

복합레진의 exponential 중합법이 상아질접착제의 미세인장접착강도에 미치는 영향

성소래 · 서덕규 · 이인복 · 손호현 · 조병훈*
서울대학교 치의학대학원 치과보존학교실

ABSTRACT

EFFECT OF THE EXPONENTIAL CURING OF COMPOSITE RESIN ON THE MICROTENSILE DENTIN BOND STRENGTH OF ADHESIVES

So-Rae Seong, Duck-kyu Seo, In-Bog Lee, Ho-Hyun Son, Byeong-Hoon Cho*

Department of Conservative Dentistry, School of Dentistry, Seoul National University, Seoul, Korea

Objectives: Rapid polymerization of overlying composite resin causes high polymerization shrinkage stress at the adhesive layer. In order to alleviate the shrinkage stress, increasing the light intensity over the first 5 seconds was suggested as an exponential curing mode by an LED light curing unit (Elipar FreeLight2, 3M ESPE). In this study, the effectiveness of the exponential curing mode on reducing stress was evaluated with measuring microtensile bond strength of three adhesives after the overlying composite resin was polymerized with either continuous or exponential curing mode. **Methods:** Scotchbond Multipurpose Plus (MP, 3M ESPE), Single Bond 2 (SB, 3M ESPE), and Adper Prompt (AP, 3M ESPE) were applied onto the flat occlusal dentin of extracted human molar. The overlying hybrid composite (Denfil, Vericom, Korea) was cured under one of two exposing modes of the curing unit. At 48h from bonding, microtensile bond strength was measured at a crosshead speed of 1.0 mm/min. The fractured surfaces were observed under FE-SEM. **Results:** There was no statistically significant difference in the microtensile bond strengths of each adhesive between curing methods (Two-way ANOVA, $p > 0.05$). The microtensile bond strengths of MP and SB were significantly higher than that of AP ($p < 0.05$). Mixed failures were observed in most of the fractured surfaces, and differences in the failure mode were not observed among groups. **Conclusion:** The exponential curing method had no beneficial effect on the microtensile dentin bond strengths of three adhesives compared to continuous curing method. [J Kor Acad Cons Dent 35(2):125-133, 2010]

Key words: Polymerization shrinkage, Exponential curing, Dentin adhesive, Microtensile bond strength, Failure mode

-Received 2010.3.2., revised 2010.3.11., accepted 2010.3.12.-

I. 서 론

복합레진은 중합 과정에서 단량체 분자 사이의 약한 반데르발스결합이 공유결합으로 전환되면서 분자간 거리가 감소하여 2-4%의 부피수축을 나타낸다.^{1,2)} 복합레진의 중합 수축은 젤화전단계와 젤화후단계로 나누어진다. 젤화 전에는 복합레진의 흐름성이 허용되어 수축응력을 적절히 보상할 수 있으나, 젤화 후에는 흐름성이 없어지므로 탄성계수

*Corresponding Author: **Byeong-Hoon Cho**
Department of Conservative Dentistry,
School of Dentistry, Seoul National University
275-1 Yeongeon-Dong, Jongno-Gu, Seoul, 110-768, Korea
Tel: 82-2-2072-3514 Fax: 82-2-2072-3859
E-mail: chobh@snu.ac.kr

가 증가하여 수축응력이 치질과 복합레진 계면에 유해하게 작용하게 된다.^{3,4)} 그 결과 치질과의 결합이 손상되어 불충분한 변연적합을 나타낼 수 있으며 이로 인해 미세누출, 슬 후과민증, 이차우식 등 여러가지 임상적인 문제를 야기시킬 수 있다.^{3,6)}

중합수축응력을 감소시키기 위한 여러가지 임상적 술식이 제안되었는데, 복합레진을 적층충전하여 C-factor를 줄이는 방법이 가장 널리 사용되고 있다.⁷⁾ 그밖에 탄성계수가 낮은 이장재를 응력흡수층으로 사용하는 방법⁵⁾이 있으며, 최근에는 조사하는 광강도를 조절하여 중합속도를 감소시킴으로써 중합수축응력을 줄이고자 하는 soft start 중합법이 제안되어 많은 연구가 이루어지고 있다.⁸⁾ Soft start 중합법은 낮은 광강도에서 중합을 개시하였다가 높은 광강도에서 최종중합시키는 술식이다.⁸⁾ 낮은 광강도에서 중합을 개시하므로 복합레진의 초기 중합속도를 감소시켜 젤화시기를 늦춤으로써 더 긴 시간 동안 수복재의 흐름성을 허용하고 이를 통해 접착층에 중합수축응력을 최소화하고자 하였다.^{8,9)} 일반적으로 높은 광강도로 조사하였을 때 높은 중합율과 물성을 나타내는 반면에 큰 중합수축속도를 나타낸다. 반대로 낮은 광강도에서는 적게 수축하지만 낮은 중합율과 물성을 나타내게 된다.^{10,11)} 광강도(light intensity 또는 power density)는 단위시간당 광자수를 의미하고 mW/cm^2 로 표시하며, 광에너지(light energy density)는 방출된 총광자수를 의미하는데 광강도에 조사시간을 곱한 값으로 mJ/cm^2 로 표시한다.¹²⁻¹⁴⁾ 중합과정은 광강도(light intensity)만이 아니라 광에너지 총량(total light energy density)에 의해 좌우되므로 초기 중합 후에 광강도를 높여 적절한 시간 동안 중합시키면 중합률 및 물성의 저하를 피할 수 있다.¹⁵⁾ 따라서 낮은 광강도에서 시작하여 점진적으로 광강도를 증가시킨 후, 높은 광강도에서 충분한 시간 동안 조사함으로써 중합수축은 감소시키면서 물성은 저하시키지 않고자 하는 시도가 이루어졌으며, 현재 이용되고 있는 soft start 중합법에는 낮은 광강도에서 시작하여 일정 시간 후 높은 광강도로 바꾸어 마무리하는 2단계의 step 중합법, 낮은 광강도로 조사하였다가 휴지기를 둔 후 높은 광강도로 마무리하는 pulse delay 중합법, 낮은 광강도로 시작하여 연속적으로 광강도를 증가시키는 ramp 중합법 등이 있다.^{12,16)} 광강도가 지수함수적으로 급격히 증가하는 exponential 중합법은 ramp 중합법의 일종이다.¹⁶⁾ 비교적 최근 치과에 도입된 LED (light-emitting diode) 광중합기는 수명이 길고 에너지 변환 효율이 높으며 열발생이 적은 등 기존의 할로겐 광중합기에 비하여 많은 장점을 가지고 있어 빠른 속도로 보급되고 있다.¹⁷⁾ 현재 판매되고 있는 많은 LED 광중합기에 부가적으로 exponential 중합방식이 채택되어 있어 임상가들이 편리하게 이용할 수 있다.¹⁷⁾

