82(11.16)
Singlebond 2*	21.68(7.44) <sup>a</sup>	12.80(3.35) <sup>b</sup>	10.96(3.74) <sup>b</sup>
Clearfil	20.13(9.88)	12.43(4.79)	9.39(3.74)
Prompt L-pop	14.18(5.88)	12.94(4.96)	15.42(9.35)
G-bond*	14.30(6.81) <sup>a</sup>	10.00(3.47) <sup>ab</sup>	7.85(2.22) <sup>b</sup>
Total	19.89(8.68)	13.71(6.19)	13.88(9.40)

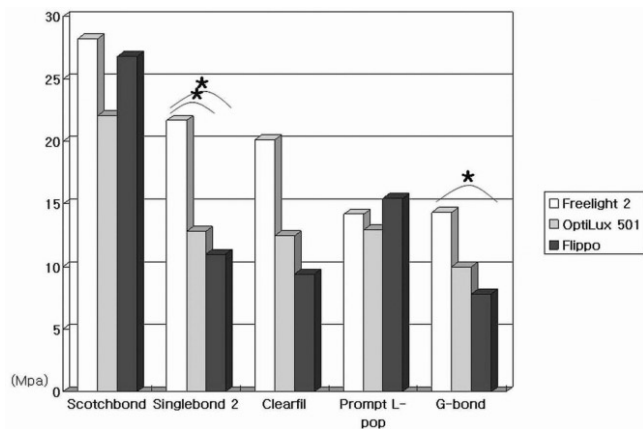
\*: p<0.05, by Kruskal-Wallis test

a, b: Values with same letter are not significantly different by Mann-Whitney test

2. 영구치 상아질에서 접착제에 따른 광원의 전단결합강도 (MPa) 비교

SM은 Freelight 2가 22.82±5.56 MPa로 가장 높았고, Flipo (26.82±11.16), OptiLux 501 (22.06±7.95) 순이었으며, SB는 Freelight 2로 중합했을 때 21.68±7.44 MPa로 가장 높았고, OptiLux 501 (12.80±3.35), Flipo (10.96±3.74) 순이었다. SE에서는 Freelight 2가 20.13±9.88 MPa로 가장 높았으며, OptiLux 501 (12.43±4.79), Flipo (9.39±3.74) 순이었다. SE는 Flipo가 15.42±9.35 MPa로 가장 높았고, Freelight 2(14.18±5.88), OptiLux 501 (12.94±4.96) 순이었으며, GB에서는 Freelight 2가 14.30 ± 6.81 MPa로 가장 높았고, OptiLux 501 (10.00±3.47), Flipo (7.85±2.22) 순이었다(Table 5).

광원에 따른 차이는 SB와 GB에서만 유의성이 있었고, 다른 결합제에서는 유의한 차이가 없었다. 광원에 따른 유의성을 나타낸 결합제 중 SB는 Freelight 2가 다른 광원에 비해 유의한 차이를 보였고 OptiLux 501과 Flipo간의 차이가 없었던 반면, GB는 Freelight 2와 Flipo 간에만 유의한 차이를 나타냈다 (Fig. 1).



**Fig. 1.** Shear bond strengths among three light curing units

Ⅳ. 고 찰

최근 심미 수복 수요의 증가와 우수한 물성을 가진 다양한 제품들의 출시로 소아치과 영역에서도 복합레진을 이용한 치료가 크게 늘어나고 있다. 행동 조절을 필요로 하고 시술 시간에 제한을 두어야 하는 소아치과 영역의 특수성 때문에 복합레진 치료의 시간을 단축시키려는 연구가 있어 왔으며, 그것들은 상아질 접착 과정의 단순화와 높은 광도의 중합기 사용에 초점을 맞추고 있다<sup>2)</sup>.

1955년 Buonocore<sup>32)</sup>가 아크릴릭 레진을 범랑질에 산 부식한 후 접착강도가 증가했음을 보고한 후 1980년대 후반에 개발된 4세대 상아질 결합제에 이르기까지 상아질에 대한 복합레진의 결합력 향상을 목표로 했다면, 그 이후 현재까지는 산 부식, 수세, priming, adhesive agent의 복잡한 단계를 줄여서 술자의 능력에 따른 민감성을 줄이고 치료 시간을 단축시키는 방향으로 상아질 접착 발달 과정을 설명할 수 있다<sup>3,4)</sup>.

