

광중합기의 광원에 따른 브라켓 전단결합강도 비교

차정열^a · 이기준^b · 박선형^a · 김대원^c · 유형석^d

제논 플라즈마 아크 광중합기나 LED 광중합기가 치과영역에 소개된 이후로 기존의 텅스텐 할로겐 광중합기를 사용할 때에 비해 교정장치의 부착시간이 현저하게 줄어들 수 있게 되었다. 제논 플라즈마 아크 광중합기에 대한 중합시간과 전단강도에 대해서는 여러 연구가 있어왔던 반면, LED 광중합기를 이용하여 교정용장치의 부착을 위한 중합시간에 대한 연구는 미진하다. 본 연구의 목적은 LED 광중합기의 중합시간에 따른 결합강도를 플라즈마 아크 광중합기와 비교하여 적절한 브라켓의 부착강도를 얻기 위해 요구되는 중합시간을 알아보는데 있다. 120개의 발치된 사람의 소구치에 컴포지트 레진으로 브라켓을 부착시킨 후 4초, 6초, 8초 동안 플라즈마 아크 광원과 LED 광원으로 각각 중합시켰다. 그 후 결합강도를 만능시험기(Universal Testing Machine)로 측정한 결과, 플라즈마 아크 광중합기에서는 4초 이상에서, LED 광중합기에서는 8초 이상의 중합시간에서 기존의 할로겐 광원을 40초간 노출시켰을 때와 비슷한 전단결합강도를 나타내었다. 플라즈마 아크 광중합기와 LED 광중합기의 중합시간이 접착제 잔류지수(adhesive remnant index) 수치에 대해 영향을 미치지 않았다.

(주요 단어: LED 광중합기, 플라즈마 아크 광중합기, 전단결합강도)

서 론

Newman 등¹이 광중합용 접착제의 효율성을 보고한 이후, 광중합용 접착제는 교정용 브라켓의 부착에 널리 사용되는 재료가 되었다. 중합광원으로 텅스텐-할로겐 광원(tungsten-halogen light)은 지난 수십 년간 교정영역에 사용되면서 광중합용 레진의 사용과 함께 브라켓의 위치를 결정하는데 시간적인 여유를

가져다주었으며 단시간의 중합시간으로도 높은 결합강도를 보여 광조사후 즉시 견고한 교정용 호선을 장착해도 무리가 없게 되었다.

1990년대에 제논 플라즈마 아크 전구를 이용한 광원이 소개되면서 기존의 할로겐 중합기에 비해 중합시간이 더욱 단축되었다. 높은 광도를 생산하기 위해 일정한 크기 이상의 광원발생기가 필요하므로 부피가 큰 단점이 있으나, 2-6초 정도의 짧은 중합시간으로도 임상적으로 적합한 결합강도를 얻을 수 있게 되었다. 이러한 제논 플라즈마 아크 광원은 광중합 개시제를 활성화시키기 위해 적절한 파장인 470-480 nm 범위의 제한된 좁은 주파수대를 발생하여 중합효율을 높여서 중합시간을 단축시키는 특징이 있다. 제논 플라즈마 아크 광원의 중합시간에 대한 연구에서 실험마다 광원의 세기가 다르기 때문에 차이가 있을 수 있으나 2초에서 9초 정도가 필요하다고 보고되었다.²⁻⁴ 그러나 여전히 제논 플라즈마 광중합기는 부피

^a 연구강사, ^b 조교수, ^c 부교수, 연세대학교 치과대학 교정학교실.
^d 개인 치과 의원.
교신저자: 유형석
서울특별시 서대문구 신촌동 134번지 연세대학교 치과대학 교정학교실 / 02-2228-3104
yumichael@yumc.yonsei.ac.kr
원고접수일: 2005년 11월 14일 / 원고최종수정일: 2006년 4월 1일 / 원고채택일: 2006년 4월 3일
* 이 연구는 2004년 연세대학교 치과대학, 구강과학 연구소 학술연구비에 의해 수행됨

가 크며 비용이 매우 높아서 기존 할로겐의 대체광원으로 사용되기에는 문제점이 지적되어왔다.

