

유구치 1급 와동에서 와동벽 위치에 따른 microtensile bond strength 비교 연구

이현현 · 정태련 · 김정욱 · 장기택

서울대학교 치과대학 소아치과학교실 및 임상치의학연구소

국문초록

유구치 1급 와동의 복합레진 수복 시 C-factor가 가장 크게 나타나며 중합수축에 의한 응력도 가장 크게 나타난다. 이 실험에서는 응력이 각 와동벽 위치에 따라 다르게 나타나는 양상을 microtensile bond strength(MTBS)실험을 통해 확인해보았다.

하악 제2유구치 20개를 두 개의 군으로 나누었다. 각각 다른 종류의 복합레진으로 수복하였고 개별 치아에서 각각 치수벽 시편과 측벽 시편을 얻어 총 4개의 군으로 나누었다. MTBS를 측정하였으며 통계적 유의성을 student T-test를 통해 검증하였다.

ZP: Filtek Z250 - 치수벽

ZA: Filtek Z250 - 측벽

SP: Filtek Supreme - 치수벽

SA: Filtek Supreme - 측벽

다음과 같은 결과를 얻을 수 있었다.

1. ZP군과 ZA군, SP군과 SA군 사이에서는 유의한 차이가 존재하였다($p<.001$).
2. ZP군과 SP군, ZA군과 SA군 사이에서는 유의한 차이가 존재하지 않았다($p<.001$).

주요어 : Microtensile bond strength test, I급 와동, 유구치, C-factor

I. 서 론

복합레진은 그 조작 편의성과 뛰어난 심미성, 적은 치질 삭제 등의 장점으로 소아치과 영역에서 유치 및 영구치 수복재료로 널리 사용되고 있다. 그러나 복합레진이 갖는 중합수축, 미세누출 등의 한계로 인하여 이상적인 수복재의 요건을 만족시키지는 못하고 있다. 이러한 단점을 극복하기 위하여 많은 노력이 이루어져 왔으며 재료의 물성 및 시적 방법의 개선 등이 많이

연구되었다.

중합 수축에 의한 응력을 나타내는 지표로 비부착면에 대한 부착면의 수를 이용한 C-factor가 소개되었다¹⁾. 가장 낮은 응력이 발생하는 평활면에서 가장 낮은 C-factor(0.2)가 나타나고 I급이나 V급 와동에서는 가장 높은 값(5)을 나타내어 높은 응력을 나타낸다. 이를 응용하여 복합레진의 시적 시 C-factor를 낮출 수 있는 여러 가지 방안 중에서 적층법, flowable resin 사용 등이 추천되어왔다.

응력 집중과 같은 여러 가지 원인으로 낮은 접착강도를 보일 경우 변연누출을 형성하여 착색, 술 후 과민, 세균침착, 이차 우식 등을 야기하게 된다^{5,6)}.

현재 복합레진의 물성개선 방안으로 상아질 접착제의 개량, 나노 충전재의 활용, 중합광원의 다양화 등이 활발히 이루어지고 있다. 최근 연구되고 있는 나노 충전재를 사용할 경우 복합

교신저자 : 장 기 택
서울시 종로구 연건동 28-1
서울대학교 치과대학 소아치과학교실
Tel: 02-2072-3819
E-mail: jangkt@snu.ac.kr

※ 본 연구는 보건복지부 보건의료기술연구개발사업의 지원에 의하여 이루어진 것임(03-PJ1-PG1-CH09-0001).

레진의 투과성, 마모저항성, 표면광택 등을 향상 시킬 수 있다^{2,4)}.

1994년 Sano 등⁶⁾은 실험 시편의 단면적을 1mm² 이하로 하여 인장강도를 측정하는 “Microtensile Bond Strength (MTBS) test”법을 제시하였다. Griffith⁷⁾가 발표한 “Defect Theory”는 MTBS 실험의 이론적 배경이 된다. 물질이 인장력을 받을 때 시편의 크기가 커질수록 인장강도가 작아진다는 것을 바탕으로 하여 이론적으로 최소한의 적은 단면을 갖는 시편일수록 높은 인장강도를 얻을 수 있다는 것이다.

