

복합레진 수복시 와동의 크기 및 수복 방법이 교두 굴곡에 미치는 영향

이미라 · 이인복 · 석창인 · 이상탁 · 엄정문*

서울대학교 치과대학 치과보존학교실

ABSTRACT

INFLUENCE OF CAVITY SIZE AND RESTORATION METHODS ON THE CUSP DEFLECTION IN COMPOSITE RESTORATION

Mi-Ra Lee, In-Bog Lee, Chang-In Seok, Sang-Tag Lee, Chung-Moon Um*

Department of Conservative Dentistry, College of Dentistry, Seoul National University

The aim of this study was to measure the cusp deflection during composite restoration for MOD cavity in premolar and to examine the influence of cavity dimension, C-factor and restoration method on the cusp deflection.

Thirty extracted maxillary premolar were prepared to four different sizes of MOD cavity and divided into six groups. The width and depth of the cavity were as follows. Group 1: 1.5 × 1 mm, Group 2: 1.5 × 2 mm, Group 3: 3 × 1 mm, and Group 4-6: 3 × 2 mm respectively. Group 1-4 were restored using bulk filling method with Z-250 composite. However, Group 5 was restored incrementally, and Group 6 was restored with an indirect resin inlay.

The cusp deflection was recorded at the buccal and lingual cusp tips using LVDT probe for 10,000 seconds. The measured cusp deflections were compared between groups, and the relationship between the cube of the length of cavity wall/the cube of the thickness of cavity wall (L^3/T^3), C-factor and cusp deflection or %flexure ($100 \times \text{cusp deflection} / \text{cavity width}$) was analyzed.

The cusp deflection of Group 1-4 were 12.1 μm , 17.2 μm , 16.2 μm and 26.4 μm respectively. The C-factor was related to the %flexure rather than the cusp deflection. There was a strong positive correlation between the L^3/T^3 and the cusp deflection. The cusp deflection of Group 5 and 6 were 17.4 μm and 17.9 μm respectively, which are much lower value than that of Group 4. [J Kor Acad Cons Dent 29(6):532-540, 2004]

Key words : Cusp deflection, Cavity dimension, C-factor, Bulk-cure, Incremental cure, Indirect resin inlay

I. 서 론

최근 복합레진을 이용한 구치부 수복은 심미수복에 대한

환자들의 요구도 증가, 법랑질 및 상아질 접착제의 개선에 따른 접착 치과학의 발달, 아말감 독성에 대한 염려 및 환경에 대한 관심의 증가로 그 수요가 크게 증가하고 있다.

그러나 복합레진 수복 시의 주요 단점은 높은 중합수축률로서, *In vitro* 상에서 측정된 복합레진의 선형 중합수축은 0.2-2%¹⁻³⁾, 체적 중합수축은 0.9-5.7%³⁻⁷⁾ 정도로 보고되고 있다. 복합레진의 중합수축으로 인하여 치질과의 접착이 탈락되거나 법랑질의 미세균열 등이 발생할 수 있으며, 결과적으로 2차 우식의 발생 및 세균침투에 의한 술 후 과민증이 발생할 수 있다^{8,9)}. 또한 접착제와 치질 사이의 결합력이 충

* Corresponding author: Chung-Moon Um

Department of Conservative Dentistry,
College of Dentistry, Seoul National University
28 Yoengun-dong, Chongro-gu, Seoul, Korea, 110-749
Tel : 82-2-2072-3953, 2651 Fax : 82-2-2072-3859
E-mail : inboglee@snu.ac.kr

※ 이 논문은 보건복지부 중점연구과제 (과제번호 03-PJ1-PG1-CH09-0001)의 지원에 의해 이루어졌음.

분히 강한 경우 치질에 대한 응력이 발생하며 교두의 변형이 야기된다^{10-13,15-17}. 교두의 변형은 복합레진의 수축 응력과 와동벽을 구성하는 치질의 compliance의 결과로서 유발되며 복합레진으로 수복된 치아에서 관찰할 수 있는 대표적인 생역학적 현상이다.

이러한 교두 굴곡 현상을 측정하기 위하여 현재까지 다양한 방법이 소개되었다. 여러 연구자들이 Photograph¹⁰를 이용하거나, Microscope^{11,12}, Strain gauge^{13,14}, Interferometry^{12,15}, Linear variable differential transformer^{16,17} 등을 이용하여 교두 굴곡을 측정하였다. 측정 장치와 치아의 종류 및 와동의 크기에 따라 다소 차이는 있으나 대체로 복합레진 수복 시 일어나는 교두 굴곡은 10-45 μm ^{10,13,15,16} 정도로 보고되고 있다.

복합레진 수복 시 교두 변형에 미치는 생역학적 요인은 크게 두 가지로 구분하여 고려해 볼 수 있다. 첫째, 기하학적 요인 및 재료 변수로서 와동의 넓이, 깊이^{10,13,16}, 잔존 치질의 두께^{15,18}, 복합레진의 중합수축률¹⁵, flow¹⁹, 중합된 레진의 compliance^{11,15}, 치질의 compliance 등이 있다. 둘째, 임상적 요인으로 이장재의 사용 여부^{11,20}, bulk cure 및 incremental cure의 차이^{10,14,21-23}, 간접수복과 직접수복의 차이²⁴, 중합 속도에 영향을 미치는 광조사 방법^{25,26} 등이 있다.

Hood¹⁸는 치아 와동 형성 후 교합력을 받으면 잔존 교두가 외팔보로서 작용한다고 하였다. 형성된 와동의 floor는 굽힘에 대한 받침점으로 작용하고, 형성된 와동의 깊이가 증가할수록 외팔보의 길이는 길어지며 교두 굴곡은 길이의 세제곱에 비례하며 외팔보의 두께의 세제곱에 반비례한다고 보고하였다.