1995년 Mills⁵가 할로겐 광중합시간을 단축시키기 위해 solid-state light emitting diode (LED) 기술을 소개하면서 LED는 새로운 대체광원으로 각광받기 시작하였다. 기존의 할로겐 시스템에서는 전구내의 tungsten filament가 고온으로 가열되면서 대부분의 전기에너지 중 1%만이 빛에너지로 출력된다는 비효율성이 지적되었고, 전구의 수명 역시 100시간으로 사용시간에 제약이 있었다. 더군다나 사용시간이 늘어남에 따라 높은 열이 발생하여 전구의 효율이 떨어지는 문제점을 가지고 있다. 반면 LED 방식에서는 빛을 생성시키기 위해 할로겐 전구 대신에 첨가된 반도체 접합기(semiconductors의 junction)를 사용한다. 따라서 사용시간에 따른 출력감소율이 거의 없고 광원 수명은 10,000시간 이상으로 매우 긴 편이다. 또한 푸른빛을 생성시키기 위한 filter가 필요 없으며, 충격과 진동에 저항성이 있고, 적은 전력으로도 작동시킬 수 있는 장점이 있다. 또한 LED 중합기는 레진중합에 가장 효율적인 파장인 420-480 nm의 영역대를 이용해 중합도를 높이고자 하였다. Fujibayashi 등⁶는 LED와 기존의 할로겐 광원을 이용한 레진의 중합도를 비교한 실험에서 LED를 이용한 경우 더 높은 단량체에서 중량체로의 전환율을 관찰한 바 있다. 이전의 LED에 대한 연구에서는 기존의 할로겐 중합에 요구되는 시간과 동일한 40-60초의 중합시간을 실험에 적용한 반면 최근에는 LED의 광량이 1000 mW/Cm² 정도로 크게 향상되어 예전의 할로겐 중합기에 비해 3배정도 강해졌고 그만큼 중합시간도 크게 줄게 되었다. 플라즈마 아크 광원이 중합시간을 감소시켰지만 그 가격은 여전히 높으며, 중합 시에 나타나는 치수조각 내의 온도 상승은 여전히 치수손상에 대한 의문점으로 남아있다. Hannig와 Bott⁷는 플라즈마 아크 광원에 의한 구치부의 레진중합 시 치수 내 온도가 6°C 정도 상승한다는 사실을 보고하였고 이에 따른 비가역적인 치수손상의 가능성을 언급한 바 있다. 이러한 생물학적인 문제점을 고려한다면 LED 광원은 할로겐 광중합기를 대체할 수 있는 차세대 광중합 도구로 이용될 가능성이 높다. 그러나 아직 LED 광중합기를 교정영역에 적용하는 것에 대한 연구는 미진한바 교정용장치의 부착에 요구되는 적절한 중합시간에 대해 연구가 필요하다. 본 연구의 목적은 LED 광중합기의 중합시간에 따른 결합강도를 플라즈마 아크 광원을 이용한 중합결합강도와 비교하는 것이며 임상

에 적합한 브라켓의 부착강도에 요구되는 중합시간을 알아보는데 있다.

연구재료 및 방법

교정치료를 위해 발치 후 생리식염수에 보관된 120개의 사람의 소구치를 이용하였으며, 브라켓이 부착될 협면에 우식병소나 수복물이 있는 경우 실험에서 제외하였다. 치아매식 시에 부착가이드를 이용하여 치아의 협측 경사가 에폭시 레진 블럭 베이스와 평행하도록 고정시켜서 90도의 전단력을 받도록 고려하였다. 치아에 장치를 부착하기 전에 rubber prophylactic 컵으로 불소가 함유되지 않은 경석분(Ticonium, Ticonium, Albany, NY, USA)으로 10초간 치면세마 후 10초간 세척하였다. 그 후 법랑질 표면을 37% 인산젤(Super-C Ortho, Amco, Conshohcken, PA, USA)로 30초간 산부식 처리하고 20초간 흐르는 물에 씻어낸 후 기름기 없는 압축공기로 건조시켰다. 치아표면이 적절히 산부식되었을 때 나타나는 전형적인 특징인 하얀색의 거친 표면을 확인한 후 치아의 산부식된 법랑질 표면에 광중합 접착 페이스트(Transbond XT, 3M Unitek, Monrovia, CA, USA)를 한겹 도포하고 브라켓 기저면에 Transbond 컴포지트 레진 접착제(composite resin paste)를 적당량 바른 다음 동일한 한 명의 실험자에 의해 치아의 협면에 임상술식대로 부착하고 브라켓 주변의 과량의 레진을 즉시 제거한 후 브라켓 직상방에서 광원을 조사하였다. .018인치 슬롯의 소구치용 금속 브라켓(Formular R, Tomy, Tokyo, Japan)을 사용하였으며 브라켓의 접착 기저면의 면적은 11.02 mm²이었다. 광중합기는 플라즈마 아크 광원을 이용한 Flipo (Label France, Veinne, France)와 LED 방식의 TuTu (IVtech, Seoul, Korea) 광중합기를 사용하였다 (Fig 1). 플라즈마 아크 광중합기는 8 mm, LED 방식의 중합기에서는 9 mm 조사팁을 사용하였으며 중합 시 부착부위에 가능한 가까이 위치시켰다 (Fig 2). 중합기의 광량은 중합복사선측정기(Curing Radiometer, Demetron Research Corp, Danbury, CT, USA)를 이용하여 중합 전에 확인을 하였고 플라즈마 아크광원은 1898 mW/cm², LED중합기는 1000 mW/Cm²의 광도를 유지하였다 (Table 1). 광조사는 브라켓 직상방을 향해 한번씩 조사하였으며 4, 6, 8초로 조사시간을 증가시켰다 (Fig 2).