기존의 전단강도실험과 인장강도실험에서는 하나의 시편에서 하나의 강도실험이 가능하였으며 또한 평활면에서의 접착강도만을 얻을 수 있어 동일 치아 내에서 다른 부위의 접착강도 비교는 불가능 하였다. 그러나 MTBS 실험에서는 매우 좁은 면적의 시편에서 실험이 이루어지기 때문에 하나의 치아에서 여러 개의 시편을 얻을 수 있다⁸⁾.

이번 실험에서는 하나의 치아에서 치수벽과 측벽의 시편을 함께 얻어 와동벽 위치 차이에 따라 복합레진의 중합수축으로 인한 응력이 다르게 나타나는 양상을 MTBS 실험으로 확인해 보고자 하였다.

II. 연구재료 및 방법

1. 실험재료

6개월 이내에 발거 된 탈락시기의 하악 제 2 유구치 20개를 사용하였다. 발거 된 치아는 진료실에서 포르말린 용액에 보관되었고 실험 1개월 전부터 생리식염수에 보관하였다. 실험에 사용된 치아는 교합면 법랑질에 제한된 초기 우식이 있거나 실란트에 한해 수복되어있는 치아를 선택하였다. 측벽의 MTBS를 측정하여야 하기 때문에 인접면 우식이나 탈회가 존재하는 치아도 실험에서 제외하였다.

복합레진은 혼성 충전재(Hybrid filler)를 사용한 Filtek Z250(FZ)(3M ESPE Dental Product, USA)과 나노 충전재(Nano filler)를 사용한 Filtek Supreme(FS)(3M ESPE Dental Product, USA)을 사용하였다.

2. 실험방법

20개의 하악 제 2유구치를 실험을 위해 특별히 고안된 아크릴주형에 고정용 자가 중합형 레진을 이용하여 고정하였다.

유구치의 교합면 중앙에 협설 2mm, 근원심 4mm, 깊이 2.5mm의 입방체형 1급 와동을 원통형 다이아몬드 버를 이용하여 형성한다.

제조사에 지시에 따라 산부식후 상아질 접착제(Single Bond, 3M ESPE Dental Product, USA)를 도포하고 플라즈마 광중합기(Flipo, Lobel, France)를 이용하여 광중합 하였다. 이들 중 10개씩 무작위로 나누어 Z250(FZ)과 Supreme

(FS)을 각각 한 번에 충전하고 광중합 하였다.

5℃~55℃로 열순환 500회 시행한 후 시편을 절단하였다. 중합된 면이 모두 상아질을 유지할 수 있도록 교합면의 법랑질 층을 제거한 후 근원심, 협설 방향으로 0.5mm간격으로 저속 다이아몬드 쏘(Isomat, Buhler, USA)를 이용하여 절단하였다.

각각의 치아에서 치수벽 시편 4개, 측벽 시편 4개씩을 얻도록 절단하였고, 이를 각각의 군으로 나누어 군당 40개의 시편을 얻었다. 얻어진 시편은 37℃의 증류수에서 24시간 보관하였다⁹⁾.

ZP군: FZ - 치수벽 (n=40)

ZA군: FZ - 측벽 (n=40)

SP군: FS - 치수벽 (n=40)

SA군: FS - 측벽 (n=40)

Universal testing machine (Instron, USA)을 이용하여 MTBS 측정을 위해 고안된 알루미늄 고정기에 부착하여 측정하였다. 부착에는 순간 접착제(Cyanoacrylic resin adhesive)를 사용하였고, 1mm/min 속도로 실험하여 최대강도(Maximum strength; MPa)와 최대하중(Maximum load; N)을 기록하였다.

실험에서 얻어진 최대강도는 Student t-test를 이용하여 각 군간 통계적 유의성을 검증하였다. 통계에 사용된 프로그램은 SPSS 12.0K for windows (SPSS Inc., Chicago IL)를 이용하였다.