Feilzer 등^{27,28}과 Davidson 등²⁹ 그리고 이 등³⁰은 수축 응력의 발생 정도는 와동의 디자인 (C-factor, Bonded surface/ Unbonded free surface)에 의해 조절될 수 있다고 하였다. 일반적으로 C-factor가 증가할수록, 즉 와동 내 bonded area가 증가하고 free, unbonded area가 감소할수록 레진의 흐름에 의한 수축의 보상은 감소하며, 결합 계면에서의 수축 응력은 증가하게 된다.

점층법으로 복합레진을 수복하는 것은 수축 응력을 감소시키고 결과적으로 교두 굴곡량을 감소시키는 방법으로 여러 연구자들에 의해 제안 되었다²⁹. 그러나 점층법이 bulk cure에 비해 교두 굴곡량을 감소시키는가에 대해서 여러 연구들에서 서로 상반된 결과를 보여주고 있다. McCulloch 등¹⁴은 bulk cure에 비해 점층법으로 수복한 치아의 교두 굴곡량이 유의성 있게 적음을 보여주었고, Segura 등¹⁰도 점층법으로 수복한 경우에 교두 굴곡량이 bulk cure에 비해 더 감소하며 6개월 후의 회복률도 더 높다고 하였다. 반면, Versluis 등²¹은 유한요소분석을 이용한 실험에서 점층법을 시행한 경우 더 많은 중합수축 응력이 발생한다고 하였고, Abbas 등²²도 bulk cure에 비해 점층법 사용시 더

많은 양의 교두 굴곡을 보고하였다. Rees 등²³은 점층법과 bulk cure 사이에 교두 굴곡량에 유의성 있는 차이가 없다고 보고하였다.

간접법으로 제작된 복합레진 인레이 수복물은 최근 그 사용도가 높아지고 있다. 간접 수복물은 구강 외에서 미리 중합되어 제작됨으로써 수복물의 물성을 향상시키고 중합수축의 문제를 감소시킴과 동시에 접착용 레진 시멘트의 두께가 얇기 때문에 접착 시 발생하는 응력이 적을 것이라고 기대 되었다²⁴. 그러나 중합수축으로 인한 응력의 발생은 복합레진 자체의 수축률 뿐만 아니라 수축시의 와동의 형태에 따라서도 영향을 받는다²⁵. 즉, 레진 인레이 접착 시 free surface가 매우 적어 오히려 C-factor 값이 크므로 중합수축을 보상하지 못해 응력이 완화되지 못하고 직접 치아에 작용하여 교두의 굴곡과 치질내의 균열을 일으킬 수 있다^{31,32}. 간접법으로 제작된 resin inlay 접착 시 일어나는 교두 굴곡 현상에 대하여 Rees 등²⁴은 0.2-7.4 μm 의 교두 굴곡을 보고하였다.

그러나 앞에서 언급한 연구들은 대부분 교두 굴곡량의 측정값의 나열에 그칠 뿐 이에 영향을 미치는 요인에 대한 생체역학적인 분석은 미미한 실정이다. 따라서 본 연구에서는 MOD 와동을 가진 소구치에서 복합레진 수복 시 발생하는 교두 굴곡의 양을 서로 다른 4가지 크기의 와동에 대하여 측정해 보고, 점층법을 사용한 경우와 간접 레진 수복물로 수복하는 경우에서 교두 굴곡 양의 차이를 비교해 보고자 하였고, 그 결과를 생역학적 관점에서 분석하여 임상에서 복합레진 시술 시 성공적인 수복 방법에 대한 지침을 제시하고자 하였다.

II. 실험 재료 및 방법

1) 측정 장치의 제작

두 개의 LVDT probe AX-1 (Solartron Metrology, West Sussex, UK)와 micrometer (Mitutoyo, Kawasaki, Japan)가 장착된 두 개의 XYZ table (Micro Motion Technology, Bucheon, Korea)을 이용하여 교두 굴곡 측정 장치를 제작하였다 (Figure 1). 사용된 LVDT probe는 $\pm 1 \text{ mm}$ 범위에서 0.1 μm 이하의 해상도로 길이 변화의 측정이 가능하다. Probe의 calibration은 micrometer를 이용하여 출력전압 10 V/mm (10 mV/ μm)가 되도록 조정하였다. 교두 굴곡의 변화는 LVDT에 의해 감지되며 이로부터의 출력 신호는 신호 처리 회로와 저역 통과 필터를 거쳐 잡음이 제거된 후 National instrument사 (Mopac Expwy, Austin, TX, U.S)의 Data Acquisition Board인 PCI-6024를 거쳐 디지털 신호로 바뀐 후 역시 동사의 데이터 획득 및 분석 소프트웨어 Labview를 이용하여 파일로 저장되었다.

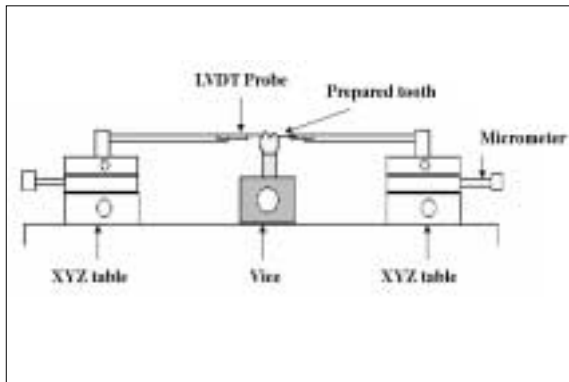


Figure 1. Configuration of the instrument for measuring cuspal deflection.

2) 시편준비

교정치료를 위하여 발치된 상악 소구치 30개를 chloramine-T solution에 보관하였다. 치아를 협설 간 폭이 유사한 치아들끼리 분류하여 각 group 별로 치아 크기의 평균이 비슷하도록 6 개의 group으로 분류한 후, 내경 15 mm, 외경 25 mm, 높이 20 mm의 아크릴 몰드에 경석고로 법랑-백악 경계부 하방 3 mm 부근까지 치아를 매몰하였다. 매몰된 치아를 마이스에 고정시킨 후 XYZ table에 장착된 고속 터빈과 레진 인레이 와동 형성용 다이아몬드 bur를 이용하여 Table 1과 같이 6 개 group의 치아에 대해 4 가지 크기 (1.5 mm width, 1 mm depth; 1.5 mm width, 2 mm depth; 3 mm width, 1 mm depth; 3 mm width, 2 mm depth)의 MOD 와동을 형성하였다. Proximal box의 형태는 axial wall depth 및 gingival wall width를 각각 1 mm로 하였고, axial wall width는 협, 설측으로 각각 0.5 mm 연장하였다 (Figure 2-a). 와동 형성 시 bur의 깊이는 중심구 (central groove)를 기준으로 하였다.