광조사 후 37°C의 증류수에 보관하여 24시간이 지

Table 1. Light-curing units tested

<i>Light source</i>	<i>Brand</i>	<i>Tip</i>	<i>Power density</i>
Light emitting diode light	TuTu	9 mm	1000 mW/cm ²
Plasma arc light	Flipo	8 mm	1898 mW/cm ²

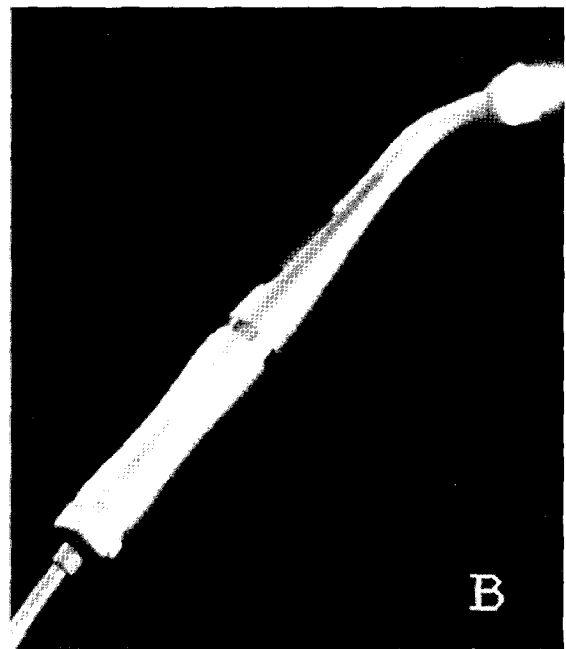
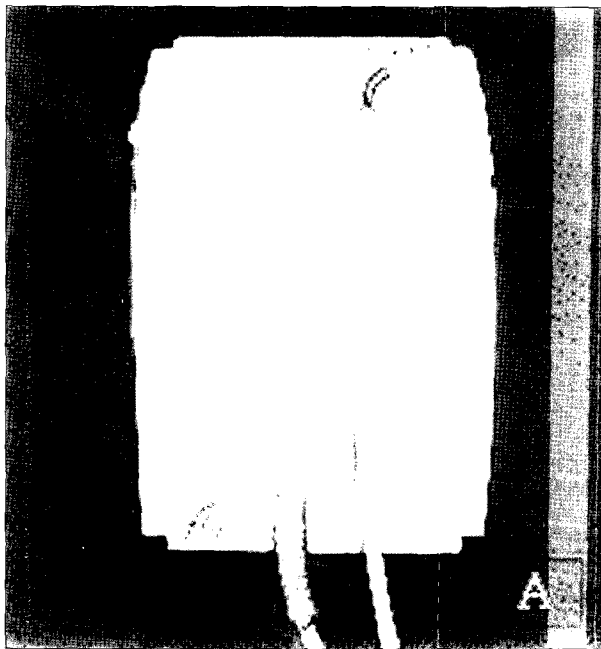


Fig 1. Light curing units tested A, Flipo (Plasma arc); B, TuTu (LED).

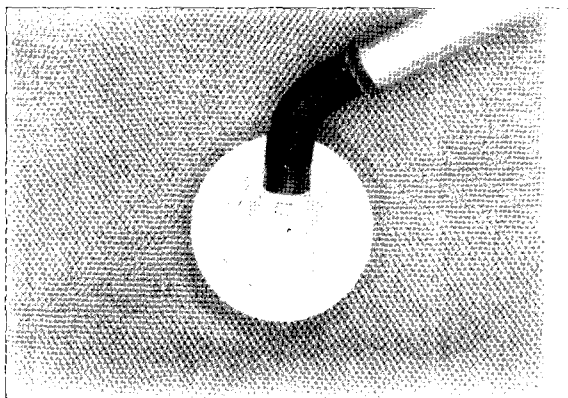


Fig 2. Direction of application of the curing tip to the bracket.

난 후 만능시험기(Instron 6002, Instron, Bucks, UK)를 이용하여 끝모양의 로드를 브라켓과 치아사이의 접촉면에 최대한 가까이 위치시켜 1.0 mm/min의 crosshead 속도로 브라켓 제거 시에 필요한 힘을 측정하여 기록하였다 (Fig 3). 하중을 가하여 접착이 파절되는 순간의 최고 하중을 측정하였고 이 측정치를 브라켓 면적으로 나누어 MPa로 전단결합강도를 측정하였다. 브라켓 접촉면 파절 양상의 관찰은 전단결합강도를 측정한 후 치아의 협면을 동일한 관찰자가 Micro Hiscope system과 Image-pro plus로 관찰하여 남아있는 레진 접착제의 양에 따라 Bishara와 Trulove⁸에 의해 사용된 접착제 잔류지수(adhesive remnant index, ARI)를 이용하여 다음과 같이 점수화하였다.