Soft start 중합법에 관한 여러 연구에서 continuous 중

합법과 비교했을 때 적은 수축, 낮은 변연누출과 높은 변연적합성, 유사한 물성을 나타냈다고 보고되었다.^{8,9,15,18-22)}

Uno와 Asmussen은 step 중합법에서 변연적합성과 물성이 향상되었다고 하였고,⁹⁾ Miyazaki 등은 낮은 광강도에서 느린 속도로 중합시킨 경우 물성이 향상되었다고 보고하였다.¹⁵⁾ Goracci 등은 ramp 중합법이 중합수축응력을 줄여 상아질에 대한 복합레진의 적합도를 증가시킨다고 하였다.¹⁸⁾ Bouschlicher와 Rueggerberg은 ramp 중합법을 적용했을 때 continuous 중합법에 비하여 낮은 중합수축응력 및 유사한 중합율을 나타냈다고 보고하였다.¹⁹⁾ 반면에 중합수축, 변연적합성 및 물성 등에 대하여 soft start 중합법이 continuous 중합법과 비교하여 특별한 장점이 없었다는 연구 보고들도 있다.²³⁻²⁵⁾ Koran과 Kurschner, Silikas 등은 step 중합법이 중합수축 및 수축응력, 표면경도 및 중합율에 영향을 주지 않았다고 하였고,^{23,24)} Friedl 등은 5급 와동에 step 중합법을 적용했을 때 변연적합성을 향상시키지 못했다고 하였다.²⁵⁾ 이러한 상반된 실험결과는 사용된 복합레진의 종류, 광중합기의 종류, 중합시 광강도 및 조사시간, 실험방법의 차이 등에 기인할 수 있다.⁶⁾ 많은 실험에서 광에너지 총량이 통일되지 않았다.⁶⁾ 에너지 총량 개념(Total energy concept)이란 광중합은 조사된 광에너지 총량에 좌우된다는 이론으로, 일반적으로 중합과정은 광강도만이 아니라 광에너지 총량에 영향을 많이 받는다고 알려져 있다.^{15,26)} 즉, 광에너지가 증가할수록 중합율 및 중합깊이가 증가하고, 중합수축에도 간접적으로 영향을 주어 중합수축을 증가시킨다고 보고되었다.¹⁰⁾ 따라서 서로 다른 중합법의 영향을 비교할 경우 광에너지 총량을 통일시키는 것이 권장된다.⁶⁾

상아질 접착에서 접착층은 중합수축응력을 흡수하는 완충지대로 작용하고 응력으로부터 혼성층을 보호하여^{3,27)} 상아질접착강도를 유지하고 향상시키는 데 중요한 역할을 할 수 있다.²⁸⁻³³⁾ Scherrer 등은 취성 재료는 일정 수준 이상의 응력을 받으면 기존에 존재하던 흠(flaw)이 진행되어 파절될 수 있다고 하였다.³⁴⁾ 조 등은 건조 과정에서 용매가 완전히 휘발되지 않아 접착층 내에 흠이 존재하는 상황에서 중합 초기의 약한 접착층에 수축응력이 작용하면, 접착층과 복합레진 계면이나 접착층과 혼성층 계면에 균열(crack)이 발생할 수 있으며 이로 인해 접착이 손상되어 낮은 접착강도를 나타낼 수 있다고 제안하였다.^{32,33)}

본 연구에서는 exponential 중합법이 복합레진의 초기 중합수축속도를 효과적으로 조절할 수 있는지를 접착력에 대한 영향으로 간접적으로 알아보하고자 하였다. Exponential 중합법이 중합수축응력을 감소시켜 복합레진과 치질 사이의 접착을 증진시킬 수 있다면 exponential 중합법을 적용한 군에서 continuous 중합법을 적용한 군에 비하여 더 높은 미세인장접착강도를 나타낼 것이라는 가설을 세웠다. 이

를 검증하기 위하여 접착제 적용 후 상부의 복합레진을 exponential 중합법과 continuous 중합법으로 중합하여 상아질접착제의 미세인장접착강도를 비교하였다.

II. 실험재료 및 방법

1. 실험재료

상아질접착제로 3M ESPE사(St. Paul, MN, USA)의 Scotchbond Multi-Purpose Plus (MP, 4세대 접착제), Single Bond 2 (SB, 5세대 접착제), Adper Prompt (AP, 6세대 접착제)를 사용하였다. 복합레진으로는 A3 색조의 Denfil (Vericom Co., Anyang, Gyeonggi-do, Korea)을 사용하였다 (Table 1). 2가지 중합방식을 가진 Elipar FreeLight 2 (3M ESPE, USA)를 광중합기로 사용하였고, standard mode를 continuous 중합법, exponential mode를 exponential 중합법으로 각각 적용하였다. 3가지 상아질접착제에 대하여 2가지 중합법을 적용하여 총 6개의 군으로 분류하였다.