III. 결 과

실험에 사용된 시편의 단면적은 평균 0.27mm²이었다. MTBS를 측정하기 전 제작과정에서 시편이 파손되는 경우가 관찰되었는데 이들은 대부분 측벽 시편에서 상아법랑경계를 포함하는 것들이거나 치수벽 시편에서 치수강과 매우 가까워 상아질을 충분히 포함하지 못한 것들로 유구치의 크기로 인한 시편제작의 한계로 인식하여 측정값에서 제외하였다(n=17).

Cohesive failure(n=8)가 관찰되었으나 이는 시편을 고정기에 장착하는 과정에서 고정기와 접착면이 순간접착제에 접촉되어 생긴 오류로 인해 결과가 나온 것으로 측정값은 통계에 사용하지 않았다. 다른 시편들은 adhesive failure(n=52)나 mixed failure(n=83)를 보였다.

Table 1. Mean and standard deviation of the value of microtensile bond strength in MPa for all groups

	Mean(MPa)	SD	N
Group ZP	57.64	13.45	37
Group ZA	35.94	18.01	32
Group SP	48.03	15.84	35
Group SA	31.18	13.75	31

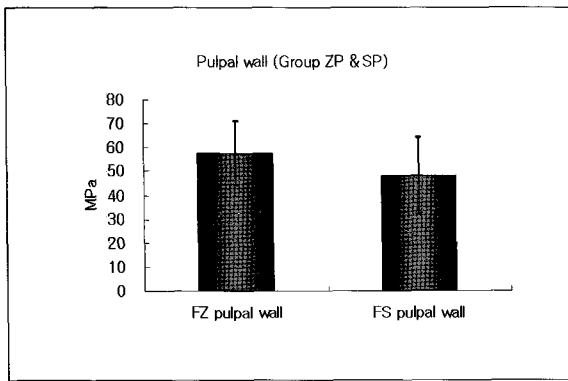


Fig. 1. Graph depicting means and standard deviations of microtensile bond strengths to primary dentin Pulpal walls with different composite resins. FZ: Filtek Z250(3M ESPE Dental Products. USA) FS: Filtek Supreme (3M ESPE Dental Products. USA).

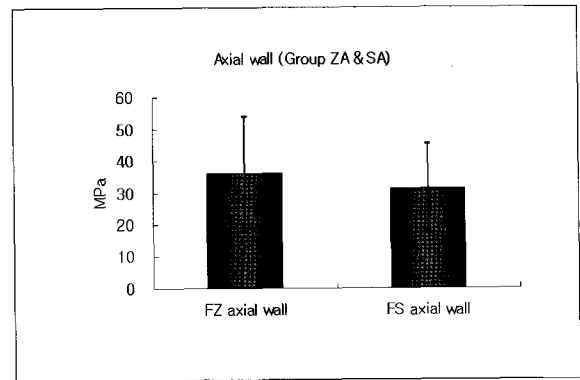


Fig. 2. Graph depicting means and standard deviations of microtensile bond strengths to primary dentin axial walls with different composite resins. FZ: Filtek Z250(3M ESPE Dental Products. USA) FS: Filtek Supreme (3M ESPE Dental Products. USA).

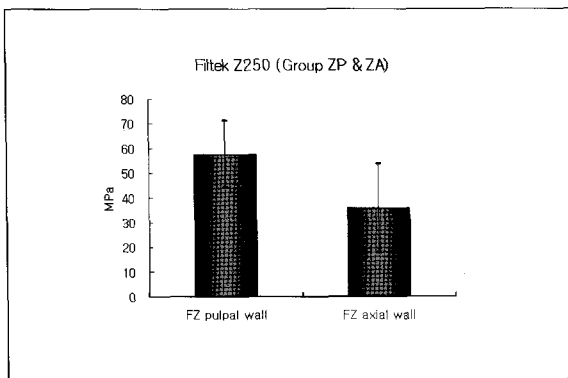


Fig. 3. Graph depicting means and standard deviations of microtensile bond strengths to different primary dentin walls with composite resin. FZ: Filtek Z250 (3M ESPE Dental Products. USA)