또한 Nomoto<sup>21)</sup>가 복합레진의 중합도는 총에너지양과 관계가 있으며, 높은 광도의 광원을 사용하여 중합 시간을 줄일 수 있다고 보고한 후 현재까지 짧은 중합시간으로 인한 중합도 감소를 줄여서 임상에 적절하게 사용할 수 있는 최적의 광원과 중합 시간에 대한 연구가 계속되고 있다.

현재 Halogen과 LED, PAC를 이용하여 미세누출, 중합도, 결합강도 등을 비교한 수많은 연구가 존재하며, 아직 논란이 많은 부분에서 존재하지만, LED 방식은 저출력의 문제를 해결한 후기 모델이 등장하면서 임상에 적용을 찬성하는 의견이 늘어나고 있고<sup>14-16)</sup>, PAC는 특히 교정용 브라켓 접착에 다른 광원과 유의할만한 차이 없이 사용가능하다고 하였다<sup>24-30)</sup>.

본 연구에서는 어떠한 광원에서든 4세대 상아질 결합제가 가장 결합력이 높았으며, PL을 제외한 다른 모든 상아질 결합제에서 LED로 중합했을 경우가 가장 결합력이 높았다.

아직 세대별 치과용 접착제를 여러 광원에 노출 시켜, 그 결합 강도를 비교한 실험이 적어 본 연구의 결과를 다른 실험과 비교하기는 어렵지만, 임상적으로 수복용 복합레진의 중합수축에 견디기 위한 상아질 결합제의 결합강도가 17~20 MPa인 점을 미루어 본다면<sup>33,34)</sup>, 4세대인 SM군에서 광원에 상관없이

전반적으로 높은 결합력을 보이는 것은 주목할 만하며, 술식이 번거롭지만 최근 개발된 6세대나 7세대 보다 더 높은 결합력을 보인다고 하는 기존의 연구들과 일치한다<sup>35-38</sup>. 또한 본 연구에서는 LED에서 상아질 결합제에 관계 없이 가장 안정적인 결합 강도를 보였는데, 노출된 총에너지가 더 적음에도 불구하고 다른 광원에 비해 가장 안정적인 결과를 보이는 것은 흥미로운 결과이며, 이에 대해 Mills 등<sup>19,20</sup>은 LED의 광도는 halogen이나 PAC 보다 낮지만, 광중합 개시제인 camphoroquinone이 흡수하는 파장영역에 집중적으로 분포하기 때문이라고 하였다.

제조사에서 제시한 광도나 간이 광도 측정기에 기초하여 할로겐 광과 LED 광의 광학적 특징을 비교하는 것은 어려운 일이다. Hansen & Asumussen<sup>39</sup>은 적절한 중합깊이를 만들어 내는 중합기가 어떤 광도 측정기에서는 우수하게, 다른 측정기에서는 불량하게 측정되었음을 보고하였다. 김 등<sup>40</sup>이 발표한 논문에서 Molecron EPM 1000 광도 측정기를 사용하여 측정 한 실제적인 총 광도는 간이 광도 측정기로 측정 한 값과 차이가 있다고 하였다. 할로겐 광의 강도는 Molecron에서 LED 보다 1.72배 높았고, 간이 측정기는 1.13배나 높았으며, 치과에서 사용되는 광도 측정기 간의 불일치를 보고되었다<sup>41,42</sup>. 예를 들면, Leonard et al.<sup>42</sup>은 시간에 따라 광중합기의 초기 기준점과 이후 출력량을 비교하는데 상업용 광도 측정기를 써야 한다고 보고했다.

