

1급 와동에서 상아질과 복합레진의 결합강도에 대한 중합방법의 효과

백신영 · 조영곤* · 송병춘

조선대학교 치과대학 치과보존학교실

ABSTRACT

THE EFFECT OF DIFFERENT CURING MODES ON COMPOSITE RESIN/DENTIN BOND STRENGTH IN CLASS I CAVITIES

Shin-young Baek, Young-Gon Cho*, Byeong-Choon Song

Department of Conservative Dentistry, College of Dentistry, Chosun University

The purpose of this study was to compare the microtensile bond strength in Class I cavities associated with different light curing modes of same light energy density.

Occlusal enamel was removed to expose a flat dentin surface and twenty box-shaped Class I cavities were prepared in dentin. Single Bond (3M Dental product) was applied and Z 250 was inserted using bulk technique. The composite was light-cured using one of four techniques: pulse delay (PD group), soft-start (SS group), pulse cure (PC group) and standard continuous cure (CC group). The light-curing unit capable of adjusting time and intensity (VIP, Bisco Dental product) was selected and the light energy density for all curing modes was fixed at 16 J/cm². After storage for 24 hours, specimens were sectioned into beams with a rectangular cross-sectional area of approximately 1 mm². Microtensile bond strength (μ TBS) test was performed using a universal testing machine (EZ Test, Shimadzu Co.). The results were analyzed using one-way ANOVA and Tukey's test at significance level 0.05. The μ TBS of PD group and SS group was higher than that of PC group and CC group.

Within the limitations of this in vitro study, modification of curing modes such as pulse delay and soft start polymerization can improve resin/dentin bond strength in Class I cavities by controlling polymerization velocity of composite resin. [J Kor Acad Cons Dent 33(5):428-434, 2008]

Key words: Curing modes, Microtensile bond strength, Composite resin restorations, Class I cavities, Pulse delay, Soft start

- Received 2008.3.19., revised 2008.4.30., accepted 2008.9.3-

I. 서론

복합레진은 심미적이고, 우수한 물리적 및 기계적 성질을 가지고 있어 전치와 구치의 수복을 위한 심미수복재로 널리 사용되고 있다. 재료의 개선에도 불구하고 복합레진의 중합시 발생하는 수축은 초기에는 복합레진의 흐름성에 의해 보상될 수 있으나, 중합반응이 진행되어 교차결합이 형성되면서 재료의 흐름성 감소와 함께 수축응력이 발생된다. 겔화 이후에도 chain relaxation에 의해 약간의 응력완화가 가

* Corresponding Author: **Young-Gon Cho**

Department of Conservative Dentistry,
College of Dentistry, Chosun University
421 Seosuk-dong, Dong-gu, Gwangju, 501-825, Korea
Tel: +82-62-220-3840, 3845 Fax: +82-62-232-9064
E-mail: ygcho@mail.chosun.ac.kr

능하지만, 유리화 지점 (vitrification point)에 도달하게 되면 더 이상의 응력완화는 불가능하게 되어 응력이 급격히 증가하면서 변연파절과 미세누출을 일으켜, 술후과민증, 수복물 변연부의 변색, 재발성 우식증, 치수염증과 같은 임상적 실패를 야기한다¹⁻⁴⁾.

복합레진 수복물의 중합수축은 적층법을 통한 충전과 치아와 복합레진 계면에 저점도 이장재의 사용⁶⁾ 등으로 인해 감소시킬 수 있었다. 최근에는 중합수축을 감소시키기 위한 다양한 중합방법이 개발되었으며, 이러한 방법은 재료가 겔화 또는 유리화 지점 이전 단계에 머무는 시간을 증가시킴으로써 중합수축을 감소시킬 수 있다⁷⁾.

최근에 소개된 연성 중합방법 (soft-start polymerization)은 저강도로 광중합을 시작하여 고강도로 중합을 완성하는 방법으로, 복합레진이 겔화되는 속도를 늦춰서 수축응력을 천천히 일어나게 하여 복합레진의 흐름성에 의해 수축응력을 보상하기 위한 방법이다. 비슷한 원리로, 파동지연 중합방법 (pulse delay polymerization)은 수복물에 저강도의 빛을 조사한 후 잠시 기다린 다음, 더 높은 강도로 두 번째 파동중합을 더 오랫동안 수행하는 방법이다.