Table 2. Shear bond strengths depending on the exposure time and light source and results of Tukey groupings

Curing time (seconds)	Shear bond strength (MPa)						p-value
	Light emitting diode			Plasma arch light			
	Mean	SD	Tukey	Mean	SD	Tukey	
4	4.54	0.75	B	8.94	0.86	A	0.001
6	7.77	1.73	A	9.75	1.5	A	0.002
8	8.95	1.22	A	9.85	1.37	A	0.049
F-value	52.85*			2.61			

*, significant at $p < 0.05$.

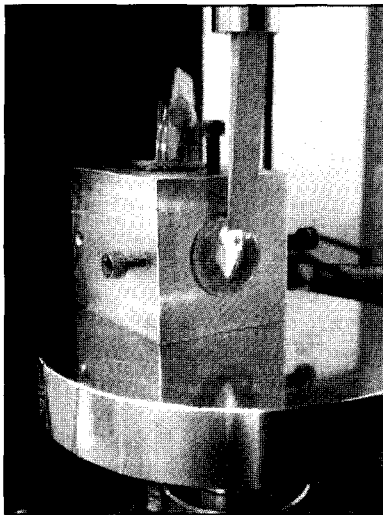


Fig 3. Testing unit for the measurement of shear bone strength.

- Score 0: 치면에 레진 접착제가 남아 있지 않은 경우
- Score 1: 치면에 레진 접착제가 반 이하 남아 있는 경우
- Score 2: 치면에 레진 접착제가 반 이상 남아 있는 경우
- Score 3: 치면에 레진 접착제가 모두 남아 있는 경우

통계 분석

2-요인 분산분석을 통해 광원 종류와 증합시간 간에 상호영향이 없었으므로($F = .566, p = .568$) 1-요인 분산분석(one-way analysis of variance)을 통해 각각의 광원에 대하여 조사시간에 따른 전단결합강도

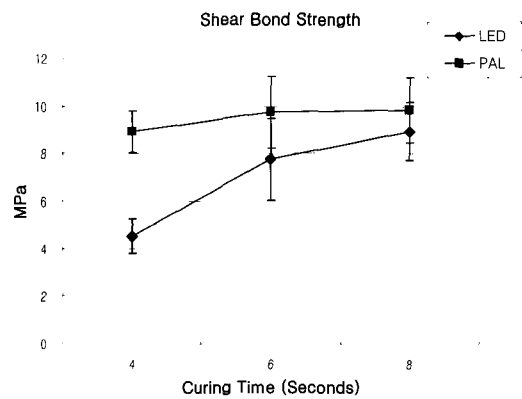


Fig 4. Shear bond strengths of bonded brackets tested 24 hours after light exposure. PAL, plasma arch curing light; LED, light emitting diode curing unit.

의 차이를 알아보았다. 또한 다중비교(multiple comparison)를 위해 투키검정(Tukey's studentized range test)을 시행하였다. 각 그룹간 접착제 잔류지수(ARI)의 차이는 *chi-square test*로 검증하였으며, 모든 통계적인 분석은 유의수준 0.05 이하를 기준으로 시행하였다.

연구성적

전체 120개의 치아 중 각각의 조사시간에 대해 20개씩 전단결합강도를 측정하여 통계처리 하였다. LED 광원으로 4, 6, 8초 조사한 브라켓에서는 조사시

Table 3. Frequency distribution of ARI scores of groups tested

Light source	Curing time (second)	ARI scores ^a						
		0	1	2	3	Mean	SD	Range
Light emitting diode	4	1	0	3	16	2.70	0.74	0-3
	6	3	0	0	17	2.55	1.64	0-3
	8	0	0	3	17	2.75	0.71	2-3
Plasma arch light	4	1	0	2	17	2.75	0.73	0-3
	6	1	3	2	14	2.45	0.95	0-3
	8	0	1	1	18	2.85	0.50	1-3

^a $\chi^2 = 5.32$; $p = 0.76$.

간이 증가할수록 전단결합강도가 증가하여 8초에서는 8.95 MPa의 전단결합강도를 나타냈고, 다중비교에서 각각의 조사시간에 대해 유의한 차이가 있었다 (Table 2, Fig 4). 반면 플라즈마 아크 광원에서는 4, 6, 8초 조사시간에 따른 전단결합강도는 통계학적으로 유의한 차이를 나타내지 못하였다 (Table 2). 각각의 조사시간에 대해 플라즈마 아크 광원의 전단결합강도가 LED광원의 전단결합강도 보다 통계학적으로 유의하게 높았다 ($p < 0.05$) (Table 2). ARI 수치에 대한 평균, 표준편차, 범위의 결과는 Table 3에 있으며 각 그룹에 대한 *chi-square* 분석의 결과 통계적인 차이점을 보이지 않았다 ($\chi^2 = 5.32$; $p = 0.76$).