간이 상업용 광도 측정기로 다른 광도를 가진 광원을 비교하는 것은 부적절하다고 볼 수 있는데, 할로겐 광은 더 높은 광도와 넓은 파장대를 갖고 있으며 좁은 파장대의 LED보다 우수하다고 할 수 있는데, 이는 각 파장 영역에서의 광도를 계산하여 총 광도를 산출하기 때문이다. 그러므로 광중합 개시제의 흡수 파장대에 맞는 광도를 비교하는 것이 좀 더 의미가 있을 것이다. Cook<sup>43</sup>과 McCabe & Carnick<sup>44</sup>은 CQ가 활성화 되는 효과적인 파장영역이 410-500 nm이며, 그 peak는 470 nm라고 보고했다. Nomoto<sup>45</sup>는 또한 450-490 nm의 파장 영역이 중합 과정에 가장 효과적이며 광중합기의 효율성에 대한 정확한 지표가 된다고 했다. 김 등<sup>40</sup>은 할로겐 광과 LED 광의 광도는 410-500 nm와 450-490 nm, 두 범위에서 비교하였다. 이 때 LED 광의 총 광도는 할로겐 광의 58.2%였다. 총 광도를 고려할 때, 이는 LED 광의 중합능력이 할로겐 광의 58.2% 밖에 되지 않는다고 할 수 있지만, 410-500 nm에서 LED 광의 광도는 할로겐 광의 66.9%였으며, 450-490 nm 범위에서는 107%로 더 높았다. 게다가, 이 연구에서 사용된 LED 광의 최대 출력 파장은 465 nm 였으며, 이는 광개시제인 CQ의 최대 흡수 파장에 상대적으로 가까운 수치이다. 다시 말해, LED 광에서 방출된 빛이 할로겐광에서 방출된 빛보다 CQ에 더 많이 흡수될 가능성을 갖고 있다는 뜻이다. 이 연구의 결과는 450-490 nm 범위에서 LED 광이 할로겐 광보다 좀 더 효과적이라는 것을 의미한다.

LED 광의 복합레진에 대한 중합 효과를 증명하려는 연구가 있어왔는데, Stahl et al.<sup>19</sup>은 LED 광은 350 mWcm<sup>-2</sup>로 할로겐은 755 mWcm<sup>-2</sup>로 조절하여 파절강도를 비교하였고, 어떠한

통계적으로 유의할만한 차이를 보이지 않는다고 하였다. Fujibayashi 등<sup>46</sup>은 100 mWcm<sup>-2</sup>의 같은 출력에서, 할로겐에서 얻어진 것에 비해 LED 광의 중합 깊이와 단량체 변환률이 유의할만하게 높았다고 하였다. Mills 등<sup>47</sup>은 LED 광을 290 mWcm<sup>-2</sup>로, 할로겐 광을 300 mWcm<sup>-2</sup>로 조절하여 복합레진의 중합 깊이를 비교했는데, 이 실험에서 LED는 중등도의 색상을 가진 finefilled, microfilled, midfilled, hybrid composite에서 할로겐 광에서보다 유의할만하게 더 깊이 중합하였다. Mills 등<sup>48</sup>의 최근 연구에서는 각각 661 mWcm<sup>-2</sup>, 851 mWcm<sup>-2</sup>로 LED 광은 할로겐 광의 출력에 78%정도 밖에 되지 않았지만, 중합 깊이에서 더 탁월했다.

PAC는 할로겐 광보다 높은 광강도로 매우 짧은 시간에 광중합이 가능한데, 복합레진을 중합하면 먼저 광개시제가 영향을 받아, 할로겐 광을 사용할 때보다 광개시제가 빠르게 라디칼을 형성하므로 중합속도가 빨라진다. 그러나 중합시간이 짧아짐에 따라 광에너지의 전달이 용적 내부까지 전달되기 어려우며, 생성된 라디칼의 일부는 긴 사슬 중합체를 형성하기 어려워 결합력이 떨어질 수 있다<sup>7</sup>. 또한 미반응 레진 단량체를 더 많이 남길 수 있으며<sup>9</sup>, 이에 따른 중합수축 및 급속 경화로 인한 재료의 흐름이 제한됨에 따라 상아질 변연부의 미세누출의 위험이 증가될 수 있다<sup>49</sup>.