Hofmann 등⁸⁾은 연성 중합방법을 사용하였을 경우 중합수축과 변연 미세누출이 감소되고 복합레진의 물성이 향상되었음을 보고하였고, Feilzer 등⁹⁾은 연성 중합방법을 이용하여 중합을 개시한 경우 변연의 간극 (gap)을 줄여 변연 적합성을 증가시킬 수 있다고 하였다. Pfeifer 등⁷⁾은 파동지연 중합방법과 지속 중합방법을 사용하여 2가지 종류의 복합레진의 중합수축을 평가한 결과 파동지연 중합방법은 전환율을 저해하지 않으면서 수축응력을 감소시킬 수 있다고 하였다. 그러나 Christiane 등¹⁰⁾은 5급 와동에 복합레진을 충전한 후 연성 중합방법과 지속 중합방법을 사용하여 미세인장 결합강도를 비교한 결과, 두 방법간에 유의한 미세인장 결합강도 차이를 보이지 않았다고 하였다. 흔히 사용되는 광조사기는 대부분 제조사에 의해 중합모드가 지정되어 있거나 술자가 임의로 광강도와 광조사 시간을 조절할 수 없기 때문에, 광에너지 밀도 (광강도 × 광조사 시간)를 표준화하기 힘들다. Yap 등¹¹⁾은 중합과정은 광강도 자체보다는 광에너지 밀도에 더 의존적이라고 하였으며, Halvorson 등¹²⁾도 복합레진의 물성과 전환율은 전체 광에너지 밀도와 관련이 있다고 하였다. 따라서, 상이한 중합방법간의 차이를 평가하기 위해서는 광에너지 밀도의 표준화가 필수적이다. Bouillaguet 등¹³⁾은 평면에서는 C-factor의 유해한 효과가 상쇄됨으로써 결합강도가 과측정될 수 있다고 하였다. 따라서 수축응력과 결합강도에 대한 중합방법의 영향을 비교하기 위해서는 복합레진의 흐름성이 제한되는 와동에서의 평가가 필요하다.

이 연구의 목적은 광강도와 광조사 시간을 임의로 조절할 수 있는 할로겐 광조사기를 이용하여 표준화된 광에너지 밀

도로 1급 복합레진 수복물을 중합한 후 4가지 상이한 중합방법에 따른 상아질과 복합레진간의 미세인장 결합강도의 차이를 비교 평가하기 위함이다.

Ⅱ. 실험재료 및 방법

1. 실험재료

우식병소, 수복물 및 미세균열이 없는 최근에 발거된 상·하악 대구치 20개를 실험치아로 사용하였다. 단일병 접착제인 Single Bond와 A2 색조의 Z 250 (3M Dental Product, St. Paul, MN, USA)을 사용하였다.

광조사기로는 광강도와 광조사 시간을 조절할 수 있는 VIP (BISCO Dental Product, Schaumburg, IL, USA)를 사용하였다.

2. 실험방법

발거된 상·하악 대구치를 선택하여 치아의 표면에 부착된 연조직과 무기물을 scaler를 이용하여 제거한 후, 실험 직전까지 생리식염수에 보관하였다.

(1) 시편의 초기제작

각 치아는 치과용 경석고를 이용하여 혈액 채취용 CBC 병 (Sewon Yanghang, Busan, Korea)에 치관의 백악법랑 경계부까지 노출되도록 매몰하였다. 경석고가 경화된 후, 편평한 상아질면을 얻기 위해 주수하에 저속의 Diamond Wheel Saw (Isomet, Buehler Ltd., Lake Bluff, IL, USA)를 이용하여 치아장축에 직각으로 교합면에서 가장 깊은 구의 직하방까지의 법랑질을 제거하여 상아질 표면을 노출시켰다.

