

접착레진 적용 유무에 따른 TEGDMA의 방출속도 및 방출량 비교

전북대학교 치과대학 치과보존학교실 및 구강 생체과학 연구소

신희정 · 전성민

ABSTRACT

A COMPARISON OF RELEASE RATE AND CUMULATIVE RELEASE OF TEGDMA WITH OR WITHOUT THE APPLICATION OF BONDING RESIN

Hee-Jung Shin, Seong-Min Jeon

*Department of Conservative Dentistry, School of Dentistry, Chonbuk National University
& Institute of Oral Bioscience*

Many dental composites are Bis-GMA based resin which diluted with the more fluid monomer triethylenglycol dimethacrylate(TEGDMA). TEGDMA is often present in excess so that some quantity remains unreacted following photo-initiated polymerization. TEGDMA is a component of some resin composites which contributes to their cytotoxicity. The presence of dentin between resin composite and pulp space reduce the cytotoxicity in vitro. The root system from extracted human third molar was removed and then a circular occlusal cavity 4mm in diameter was prepared, leaving a remaining dentinal thickness to the roof of the pulpal chamber within the range 1.0-1.5mm. Dentine was treated with 37% phosphoric acid prior to Z 100 placement without using bonding resin(group 1). In group 2, SMP(Scotchbond Multi Purpose) primer, bonding resin prior to Z 100 placement were applied sequently. In group 3, moulds with internal dimensions 4mm diameter by 2mm depth were used to contain the composite alone with an equivalent mass on tooth model, and then they were immersed directly into water. The purpose of this study is to evaluate the release rate and quantity of TEGDMA with or without the application of bonding resin. Both release rate and total cumulative amount of TEGDMA for the three groups were determined using reversed-phase HPLC at times up to 10 days.

The results were as follows:

1. All experimental groups showed the highest rate of release was in the first sample period(0-4.32 min) and the rate of release declined exponentially thereafter.
2. The maximum release rate and total cumulative amount of TEGDMA in the tooth model of group 1 and group 2 with the use of SMP bonding resin were reduced however there were no significant differences between these groups($P>0.05$).
3. In the first sample period(0-4.32 min), the rate of release of TEGDMA from composite resin in group 3 immersed directly into water was significantly higher than that in group 1 and group 2 of tooth model($P<0.05$).

Conclusively, TEGDMA diffusion from Z 100 resin was not effectively prevented by the presence of dentin in spite of using the SMP bonding resin.

I. 서 론

복합레진은 과거에는 전치부의 심미적인 수복을 목적으로 주로 사용했으나 심미적인 수복물에 관한 사회적인 관심이 증가하고, 물리적인 성질이 향상되면서 구치부의 충전에도 그 영역을 확장해가고 있다. 레진의 물리적 성질이 꾸준히 향상되었음에도 불구하고, *in vivo* 연구에서 이들 레진을 수복재로 사용했을 때, 치주조직에 대한 염증반응 뿐만 아니라 치수괴사와 자극에 종종 연관되어지고 있다.

레진 화합물은 개발 초기부터 독성이 있는 재료로 평가되어¹⁾, 초기의 레진 수복물로 수복된 치아는 잔존 상아질 후경이 1mm 이상인 경우에도 23%에서 만성 병변이 나타난 것으로 보고 되었으며, 최근에도 상아질이 노출된 곳에 레진시멘트로 수복물을 장착했을 때 과민 반응이 3개월 이상 지속되는 것이 보고되어 레진 자체의 독성이 치수질 환을 야기하는 주요 원인의 하나로 거론되어 왔다²⁾. 그러나 Stanley 등³⁾은 복합레진의 8가지 성분을 각각 따로 5급 와동에 직접 도포하여 21일간 관찰한 결과, 복합레진의 각 성분에 의한 치수의 심한 염증 반응이나 괴사는 관찰되지 않음을 보고하였고, Brannstrom 등⁴⁾은 복합레진 수복 이후 나타나는 치수 손상에 관하여 수복재 자체의 독성보다는 변연 누출에 의한 세균의 침입의 결과로 해석하였