Rueggeberg와 Ergle<sup>50</sup>은 3초간 PAC로 중합한 경우 타 광원에 비해 경도가 유의하게 낮았다고 하였고, Roberts 등<sup>51</sup>도 PAC로 3초간 중합한 레진은 할로겐 광으로 40초간 중합된 경우에 비해 시편의 상, 하면 경도가 모두 낮았다고 하였다. 그리고 Hofmann<sup>52</sup> 등은 PAC로 3초간 두 번 중합한 경우에 중에너지 가시광선으로 중합한 경우와 표면 경도가 비슷했다고 하였다. 국내에서도 문 등<sup>9</sup>의 연구에서 PAC로 적절한 중합을 얻기 위해서는 최소 10초 이상의 중합을 해야 한다고 했다. 이와 같이 대부분의 연구에서는 PAC로 중합하는 것이 할로겐으로 중합한 수준에 미치지 못하다고 하였다. Peutzfeldt 등<sup>53</sup>은 5가지 레진과 4가지 치과용 결합제를 이용하여 중합깊이, 파절강도, 중합 수축 등을 비교한 결과 통계적인 관점에서 다소 차이를 나타냈지만, 통상적인 할로겐 광에 비교했을 때 PAC로 중합된 레진의 중합 양상이 거의 근접하다고 하였고, 또한 직접적으로 비교하기는 어렵지만, 대부분의 브라켓 결합 레진에서의 실험은 임상적으로 할로겐 광과 차이 없이 사용할 수 있다고 하였다<sup>24-30</sup>. 본 연구에서는 PL 군을 제외한 나머지 모든 군에서 LED에 비해 PAC가 낮은 결합 강도를 보였지만, 할로겐 광과는 통계적으로 유의할만한 차이를 보이지 않았다.

PAC으로 중합한 군들 중 PL에서 통계적으로 유의하지는 않지만 다른 군보다 상대적으로 결합강도가 높았는데, 그 이유를 설명하기는 힘들지만, 김 등<sup>39</sup>은 치과용 접착제의 적용 단계가 줄어들면서 소수성 중합개시제인 CQ 이외에도 친수성 중합개시제를 포함한 경우, 주 흡수 파장대가 450-490 nm인 CQ인 반면 친수성 중합개시제인 2-hydroxyl-3-(3,4-dimethyl-9-oxo-9H-thioxanthen-2-yloxy)-N,N,N-trimethyl-1-propanaminium chloride (QTX) (peak absorption of 402

nm)의 파장 영역이 달라 생기는 간섭 때문일 가능성을 보고하였다.

본 연구에서 나타난 결과들을 종합할 때, 최근에 개발된 6세대나 7세대의 상아질 결합제에서 LED보다 PAC에 노출 시켜 임상에 적용했을 때, 중합수축으로 인한 미세누출이 커질 것으로 예상된다. 이번 실험에 사용된 상업용 광중합기들이 각각의 광중합 방식을 대표한다고 할 수 있는데, 실험 결과에 의하면 Freelight 2나 LED 방식이 우수하다고 할 수 있겠다. 그러나 기존의 광중합 방식을 대표하는 광중합기들의 발전으로 최초 연구와 최근 연구에서 사용된 상업용 광중합기의 기종이 달라 중합 방식에 따른 중합 양상을 동일 선상에 놓고 비교한다는 것은 상당히 어려운 일인데, 정확한 비교 기준을 세우는 것이 중요할 것이다. 마지막으로 본 연구처럼 세대별 상아질 접착제를 다양한 광원에 노출시켜 그 결합력을 비교한 실험이 부족하기 때문에 앞으로도 이에 대한 지속적인 추가 연구가 필요할 것으로 사료된다.