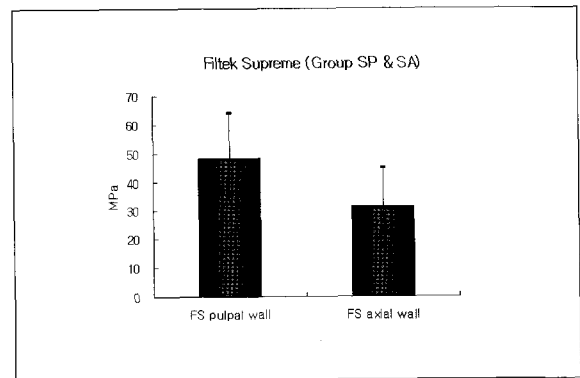


Fig. 4. Graph depicting means and standard deviations of microtensile bond strengths to different primary dentin walls with composite resin FS: Filtek Supreme (3M ESPE Dental Products. USA).

각군의 MTBS(MPa)의 평균은 Table 1에서와 같다.

각 접착면의 위치에 따른 복합레진 간의 비교는 Figure 1과 Figure 2에서, 동일 복합레진에서의 접착면 위치에 따른 비교는 Figure 3과 Figure 4에서 나타내었다.

ZP군과 SP군의 비교와 ZA군과 SA군의 비교에서는 통계학적 유의성이 없었다. 그러나 ZP군과 ZA군, SP군과 SA군의 비교에서는 통계학적 유의성이 관찰되었다($p < .001$).

IV. 총괄 및 고찰

기존의 접착강도 실험에서는 치아의 평활면에서 비교적 넓은 면적의 접착면을 이용한 실험이 대부분이었으며 부적절한 응력 집중을 야기하여 이를 최소화하는 실험설계들이 이루어져왔다. 그러나 Sano 등⁶⁾이 미세전단 접착강도 실험방법을 제안한

이후로 1mm² 이하의 좁은 면적에서의 접착강도 실험이 가능해졌고 보다 이상적인 방법으로 이를 응용한 많은 실험들이 이루어질 수 있었다.

현재까지 수축응력을 감소시키기 위한 많은 효과적인 방법들이 여러 논문에서 소개되었다. 적층법과 flowable resin 도포, 수축량이 적은 재료의 사용 등이 대표적인 것이다. 하지만 본 실험은 하나의 와동에서 일어나는 수축응력의 대비를 관찰함을 목적으로 하기에 오히려 응력을 많이 유발시키기 위한 방법들을 시도하였다. 전형적인 I급 와동 형태를 유지하였으며 복합레진 충전도 한번에 모두 충전 후 중합하는 방법을 선택하였다.

Sano를 포함한 초기의 다른 MTBS 실험들에서는 이상적인 힘의 전달을 위해 시편을 모래시계 형태로 제작하였다^{10,11)}. 그러나 Goracci 등¹⁰⁾은 모래시계 형태와 막대 형태 시편을 비교 실험한 결과 모래시계 형태에서 접착면이 커져 MTBS가 낮게

측정되었고 모래시계 형태를 만드는 과정에서 버를 이용해 시편을 작업하는 과정이 제작과정에서의 실패율을 높이고 제작 시 생기는 응력이 접착강도에 영향을 줄 수 있다고 하였다. 이 때문에 본 실험에 사용된 시편의 형태는 Bar type을 유지하였고 Goracci 등이 추천한 단면적 1mm² 이하를 유지하였다.

이번 실험에서는 이러한 미세전단 접착강도 실험의 장점을 최대한 살려 하나의 치아에서 서로 다른 와동벽의 접착강도를 측정할 수 있었다. 실험 설계에서와는 달리 실제 유구치에서 크기의 다양성과 I급 와동의 형성위치 차이에 의한 시편제작의 어려움이 대두되었으며 이에 따라 강도측정 이전에 파절된 시편이 형성되는 결과를 가져왔다. 시편에 포함된 상아질의 양이 적은 경우에는 강도측정 고정기에 연결 시 접착유류로 레진에서의 Cohesive failure가 일어나기도 하였다. 이를 극복하기 위해서 I급 와동 형성 시 충분한 상아질을 얻을 수 있는 실험방법의 개선이 필요하다.