다. 그러나 수복물을 장착한 후 1주 경과 후에 나타나는 치수병변은 변연 누출과 세균 침입에 의한 결과로 생각할 수 있지만 단기간에 나타나는 심한 치수 손상은 수복재의 독성을 연관시키지 않고는 설명하기가 어렵다. 모든 레진 화합물은 중합시에 미중합된 단량체가 남게 되는데, 이는 레진 기체가 중합 반응이 개시 되면서 점차 점도가 높아져 자유라디칼의 확산도 및 활동성을 제한하기 때문에 야기되는 결과이다⁵⁾. 그러므로 미중합 단량체의 잔존율은 단량체의 조성, 촉매제의 농도 그리고 초기에 자유라디칼이 얼마나 빨리 그리고 얼마나 많이 발생하느냐에 따라 좌우된다⁶⁾. 깊은 와동에서 레진이 불완전하게 중합되면 잔여의 미중합 단량체가 치수에 근접하게 되어 독성을 유발하며 이러한 경우가 레진 자체의 독성이 가장 큰 문제가 되는 경우이다. Bruce 등⁷⁾이 상아질 접착제를 치근단 충전제로 사용할 때에 시간이 경과함에 따라 독성이 감소하는 것을 보고하여 레진의 세포독성이 오래 지속되지 않음을 주장하였으나, Ruster와 Øysaed⁸⁾는 조직, 세균, 타액의 esterase가 레진 중합체를 가수분해시켜 변성된 레진 성분이 유리되는 것을 보고하여 초기 경화 시기 외에 중합 완료된 후에도 레진이 세포독성의 원인이 될 수 있음을 보고 하였다.

Bis-GMA 레진은 매우 점도가 높은 단량체를 첨가한다. 대개 triethyleneglycol dimethacrylate(TEDG-

MA), methyl methacrylate(MMA), urethane dimethacrylate나 ethleneglycol dimethacrylate(EDMA)를 복합레진의 점도를 낮게 하기 위해 사용한다. 그러나 MMA는 쉽게 증발하기 때문에 희석제로 사용하지 않는다. 이들 중 TEDGMA가 가장 흔하고 널리 사용되어 macrofilled 복합레진 중에는 10-35%, micro-filled 복합레진 중에는 30-50% 정도가 함유되어 있다. TEDGMA는 유연성이 있는 긴 di-functional 레진으로, 이것으로 인해 레진 기질이 단단하게 되고, 또한 레진을 변연부 가장자리에서 더욱 강하게 개선시키고 마모에 대한 저항성을 감소시키며 polishing 또한 용이하도록 해준다⁹⁾. 단단한 방향성 단량체인 Bis-GMA의 함량이 많아질수록 중합률이 낮아지게 된다고 보고하였고, 대개 Bis-GMA와 이것의 점조도를 낮추기 위한 희석제로 쓰이는 TEDGMA가 3:1의 비율로 들어 있으며 레진 접착제는 이보다 점조도가 낮아야 하므로 희석제인 TEGDMA (triethyleneglycol dimethacrylate)가 더 많은 비율을 차지해야 한다. In vitro의 세포 배양을 통한 연구에서 Bis-GMA, BPO(benzoyl peroxide), TEGDMA (Triethyleneglycol dimethacrylate) 등이 세포 독성을 야기할 수 있는 것으로 보고되었으며^{10,11)}, Al-Fawaz 등¹²⁾은 레진의 단량체 성분이 상아세관을 통과하여 치수에서 검출되는 것을 보고하여 미중합 단량체들이 치수 질환을 야기할 수 있음을 보고하였다. 또한 Fusayma¹³⁾는 치수 자극이 복합 레진의 화학적 자극 효과에 의해 일어나는 것이 아니고 열려진 상아세관으로의 pumping action에 의해 야기된다고 보고하였다.