총괄 및 고찰

광중합기 시스템은 교정용 브라켓의 물리적 특성을 향상시키고 각각의 광기제(photoinitiator)의 활성화를 위해 최고 수준에 근접한 적합하고도 충분한 빛을 전달해야 한다. 치과용 컴퍼짓이 불충분하게 중합된 경우 물리적인 특성들이 저하되어 장치의 탈락과 함께, 중합되지 못한 단량체의 용해성으로 인해 치수에 해로운 반응을 일으킬 수 있기 때문이다.⁹⁻¹¹ 반면 필요이상의 중합시간은 치료시간을 증가시킬 수 있으며 브라켓의 결합강도를 증가시켜 장치체거 시 치아에 손상을 일으킬 수 있다. 따라서 교정영역에서 접착용 컴퍼짓의 중합은 교정력을 부여하였을 때 브라켓이 치아에 적절하게 유지될 수 있는 수준에 도달하는 것이 중요하다.

Reynolds¹²는 저작 시에 브라켓에 간접적으로 전달

되는 힘에 견디기 위해서는 6-8 MPa 정도의 전단결합력이 필요하다고 보고하였으며 Retief¹³와 Diedrich¹⁴는 실험실상의 9-11 MPa의 결합강도에서도 법랑질의 파절이 일어날 수 있음을 지적하였다. 이번 실험에 사용된 브라켓의 면적이 Reynolds가 사용한 것에 비해 작기 때문에 8-10 MPa 정도가 임상적으로 적합한 전단결합강도라고 판단되지만 그 외에 실험적인 조건에 차이가 있으므로 결합강도에 대한 추가적인 연구가 필요하다고 본다.

이미 상업적으로 널리 사용되기 시작한 플라즈마 아크 광중합기와 최근 임상에 적용되기 시작한 LED 광중합기는 이전의 할로젠 광중합기에 비해 레진의 광중합 개시제(photoinitiator)인 Camphorquinone을 활성화시키기 위해 필요한 480nm 부근의 파장영역대의 가시광선을 이용하고 광원의 높은 에너지로 인하여 중합의 효율성을 높였다는 장점이 있다.

플라즈마 아크 광원의 경우 Pettemerides 등¹⁵과 Sfondrini 등¹⁶은 2초 정도가 컴퍼짓 레진과 resin-modified glass-ionomer cement의 적절한 중합시간이라고 제안하였으며 이에 반해 Evans 등¹⁷과 Oesterle 등³은 6-9초 정도의 중합시간에서 기존의 할로젠 광중합기로 40초간 노출시켰을 때와 비슷한 강도 또는 그 이상의 전단강도를 보인다고 보고하였다. Oesterle 등³은 3초 정도의 중합시간으로는 이전의 중합방식에 비해 물리적 성질이 저하될 수 있음을 지적하였고 Munksgaard 등¹⁸은 3초의 중합시간에서 컴퍼짓 레진시편에서 단량체의 누수량(elusion)을 측정할 결과 기존의 할로젠 광중합기 보다 4배 높은 수치를 보고하여 생체 적합성에 문제가 있을 수 있음을 지적

하였다. 이번 실험에서는 4-8초의 중합시간으로 교정력 시 견디기에 적합한 8 MPa 이상의 결합강도를 얻을 수 있었다. 이는 Wang¹⁹이 할로겐 중합기를 이용하여 40초 정도 중합하였을 때의 전단결합강도와 유사하다는 것을 고려한다면 상당한 양의 중합시간 단축을 의미한다 (Fig 4).

Evans 등¹⁷이 처음으로 상업적으로 유통되는 LED 광증합기와 기존의 할로겐 광증합기를 이용하여 교정용 레진 시멘트의 전단결합강도를 비교한 연구 결과 LED 광증합기의 효율성을 증명하였다. 그는 실험을 통해 정상적인 교정력에 저항할 수 있는 범위인 8-9 MPa의 전단강도를 확인하였다. 다만 그의 실험에서 사용되는 LED 광원의 광량은 불과 150 mW/cm²으로 낮았기 때문에 40초 정도의 중합시간이 요구되어 중합시간에 대한 장점보다는 중합효율에 의미를 둔 연구이다. Bishara 등^{20,21} 역시 LED 광증합기와 할로겐 중합기를 각각 20초 동안 중합하여 브라켓을 부착한 후 30분 뒤에 5-7 MPa정도의 전단강도를 확인하였으며 할로겐 광증합기와 유의성 있는 차이는 없었다. 이처럼 이전의 연구들이 할로겐 광증합기와 비슷한 중합시간을 채택하였던 이유는 낮은 광량 때문이라고 할 수 있다.