## V. 결 론

본 연구에서는 최근에 개발된 치과용접착제를 대상으로 다른 유형의 광원으로 중합하였을 때 영구치 상아질에 대한 결합력 비교 평가하여 임상에서 상아질결합제와 광중합 시스템의 적절한 조합을 선택하는데 도움을 주고자 시행하였으며, 실험재료로 Adper Scotchbond Multi-purpose Plus Adhesive (SM; 3M ESPE, USA), Adper Single bond 2 (SB; 3M ESPE, USA), Clearfil SE Bond (SE; Kuraray Medical Inc., Japan), Adper Prompt L-Pop (PL; 3M ESPE, USA), G-Bond (GB; GC Cooperation Toyko, Japan)을 이용하여 Elipar Free light 2 (LED; 3M ESPE, USA), OptiLux 501 (Halogen, Kerr, USA), Flipo (PAC, LOKKI, FRA) 세가지의 광원으로 중합하고 전단결합강도를 평가한 뒤 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. Freelight 2로 중합하였을 때 SM 이 가장 높았으며 (28.22±5.56), SB (21.68±7.44), SE (20.13±9.88), PL (14.18±5.88), GB (14.30±6.81) 순이었다. SM은 PL, GB와 유의한 차이가 있었으나 (p<0.05), SB, SE, PL, GB 간에는 차이가 없었다.
2. Optiux 501로 중합하였을 때 SM이 가장 높았으며 (22.06±7.95), PL (12.94±4.96), SB (12.80±3.35), SE (12.43±4.79), GB (10.00±3.47) 순이었고, SM 만 유의한 차이가 있었으나 (p<0.05), 다른 군 간에는 차이가 없었다.
3. Flipo로 중합하였을 때 SM이 가장 높았으며 (26.82±11.16), PL (15.42±9.35), SB (10.96±3.74), SE (9.39±3.74), GB (7.85±2.22) 순이었다. SM은 SB, SE, GB 군과 유의한 차이가 있었으나 (p<0.05), 다른 군 간에는 차이가 없었다
4. 광원에 따른 차이는 SB와 GB에서만 유의성이 있었고, 다

른 결합제에서는 유의한 차이가 없었다. 광원에 따른 유의성을 나타낸 결합제 중 SB는 Freelight 2가 다른 광원에 비해 유의한 차이를 보였고 OptiLux 501과 Flipo간의 차이가 없었던 반면, GB는 Freelight 2와 Flipo 간에만 유의한 차이를 나타냈다

본 연구 결과 어떠한 광원에서도 4세대 상아질 결합제가 가장 결합력이 높았으며, PL을 제외한 다른 모든 상아질 결합제에서 LED로 중합했을 경우가 가장 결합력이 높았다.

## 참고문헌

1. Pires JF, Cvitko E, Denehy GE, et al. : Effects of curing tip distance on light intensity and composite resin microhardness. *Quintessence Int*, 24: 517-521, 1993.
2. 오유향, 박윤경, 이난영 등 : 광중합 광원의 종류와 조사시간에 따른 치면열구전색제의 미반응 모노머 용출. *대한소아치과학회지* 31:421-430, 2004.
3. Roberson TM, Heymann H, Swift EJ : *Operative dentistry 4th ed.* Mosby, Inc. St. Louis, 177-211, 2002.
4. 대한치과보존학회 : *치과보존학*. 신흥인터내셔널, 서울, 231-266, 2001.
5. Althoff O, Hartung M : Advances in light curing. *Am J Dent*, 13:77-81, 2000.
6. 최남기, 양규호, 김선미 등 : 다양한 광원에 의한 광중합형 수복물질의 미세경도에 관한 연구. *대한소아치과학회지* 32:634-643, 2005.
7. 권민석, 정태성, 김신 : 광원의 유형에 따른 광중합 수복제의 중합양상. *대한소아치과학회지* 30:229-236, 2003.
8. 박창후, 최남기, 양규호 등 : 광중합기 종류에 따른 복합레진과 콤포머의 미세누출에 관한 연구. *대한소아치과학회지* 33:438-445, 2006.
9. 문현정, 임범순, 이용근 등 : 콤포짓트 레진의 중합체계에 따른 중합률 및 잔류 단량체의 유출. *대한치과기자재학회지* 28:169-178, 2001.
10. 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.
11. Uhl A, Mills RW, Jandt KD : Polymerization and light-induced heat of dental composites cured with LED and halogen technology. *Biomater* 24:1809-1820, 2003.
12. 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.