In vitro에서 미중합 단량체가 복합레진에서 주위 수용액상으로 유리되고, 상아질을 통해 치수 공간으로 확산되며 상아질이 복합레진의 세포 독성을 감소시키고, 임상적으로 상아질에 수복한 레진이 세균이 배제된다면 거의 치수 위해 효과를 나타내지 않는다. 상아질이 이와 같은 보호효과를 어떻게 나타내지는 아직 확실하지 않다¹⁴⁾.

이에 본 실험에서는 in vitro에서 접착레진을 도포한 후 복합레진을 충전한 실험군과 35%인산젤로 산처리 후 바로 복합레진을 충전한 실험군에서 상아질을 통해 치수 공간으로 유출되는 TEGDMA의 양과 속도에 관한 다소의 지견을 얻었기에 이

를 보고하고자 한다.

II. 실험재료 및 방법

1. 실험재료

본 실험에 사용한 복합레진은 3M사의 Z100(shade C2)이며, 산처리는 35% 인산젤, Scotchbond Multi Purpose의 primer와 SMP의 접착레진을 사용했고, 가시광선 조사기 역시 3M사의 XL 1000을 사용하였고, 시편 제작을 위해 스텐레스 스틸 몰드를 사용하였다. 모든 시편은 깨끗한 글래스 슬랩위에 놓여진 스텐레스 스틸 몰드의 구멍에 복합레진을 충전한 후, mylar strip으로 피개하고 다시 글래스 슬랩으로 덮은 후 여분의 레진은 제거하고, 30초간 광중합하였다. 시편의 크기는 직경 4mm, 두께 2mm로 하였다. 실험치아로 치아우식증이 없는 제 3대구치 20개를 사용하였으며, 고속의 No. 700 tapered fissure bur를 이용하여 치경부에서 치근을 제거한 후 4mm 직경의 교합면 외동을 형성했다(Fig. 1).

2. 실험방법

내부 체적이 4mm 직경, 2mm 깊이인 분리된 원추형 스텐레스 스틸 몰드에 각 복합레진 10 sample을 사용했다. 복합레진을 2mm깊이로 채우고 투명한 폴리에스테르 재료를 그 표면에 압박했고 복합레진을 30초가 광중합했다. 그 모형(matrix)을 제거하고 즉시 37°C oven에 보관했다. 각 복합레진이 든 몰드를 새로운 물이 담긴 용기에 옮겨서 1일 logarithmic division인 4.32, 14.4, 43.2, 144, 432분과 1, 3, 10일에 분석했다.

상아질을 통한 같은 복합레진의 유출을 Hume(1985)의 치아모형에 기초한 것으로 결정했다¹⁴⁾ 20개의 발거한 제 삼대구치를 백악질 법랑질 경계 이하의 치근부를 먼저 잘라내고, 직경 4mm의 교합면 외동을 형성하여 치수실까지 1.0-1.5mm의 상아질 두께를 각 치관에 남겨두었다. polypropylene chamber를 치관의 치수면에 부착시키고, 1ml의 증류수로 채웠다. 외동 상아질은 Scotchbond의 35% 인산 젤을 30초 동안 산처리 하