실험에서 사용된 두 가지의 복합레진은 사용된 충전재의 종류가 다르고 현재 치료실에서 많이 사용하는 것을 기준으로 선택하였다. 하지만 Mitra 등²⁾은 나노 충전재의 특성이 복합레진의 마모도와 표면에 대한 물성은 증진시키나 중합수축과 상아질 접착제와의 접착강도 등은 기존의 것과 유사하다고 설명하고 있다. 이는 두 군간의 비교에서 접착강도차이가 나타나지 않은 것을 설명할 수 있을 것이다. 통계적 유의성은 없었으나 축벽과 치수벽 모두에서 나노 충전재를 사용한 군에서 MTBS가 낮게 측정되었다. 이는 나노 충전재의 사용으로 인해 충전재의 함량이 감소되어 수축응력이 약간 증가한 결과로 추측해 볼 수 있으나 임상적인 유의성 있는 차이는 없다고 생각할 수 있다.

상아질 접착제의 접착강도에 영향을 주는 요인에 이번 실험에서 설계한 응력집중도 중요하지만 와동벽 위치에 따른 상아세관 주행방향이 다른 것도 영향을 미칠 것으로 생각할 수 있다. Cehreli와 Akca¹²⁾는 유구치에서 상아세관에 수직, 사선, 수평 방향의 시편을 제작하여 MTBS를 측정하였다. 측정한 결과 수평 방향에서 가장 높고 사선, 수직 방향 순으로 낮게 관찰되어 이번 실험과는 반대의 양상을 보여주었다. 그러나 Cehreli와 Akca의 실험은 C-factor에 의해 영향을 받지 않는 상태인 평활면에서 제작한 시편으로 응력을 받지 않은 것들이었으며 수평 방향의 상아세관은 치경부에서 측정한 결과로 매우 높은 편차를 보이고 있었다. 또한 사용한 상아질 접착제의 차이와 레진의 차이도 있겠으나 모든 시편의 접착강도가 20MPa이하의 매우 낮은 값을 보이고 있어 이 실험결과를 그대로 인용하기에는 어려움이 있다.

Nikolaenko 등¹³⁾은 I급 와동에서 적층법을 사용하였을 경우와 flowable resin을 와동벽에 사용하였을 경우 접착강도가 높게 나와 응력감소에 많은 도움을 준다고 하여 낮은 C-factor의 중요성을 검증하였다.

그러나 Choi 등¹⁴⁾은 복합레진의 중합 시 상아질 접착제의 두께 또한 응력발생에 많은 영향을 미친다고 하였다. 충전재가 첨가되지 않은 상아질 접착제는 복합레진 중합 시 응력을 상쇄시

키는 역할을 하여 상아질 접착제의 두께가 얇아질수록 응력을 해소시키지 못하여 접착강도가 낮아지는 현상이 생긴다고 하였다. I급 와동의 경우 상아질 접착제를 도포하고 건조시키는 과정에서 중력에 의해 축벽의 상아질 접착제가 치수벽이나 우각 부위에 모여들어 축벽에 응력집중으로 인한 접착강도 저하가 일어난다고 설명한다. 이를 예방하기 위하여 축벽의 범랑질 부위에 추가적인 상아질 접착제의 도포를 함으로써 변연누출을 예방할 수 있다고 설명하고 있다¹⁵⁾.

이번 실험에서 나타난 결과도 위의 가설로 충분히 설명이 되며 상아 범랑 경계에 가까운 시편 중 접착강도 측정 전에 파절되는 현상이 일어나는 것도 설명 가능하다.

이에 따라서 상아질 접착제의 종류와 두께에 따른 미세전단 접착강도 실험의 필요성이 제기되며 추가적으로 다른 환경에서의 변화에 따른 차이도 실험에 따른 검증이 필요할 것이다.

V. 결 론

1. 단일 복합레진에서 치수벽과 축벽의 MTBS는 유의한 차이를 보였다.
2. 동일 와동벽에서 복합레진에 따른 MTBS 차이는 유의하지 않았다.