2. 시편제작

24개의 우식이나 수복물이 없는 발거된 사람 치아를 사용하였다. 각각의 치아는 표면의 연조직을 제거하고 0.5% chloramine-T 용액에 넣어 4℃에서 7일간 보관한 다음 증류수에 넣어 4℃에서 보관하고, 발거 후 6개월 이내에 실험에 사용하였다. 치아를 자가중합형 레진으로 플라스틱 주형에 매몰하고, 주수하에서 저속 다이아몬드 saw (Isomet, Buehler Ltd, Lake Bluff, IL, USA)을 사용하여 치아 장

축에 수직 방향으로 교합면 법랑질을 제거하여 상아질면을 편평하게 노출시켰다. 노출시킨 상아질면을 polishing machine (Rotapol-V, Struers Ltd., Glasgow G60 5EU, UK)을 이용하여 주수하에서 500 grit silicon carbide paper로 연마하고 증류수에 넣어 보관하였다.

3. 접착과정

준비된 치아들을 6개군으로 무작위로 분류하였다. 산부식제로 MP, SB군에서는 같은 제조사의 35% 인산인 Scotchbond etchant을 사용하였다. 각 상아질접착제에 대하여 제조사의 지시대로 산부식, 수세 및 접착 과정을 시행하였으며, 다만 priming후 용매를 충분히 제거하기 위하여 모든 군에서 30초간 압축공기를 약하게 적용하여 건조시켰다. 광조사하기 전 radiometer (Model 100 Optilux Radiometer, sds Kerr, USA)로 광강도를 측정하였고, 접착제를 도포한 후 10초간 standard mode로 광조사한 후, 복합레진(Denfil)을 3번에 걸쳐 3.6 mm 두께로 적층하였다. 복합레진의 중합은 Continuous 중합군에서는 20초간 800 mW/cm²로 광조사하였고, exponential 중합군은 5초 동안 0 mW/cm²에서 800 mW/cm²까지 광강도를 증가하였다가 이후 15초 동안 800 mW/cm²로 광조사하였다. 각각의 광에너지 총량은 16000 mJ/cm², 14000 mJ/cm²로 계산되었다. 이때 광중합기의 조사면과 복합레진 사이의 거리는 1 mm로 일정하게 유지하였다. 복합레진의 첫번째 층은 1.0 mm 두께로 충전하여 20초간 광중합하였고, 나머지 두 층은 1.3 mm 두께로 충전하여 20초씩 광중합하였다. 접착과정이 끝난 치아는 증류수에서 24시간 동안 보관하였다.

Table 1. The composition of the materials used in this study

Material	Composition	Batch number	Manufacturer
Scotchbond Etchant	35% phosphoric acid, colloidal silica	20060419	3M ESPE,
Scotchbond Multipurpose Plus (MP)	Primer: HEMA, water, polyalkenoic acid copolymer Adhesive: Bis-GMA, HEMA, initiator, amine	20060408 20060321	St. Paul, MN, USA
Single Bond 2 (SB)	HEMA, Bis-GMA, UDMA, polyalkenoic acid copolymer, ethanol, water, filler (5 nm, 10%)	20060607	
Adper Prompt (AP)	Liquid A: methacrylated phosphoric ester, Bis-GMA, initiators based on CQ, stabilizer Liquid B: water, HEMA, polyalkenoic acid, stabilizer	211256 211252	
DenFil	Barium aluminosilicate (Average Particle Size ≤ 1µm) Fumed silica (Average Particle Size ≤ 0.04 µm) Bis-GMA, TEGDMA	DF5713333	Vericom Co., Anyang, Gyeonggi-do, Korea

4. 미세인장접착강도 시험

24시간 후 주수하에서 저속 diamond saw를 이용하여 치아를 절삭하여 직육면체 형태로 만들었다. 직육면체 형태의 접착시편을 저속 drill press (Pressdrill, Samchully machinery Co. Ltd., Shiheung-City, Korea)에 고정시킨 diamond bur를 이용하여 주수하에서 접착층을 중심으로 양쪽에 대칭적으로 hole을 형성하여 가장 좁은 부분의 폭이 1 mm인 모래시계 형태로 만들었다. 이것을 주수하에서 얇은 diamond wheel (Buehler Diamond Wafering Blade, Buehler Ltd.)로 0.6 mm 두께로 절단하여 접착면적의 폭이 1.01 ± 0.07 mm, 두께가 0.65 ± 0.09 mm 인 시편을 최종적으로 얻었다.

미세인장강도 시험을 위하여 각 시편의 양쪽 가장자리를 cyanoacrylate cement를 이용하여 2개의 평행한 막대로 연결된 계측공구(jig)에 고정시켰다. 이것을 만능시험기 (Model 4466, Instron Inc., Canton, MA, USA)에 연결한 다음 crosshead speed 1.0 mm/min로 인장력을 가하여 파절시의 하중값을 기록하고 측정된 단면적으로 나누어서 인장접착강도값을 계산하였다. 미세인장접착강도는 Sigmastat 3.1.1 프로그램을 사용하여 Two-way ANOVA로 분석하였고 Tukey test로 사후검정하였다 ($p < 0.05$).