13. Barghi N, Berry T, Hatton C : Evaluating intensity output of curing lights in private dental offices. *J Am Dent Assoc* 125:992-996, 1994.
14. Oberholzer TG, Preez ICD, Kidd M : Effect of LED curing on the microleakage, shear bond strength and surface hardness of a resin-based composite restoration. *Biomater* 26:3981-3986, 2005.
15. Attar N, Korkmaz Y : Effect of two light-emitting diode(LED) and one halogen curing light on the microleakage of Class V flowable composite restorations. *J Contemp Dent Pract* 8(2):080-088, 2007.
16. Uhl A, Michaelis C, Mills RW, et al. : The influence of storage and indenter load on the Knoop hardness of dental composites polymerized with LED and halogen technologies. 20:21-28, 2004.
17. 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.
18. Mills RW, Uhl A, Blackwell GB, et al. : High power light emitting diode (LED) arrays versus halogen light polymerization of oral biomaterials: Barcol hardness, compressive strength and radiometric properties. *Biomater* 23:2955-2963, 2002.
19. Stahl F, Ashworth SH, Jandt KD, et al. : Light-emitting diode (LED) polymerisation of dental composites: flexural properties and polymerisation potential. *Biomater* 21:1379-1385, 2000.
20. Swanson T, Dunn WJ, Childers DE, et al. Shear bond strength of orthodontic brackets bonded with light-emitting diode curing units at various polymerization times. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 125:337-41, 2004.
21. Nomoto R, Asada M, McCabe JF, et al. : Light exposure required for optimum conversion of light activated resin systems. *Dent mater* 22:1135-1142, 2006.
22. Sfondrini MF, Cacciafest V, Scribante A, et al : Effect of light-tip distance on the shear bond strengths of resin-modified glass ionomer cured with high-intensity halogen, light-emitting diode and plasma arc lights. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 129:541-546, 2006.
23. Cacciafesta V, Sfondrini MF, Scribante A, et al. : Effect of light-tip distance on the shear bond strengths of composite resin. *Angle Orthod* 75:386-391, 2005.
24. 김민수, 김종수, 유승훈 : 수종의 광중합기를 이용한 교정용 광중합형 글라스 아이오노머 시멘트의 전단 결합 강도에 관한 연구. *대한소아치과학회지* 34:81-89, 2007.
25. Petteimerides AP, Ireland AJ, Sherriff M : An Ex Vivo Investigation into the use of a plasma arc lamp when using a visible light-cured composite and a resin-modified glass poly(alkenoate) cement in orthodontic bonding. *J Orthod* 28:237-244, 2001.
26. Oesterle LJ, Newman SM, Shellhart WC : Rapid curing of bonding composite with a xenon plasma arc light. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 119:610-616, 2001.
27. Thind BS, Stirrups DR, Lloyd CH : A comparison of tungsten-quartz-halogen, plasma arc and light-emitting diode light sources for the polymerization of an orthodontic adhesive. *Europ J Orthod* 28:78-82, 2006.
28. Signorelli MD, Kao E, Ngan PW, et al. : Comparison of bond strength between orthodontic brackets bonded with halogen and plasma arc. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 129(2):277-82, 2006 Feb.
29. Sfondrini MF, Cacciafesta V, Pistorio A, et al. : Effects of conventional and high-intensity light curing on enamel shear bond strength of composite resin and resin-modified glass-ionomer. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 119:30-35, 2001.
30. Manzo B, Liistro G, De Clerck H et al. : Clinical trial comparing plasma arc and conventional halogen curing lights for orthodontic bonding. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 125:30-35, 2004.
31. Yoon TH, Lee BS, Lim BS, et al. : Degree of polymerization of resin composites by different light sources. *J Oral Rehabil* 29:1165-1173, 2002.
32. Buonocore M : A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res*, 34:849-853, 1955.
33. Davison CL, de Gee AJ, Felizer A : The competition between the composite-dentin bond strength and polymerization contraction stress. *J Dent Res* 63:1396-1399, 1984.
34. Munksgaard EC, Irie M, Asmussen E : Dentin-polymer bond prompted by Gluma and various resins. *J Dent Res* 64:1409-1411, 1985.
35. Ateyah NZ, Elhejazi AA : Shear bond strengths and microleakage of four types of dentin adhesive materials. *J Contemp Dent Pract* 5:63-73, 2004.
36. Bouillaguet S, Gysi P, Wataha JC, et al. : Bond strength of composite to dentin using conventional one-step and self-etching adhesive systems. *J Dent* 29:55-61, 2001.