기존의 할로겐 광원은 넓은 방출 스펙트럼 (emission spectrum)에서 camphorquinone 흡수 영역대를 비교할 때 작은 영역대만 광기체를 활성화시키는데 사용되어지는 반면, LED 방출스펙트럼 (emission spectrum)은 좁은 영역대의 스펙트럼을 보이며 대부분의 영역이 camphorquinone의 최고 흡수 영역에 근접하기 때문에 할로겐 광원보다 적은 방사조도(irradiance)를 보이더라도 중합도의 효율성이 높다고 알려져 있다.²²⁻²⁴ 따라서 기존의 할로겐 광원과 비슷한 방사조도(irradiance)를 보여준다 하더라도 camphorquinone을 광활성시키기 위해 LED 광원은 더욱 효과적인 전달방법이라 볼 수 있다. 본 연구에 사용된 LED 광원은 기술적으로 향상되었으며 기존의 연구에 사용되었던 400 mW/cm²정도의 광량에 비해 1000 mW/cm²으로 향상되어 효율적으로 중합시간을 단축시킬 수 있었다고 본다.²⁵ 즉 8초 정도의 중합시간이면 임상적으로 Wang과 Meng¹⁹이 할로겐 광원 중합기를 이용하여 40초 동안 중합하였을 때의 전단결합강도의 수준이 되어 임상적으로 요구되는 결합강도를 보여주므로 중합시간을 1/5 수준으로 감소시킬 수 있다 (Fig 4). 다만 이전의 연구와 브라켓의 종류, 접착제의 종류와 같은 실험조건들이 일치하지 않

기 때문에 정확한 비교를 하기에는 제약이 따를 수 있다. 본 연구에서 브라켓의 전방과 후방부위에 광원을 조사시킨 이전의 연구와 달리 브라켓의 직상방에서 조사하였다. 조사시간이 짧고 강한 만큼 직상방에서의 중합으로도 충분한 결합강도를 얻을 수 있다는 가정 하에 실험을 계획하였기 때문이다. 실제로 이번 예비 실험에서 근원심으로 광원을 조사시켜서 전단결합강도를 비교한 결과 LED 광증합기에서는 근원심으로 2초씩 4초 동안 조사시킨 경우 20%정도의 전단강도가 증가하는 것을 볼 수 있었으나, 6초, 8초에 대해서는 유의한 차이를 보이지 못했다. 플라즈마 아크 광증합기에 대해서는 근원심으로 2초씩 조사시킨 경우 5%정도 전단강도가 증가하면서 8초에서는 전단강도가 14 MPa정도로 25%정도로 크게 증가하는 것을 볼 수 있었다. 이처럼 근원심에서 광원을 조사시킬 경우 광원의 종류에 따라 전단강도의 증가도가 다른 특성을 보이는 것은 광원의 차이 때문이라고 추측할 수 있다.

플라즈마 아크 광원을 이용한 중합기에 대한 관심이 늘어나면서 급속 중합으로 일어날 수 있는 부작용에 대한 연구가 있어왔다. 그 중 하나가 중합시간동안 일어날 수 있는 치수내 온도 상승과 중합수축이다. Zach와 Cohen,²⁶ Pohto와 Scheinin²⁷은 광원으로 인해 치수의 온도가 42.5°C 이상으로 상승할 경우 치수에 비가역적인 손상을 준다고 보고하였다. 즉 광증합 시 치수의 온도가 5-6°C 이상 상승하는 경우 바람직하지 않은 치수의 손상이 일어날 수 있다는 것이다. 물론 신체는 치아경조직내의 급작스러운 온도상승을 조절할 수 있는 기능이 있으며 술자가 중합시간을 조절함으로써 이러한 문제점을 예방할 수 있다고 해결책을 제시하였다.²⁸ Hanning과 Bott⁷는 기존의 텅스텐 광증합기를 이용하여 40초간 지속적인 중합을 시행한 경우와 10초간 플라즈마 아크를 이용하여 중합을 하였을 때 6°C정도의 비슷한 온도상승을 관찰하였다. 둘 다 치수에 손상을 미칠 수 있는 범위이지만 위의 실험이 Class II 와동에서 실험한 결과이기 때문에 치질의 양이 적어 상대적으로 온도상승이 높아질 수 있다고 가정할 수도 있으나, 광량이 높은 플라즈마 아크 광증합기는 치수내에 빠른 온도상승을 일으킬 수 있기 때문에 치수에 미치는 영향에 대한 연구가 더욱 필요하리라 생각된다.

그러나, LED 광원은 광량이 플라즈마 아크 광원의 절반 정도 수준이므로 치수에는 생물학적으로 안정성이 높은 중합시스템이라고 생각된다. 또 다른 문제

접인 중합수축으로 인한 문제점은 보존영역에서와 같은 큰 와동에서 레진과 치면간의 경계면을 따라 틈이 형성될 수 있으나 교정용 브라켓에서는 브라켓과 치질사이의 레진의 양이 적으며 브라켓 주변을 따라 여분의 레진이 존재한다는 점이 큰 문제가 되지 않고 중합수축에 의해 브라켓이 치면에 더욱 근접됨으로써 유리한 장점이 될 수 있다고 보고된 바 있다.²⁹⁻³¹