Group 1-4는 bulk cure를 위해 Table 1과 같이 서로 다른 와동 크기로 삭제하였으며, Group 5는 점층법 충전, Group 6 은 레진 인레이를 위하여 각 group 별로 각각 5 개의 치아를 와동 형성하였다.

3) 교두 굴곡의 측정

와동 형성된 치아를 37 % 인산 Etchant (Scotchbond, 3M Co., St. Paul, MN, USA)로 15 초 동안 산부식 한 후 물로 세척, 건조 시킨 다음, primer 및 adhesive (Scotchbond Multipurpose, 3M Co., St. Paul, MN, USA)를 제조회사의 지시에 따라 도포하고 10 초 동안 광중합 (Elipar Freelight 2, 3M Co., St. Paul, MN, USA)하였다. 금속 마이스에 처리된 치아 시편을 장착한 후 LVDT probe를 협설 교두에 각각 위치시켰다 (Figure 1).

Table 1. The prepared cavity sizes in this study

Group	Cavity Size	
	Width (mm)	Depth (mm)
1	1.5	1.0
2	1.5	2.0
3	3.0	1.0
4	3.0	2.0
5	3.0	2.0
6	3.0	2.0

Group 1-4: for bulk cure.

Group 5: for incremental cure.

Group 6: for indirect resin inlay.

Group 1-4는 Filtek Z-250 복합레진 (3M Co., St. Paul, MN, USA)을 한번에 bulk cure 한 후 교합면, 근심면, 원심면에서 각각 40초씩 광중합 하였고, Group 5는 역시 Filtek Z-250 복합레진으로 4 회에 걸쳐, 첫 회는 인접면 박스 부위를 pulpal floor 높이까지 적층시키고 이후 세 번에 걸쳐 수평으로 균등히 점층법으로 충전하면서 각 층을 20 초씩 교합면, 근심면, 원심면에서 광조사하였다. Group 6은 Tescera ATL 시스템 (Bisco Inc., Itasca, IL, USA)을 이용하여 레진인레이 제작 후 인레이 내면을 sand-blasting 후 Ceramic Primer (Rely X, 3M Co., St. Paul, MN, USA)로 제조회사의 지시에 따라 전처리 하였다. Adhesive Resin Cement (Rely X ARC, 3M Co., St. Paul, MN, USA)를 제조회사의 지시에 따라 혼합한 후 인레이 내면에 도포하여 와동 형성한 치아에 접착시킨 후 여분의 시멘트를 제거 하고 교합면, 근심면, 원심면에서 각각 40 초간 광중합 하였다. 장착 후 10,000 초까지 시간에 따른 협측과 설측 교두의 움직임 을 기록하였으며 각각을 합산한 값을 전체 교두 굴곡량으로 하였고 각 실험 group 간의 측정치를 비교 분석하였다. 측정시의 온도는 25 ± 0.5°C였다.

4) 측정치의 분석

와동의 기하학적 요소와 교두 굴곡량과의 관련성을 고찰하기 위하여 와동 형성 후 남아있는 와동벽의 두께 (Thickness, T)와 와동벽의 길이 (Length, L)를 측정 한 후 (Figure 2-a) 와동의 길이를 남아 있는 치질의 두께로 나누는 값을 세제곱 한 값을 계산하였다 (L^3 / T^3) (Table 2). 와동벽의 두께는 각 치아의 협설폭에서 형성한 와동의 넓이를 빼어 계산한 값으로 하였고, 와동벽의 길이는 협측 및 설측 교두정을 이은 가상선의 중점에서 와동의 치수벽 (pulpal wall)까지의 거리를 측정하여 얻었다.

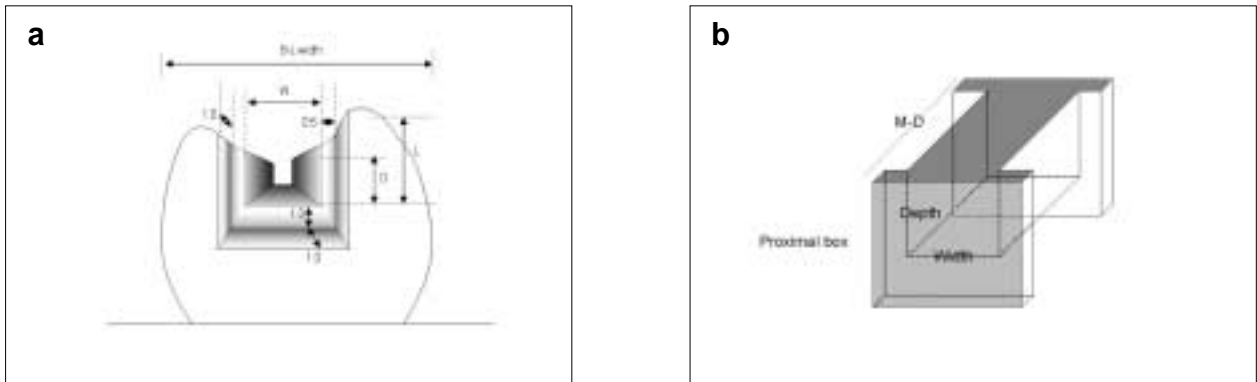


Figure 2. Diagram of prepared cavity.

- a. The dimension of occlusal cavity and proximal box (W: Width of cavity, D: Depth of cavity, L: Length of cavity wall)
- b. Simplified cavity shape for calculation of the C-factor.