37. Soderholm KJ, Guelmann M, Bimstein E : Shear bond strength of one 4th and 7th generation bonding experiences. *J Adhes Dent* 7:57-64, 2005.
38. Atash R, Abbeele AVD : Bond strengths of eight contemporary adhesives to enamel and to dentine in vitro study on bovine primary teeth. *Int J Paediatr Dent*, 15:264-273, 2005.
39. Hansen EK, Asumussen E. Reliability of three dental radiometers. *Scand J Dent Res* 101(2):115-119, 1993.
40. 김선영, 이인복, 조병훈 등 : Light emitting diode로 광조사한 상아질 접착제의 상아질 전단접착강도와 중합률에 관한 연구. *대한치과보존학회지* 29:504-514, 2004.
41. Miyazaki M, Hattori T, Ichiishi Y et al. : Evaluation of curing units used in private dental offices. *Oper Dent* 23:50-54, 1998.
42. Leonard DL, Charlton DG, Hilton TJ : Effect of curing tip diameter on the accuracy of dental radiometers. *Oper Dent* 24:31-37, 1999.
43. Cook WD : Spectral distribution of dental photopolymerization sources. *J Dent Res* 61:1436-1438, 1982.
44. McCabe JF, Carnick TE : Output from visible-light activation units and depth of cure of light-activated composites. *J Dent Res* 68:1534-1539, 1989.
45. Nomoto R : Effect of light wavelength on polymerization of light-cured resins. *Dent Mater J* 16:60-73, 1997.
46. Fujibayashi K, Ishimaru K, Takahashi N et al. : Newly developed curing unit using blue light-emitting diodes. *Dent Jap* 34:49-53, 1998.
47. Mills RW, Jandt KD, Ashworth SH : Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode (LED) technology. *Br Dent J* 186:388-391, 1994.
48. Mills RW, Uhl A, Jandt KD : Optical power outputs, spectral and dental composite depths of cure obtained with blue light emitting diode (LED) and halogen light curing units (LCUs). *Br Dent J* 193:459-463, 2002.
49. 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.
50. Rueggeberg FA, Ergle JW, Mettenburg DJ : Polymerization depths of contemporary light-curing units using microhardness. *J Esthet Dent*. 2000;12(6):340-9.
51. Roberts 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.
52. Hofmann N, Hugo, 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.
53. Peutzfeldt A, Sahafi A, Asmussen E : Characterization of resin composites polymerized with plasma arc curing units. *Dent mater* 16:330-336, 2000.



## Abstract

THE COMPARATIVE STUDY FOR THE SHEAR BOND STRENGTH OF  
DENTAL ADHESIVES CURED WITH VARIOUS LIGHT SOURCES

Nam-Ki Choi, Seong-Hoon Cho, Seon-Mi Kim

*Department of Pediatric Dentistry, School of Dentistry, Chonnam National University and Dental Research Institute*

The objective of this study was to compare the shear bond strengths of five dentin adhesive systems cured with three different light curing sources.

Seventy five noncarious permanent teeth were collected and stored in an 0.1% thymol solution at room temperature after extraction. The tested adhesives were: Adper Scotchbond Multi-purpose Plus Adhesive (SM) Adper Single bond 2 (SB), Clearfil SE Bond (SE), Adper Prompt L-Pop (PL), G-Bond (GB). And three light curing unit systems were used: Elipar Free light 2(LED), OptiLux 501 (Halogen), Flipo (PAC). For the shear bonding test, the labial and lingual surfaces of permanent teeth were used. To obtain a flat dentin surface, the labial and lingual surfaces of the teeth were sanded on SiO<sub>2</sub> with number 600 grit and then divided into 15 groups of 10 surfaces each. All samples were thermocycled in water 5°C and 55°C for 1000 cycles.

The results were as follows:

1. When cured with Freelight 2, the shear bond strength of SM was significantly higher than that of PL, GB ( $p < 0.05$ ), whereas no significant difference was found among those of any other bonding agents.
2. When cured with Optilux 501, the shear bond strength of SM was significantly higher than those of any other bonding agents ( $p < 0.05$ ), whereas no significant difference was found among those of any other bonding agents.
3. When cured with Flipo, the shear bond strength of SM was significantly higher than those of SB, SE, GB ( $p < 0.05$ ), whereas no significant differences were found among those of any other bonding agents.
4. For comparison according to three different light cure unit system, except SB and GB, each three dentin bonding agents showed no significant difference. For SB, only Freelight 2 was significantly higher than the others, with no significant difference between Optilux 501 and Flipo. For GB, Statistically significant difference was found only between Freelight and Flipo.

**Key words :** Dentin bonding system, Light curing system, Shear bond strength