Artun과 Bergland³²에 의해 고안된 ARI는 접착면의 파절(bonding failure) 양상에 대한 분석을 표준화하려는 연구자들에 의해 계속 사용되어져 왔다. O'Brien 등³³과 Oliver³⁴, Sinha 등³⁵에 의하면 접착제 잔류시수는 브라켓의 기저면의 형태, 장치제거 방법, 접착제의 종류, 사용한 브라켓 부착 방법 등에 영향을 받는다고 하였다. 따라서 다른 형태의 브라켓 기저면을 지닌 브라켓을 이용할 경우 다른 파절양상을 보일 가능성을 배제할 수 없다. 본 실험에서는 두 광원의 경우 파절면의 위치가 브라켓 기저면에서 일어나서 광원의 종류가 부착 파절의 위치에 영향을 주지 못했음을 알 수 있었으며 금속브라켓의 경우 브라켓-접착제의 계면에서 파절이 발생된다고 보고한 Winchester³⁶의 결과와 일치하였다. 이러한 양상은 브라켓 베이스 부위에 불완전한 중합으로 인한 결과로 추측할 수 있으나 임상적으로는 장치제거 시 치아에 손상을 줄 가능성이 적어지기 때문에 오히려 바람직한 파절양상이라고 생각된다.

결 론

본 연구는 LED 광중합기와 플라즈마 아크 광중합기의 중합시간에 따른 브라켓의 전단강도를 측정하여 적절한 브라켓의 부착강도에 요구되는 중합시간을 평가하고자 시행되었다. 120개의 발치된 사람의 소구치에 컴포짓 레진으로 브라켓을 부착시킨 후 4초, 6초, 8초 동안 플라즈마 아크 광원과 LED 광원으로 각각 중합시켰다. 그 후 결합강도를 만능시험기로 측정 한 결과,

1. 임상적으로 적합한 브라켓 접착강도를 위해 플라즈마 아크 광중합기에서는 4초 이상의, LED 광중합기에서는 8초 이상의 중합시간이 요구되었다.
2. 플라즈마 아크 광중합기와 LED 광중합기 둘 다 중합시간이 ARI 값에 대해서는 영향을 미치지 않았다.

실험 결과 LED 광중합기를 사용할 경우 플라즈마 아크 광중합기에 비해 중합시간이 2배정도 더 필요하지만, 기존의 할로겐 광중합기에 비해 중합시간을 단축시킬 수 있다. 또한 플라즈마 아크 광중합기에 비해 부피가 작고 저가라는 점이 LED 광중합기의 장점이라고 생각된다.

참 고 문 헌

1. Newman SM, Murray GA, Yates JL. Visible lights and visible light-activated composite resins. *J Prosthet Dent* 1983;50:31-5.
2. Oesterle LJ, Newman SM, Shellhart WC. Comparative bond strength of brackets cured using a pulsed xenon curing light with 2 different light-guide sizes. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2002;122:242-50.
3. Oesterle LJ, Newman SM, Shellhart WC. Rapid curing of bonding composite with a xenon plasma arc light. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001;119:610-6.
4. Pettemerides AP, Sherriff M, Ireland AJ. An in vivo study to compare a plasma arc light and a conventional quartz halogen curing light in orthodontic bonding. *Eur J Orthod* 2004;26:573-7.
5. Mills RW. Blue light emitting diodes - another method of light curing? *Br Dent J* 1995;178:169.
6. Fujibayashi K, Ishimaru K, Takahashi N, Kohno A. Newly developed curing unit using blue light-emitting diodes. *Dent Jap* 1998;34:49-53.
7. Hannig M, Bott B. In-vitro pulp chamber temperature rise during composite resin polymerization with various light-curing sources. *Dent Mater* 1999;15:275-81.
8. Bishara SE, Trulove TS. Comparisons of different debonding techniques for ceramic brackets: an in vitro study. Part I. Background and methods. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1990;98:145-53.
9. Bagis YH, Rueggeberg FA. The effect of post-cure heating on residual, unreacted monomer in a commercial resin composite. *Dent Mater* 2000;16:244-7.
10. Imazato S, Torii M, Tsuchitani Y, McCabe JF, Russell RR. Incorporation of bacterial inhibitor into resin composite. *J Dent Res* 1994;73:1437-43.
11. Demke RS. Residual monomer/additive release and variability in cytotoxicity of light-curing glass-ionomer cements and comonomers. *J Dent Res* 1999;78:724.
12. Reynolds I. A review of direct orthodontic bonding. *Br J Orthod* 1975;2:171-8.
13. Retief DH. Failure at the dental adhesive-etched enamel interface. *J Oral Rehabil* 1974;1:265-84.
14. Diedrich P. Enamel alterations from bracket bonding and debonding: a study with the scanning electron microscope. *Am J Orthod* 1981;79:500-22.
15. Pettemerides 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* 2001;28:237-44.
16. Sfondrini MF, Cacciafesta V, Pistorio A, Sfondrini G. 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* 2001;119:30-5.
17. Evans LJ, Peters C, Flickinger C, Taloumis L, Dunn W. A comparison of shear bond strengths of orthodontic brackets using various light