Table 2. The prepared cavity wall dimension, the L^3/T^3 , C-factor, cusp deflection and %flexure measured.

Restoration Method	Cavity size W × D (mm)	Cavity wall dimension (mm)		L^3/T^3	C-factor	Cusp deflection (μm)		%flexure (%)
		Thickness (T)	Length (L)			1,500s	10,000s	
Bulk-cure	1.5 × 1 (Group 1)	8.29 (0.39)	3.17 (0.50)	0.06 (0.02)	1.67 (0.03)	11.3 (2.2)	12.1 (2.2)	0.81 (0.15)
	1.5 × 2 (Group 2)	8.24 (0.54)	4.10 (0.19)	0.13 (0.04)	1.96 (0.04)	16.4 (1.7)	17.2 (1.9)	1.15 (0.12)
	3 × 1 (Group 3)	6.72 (0.51)	3.18 (0.35)	0.11 (0.02)	1.31 (0.01)	15.8 (0.8)	16.2 (0.8)	0.54 (0.03)
	3 × 2 (Group 4)	6.76 (0.45)	4.04 (0.04)	0.22 (0.04)	1.42 (0.02)	25.4 (4.1)	26.4 (4.2)	0.88 (0.14)
Incremental-Cure	3 × 2 (Group 5)				1st increment: 1.25 2,3,4th increment: 1.19	15.1 (1.4)	17.4 (2.0)	0.58 (0.07)
Indirect resin Inlay	3 × 2 (Group 6)					17.8 (1.4)	17.9 (1.4)	0.6 (0.05)

Standard deviations are in parenthesis.

%flexure = $100 \times (\text{cusp deflection} / \text{cavity width}) \%$

Figure 2-b와 같이 와동의 형태를 직사각형들로 이루어진 입체도형으로 단순화 한 후 각 치아별로 근원심 길이와 형성된 와동의 폭과 깊이를 이용하여 unbonded surface와 bonded surface를 계산하여 C-factor 값을 구하였다. 점층법을 시행 한 경우는 첫번째 increment에서는 인접면 박스 부위를 pulpal floor 높이까지 적층시키고 이후 세 번에 걸쳐 균등하게 적층하였다고 가정하여 각각에 대한 C-factor 값을 구하였다 (Table 2).

또한 와동의 협설 폭에 대한 교두 굴곡량의 비를 백분율로 계산하여 %flexure로 나타내었으며 교두 굴곡량, L^3/T^3 , %flexure 및 C-factor 사이의 상관관계를 분석하였다.

통계 분석은 SPSS 11.0 프로그램에서 one-way ANOVA test를 사용하여 비교하였으며 Scheffe test로 95% 유의수준에서 사후검정하였다. 교두 굴곡에 영향을 미치는 요

인들의 영향을 분석하기 위하여 상관분석을 시행하였다.

III. 결 과

Group 1-4에서와 같이 bulk cure한 경우 와동의 형태에 따른 교두 굴곡의 양상은 Figure 3-a와 같다. 초기 1,500 초 이내에 대부분의 교두 굴곡이 일어났으며 2,000 초 이후에는 평형상태를 유지하였다. 와동의 크기가 가장 작은 Group 1의 경우 10,000초 경과 후 평균적인 교두 굴곡량은 12.1 μm 이었으며 Group 2, 3, 4는 각각 17.2, 16.2, 26.4 μm 이었다 (Table 2, Figure 4). 교두 굴곡량은 L^3/T^3 이 클 수록 증가하였으며, Group 2와 Group 3사이에서는 유의성 있는 차이가 없었다 ($p > 0.05$).

Group 4-6에서 수복 방법에 따른 교두 굴곡량의 비교에

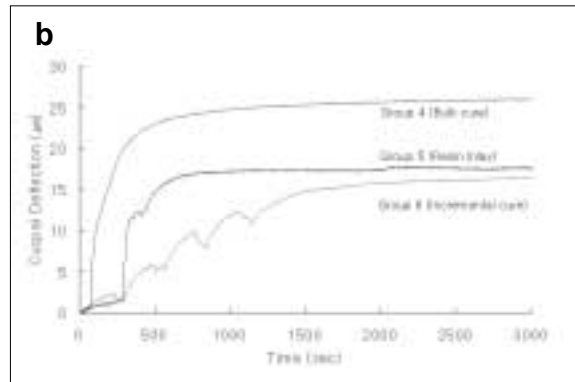
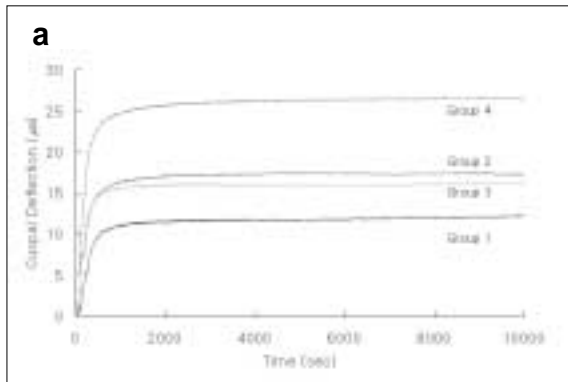


Figure 3. Representative curves of cuspal deflection as a function of time.

a. Bulk cure (Group 1-4)

b. Bulk cure vs. Incremental cure and Indirect Resin Inlay (Group 4, 5 and 6)

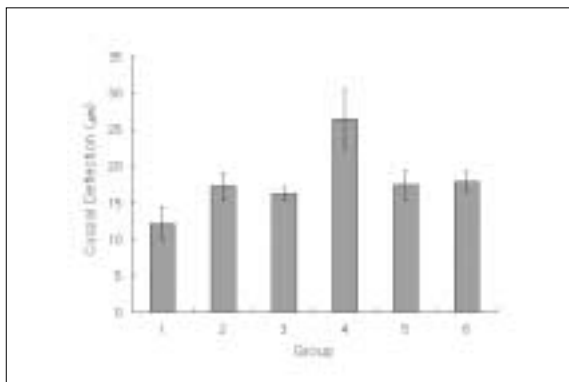


Figure 4. Mean cuspal deflections for each tested group.