(2) 와동형성과 군 분류

교합면측의 노출된 상아질에 고속 엔진용 559번 bur를 이용하여 1급 와동을 형성하였다. 와동의 크기는 근원심 폭경 4 mm, 협설면 폭경 3 mm, 와동의 깊이는 2 mm로 하였으며, 모든 변연은 치아의 외면에 90도가 되도록 형성하였다. 와동형성 시 치수각이 노출된 치아는 시편에서 제외하였다.

와동을 형성한 20개의 치아는 무작위로 5개씩 선택하여 사용될 중합방법에 따라 4군으로 분류하였다. 광강도와 광조사 시간의 조절이 가능한 VIP 할로겐 광중합기를 사용하여 파동지연 중합방법으로 광중합한 군 (PD 군), 연성 중합방법으로 광중합한 군 (SS 군), 파동 중합방법으로 광중합한 군 (PC 군), 지속 중합방법으로 광중합한 군 (CC 군)으로 분류하였다. 각 군의 에너지 밀도는 모두 16 J/cm²로 표준화하였다 (Table 1).

각 와동은 접착제를 도포하기 전에 air-water 시린지로 깨끗이 세척하고 air 시린지로 건조하였다. 32% 인산(Unietch, Bisco Inc., Schaumbur, IL, USA)으로 15초간 산부식 처리하고 10초간 수세하였다. 상아질 표면에 있는 파잉의 수분을 면구로 제거한 후, microbrush에 Single Bond를 충분히 적셔 상아질 표면에 연속적으로 2회 도포하였다. 공기시린지로 2 - 5초간 가볍게 불어 건조한 후, 400 mW/cm²로 10초간 광중합하였다. A2 색조의 Z 250을 와동의 변연보다 약간 과충전하고 치아의 외형에 맞게 성형한 후 각 군의 방법에 따라 광조사하였다.

PD 군은 Z 250을 100 mW/cm²로 10초간 광조사하고 3분간 지연한 후 500 mW/cm²로 30초간 광조사하였다. SS 군은 Z 250을 200 mW/cm²로 20초간 광조사한 후 600 mW/cm²로 20초간 광조사하였다. PC 군은 Z 250을 400 mW/cm²로 20초간 광조사하고 20초간 지연한 후 400 mW/cm²로 20초간 광조사하였다. CC 군은 Z 250을 400 mW/cm²로 40초간 광조사하였다 (Table 1).

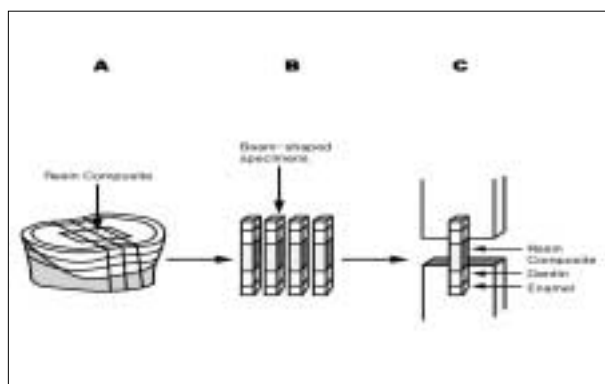


Figure 1. Specimen preparation for microtensile bond strength.

(3) 미세인장 결합강도 검사를 위한 시편제작

치아가 매몰된 CBC병을 Diamond Wheel Saw에 장착하고, digital caliper (Mitutoyo Corp., Kawasaki, Japan)를 이용하여 1 mm 간격으로 조정된 후 교합면에 평행이 되도록 절단하였다. 각 절단된 시편을 홈이 길게 파진 레진블록에 순간접착제를 사용하여 접착하였다. 레진블록을 Diamond Wheel Saw에 장착하고 digital caliper를 이용하여 다시 1 mm 간격으로 접착계면에 직각이 되도록 절단하여, 상아질과 복합레진 계면의 단면적이 1 mm²의 막대 모양 (beam)이 되도록 제작하여 각 군당 20개의 시편을 제작하였다 (Figure 1).