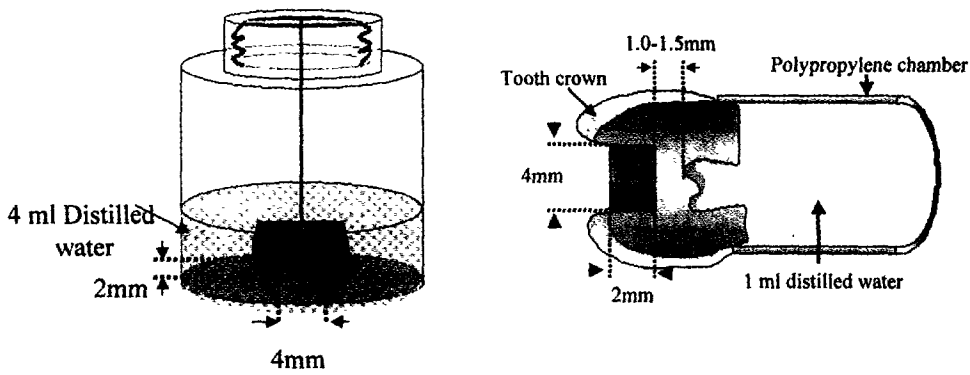


Fig. 1. Diagrammatic representation of the two model systems used.

여 세척, 건조하여 바로 Z-100 복합레진을 2mm 충전한 실험군을 group 1 으로, 산처리 후 SMP의 primer, 접착레진을 도포하여 10초간 광중합하고 Z-100 복합레진을 충전하여 30초간 광중합한 군을 group 2, mould내에 Z-100 복합레진을 충전한 실험군을 group 3 으로 분류했다. 그 치아를 37°C 에서 elute 검출까지 보관했고, HPLC의 성분 분석을 위해 주기적으로 꺼내 mould와 같은 간격으로 새로운 증류수로 대체시켰다.

복합레진에서 유출되는 TEGDMA의 양을 측정하기 위해 TEGDMA의 표준물질을 HPLC (High Performance Liquid Chromatography using a 305 gradient pump system, cartridge pre-column, stainless steel silica C18 resolve column, a gilson 118 UV/visible absorbance detector and chromatocorder 21 intergrator)를 통해 분석했다.

한 시료당 30분 동안 검출하였으며, 분석을 위한 HPLC의 사용조건은 다음과 같다.

Colume: resolve 250×4.6mm, silica C18 10 μ m, Mobile phase: 50/50 ACN/Water, Flow rate: 0.7ml/min, Detector: UV detector 254nm

이상에서 얻어진 결과를 Scheff F-test를 이용, 통계처리하여 TEGDMA의 평균유리속도와 축적양에 있어서 세 군간의 차이를 평가하였다.

III. 실험결과

표준물질 TEGDMA를 증류수로 희석하여 얻은 표준시료를 각 농도당 5 μ 씩 HPLC에 주입한 결과 peak area가 14.517분 부근에서 유보시간(retention

Table. 1. Count area according to each concentration of the standard TEGDMA solution by HPLC

Concentration(%)	count area
2.5	8732020
0.25	1133510
0.025	163757
0.0025	12359

time)이 나타났다. 표준 시료의 각 농도당 얻어진 count area는 Table. 1과 같다.

정량분석의 방법을 보면 시편에서 0.1ml의 시료를 추출하여 HPLC에 주입하여 추출된 TEGDMA를 정량분석하였다. 표준물질 TEGDMA를 증류수 (MilliQ R06 Plus: Millipore Corp., Waters chromatography Division, Miliford, USA.)에 섞어 2.5%, 0.25%, 0.025%, 0.0025%의 표준 시료를 조제하여 HPLC에 주입하여 측정한 후 검량선 (Calibration curve)을 구하였다. 이상의 결과를 이용하여 각 표준시료의 검량선(calibration curve)을 얻었고 실험결과를 표준시료의 검량선에 대입하여 각각의 시료 0.1ml에 함유된 TEGDMA의 양을 얻었고, 그 양을 1ml내 함유된 TEGDMA의 양으로 환산하여 Table 2, 3, 4와 같은 결과를 얻었다.