5. 주사현미경 관찰

접착면에 대한 관찰은 치아접착시편을 접착 후 24시간에 주수하에서 저속 diamond saw를 이용하여 절삭하여 직육면체 형태로 만들 때 제거된 바깥쪽의 절편을 사용하였다. 6 N HCl에서 3초 동안 탈회시키고 증류수로 30초간 세척한 다음 3.5% NaOCl에서 4분 동안 처리하고 증류수로 5분간 세척한 후 건조하였다. 각 군마다 탈회처리한 치아 시편의 접착계면을 주사전자현미경으로 1000배에서 관찰하였다.

미세인장접착강도 시험이 끝난 각 파절시편의 파절단면을 주사전자현미경을 이용하여 100배 및 1000배에서 관찰하였다. 파절양상은 다음과 같이 4가지로 구분하였다. 상아질 접착제와 상아질 사이에서 파절된 경우를 adhesive failure, 상아질 내에서 파절된 경우를 cohesive failure in dentin, 복합레진 내에서 파절된 경우를 cohesive fracture in resin, adhesive failure와 cohesive failure가 함께 나타난 경우를 mixed failure로 분류하였다.

III. 실험 결과

각 군의 미세인장접착강도는 Table 2에 나타내었다. 각 상아질접착제 내에서 중합방법에 따른 미세인장접착강도는 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았다(Two-Way ANOVA, $p = 0.384$). 따라서 가설은 기각되었다. 각 상아질접착제 사이에서는 미세인장접착강도의 유의한 차이가 나타났으며($p < 0.001$), 중합방법과 상아질접착제 사이의 교호작용(interaction)은 없었다($p = 0.767$). Tukey test로 사후검정했을 때 continuous 중합군에서 SB는 MP 및 AP보다 유의하게 높은 접착강도를 나타냈고, MP도 AP보다 유의하게 높은 접착강도를 나타냈다($p < 0.05$). Exponential 중합군에서 SB와 MP는 AP보다 유의하게 높은 접착강도를 나타냈으나($p < 0.05$), SB와 MP 사이에 유의한 차이는 없었다($p > 0.05$).

모든 군에서 상아질접착제와 혼성층 사이나 상아질접착제와 복합레진 사이에서 균열은 관찰되지 않았다(Figure 1). 파절양상의 분포에 있어서도 상아질접착제나 중합방법에 따른 차이는 나타나지 않았다(Table 3과 Figure 2). Mixed failure가 가장 많이 관찰되었고 그 다음으로 adhesive failure가 많았다 (Figures 3 and 4).

IV. 총괄 및 고찰

Soft start 중합법에 관한 기존의 연구들은 크게 변연적합

Table 2. The mean microtensile bond strengths (MPa) of tested specimens (Mean \pm SD; N, numbers of specimens)

Adhesive	Cure mode		Two-Way ANOVA (cure mode x adhesive)
	Continuous mode	Exponential mode	
MP	46.54 \pm 6.78 ^{Ba} (23)	44.88 \pm 7.38 ^{Aa} (20)	$p = 0.767$
SB	52.09 \pm 8.79 ^{Aa} (24)	49.97 \pm 7.67 ^{Aa} (23)	
AP	27.02 \pm 7.09 ^{Ca} (20)	27.22 \pm 8.48 ^{Ba} (20)	

MP, Scotchbond Multipurpose Plus; AB, All Bond 2; AP, Adper Prompt

*The same superscripts denote no statistical difference between groups (Tukey test; $p > 0.05$, uppercase letters = columns; lowercase letters = rows).

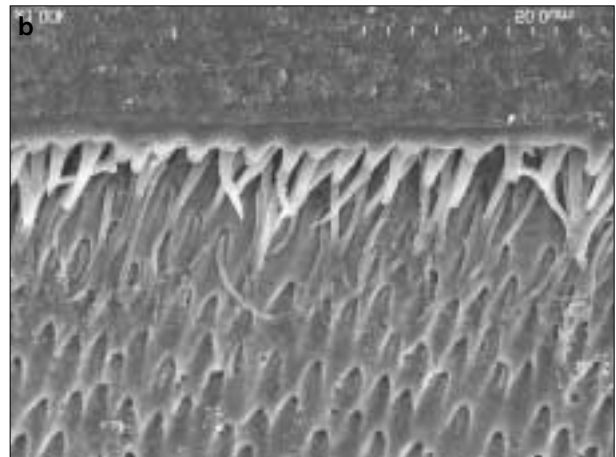
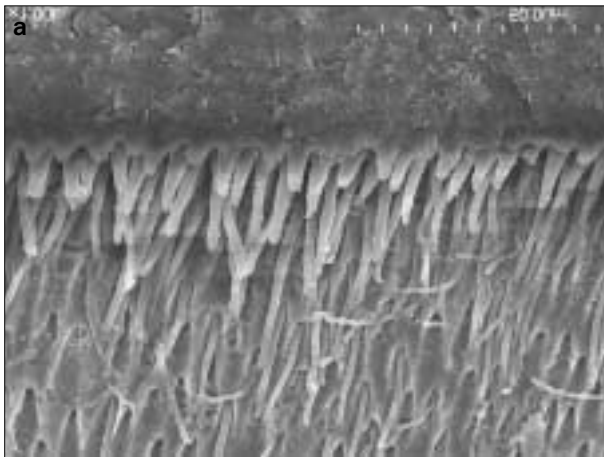


Figure 1. SEM micrograph of the bonded interfaces treated with 6 N HCl and 3.5% NaOCl of MP group. No cracks were observed at the junction of the adhesive layer and the hybrid layer or between adhesive layer and composite resin in both continuous curing group (a) and exponential curing group (b).