Table 3. The results of correlation analysis between the L^3/T^3 , C-factor, and cuspal deflection or %flexure.

	L^3/T^3	C-factor
Cuspal Deflection	R= 0.827**	R= -0.239
% flexure	R= 0.218	R= 0.808**

** Correlation is significant at the 0.01 level

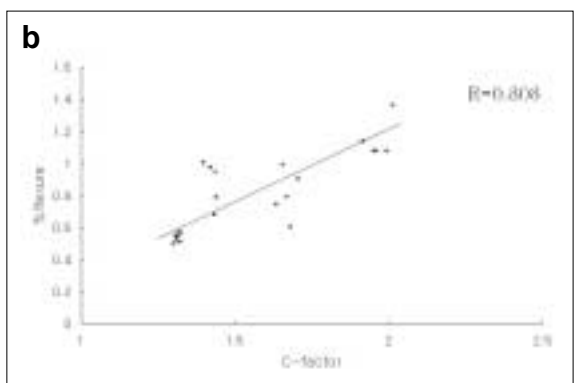
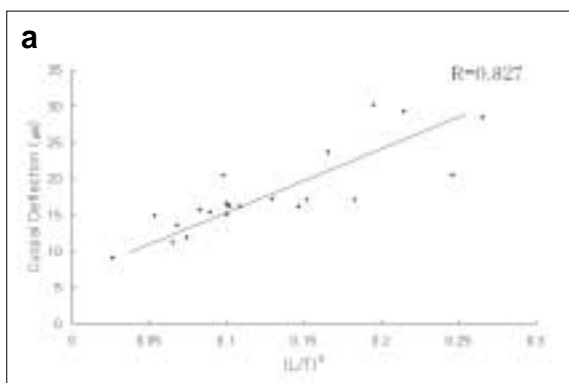


Figure 5. a. A positive correlation was present between the L^3/T^3 and the cuspal deflection.

b. A positive correlation was present between the C-factor and the %flexure.

서는, bulk cure 한 경우에 비해 점층법 (17.4 μm) 및 indirect resin inlay (17.9 μm)에서 크게 감소하였다. Group 5 및 Group 6 간의 교두 굴곡량은 유의성 있는 차이를 나타내지 않았다 ($p > 0.05$)(Table 2).

점층법을 시행 한 경우, 각 적층 시 마다 점층적으로 교두 굴곡량이 증가하는 양상을 보여주었고, 적층 후 광중합하는 동안에는 일시적으로 교두 굴곡량이 감소하는 양상을 보여주었다 (Figure 3-b).

Tescera inlay의 경우 장착 후 여분의 시멘트를 제거한 뒤 광중합 하기 전까지 서서히 교두 굴곡이 증가하다가 광중합 초기에 급격히 증가 후 평형을 유지하였고, 광중합이 완료된 후에 다시 교두 굴곡이 급격히 증가 후 plateau에 이르는 양상을 보여주었다 (Figure 3-b).

상관분석 결과 C-factor 값은 %flexure와 높은 양의 상관관계 (R = 0.808)를 나타내었고, L³/T³는 교두 굴곡량과 높은 양의 상관관계 (R = 0.827)를 나타내었다 (Table 3, Figure 5-a, b).

IV. 고 찰

본 실험에서는 와동의 폭과 깊이를 변화시킴으로써 와동의 크기 및 형태에 따른 교두 굴곡량의 변화를 알아보고자 하였다. Unterbrink 등²⁰⁾은 수축 응력은 C-factor 값이 증가할수록 증가하며, 와동의 크기는 주로 bulk filling시 중요한 요소로 작용한다고 보고하였고 앞서 언급하였듯이 Hood¹⁸⁾는 치아 와동 형성 후 교합력을 받으면 잔존 교두가 외팔보(cantilever beam)로서 작용한다고 하였다. 형성된 와동의 floor는 굽힘에 대한 받침점으로 작용하고, 형성된 와동의 깊이가 증가할수록 외팔보의 길이는 길어지며 교두 굴곡은 길이의 세제곱에 비례하며 외팔보의 두께의 세제곱에 반비례한다고 하였다. 즉, 외팔보의 길이 및 넓이 두께 등에 따라서 일어나는 변형은 다음과 같이 나타낼 수 있다³³⁾.

$$Deformation = \frac{Load \times Length^3}{4 \times ElasticModulus \times Width \times Thickness^3}$$

식 ①

실제 교두의 형태와 와동의 디자인은 훨씬 더 복잡하지만, 외팔보의 개념은 복합레진 수복 시 와동의 깊이 및 넓이에 따른 교두 굴곡의 변화를 예상하는데 적용될 수 있다. 식 ①에서 교두의 변형을 일으키는 원동력인 load는 복합레진 수복에서는 중합수축력이 되는 바, 이는 중합 수축률과 복합레진의 와동 내 총량 및 경화된 복합레진의 탄성계수의 곱으로 표현된다. 또한 와동의 폭과 깊이가 증가함에 따라 외팔보에 해당하는 와동벽의 두께는 감소하고 길이는 증가한다. 따라서 위의 식을 다시 정리해 보면 다음과 같다.

$$Deformatio n = \frac{Shrinkage_{composite} \times Volume_{composite} \times ElasticModulus_{composite} \times Length_{cavity-wall}^3}{4 \times ElasticModulus_{tooth} \times Width_{mesio-distal} \times Thickness_{cavity-wall}^3}$$

식 ②

이 외에도 복합레진의 점도에 의한 flow 의 차이나 와동의 폭과 깊이의 비율에 따른 C-factor 등에 의해 수축력이 영향을 받을 수 있으므로 여러 변수로부터 교두 굴곡을 추정할 수 있는 일반식을 세우는 것은 매우 어려운 문제이고 실험을 통하여 계측하는 것이 실제적이다.