미세인장 결합강도를 측정하기 위하여 각 시편을 testing apparatus에 위치시키고 시편의 양쪽 끝을 cyanoacrylate adhesive (ALTECO Korea Inc., Pyungtaek-City, Korea)로 접착하였다. Universal testing machine (EZ test, Shimadzu Co., Kyoto, Japan)을 이용하여 상아질과 복합레진의 접착계면이 파절될 때까지 분당 1.0 mm crosshead speed로 인장하중을 가하였다.

3. 통계분석

중합방법에 따른 각 군의 미세인장 결합강도에 대한 유의성 검증은 통계분석 프로그램인 SPSS (ver. 10.1)에서 one-way ANOVA를 이용하여 비교 분석하였으며, 사후검정은 Tukey 검정을 이용하여 95% 유의수준에서 분석하였다.

III. 실험결과

각 군의 상아질에 대한 미세인장 결합강도의 평균치와 표준편차는 table 2에 표시하였으며, Figure 2는 이를 그래프로 나타낸 것이다.

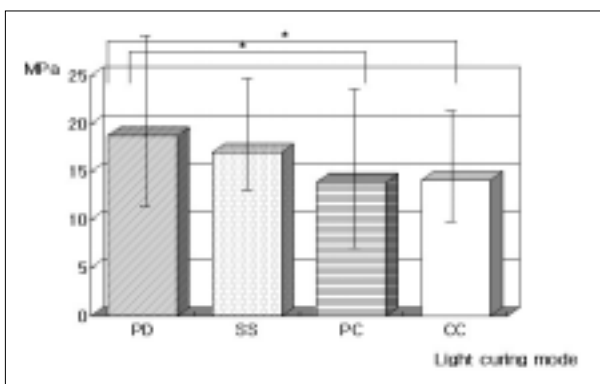
Table 1. Group classification by light curing modes

Group	Curing mode	Light energy density
Pulse Delay (PD)	100 mW/cm ² → Delay → 500 mW/cm ² (10 s) (3 min) (30 s)	16 J/cm ²
Soft Start (SS)	200 mW/cm ² → 600 mW/cm ² (20 s) (20 s)	16 J/cm ²
Pulse Cure (PC)	400 mW/cm ² → Delay → 400 mW/cm ² (20 s) (20 s) (20 s)	16 J/cm ²
Continuous Cure (CC)	400 mW/cm ² (40 s)	16 J/cm ²

Table 2. Mean microtensile bond strength of each group

Group	μ TBS (mean \pm SD)	No. of specimen
Pulse delay (PD)	18.7 \pm 8.08 Mpa ^a	20
Soft start (SS)	17.0 \pm 5.09 Mpa ^{ab}	20
Pulse cure (PC)	13.9 \pm 7.26 Mpa ^b	20
Continuous (CC)	14.1 \pm 5.60 Mpa ^b	20

Superscripts of the other letter indicate values of statistically significant difference ($p < 0.05$, Tukey test)



* indicates statistically significant difference ($p < 0.05$)

PD: pulse delay, SS: soft start, PC: pulse cure, CC: continuous cure

Figure 2. Microtensile bond strength to dentin in each group.

각 군의 상아질에 대한 미세인장 결합강도는 PD 군에서 18.7 ± 8.08 MPa, SS 군에서 17.0 ± 5.09 MPa, PC 군에서 13.9 ± 7.26 MPa, CC 군에서 14.1 ± 5.60 MPa를 나타내어 PD 군이 가장 높은 결합강도를 나타내고 PC 군에서 가장 낮게 나타났다 (Table 2).

각 군의 미세인장 결합강도를 상호비교한 결과, PD 군은 PC 군과 CC 군보다 통계학적으로 높은 인장강도를 나타냈으며 ($p < 0.05$), SS 군은 PC 군, CC 군보다 높은 인장강도를 나타냈으나 통계학적으로 유의한 차이를 나타내지 않았다 ($p > 0.05$).

IV. 총괄 및 고안

접착 수복물에서 상아질에 대한 접착제의 결합강도는 재료가 중합되는 동안 발생하는 수축과 서로 경쟁적으로 작용

하게 된다. 복합레진이 치질과 잘 접촉되면 중합 시 수축은 결합면에서 수축응력으로 나타난다. 수축응력의 정도, 치아와 접착시스템간의 결합강도에 따라 탈락 (debonding), 교두의 휨현상, crack과 같은 임상적 문제를 야기할 수 있다^{14,15}. 특히, box-shape와 같이 높은 C-factor를 가지는 와동에서 복합레진과 치질간에 형성된 중합수축은 접착면을 파괴할 수 있다¹³.