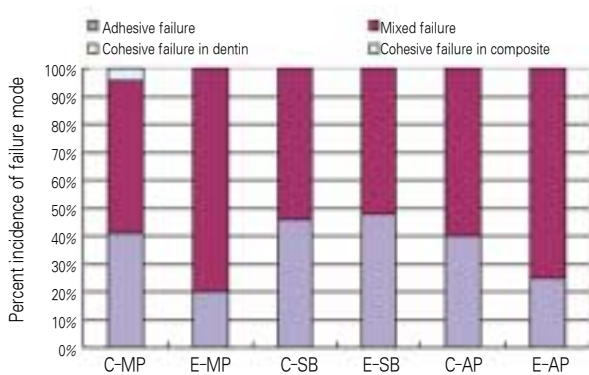


Figure 2. The failure mode distribution of tested specimens. C: continuous curing group, E: exponential curing group MP, Scotchbond Multipurpose Plus; AB, All Bond 2; AP, Adper Prompt.

Table 3. The failure modes of tested specimens

Adhesive	Cure mode	A	M	C _d	C _r
MP	Continuous mode	9	12	0	1
	Exponential mode	4	16	0	0
SB	Continuous mode	11	13	0	0
	Exponential mode	11	12	0	0
AP	Continuous mode	8	12	0	0
	Exponential mode	5	15	0	0

One specimen in MP - continuous curing group was lost before failure mode analysis.

A: adhesive failure, M: mixed failure, C_d: cohesive failure in dentin, C_r: cohesive failure in resin

MP, Scotchbond Multipurpose Plus; AB, All Bond 2; AP, Adper Prompt

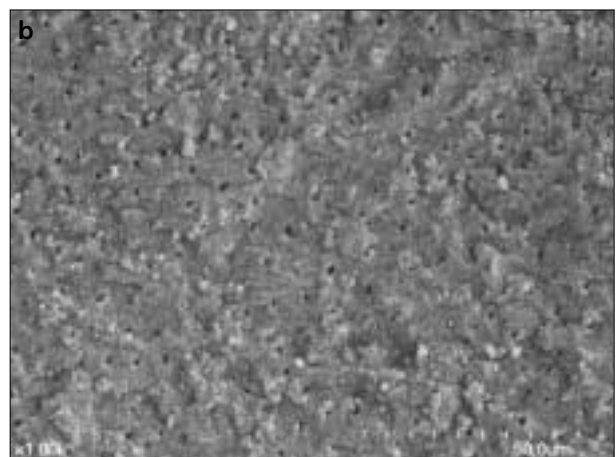
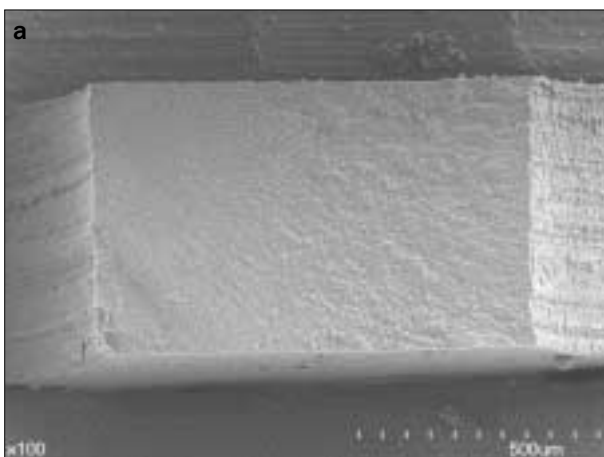


Figure 3. SEM micrograph of the dentin surface of a debonded specimen in SB-continuous curing group. (a) Low magnification view ($\times 100$). Adhesive failure and brittle failure pattern was observed. (b) High magnification view ($\times 1000$). The dentinal tubules and fractured resin tags indicate failure at the interface between the adhesive layer and dentin.

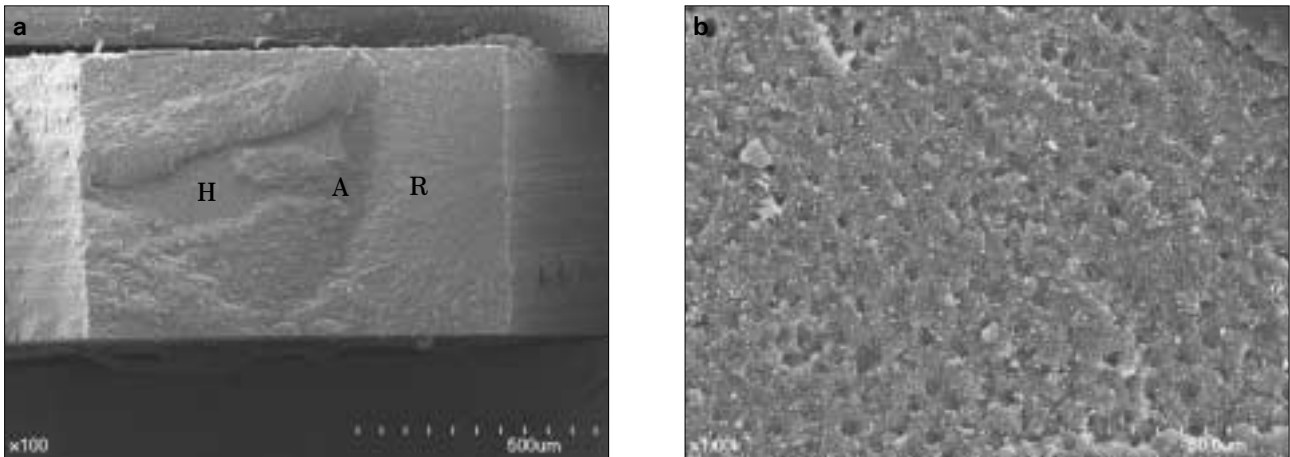


Figure 4. SEM micrograph of the dentin surface of a debonded specimen in SB-continuous curing group. (a) Low magnification view ($\times 100$). Mixed failure mode was observed through the adhesive layer (A), composite resin (R) and hybrid layer (H). (b) High magnification view at the area H ($\times 1000$). The dentinal tubules were covered partially by remnants of adhesive.