참고문헌

1. Feilzer AJ, de Gee AJ, Davidson CL : Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. J Dent Res, 66:1636-39, 1987.
2. Mitra SB, Wu D, Holmes BN : An application of nanotechnology in advanced dental materials. Am Dent Assoc, 134:1382-90, 2003.
3. Yap AU, Tan CH, Shung SM : Wear behavior of new composite restoratives. Oper Dent, 29:269-74, 2004.
4. Yap AU, Yap SH, Teo CK, et al. : Comparison of surface finish of new aesthetic restorative materials. Oper Dent, 29:100-4, 2004.
5. Nakabayashi N : Importance of mini-dumbbell specimen to access tensile strength of restored dentine: historical background and the future perspective in dentistry. J Dent, 32:431-42, 2004.
6. Sano H, Shono T, Sonoda H, et al. : Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength - Evaluation of a micro-tensile bond test. Dent Mater, 10: 236-40, 1994.
7. Griffith AA : The phenomena of rupture and flow in solids. Phil Trans Roy Soc London A22:168-98, 1920.

8. Pashley DH, Carvalho RM, Sano H, et al. : The microtensile bond test - a review. *J Adhes Dent*, 1:299-309, 1999.
9. Armstrong SR, Keller JC, Boyer DB : The influence of water storage and C-factor on the dentin-resin composite microtensile bond strength and debond pathway utilizing a filled and unfilled adhesive resin. *Dent Mater*, 17: 268-76, 2001.
10. Goracci C, Sadek FT, Monticelli F, et al. : Influence of substrate, shape, and thickness on microtensile specimens. *Dent Mater*, 20:643-54, 2004.
11. Reis A, Rocha de Oliveira Carrilho M, Schroeder M, et al. : The influence of storage time and cutting speed on microtensile bond strength. *J Adhes Dent*, 6:7-11, 2004.
12. Cehreli ZC, Akca T : Effect of Dentinal Tubule Orientation on the Microtensile Bond Strength to Primary Dentin. *J Dent Child*, 70:139-44, 2003.
13. Nikolaenko SA, Lohbauer U, Roggerndorf M, et al. : Influence of c-factor and layering technique on microtensile bond strength to dentin. *Dent Mater*, 20:579-85, 2004.
14. Choi KK, Condon JR, Ferracane JL : The effects of adhesive thickness on polymerization contraction stress of composite. *J Dent Res*, 79:812-17, 2000.
15. Hashimoto M, Sano H, Yoshida E, et al. : Effects of multiple adhesive coatings on dentin bonding. *Oper Dent*, 29:416-23, 2004.

Abstract

**MICROTENSILE BOND STRENGTH ACCORDING TO DIFFERENT DENTIN
WALL POSITION IN CLASS I CAVITY OF PRIMARY MOLAR**

Hyeon-Heon Lee, Tae-Ryun Jung, Jung-Wook Kim, Ki-Taeg Jang

Department of Pediatric Dentistry, Graduate School, College of Dentistry, Seoul National University

In Class I cavity, the highest C-factor could be obtained and it means the highest polymerization shrinkage stress. In this study, high C-factor model was designed. The purpose of present study was to determine differences of Microtensile bond strength (MTBS) of class I cavity pulpal and axial wall specimens in primary molar.

Twenty clean mandibular 2nd primary molars were randomly divided into two groups. Different composite Resins (Filtek Z250, 3M ESPE & Filtek Supreme, 3M ESPE) were bulk filled and photo cured. Axial wall specimens and pulpal specimens were prepared at the same teeth. All specimens were divided into 4 groups and MTBS were evaluated.

Group ZP : Filtek Z250 - Pulpal wall

Group ZA : Filtek Z250 - Axial wall

Group SP : Filtek Supreme - Pulpal wall

Group SA : Filtek Supreme - Axial wall

The results were as follows:

1. Mean MTBS of ZP & ZA and SP & SA were significantly different ($p < .001$).
2. There was no significant difference between MTBS of ZP & SP and ZA & SA.

Key words : Microtensile bond strength, Class I cavity, Primary molar, C-factor