이러한 중합수축을 개선하기 위해서 여러 방법들이 소개되었다. 복합레진 수복 시 수복물과 치질 사이에 흐름성을 가지는 이장재/기저재를 적용하여 결합계면에서 발생하는 수축응력을 분산 및 흡수시키기 위한 방법이 연구되었다. C-factor가 큰 와동에서는 적층충전을 통해 재료의 중합수축 시 변연부를 개방시킴으로써 중합수축을 완하시키려는 방법도 소개되었다¹⁶. 또한, 최근에는 중합방법 즉, 광도와 광조사 시간을 변화시켜 중합속도 조절함으로써 중합수축을 감소시키려는 연구가 진행되었다. 이러한 방법에는 저강도로 시작하여 고강도로 중합을 완성하는 연성 중합방법 (soft-start polymerization)과 짧은 파동의 에너지를 적용하는 파동 중합방법 (pulse activation) 및 이들을 혼합하여 사용하는 방법 등이 있다.

복합레진의 중합수축을 평가하는 방법은 다양하지만 이 연구에서는 상이한 중합방법에 따른 상아질에 대한 접착시스템의 결합력을 측정하기 위해 미세인장 결합강도를 평가하였다. 이 연구에서는 낮은 C-factor를 갖는 평면에서는 결합강도가 과측정¹³될 수 있으므로 box-shape의 1급 와동을 형성하였고, 에너지 밀도를 표준화한 서로 다른 4종의 중합방법을 이용하여 실험을 시행하였다.

일반적으로 미세인장 결합강도 측정 시 제작되는 여러개의 시편은 광범위한 범위의 결합강도를 나타내며^{18,19}, 이는 표본의 준비과정, 재료의 성질, 접착기질의 이질성 또는 술식민감성 등에 의해 영향을 받을 수 있다¹⁸.

이 연구에서 PD 군의 미세인장 결합강도는 PC 군과 CC 군보다 유의하게 높게 나타났다 ($p < 0.05$) (Table 2, Figure 2). Pfeifer 등⁷은 유사한 광에너지 밀도를 가질 경

우, 초기조사 3분 후 최종 강도를 적용하여 파동 중합방법을 시행한 군이 지속 중합방법을 시행한 군보다 유의하게 낮은 중합수축을 나타냈다고 보고하였다.

중합방법에 관계없이 복합레진은 광원을 제거한 후에도 계속해서 수축한다. 이는 복합레진의 후중합 (post curing)에 기여하고, 광원제거 10분 후 약 75%의 중합이 일어나며, 적어도 24시간 후까지 지속된다²⁰⁾. 이 연구에서 PD 군이 PC 군과 CC 군의 결합강도보다 높게 나타난 이유는 초기 광조사 후 3분간의 지연시간으로 인하여 레진의 흐름성과 chain relaxation의 가능성이 높아졌기 때문으로 사료된다^{21,22)}. Bouschlicher 등²³⁾은 천천히 중합을 개시할 경우 중합체 성장 중심 (growth center)이 적게 형성되며, 반응속도가 감소됨으로써 유리화 이전 단계에서 복합레진의 흐름성에 의해 중합수축이 감소할 수 있는 가능성이 증가한다고 하였다. 또한 Chye 등¹⁷⁾도 파동지연 중합방법을 이용한 경우 동일한 광에너지 밀도를 가진 지속 중합방법과 파동 중합방법을 이용한 군보다 유의하게 낮은 중합수축을 보고하였다. 일부에서는 파동지연시 중합수축의 감소는 낮은 전환율이 원인일 것이라고 하였으나, Lim 등²⁴⁾은 파동지연 중합방법을 사용한 군의 전환율은 지속 중합방법을 적용한 군과 비교시 유의한 차이가 없음을 보고하였다.