본 실험에서도 형성된 와동의 넓이 및 깊이에 따라 교두 굴곡량이 유의성 있게 차이가 남을 알 수 있었다. 앞서 언급한 수식을 살펴보면, 사용된 복합 레진의 종류는 한가지이므로 복합 레진의 수축률과 elastic modulus는 각 group에 대하여 동일하다. 치아의 elastic modulus와 근원심 길이가 동일하다고 가정된 상태에서 치아 요소를 살펴보면 결국 교두의 굴곡은 와동벽의 길이를 와동벽의 두께로 나눈 값의 세제곱에 비례한다고 할 수 있다. 본 실험에서는 이 값을 각 치아마다 계산하였다. Group 1-4의 L³/T³ 값의 평균은 Table 2에 나타나 있다. L³/T³와 교두 굴곡량과는 높은 상관관계 (R = 0.827)를 나타내었으며 따라서 와동벽의 길이와 두께로 교두 굴곡의 정도를 예측할 수 있음을 알 수 있다.

Group 2와 3은 단순히, 형성된 와동의 크기와 측정된 교두 굴곡량의 절대치로는 차이점을 비교하기가 어려우며 이 두 군의 비교를 위해서는 와동의 형태와 함께 와동의 폭에 대한 실제 굴곡량의 비, 즉 %flexure를 고려하여야 한다. 좁고 깊은 와동인 Group 2와 넓고 얇은 와동인 Group 3의 교두 굴곡량은 각각 17.2 (± 1.9) μm와 16.2 (± 0.8) μm로 통계적 차이는 없으나 %flexure를 보면 1.15 %와 0.54 %로 거의 두 배의 큰 차이, 즉 좁고 깊은 와동인 Group 2가 더 큰 %flexure를 보인다. 이는 C-factor를 고려함으로써 설명할 수 있다. 와동의 기하학적 요인, 즉 C-factor는 free surface에 대한 bonded surface의 비율로서 정의된다. C-factor가 클수록, 즉 free, unbonded surface가 적을수록 resin의 흐름에 의한 보상이 감소하며, 결과적으로 결합계면에서의 수축 응력이 커진다. 따라서 교두 굴곡량도 C-factor 값이 커질수록 증가할 것이라고 예측할 수 있다. 본 실험에서는 Group 1-5의 각 와동에 대해 C-factor 값을 모두 계산하였다. Bulk cure에서의 C-factor의 평균은 Group 3, 4, 1, 2의 순으로 높아졌으며, 점층법을 시행한 경우에는 첫번째 적층에서는 1.25, 이후 세 번의 적층은 1.19의 C-factor를 보였다. C-factor 값은 교두 굴곡량 보다는 %flexure와 높은 상관관계를 나타내었다 (R = 0.808). 특히 Group 2와 3은 교두 굴곡량에 있어서는 유의성 있는 차이를 보이지 않았으나 C-factor가 각각 1.96 및 1.31로 차이를 보였고 이는 좁고 깊은 와동인 Group 2가 복합레진의 수축응력을 flow 에 의해 보상할 수 있는 free surface가 적음을 나타내며 결과적으로 와동의 폭에 대한 교두 굴곡의 비인 %flexure 역시 큰 값을 나타냈다. 따라서 단순히 와동의 크기 만으로는 교두 굴곡량의 대

소를 설명할 수 없음을 알 수 있고 와동의 크기와 C-factor 즉, 와동의 기하학적 형태와 %flexure를 동시에 고려할 때만이 중합 수축에 의한 교두 굴곡 현상에 대해 좀 더 일반적이고 명확한 생역학적 분석과 예측이 가능하다고 할 수 있다.

실험에서 점층법으로 수복한 경우에 일어난 교두 굴곡량은 동일 크기의 와동에서 bulk cure한 경우에 비해 유의성 있는 감소를 보였다. 본 실험에서 점층법 수복 시 측정된 교두의 굴곡량은 다른 실험에서 나타난 측정치와 유사한 결과를 보인다. Segura 등⁹⁾은 9.8-12.4 μm 를 보고하였고, Abbas 등²¹⁾은 점층법으로 수복 시 17.8-34.0 μm 의 교두 굴곡을 보고하였으며, Rees 등²²⁾은 11.3 μm 을 보고하였다. 그러나 실험마다 와동의 크기, 측정 방법, 사용한 복합레진의 종류 등에 차이가 있으므로 직접적인 비교는 어렵다고 할 수 있겠다.

본 실험에서는 4 회에 걸쳐 점층법을 시행하였는 바 첫번째 점층 시에는 인접면 박스의 높이까지만 시행하였고, 나머지 부분에 대해 3 회에 걸쳐 나누어 점층 수복하였다. 이 방법으로 수복하였을 때 계산된 C-factor는 첫번째 점층에서 1.25, 2-4번째 점층 시는 1.19였으며 이는 bulk cure한 경우의 C-factor인 1.42보다 적었다. 본 실험에서는 점층법 사용 시 교두의 굴곡량이 34.1% 감소하는 것으로 나타났다으므로, 동일한 크기의 와동을 가진 경우 점층법으로 C-factor를 낮추어주는 수복 방법이 중합 수축 응력 감소에 더 유리함을 알 수 있다. 현재까지 점층법 수복이 교두 굴곡량을 감소시키는가에 대해서는 명확한 결론이 없지만 점층법은 수복 시 와동에 대한 복합레진의 적합에 더 좋고, 미세 누출을 감소시키며, 중합률을 높인다는 등의 장점이 있으므로 bulk cure보다 유리하다고 할 수 있겠다.³²⁾

본 실험에서는 레진 인레이 수복 시 교두 굴곡량이 직접법으로 bulk cure 한 경우보다 유의성 있게 감소하였고 ($p < 0.01$), 점층법으로 수복한 경우 보다는 더 크게 측정되었으나 통계적으로 유의성 있는 차이를 보이지는 않았다 ($p > 0.05$). 그러나 본 실험의 측정치는 Rees 등²⁴⁾이 유한요소분석을 이용하여 측정한 0.2-7.4 μm 의 교두 이동량과 비교하면 높은 수치이다.