성, 중합수축량 및 수축응력 등의 중합거동, 중합률과 중합 깊이 등의 중합효율, 그리고 경도 및 굴곡강도 등의 물성에 관한 것으로 나누어볼 수 있다. 중합방법 중에서는 step 중합법과 pulse delay 중합법에 관한 것이 많았다.¹⁶⁾ Soft start 중합법이 상아질 접착강도나 접착계면에 미치는 영향에 관한 보고는 많지 않으며 대부분 step 중합법에 관한 것이었다. Price 등은 step 중합법이 3가지 상아질접착제의 전단접착강도에 미치는 영향에 대하여 연구하였다.³⁵⁾ 그 결과 step 중합군에서 continuous 중합군에 비해 유의하게 낮은 전단접착강도를 나타냈다. 그 원인으로 초기에 120 mW/cm²의 낮은 광강도로 10초간 조사하였는데 이것이 중합반응을 개시하기에 충분하지 않았을 수 있었으며, C-factor가 0.4로 낮아서 수축응력이 접착에 영향을 미칠 정도로 크게 발생하지 않았을 수 있다고 하였다.³⁵⁾ Caldwell 등은 step 중합법이 2가지 상아질접착제의 전단접착강도에 미치는 영향에 대한 연구에서, continuous 중합법과 비교하여 유의한 차이를 나타내지 않았다고 하였다.³⁶⁾ 따라서 두 연구에서는 step 중합법이 continuous 중합법에 비하여 변연적합성을 향상시키는 것 외에는 임상적으로 이점이 없다고 결론지었다.^{35,36)}

특이한 점은 Caldwell 등의 실험에서 step 중합법의 광에너지가 continuous 중합법에 비하여 20% 낮았음에도 불구하고 전단접착강도에 유의한 차이가 없었다는 점이다.³⁶⁾ 저자들은 적은 광에너지 차이는 전단접착강도에 영향을 주지 않을 수 있다고 하였으며,³⁶⁾ 이것은 이번 실험 결과와도 일치하였다. 서로 다른 중합방법의 영향을 비교하려면 광에너지를 통일시키는 것이 권장된다.⁶⁾ 그러나 시중에 판매되는 많은 광중합기는 중합방법에 따라 광강도와 조사시간이

고정되어 있어 술자가 임의로 조절할 수 없게 되어 있다.¹⁷⁾ 이번 실험에서 사용한 FreeLight 2의 경우에도 조절이 불가능하여 두 중합방법 간에 약 2000 mJ/cm²의 광에너지 차이가 있었으나 미세인장접착강도에 있어서 유의한 차이는 없었다. 즉, 이론적으로 광에너지가 낮은 exponential 중합법을 적용한 군에서 중합속도가 감소하여 미세인장접착강도가 높게 나타날 수 있으나 실제로는 그렇지 않았다. 따라서 광에너지의 차이는 이번 실험결과에는 영향을 미치지 않았을 것으로 해석된다.

이번 실험에서는 3가지 상아질접착제 각각에 있어 두 중합방법에 따라 미세인장접착강도의 유의한 차이는 나타나지 않았다. 모든 군에서 상아질접착제와 혼성층 사이나 상아질접착제와 복합레진 사이에서 균열은 관찰되지 않았다. 이는 실험방법에서 기술한 바대로 각 상아질접착제 사용은 일반적인 제조사의 지시대로 산부식, 수세 및 접착 과정을 시행하였으나, 모든 군에서 30초간 압축공기를 약하게 적용하여 건조시킴으로써 priming 후 용매를 충분히 제거하고 접착제층 내의 flaw를 최대한 방지하였기 때문으로 해석된다.³³⁾ 따라서 가설은 기각되었으며, 상아질 접착과정에서 용매를 충분히 제거할 수 있다면 중합수축응력에 의해 균열이 발생하여 접착을 손상시키는 것을 예방할 수 있을 것으로 사료된다. 파절양상의 분포 역시 상아질접착제나 중합방법에 따른 차이를 나타내지 않았으며, 접착강도와 파절양상 사이에 특별한 관계도 없었다. 이와 같이 중합방법에 따라 실험결과에 유의한 차이가 나타나지 않은 원인을 다음과 같이 생각해볼 수 있다. 첫째, 이번 실험에서 사용된 exponential 중합법이 실제로 복합레진의 초기 중합을 효과적으로 조절하지 못했을 가능성이 있다. 즉, 5초라는 짧은 시간