이 연구의 SS 군은 CC 군과 PC 군보다 높은 결합강도를 보였지만 군 간에 통계학적인 차이는 없었다 ($p > 0.05$). 이러한 결과는 할로젠 광조사기를 이용한 연성 중합방법과 지속 중합방법에서 통계학적인 결합강도의 차이가 없었다는 Cristiane 등¹⁰⁾의 연구 결과와 유사하다.

Santos 등²⁴⁾은 1급 복합레진에서 초기 광강도를 150, 200, 250, 300 mW/cm²로 하고 5초간 지연한 후 740 mW/cm²로 최종 광조사하여 연성중합한 경우와 740 mW/cm²로 40초간 지속 중합할 경우 초기 광강도에 따른 결합강도를 비교한 결과, 200 mW/cm²와 250 mW/cm²의 초기 광강도를 사용하여 연성중합을 하였을 때 동일한 광에너지 밀도로 지속 중합한 경우보다 유의하게 높은 결합강도를 가진다고 하였다. 이러한 결과는 200 mW/cm²의 초기 광강도로 연성 중합방법을 시행한 SS 군의 결합강도가 CC 군의 결합강도와 유의한 차이를 나타내지 않은 이 연구의 결과와는 다르게 나타났다. 이는 지속 중합방법을 이용할 경우 이 연구에서는 400 mW/cm² 광강도를 이용한 반면, 그들의 실험에서는 740 mW/cm²의 다소 높은 광강도를 사용함으로써 급속한 중합수축에 의한 접착면의 파괴로 인하여 낮은 결합강도를 나타내었기 때문으로 생각된다^{14,27,27)}.

광강도와 광조사 시간을 변화시켜 중합속도를 조절할 경우, 초기 저강도 조사는 최종적으로 고강도에 의해 중합이 완성되어야 하는데¹¹⁾, 이는 최적의 기계적, 물리적 성질을 보장하고 부적절하게 중합된 재료의 세포독성으로 인해 야기될 수 있는 임상적 문제점을 예방하기 위해서다²⁷⁾.

이 연구에서 할로젠을 이용한 중합방법에 따른 1급 와동에서의 미세인장 결합강도를 비교한 결과 파동지연 중합방법과 연성 중합방법을 이용한 군에서 높은 결합강도가 관찰되었다. 다양한 중합방법의 광에너지 밀도가 동일 (16 J/cm²)하기 때문에 미세인장 결합강도의 차이는 이용된 중합방법과 관련될 수 있다. 그러나, 이 연구에서는 단일종의 접착제와 복합레진만을 사용하였으며 복합레진에 따라 다양한 단량체의 혼합, 필러 함량, 광개시제의 농도 등이 중합 양상에 영향을 미칠 수 있다. Pfeifer 등⁷⁾은 파동지연 중합시 응력의 완화는 복합레진의 특성과 관련이 있다고 하였고, Cristiane 등¹⁰⁾은 중합방법보다 사용된 재료가 접착에 있어 결정적인 요소라고 하였다. 따라서 다양한 접착제와 복합레진을 통한 비교 연구가 계속적으로 진행되어야 할 것으로 사료된다.

이 연구의 결과를 요약하면, 1급 수복물에서 파동지연 중합방법을 적용한 군의 미세인장 결합강도는 파동 중합방법과 지속 중합방법군보다 통계학적으로 유의성있게 높게 나타났다. 연성 중합방법군의 결합강도는 파동 중합방법군과 지속 중합방법군보다 높게 나타났으나 통계학적으로 유의한 차이는 나타나지 않았다. 따라서, 1급 복합레진 수복물을 중합할 때 파동지연 중합방법과 연성 중합방법을 사용하여 중합속도를 적절히 조절함으로써 복합레진과 상아질간의 결합강도를 개선시킬 수 있을 것으로 생각된다.

V. 결 론

이 연구는 1급 복합레진 수복물에서 할로젠 광조사기를 이용한 4가지 중합방법이 상아질의 결합강도에 미치는 효과를 알아보기 위하여 시행하였다.