레진 인레이와 같이 간접 수복물을 하는 이유는 크개 다음과 같이 알려져 있다³⁴⁾. 첫째, 가압, 가열 중합을 통해 복합레진의 중합률을 높일 수 있고 둘째, 인접면 형태를 정확히 회복시켜 줄 수 있으며, 셋째, 레진 시멘트 공간을 줄여 중합 수축을 줄이길 기대한다. 레진 인레이 접착 시 응력발생에는 와동의 형태와 치아의 compliance, 접착용 레진 시멘트의 수축률 및 레진 시멘트의 두께 등을 고려해 볼 수 있다. Alster 등³²⁾은 레진 시멘트의 두께가 클수록 레진 시멘트의 중합수축 응력은 감소한다고 하였고, 이러한 응력은

치아의 compliance 에 의해 영향을 받는다고 하였다. 반면 Rees 등²³⁾은 레진 시멘트가 두께가 증가 할수록 레진 인레이의 인장 응력은 증가하며, 이는 0.4-17.0 MPa정도라고 보고하였다. Feilzer 등²⁷⁾은 thin bonded resin layer의 선형 중합수축은 C-factor 값이 높아질수록 체적 중합수축률의 값에 근접하며, 따라서 인레이나 크라운 접착 시 발생하는 응력이 커지므로 술 후 동통, cohesive failure, 수복물 변연의 gap 형성 등이 일어날 수 있다고 하였다. 본 실험에서 레진 인레이 수복물과 와동 벽 사이의 간격은 측정하지 않았으나 점층법에 사용된 와동의 넓이와 비교해 보면 매우 작은 cement space라 할 수 있다. 그러나 수축량은 통계적 유의성은 없으나 점층법보다 약간 크게 측정된 것은 매우 놀라운 결과이다. 이는 아마도 미세한 cement space로 말미암아 중합수축을 보상할 수 있는 free surface가 bonded surface에 비하여 거의 무시할 수 있을 만큼 적기 때문에 레진 시멘트의 체적 수축량이 거의 그대로 선형 수축을 가져온 때문으로 생각된다. 또한 레진 시멘트의 중합 수축을 Watts와 Cash에 의해 개발된 bonded disc method^{30,35)}를 이용해 측정할 결과, 충전에 사용된 Z-250 복합레진 (2.24%)보다 레진 시멘트의 중합수축량 (4.28%)이 1.91 배 큰 때문이기도 하다. 레진 시멘트는 flow와 film thickness를 위해 filler volume이 복합레진 보다 낮다. Figure 3-b에서 보는 바와 같이 레진 인레이를 장착 후 광중합 전에도 약간씩 교두 굴곡이 관찰되는 바 이는 레진 시멘트가 dure-cure 이므로 혼합 후 화학 중합이 시작되어 서서히 수축 응력이 발휘된 것으로 생각된다. 또한 광중합 시작 후 일정 시간이 경과한 다음 광중합 중 오히려 교두 굴곡이 약간 감소하는 현상도 보였는 바 이는 광조사기의 열에 의한 인레이 body의 열팽창으로 레진 시멘트에 의한 수축을 상쇄하고도 남아 그런 결과를 나타낸 것으로 보인다. 이는 광중합이 완료 후 즉각적으로 교두 굴곡이 증가하는 것을 보면 알 수 있고 또한 보충 실험을 통해, 사용된 광조사기의 light guide tip 끝에 온도 센서로 발열량을 측정해 본 결과 LED를 사용한 광조사기 입에도 불구하고 25°C 에서 측정 시 43°C까지 약 18°C 상승함을 관찰할 수 있었다.

본 실험에서는 상악 소구치 MOD cavity에서 일어나는 교두 굴곡 현상을 서로 다른 크기와 형태의 와동과 서로 다른 수복 방법을 이용하여 측정, 비교하였다. 이 외에도 복합레진 하방에 베이스의 사용 유무 및 베이스의 종류, 서로 다른 종류의 접착제 또는 수복 시 사용된 복합레진 등에 따라 발생하는 교두 굴곡 현상에 대해서도 추가적 연구가 필요하다. 또한 MOD 와동 외에 술 후 민감증이 종종 보고되는 5급 와동 병소 등에서 복합레진으로 충전 시 일어나는 교두 굴곡 양상에 대한 연구도 필요할 것으로 사료된다.

V. 결 론

1. 와동의 크기가 증가 할 수록 교두 굴곡량은 증가하며, 그 양은 와동의 폭과 깊이가 $1.5 \times 1 \text{ mm}$, $1.5 \times 2 \text{ mm}$, $3 \times 1 \text{ mm}$ 그리고 $3 \times 2 \text{ mm}$ 와동에 대하여 각각 $12.1 \mu\text{m}$, $17.2 \mu\text{m}$, $16.2 \mu\text{m}$, $26.4 \mu\text{m}$ 였다.
2. 와동의 크기 뿐만이 아니라 형태까지 고려한 생역학적 분석을 위하여 각 group 에 대해 C-factor, 와동벽의 길이를 와동벽의 두께로 나누어 세제곱한 값 (L^3 / T^3) 및 %flexure를 구하여 교두 굴곡량과의 상관관계를 고찰한 결과 C-factor 값은 %flexure와 높은 상관관계 ($R = 0.808$)를 보였고, L^3 / T^3 는 교두 굴곡량과 높은 상관관계 ($R = 0.827$)를 나타냈다.
3. 점층법으로 수복 시 교두굴곡량은 $17.4 \mu\text{m}$ 이었으며 한번으로 bulk 충전한 경우에 비해 유의성 있게 감소하였다 ($p < 0.01$).
4. 간접 수복 레진 인레이 접착 후 발생한 교두 굴곡량은 $17.9 \mu\text{m}$ 이었으며 한번에 직접법으로 수복한 경우보다는 유의성 있게 감소하였으나 ($p < 0.01$) 점층법으로 수복한 경우와는 유의성 있는 차이가 없었다 ($p > 0.05$).