- sources, light guides, and cure times. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2002;121:510-5.
18. 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* 2000;108:341-5.
 19. Wang WN, Meng CL. A study of bond strength between light- and self-cured orthodontic resin. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1992;101:350-4.
 20. Bishara SE, Olsen ME, Damon P, Jakobsen JR. Evaluation of a new light-cured orthodontic bonding adhesive. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1998;114:80-7.
 21. Bishara SE, Ajlouni R, Oonsombat C. Evaluation of a new curing light on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Angle Orthod* 2003;73:431-5.
 22. Micali B, Basting RT. Effectiveness of composite resin polymerization using light-emitting diodes (LEDs) or halogen-based light-curing units. *Pesqui Odontol Bras* 2004;18:266-70.
 23. Rahiotis C, Kakaboura A, Loukidis M, Vougiouklakis G. Curing efficiency of various types of light-curing units. *Eur J Oral Sci* 2004;112:89-94.
 24. Vandewalle KS, Roberts HW, Tiba A, Charlton DG. Thermal emission and curing efficiency of LED and halogen curing lights. *Oper Dent* 2005;30:257-64.
 25. Swanson T, Dunn WJ, Childers DE, Taloumis LJ. Shear bond strength of orthodontic brackets bonded with light-emitting diode curing units at various polymerization times. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004;125:337-41.
 26. Zach L, Cohen G. Pulp response to externally applied heat. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1965;19:515-30.
 27. Pohto M, Scheinin A. Vital microscopy of the pulp in the rat incisor. VII. Reactions to silicate cements. *Suom Hammaslaak Toim* 1967;63:178-86.
 28. Cobb DS, Dederich DN, Gardner TV. In vitro temperature change at the dentin/pulpal interface by using conventional visible light versus argon laser. *Lasers Surg Med* 2000;26:386-97.
 29. Klocke A, Korbmacher HM, Huck LG, Kahl-Nieke B. Plasma arc curing lights for orthodontic bonding. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2002;122:643-8.
 30. Klocke A, Korbmacher HM, Huck LG, Ghosh J, Kahl-Nieke B. Plasma arc curing of ceramic brackets: an evaluation of shear bond strength and debonding characteristics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003;124:309-15.
 31. Hasegawa T, Itoh K, Yukitani W, Wakumoto S, Hisamitsu H. Depth of cure and marginal adaptation to dentin of xenon lamp polymerized resin composites. *Oper Dent* 2001;26:585-90.
 32. Artun J, Bergland S. Clinical trials with crystal growth conditioning as an alternative to acid-etch enamel pretreatment. *Am J Orthod* 1984;85:333-40.
 33. O'Brien KD, Watts DC, Read MJ. Residual debris and bond strength: is there a relationship? *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1988;94:222-30.
 34. Oliver RG. The effect of different methods of bracket removal on the amount of residual adhesive. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1988;93:196-200.
 35. Sinha PK, Nanda RS, Duncanson MG, Hosier MJ. Bond strengths and remnant adhesive resin on debonding for orthodontic bonding techniques. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1995;108:302-7.
 36. Winchester L. Methods of debonding ceramic brackets. *Br J Orthod* 1992;19:233-7.

- ORIGINAL ARTICLE -

Comparison of the shear bond strength of brackets in regards to the light curing source

Jung-Yul Cha, DDS, MSD,^a Kee-Joon Lee, DDS, MSD,^b Sun-Hyung Park, DDS, MSD, PhD,^a
Tae-Weon Kim, DDS, MSD, PhD,^c Hyung-Seog Yu, DDS, MSD, PhD^d

With the introduction of the xenon plasma arc curing light and the LED curing light as orthodontic curing lights, the polymerizing time of orthodontic composites has clearly decreased. In contrast to various research cases regarding the polymerization time and bond strength of the xenon plasma arc curing light, not enough research exists on the LED curing light, including the appropriate polymerization time. The objective of this research was to compare the bond strength of the plasma curing light and the LED curing light in regards to the polymerization time. The polymerization time needed to achieve an appropriate adhesion strength of the bracket has also been studied. After applying orthodontic brackets using composite resin onto 120 human premolars, the plasma arc curing light and the LED curing light were used for polymerization for 4, 6, and 8 seconds accordingly. This research proved that the LED curing light provided appropriate bond strength for mounting orthodontic brackets even with short seconds of polymerization. The expensive cost and large size of the device limits the use of the plasma arc curing light, whereas the low cost and easy handling of the LED curing light may lead to greater use in orthodontics.

Korean J Orthod 2006;36(3):198-206

※ **Key words:** LED curing light, Plasma arc curing light, Shear bond strength

^a Fellow, ^b Assistant Professor, ^d Associate Professor, Department of Orthodontics, College of Dentistry, Yonsei University
^c Private Clinic

Corresponding author: Hyung-Seog Yu

Department of Orthodontics, College of Dentistry, Yonsei University, Shinchon-Dong 134 Seodaemun-Gu, Seoul, Korea
+82 2 2228 3104

yumichael@yumc.yonsei.ac.kr

Received November 14, 2005; Last Revision April 1, 2006; Accepted April 3, 2006