발거된 상·하악 대구치 20개의 교합면측 법랑질을 Diamond Wheel Saw를 이용하여 제거한 후 상아질로 구성된 1급 와동을 형성하였다. 복합레진의 중합방법에 따라 PD (파동지연 중합방법) 군, SS (연성 중합방법) 군, PC (파동 중합방법) 군, CC (지속 중합방법) 군의 4개 군으로 분류하고, Z 250 복합레진을 각 군의 와동에 충전한 후 중합방법에 따라서 광조사하였다.

각 군의 시편을 실온의 증류수에 24시간 동안 보관한 후, Diamond Wheel Saw를 이용하여 주수하에 접착계면의 단면적이 1 mm²가 되도록 절단하여 막대모양의 시편을 제작하였고, 각 군당 20개의 시편을 사용하여 미세인장 결합강도를 측정하였다. 각 군의 결합강도에 대한 유의성 검증은 one-way ANOVA를 이용하여 비교 분석하였으며, 사후검정은 Tukey test를 이용하여 $p = 0.05$ 유의수준에서 분석하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. PD 군은 PC 군과 CC 군보다 통계학적으로 더 높은 미세인장 결합강도를 나타내었다 ($p < 0.05$).

2. SS 군의 미세인장 결합강도는 PC 군과 CC 군보다 높게 나타났으나, 통계학적으로 유의한 차이를 나타내지 않았다 ($p > 0.05$).

결론적으로, 1급 복합레진 수복물을 중합할 때 파동지연 중합방법과 연속 중합방법을 사용하여 중합속도를 조절함으로써 상아질과 복합레진의 결합강도를 개선할 수 있을 것으로 생각된다.

참고문헌

- Lu H, Stansbury JW, Bowman CN. Towards the elucidation of shrinkage stress development and relaxation in dental composites. *Dent Mater* 20 :979-986, 2004.
- Davidson CL, Feilzer AJ. The competition between the composite- dentine bond strength and the polymerization contraction. *J Dent Res* 63:1396-1399, 1984.
- Munro GA, Hilton TJ, Hermes CB. In vitro microleakage of etched and rebonded class 5 composite resin restorations. *Oper Dent* 21: 203-208, 1996
- Ramos RP, Chimello DT, Chinelatti MA, Dibb, RGP, Mondelli J. Effect of three surface sealants on marginal sealing of class V composite resin restorations. *Oper Dent* 25:448-453, 2000.
- Uno S, Shimokobe H. Contraction stress and marginal adaptation of composite restorations in dentinal cavity. *Dent Mater* 13:19-24, 1997.
- Labella L, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Vanherle G. Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *Dent Mater* 15:128-137, 1999.
- Pfeifer CSC, Braga RR, Ferracane JL. Pulse-delay curing: influence of initial irradiance and delay time on shrinkage stress and microhardness of restorative composites. *Oper Dent* 31:610-615, 2006.
- Hofmann N, Dnner W, Hugo B, Klaiber B. The influence of plasma arc vs halogen standard or soft-start irradiation on polymerization shrinkage kinetics of polymer matrix composites. *J Dent* 31:383-393, 2003.
- Feilzer AJ, Dooren LH, de Gee AJ, Davidson CL. Influence of light intensity on polymerization shrinkage and integrity of restoration-cavity interface. *Eur J Oral Sci* 103:322-326, 1995.
- Cristiane MA, Alessandra RP, Glaucia MBA, Edward JS, Luiz AFP. The effect of light-curing source and mode on microtensile bond strength to bovine dentin. *J Adhes Dent* 8:41-45, 2006.
- Yap AU, Ng SC, Siow KS. Soft start polymerization: influence on effectiveness of cure and post-gel shrinkage. *Oper Dent* 26:260-266, 2001.
- Halvorson RH, Erickson RL & Davidson CL. Energy dependent polymerization of resin-based composite. *Dent Mater* 18:463-469, 2002.
- Bouillaguet S, Ciucchi B, Jacoby T, Wataha JC, Pashley D. Bonding characteristics to dentin walls of Class II cavities, in vitro. *Dent Mater* 17:316-321, 2001.
- Uno S, Amussen E. Marginal adaptation of a restorative resin polymerized at reduced rate. *J Dent Res* 79:309-319, 2000.
- Irie M, Suzuki K, Watts DC. Marginal gap formation of light activated restorative bond strength. *Dent Mater* 18:203-210, 2002.
- Kemp-Scholte CM, Davidson CL. Complete marginal seal of Class V resin composite restorations effected by increased flexibility. *J Dent Res* 69:1240-1243, 2000.
- 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.
- Shono Y, Ogawa T, Terashita M, Carvalho Rm, Pashley EL, Pashley DH. Regional measurement of resin-dentin bonding as an array. *J Dent Res* 78:699-705, 1999.
- Shono Y, Terashita M, Pashley EL. Effect of cross sectional area on resin-enamel tensile bond strength. *Dent Mater* 13:290-296, 1997
- O' Brien WJ. Dental materials and their selection. *Quintessence Int* 97-114, 1997.
- Kanca J 3, Suh BI. Pulse-activation: Reducing resin based-composite contraction stresses at the enamel cavosurface margins. *Am J Dent* 12:107-112, 1999.
- Lim BS, Ferracane JL, Sakaguchi RL, Condon JR. Reduction of polymerization contraction stress for dental composites by two-step light-activation. *Dent Mater* 18:436-444, 2002.
- Bouschlicher MR, Rueggeberg FA, Boyer DB. Effect of stepped light intensity on polymerization force and conversion in a photoactivated composite. *J Dent Res* 12(1):23-32, 2004.
- Santos AJS, Sarmiento CF, Abuabara A, Auiar FHB, Lovadino JR. Step-cure polymerization: effect of initial light intensity on resin/dentin bond strength in Class I cavities. *Oper Dent* 31:324-331, 2006.
- Brackett WW, Haisch LD, Covey DA. Effect of plasma arc curing on the microleakage of Class V resin-based composite restorations. *Am J Dent* 13(3):121-122, 2000.
- Mehl A, Hickel R, Kunzelmann KH. Physical properties and gap formation of light-cured composite with and without "soft start-polymerization" *J Dent* 25:321-330, 1997.
- Caughman WF, Caughman GB, Shiflett RA, Rueggeberg F, Schuster GS. Correlation of cytotoxicity, filler loading and curing time of dental composites. *Biomaterials* 12:737-740, 1991.