동안 광강도가 0에서 800 mW/cm²까지 빠르게 증가하므로 충분한 시간 동안 복합레진의 흐름성을 허용하지 못하여 중합수축응력이 유의한 정도로 감소하지 못했을 가능성이 있다. Dauvillier 등은 중합수축의 대부분이 화학중합 복합레진에서 초기 15분 이내, 광중합 복합레진에서 초기 60초 이내에 일어난다고 하였고,³⁷⁾ Dennison 등은 광강도와 조사시간을 다르게 하여 중합수축량을 조사하였을 때 광조사 방법과 관계없이 대부분의 중합수축은 초기 20초 이내에 일어났으며 이 양은 전체 중합수축량의 60-85% 정도라고 보고하였다.^{16,38,39)} 임 등도 continuous 중합법과 step 중합법 및 exponential 중합법을 비교하였을 때 모든 군에서 초기 20초까지 중합수축이 급격한 변화를 나타냈다고 보고하였다.¹⁶⁾ 이 실험에서 초기 15초 동안 150 mW/cm²에서 800 mW/cm²까지 광강도를 증가시켰다가 25초 동안 800 mW/cm²로 조사한 exponential 중합군에서 유의하게 느린 중합속도를 나타내었다.^{16,40)} 따라서 중합 초기의 20초에서 60초 사이에 일어나는 중합수축을 적절히 조절하여야 수축응력을 감소시켜 접착을 개선시킬 수 있을 것으로 해석된다.¹⁶⁾ 둘째, 편평한 상아질 표면에 접착을 시행하였으므로 C-factor가 약 0.4로 작아서 중합수축응력이 크게 작용하지 않아 두 중합방법에 따른 차이를 나타내지 않았을 수 있다. 와동 내에 복합레진을 적용하면 중합수축력과 치질에 대한 접착력이 경쟁하게 된다. C-factor가 증가하면, 즉 접착되지 않는 면적에 비하여 접착면적이 상대적으로 넓어지면 복합레진의 흐름성이 제한되므로 중합수축응력도 증가한다.⁴⁾ 따라서 이번 실험처럼 편평한 상아질 표면에 접착을 시행한 경우 와동에 시행했을 때보다 복합레진과 상아질 계면에 응력이 적게 발생할 수 있다.³⁾ 이전의 두 연구^{35,36)}에서도 편평한 상아질 표면에 접착을 시행하여 C-factor가 낮았으므로 상아질접착강도에 있어서 유의한 차이가 나타나지 않았을 수 있다. 따라서 C-factor의 영향이 크게 작용할 수 있도록 실제 치아에 와동을 형성하고 중합방법을 달리 하여 추가적인 연구가 필요할 것이다.

V. 결 론

3가지 상아질접착제에 대하여 continuous 중합법과 exponential 중합법을 적용하여 미세인장접착강도를 측정하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 3가지 상아질접착제 각각에 있어서 미세인장접착강도는 continuous 중합법과 exponential 중합법 사이에서 유의성 있는 차이를 나타내지 않았다(p = 0.384).
2. 중합방법에 관계없이 MP, SB의 접착강도가 AP보다 유의하게 높았다(p < 0.05).
3. 파절양상의 분포에 있어서 상아질접착제나 중합방법에 따른 차이는 나타나지 않았다.

참고문헌

1. Feilzer AJ, de Gee AJ, Davidson CL. Curing contraction of composites and glass-ionomer cements. *J Prosthet Dent* 59:297-300, 1988.
2. Davidson CL, Feilzer AJ. Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. *J Dent* 25(6):435-440, 1997.
3. Davidson CL, De Gee AJ, Feilzer A. The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress. *J Dent Res* 63(12):396-1399, 1984.
4. Feilzer AJ, de Gee AJ, Davidson CL. Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *J Dent Res* 66(11):1636-1639, 1987.
5. Kempt-Scholte CM, Davidson CL. Marginal integrity related to bond strength and strain capacity of composite resin restorative systems. *J Prosthet Dent* 64:658-664, 1990.
6. Chye CH, Yap AUJ, Laim YC, Soh MS. Post-gel polymerization shrinkage associated with different light curing regimens. *Oper Dent* 30(4):474-480, 2005.
7. Davidson CL. Resisting the curing contraction with adhesive composites. *J Prosthet Dent* 55(4):446-447, 1986.
8. Mehl A, Hickel R, Kunzelmann KH. Physical properties and gap formation of light-cured composites with and without 'softstart-polymerization'. *J Dent* 25(3-4):321-330, 1997.
9. Uno S, Asmussen E. marginal adaptation of a restorative resin polymerized at reduced rate. *Scand J Dent Res* 99:440-444, 1991.
10. Sakaguchi RL, Berge HX. Reduced light energy density decreases post-gel contraction while maintaining degree of conversion in composites. *J Dent* 26(8):695-700, 1998.
11. Unterbrink GL, Muessner R. Influence of light intensity on two restorative systems. *J Dent* 23(3):183-189, 1995.
12. Oberholzer G, Botha CT, Preez IC. Advances in light curing units and curing techniques : a literature review. *SADJ* 60(10):451-454, 2005.
13. Suh BI. Controlling and understanding the polymerization shrinkage-induced stresses in light-cured composites. *Compend Contin Educ Dent Suppl* 20:s34-s41, 1999.
14. Price RBT, Ehrnford L, Andreou P, Felix CA. Comparison of quartz-tungsten-halogen, light-emitting diode, and plasma arc curing lights. *J Adhes Dent* 5:193-207, 2003.
15. Miyazaki M, Oshida Y, Moore BK, Onose H. Effect of light exposure on fracture toughness and flexural strength of light-cured composites. *Dent Mater* 12(6):328-332, 1996.
16. 임미영, 조경모, 홍찬의. 가변광도 중합에 따른 복합레진의 중합수축에 관한 연구. *대한치과보존학회지* 32(1):28-36, 2007.
17. Burgess JO, Walker RS, Porche CJ, rappold AJ. Light curing—an update. *Compend Cont Educ Dent* 23(10):889-906, 2002.
18. Goracci G, Casa de Martinis L, Mori G. Curing light-intensity and marginal leakage of resin composite restoration. *Quintessence Int* 27:355-362, 1996.
19. Bouschlicher MR, Rueggeberg FA. Effect of ramped