참고문헌

1. de Gee AF, Feilzer AJ, Davidson CL. True linear polymerization shrinkage of unfilled resins and composites determined with a linometer. *Dent Mater* 9:11-4, 1993.
2. Song YX, Inoue K. Linear shrinkage of photo-activated composite resins during setting. *J Oral Rehabil* 28:335-41, 2001.
3. IB Lee. A new method-real time measurement of the initial dynamic volumetric shrinkage of composite resins during polymerization. *J Kor Acad Cons Dent* 26:134-140, 2001.
4. Rosin M, Urban AD, Gartner C, Bernhardt O, Splieth C, Meyer G. Polymerization shrinkage-strain and microleakage in dentin-bordered cavities of chemically and light-cured restorative materials. *Dent Mater* 18:521-8, 2002.
5. Goldman M. Polymerization shrinkage of resin-based restorative materials. *Aust Dent J* 28:156-61, 1983.
6. Rees JS, Jacobsen PH. The polymerization shrinkage of composite resins. *Dent Mater* 5:41-4, 1989.
7. Lai JH, Johnson AE. Measuring polymerization shrinkage of photo-activated restorative materials by a water-filled dilatometer. *Dent Mater* 9:139-43, 1993.
8. Opdam NJ, Roeters FJ, Feilzer AJ, Verdonschot EH. Marginal integrity and postoperative sensitivity in Class 2 resin composite restorations *in vivo*. *J Dent* 26:555-62, 1998.
9. Carvalho RM, Pereira JC, Yoshiyama M, Pashley DH. A review of polymerization contraction: the influence of stress development versus stress relief. *Oper Dent* 21:17-24, 1996.
10. Segura A, Donly KJ. *In vitro* posterior composite polymerization recovery following hygroscopic expansion. *J Oral Rehabil* 20:495-9, 1993.
11. Alomari QD, Reinhardt JW, Boyer DB. Effect of liners on cusp deflection and gap formation in composite restorations. *Oper Dent* 26:406-11, 2001.
12. Suliman AH, Boyer DB, Lakes RS. Polymerization shrinkage of composite resins: comparison with tooth deformation. *J Prosthet Dent* 71:7-12, 1994.
13. Meredith N, Setchell DJ. *In vitro* measurement of cuspal strain and displacement in composite restored teeth. *J Dent* 25:331-7, 1997.
14. McCulloch AJ, Smith BG. *In vitro* studies of cusp reinforcement with adhesive restorative material. *Br Dent J* 161:450-2, 1986.
15. Suliman AA, Boyer DB, Lakes RS. Interferometric measurements of cusp deformation of teeth restored with composites. *J Dent Res* 72:1532-6, 1993.
16. Pearson GJ, Hegarty SM. Cusp movement of molar teeth with composite filling materials in conventional and modified MOD cavities. *Br Dent J* 166:162-5, 1989.
17. Jantarat J, Panitvisai P, Palamara JE, Messer HH. Comparison of methods for measuring cuspal deformation in teeth. *J Dent* 29:75-82, 2001.
18. Hood JA. Biomechanics of the intact, prepared and restored tooth: some clinical implications. *Int Dent J* 41:25-32, 1991.
19. Davidson CL, de Gee AJ. Relaxation of polymerization contraction stresses by flow in dental composites. *J Dent Res* 63:146-8, 1984.
20. Unterbrink GL, Liebenberg WH. Flowable resin composites as "filled adhesives": literature review and clinical recommendations. *Quintessence Int* 30:249-57, 1999.
21. Versluis A, Douglas WH, Cross M, Sakaguchi RL. Does an incremental filling technique reduce polymerization shrinkage stresses? *J Dent Res* 75:871-8, 1996.
22. Abbas G, Fleming GJ, Harrington E, Shortall AC, Burke FJ. Cuspal movement and microleakage in premolar teeth restored with a packable composite cured in bulk or in increments. *J Dent* 31:437-44, 2003.
23. Rees JS et.al. A reappraisal of the incremental packing technique for light cured composite resins. *J Oral Rehabil* 31:81-4, 2004.
24. Rees JS, Jacobsen PH. Stresses generated by luting resins during cementation of composite and ceramic inlays. *J Oral Rehabil* 19: 115-22, 1992.
25. Ericson D, Paulsson L, Sowiak H, Derand T. Reduction of cusp deflection resulting from composite polymerization shrinkage, using a light-transmitting cone. *Scand J Dent Res* 102:244-8, 1994.
26. Davidson CL, de Gee AJ. Light-curing units, polymerization, and clinical implications. *J Adhes Dent* 2:167-73, 2000.
27. Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Increased wall-to-wall curing contraction in thin bonded resin layers. *J Dent Res* 68: 48-50, 1989.
28. Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *J Dent Res* 66:1636-9, 1987.

29. Davidson CL, Feilzer AJ. Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. *J Dent* 25:435-40, 1997.
30. IB Lee, HH Son, HC Kwon, CM Um, BH Cho. The effect of viscosity, specimen geometry and adhesion on the linear polymerization shrinkage measurement of light cured composites. *J of Kor Aca of Cons Dent* 28:457-466, 2003.
31. Davidson CL, Van Zeghbroeck L, Feilzer AJ. Destructive stresses in adhesive luting cements. *J Dent Res* 70:880-2, 1991.
32. Alster D, Feilzer AJ, de Gee AJ, Davidson CL. Polymerization contraction stress in thin resin composite layers as a function of layer thickness. *Dent Mater* 13:146-50, 1997.
33. RG. Craig, JM Powers. Restorative dental materials. 11th ed., Mosby, Inc. p87-8, 2002.
34. Blank JT. Scientifically based rationale and protocol for use of modern indirect resin inlays and onlays. *J Esthet Dent* 12:195-208, 2000.
35. Watts DC, Cash AJ. Determination of polymerization shrinkage kinetics in visible-light-cured materials: methods development. *Dent Mater* 7:281-7, 1991.