국문초록

1급 와동에서 상아질과 복합레진의 결합강도에 대한 중합방법의 효과

백신영 · 조영곤* · 송병춘

조선대학교 치과대학 치과보존학교실

본 연구는 1급 복합레진 수복물에서 할로겐 광조사기를 이용한 4가지 중합방법이 상아질의 결합강도에 미치는 효과를 알아보기 위하여 시행하였다. 발거된 상·하악 대구치 20개의 교합면측 법랑질을 Diamond Wheel Saw를 이용하여 제거한 후 1급 와동을 형성하였다. 중합방법에 따라 파동지연 중합방법 (PD) 군, 연성 중합방법 (SS) 군, 파동 중합방법 (PC) 군, 지속 중합방법 (CC) 군의 4개 군으로 분류하고, Z250 복합레진을 각 군의 와동에 충전한 후 광조사하였다. 각 군의 시편을 주수하에 접착계면의 단면적이 1 mm²가 되도록 절단하여 막대모양의 시편을 제작하였고, 각 군당 20개의 시편을 사용하여 미세인장 결합강도를 측정하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. PD 군은 PC 군과 CC 군보다 통계학적으로 더 높은 미세인장 결합강도를 나타내었다.
2. SS 군의 미세인장 결합강도는 PC 군과 CC 군보다 높게 나타났으나, 통계학적으로 유의한 차이를 나타내지 않았다.

결론적으로, 1급 복합레진 수복물을 중합할 때 파동지연 중합방법과 연성 중합방법을 사용하여 중합속도를 조절함으로써 상아질과 복합레진의 결합강도를 개선할 수 있을 것으로 사료된다.

주요단어 : 중합방법, 미세인장 결합강도, 복합레진 수복물, 1급 와동, 파동 지연 중합방법, 연성 중합방법