- light intensity on polymerization force and conversion in a photoactivated composite. *J Esthet Dent* 12:328-339, 2000.
20. Deliperi S, Bardwell DN. An alternative method to reduce polymerization shrinkage in direct posterior composite restorations. *J Am Dent Assoc* 133:1387-1398, 2002.
 21. Yap AUJ, Soh MS. Curing efficacy of a new generation high-power LED lamp. *Oper Dent* 30(6):758-763, 2005.
 22. Hofmann N, Hunecke A. Influence of curing methods and matrix type on the marginal seal of class II resin-based composite restorations *in vitro*. *Oper Dent* 31(1):97-105, 2006.
 23. Koran P, Kurschner R. Effect of sequential versus continuous irradiation of a light-cured resin composite on shrinkage, viscosity, adhesion, and degree of polymerization. *Am J Dent* 11(1):17-22, 1998.
 24. Silikas N, Eliades G, Watts DC. Light intensity effects on resin-composite degree of conversion and shrinkage strain. *Dent mater* 16(4):292-296, 2000.
 25. Friedl KH, Schmalz G, Hiller KA, Markl A. Marginal adaptation of Class V restorations with and without softstart-polymerization. *Oper Dent* 23(1):26-32, 2000.
 26. Yap AUJ, Seneviratne C. Influence of light energy density on effectiveness of composite cure. *Oper Dent* 26:460-466, 2001.
 27. Van Meerbeek B, Willems G, Celis JP, Roos JR, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Assessment by nano-indentation of the hardness and elasticity of the resin-dentin bonding area. *J Dent Res* 72:1434-1442, 1993.
 28. Venz S, Dickens B. Modified surface-active monomers for adhesive bonding to dentin. *J Dent Res* 72:582-586, 1993.
 29. Perdigao J, Ramos J, Lambrechts P. In vitro interfacial relationship between human dentin and one-bottle dental adhesives. *Dent Mater* 13:218-227, 1997.
 30. Choi KK, Condon JR, Ferracane JL. The effects of adhesive thickness on polymerization contraction stress of composite. *J Dent Res* 79:812-817, 2000.
 31. Zheng L, Pereira PNR, Nakajima M, Sano H, Tagami J. Relationship between adhesive thickness and microtensile bond strength. *Oper Dent* 26:97-104, 2001.
 32. Cho BH, Dickens SH. Effects of the acetone content of single solution dentin bonding agents on the adhesive layer thickness and the microtensile bond strength. *Dent Mater* 20:107-115, 2004.
 33. Dickens SH, Cho BH. Interpretation of bond failure through conversion and residual solvent measurements and Weibull analyses of flexural and microtensile bond strengths of bonding agents. *Dent Mater* 21:354-364, 2005.
 34. Scherrer SS, Denry I, Wiskott A, Belser U. Effect of water exposure on the fracture toughness and flexural strength of a dental glass. *Dent Mater* 17:367-371, 2001.
 35. Price RB, Bannerman RA, Rizkalla AS, Hall GC. Effect of stepped vs. continuous light curing exposure on bond strengths to dentin. *Am J Dent* 13:123-128, 2000.
 36. Caldwell R, Kulkarni G, Titley K. Does single versus stepped curing of composite resins affect their shear bond strength? *J Can Dent Assoc* 67(10):588-592, 2001.
 37. Dauvillier BS, Aarnts MP, Feilzer AJ. Developments in shrinkage control of adhesive restoratives. *J Esthet Dent* 12(6):291-299, 2000.
 38. Dennison JB, Yaman P, Seir R, Hamilton JC. Effect of variable light intensity on composite shrinkage. *J Prosthet Dent* 84(5):499-505, 2000.
 39. Park JG, Cho BH, Lee IB, Kwon HC, Um CM. The effects of various light intensity on the polymerization of resin composites. *J Kor Acad Cons Dent* 26(1): 86-94, 2001.
 40. 윤용환, 박성호. 복합레진의 간헐적 광중합 방법이 변연적합도에 미치는 영향. *대한치과보존학회지* 32(3): 248-259, 2007.

국문초록

복합레진의 exponential 중합법이 상아질접착제의 미세인장접착강도에 미치는 영향

성소래 · 서덕규 · 이인복 · 손호현 · 조병훈*

서울대학교 치의학대학원 치과보존학교실

접착제를 통해 치아에 접착되는 상부의 복합레진의 빠른 중합은 접착제층에 높은 중합수축응력을 발생시킨다. 중합수축응력을 경감시키기 위해서, LED 광중합기의 하나인 Elipar FreeLight 2 (3M ESPE, USA)에서는 최초 5초 이내에 광강도를 증가시키는 exponential 중합법을 채택하고 있다. 본 연구에서는 짧은 시간내에 광강도를 증가시키는 exponential 중합법이 복합레진의 초기 중합수축속도를 효과적으로 조절할 수 있는지를 알아보기 위해 접착제 적용 후 상부의 복합레진을 exponential 중합법과 continuous 중합법으로 중합하여 상아질접착제의 미세인장접착강도를 비교하였다. 3M사의 Scotchbond Multipurpose Plus (MP), Single Bond 2 (SB), 및 Adper Prompt (AP)의 세 종류의 접착제를 발치한 대구치의 교합면 상아질에 제조사의 지시에 따라 적용하고, 혼합형 복합레진인 Denfil (Vericom, Korea)을 두 가지 광중합방법으로 중합하였다. 접착 후 48시간에 미세인장접착강도를 측정하고, 파절면은 FE-SEM.으로 관찰하였다. 그 결과, 각각의 접착제에서 중합방법에 따른 접착강도의 차이는 관찰할 수 없었다(Two-way ANOVA, $p > 0.05$). MP와 SB의 미세인장접착강도는 AP에 비해 유의하게 높았다($p < 0.05$). 대부분의 파절시편에서는 혼합형 파절이 가장 많이 관찰되었으나, 중합방법에 따른 파절양상의 차이는 없었다. 결론적으로 5초 이내의 짧은 시간에 광강도를 증가시키는 exponential 중합법은 continuous 중합법과 비교하여 상아질접착제의 미세인장접착강도에 영향을 주지 않았다.

주요단어: 중합수축, Exponential 중합법, 상아질접착제, 미세인장접착강도, 파절양상