각 구간별 TEGDMA의 확산 속도는 Fig. 2에 보여지는데, TEGDMA의 평균 유출 속도를 조사 시간 과정에 걸쳐 모든 samples에 pmoles/min으로 표시했다. 세 가지 실험군 모두에서 최고 유출 속도는 0-4.32분에 보였고, 그 이후 유출속도가 지수

Table 2. Diffusion amount of TEGDMA on group 1 (unit : pmol)

	4,32min	14,4min	43,2min	144min	432min	1day	3day	10day
1	0,0217	0,0648	0,0233	0,0119	0,2394	0,0301	0,0051	0,0016
2	0,0204	2,3988	0,1175	1,122	0,0288	0,0032	0,019	0,0057
3	0,0536	0,0041	1,3	1,098	0,0041	0,00234	0,0087	0,0141
4	0,0213	0,159	0,0074	0,0049	3,974	0,182	0,0347	0,0253
5	0,0234	0,0958	0,00397	0,021	0,0035	0,0054	0,00182	0,00166
6	0,0659	0,022	0,019	0,0276	0,0132	0,00398	0,0071	0,0126
7	0,0017	0,0029	0,0062	2,656	0,49	0,0087	0,0036	0,0034
8	0,3246	0,418	0,0205	0,02	0,0373	0,012	0,0073	0,00421
9	0,0068	0,0542	0,0087	2,873	0,0105	0,0076	0,00459	0,0092
10	0,0107	0,1343	0,0073	0,0354	0,0112	0,0047	0,006	0,00226

Table 3. Diffusion amount of TEGDMA on group 2 (unit : pmol)

	4,32min	14,4min	43,2min	144min	432min	1day	3day	10day
1	0,0586	0,012	0,021	0,251	7,586	0,0028	0,0048	0,002
2	1,549	0,779	0,182	0,0115	0,00138	0,0049	0,0053	0,0056
3	0,054	0,026	0,1634	5,012	2,208	0,503	0,0105	0,0035
4	0,0029	0,016	0,1	1,516	0,0043	0,006	0,042	0,002
5	0,0076	0,004	2,242	4,0458	5,02	0,1257	0,0022	0,0036
6	0,01	0,00456	0,00346	0,0166	0,0256	0,02048	0,0234	0,01156
7	0,0055	0,00183	0,0296	0,0301	0,1483	0,0125	0,00019	0,004
8	0,0184	0,0259	1,4686	0,291	0,0205	0,02988	0,0025	0,0089
9	0,0126	0,145	1,516	2,242	1,481	0,061	0,017	0,0138
10	0,0035	0,0243	0,354	0,1351	0,0204	0,0166	0,0204	0,00716

Table 4. Diffusion amount of TEGDMA on group 3 (unit : pmol)

	4,32min	14,4min	43,2min	144min	432min	1day	3day	10day
1	2,832	0,126	0,129	0,0449	0,895	0,333	0,145	0,649
2	3,327	4,286	0,236	0,5036	0,096	0,0798	0,118	0,0121
3	5,92	3,251	0,504	6,638	2,355	0,96	0,0025	0,0094
4	0,527	0,318	0,252	0,565	0,333	0,033	0,033	0,01
5	2,005	1,236	0,264	0,033	0,034	0,836	0,0664	0,04
6	0,016	0,023	0,004	0,021	0,11	0,047	0,325	0,0318
7	0,096	0,054	0,449	0,78	0,459	0,0515	0,22	0,565
8	0,47	0,086	0,277	0,159	0,042	0,179	0,409	0,745
9	25,82	4,699	0,916	5,521	2,249	2,466	0,605	0,048
10	0,043	0,052	0,014	0,552	0,0224	0,017	0,098	0,036

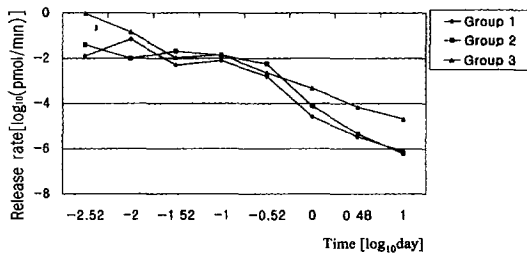


Fig. 2. A comparison of release rate of TEGDMA

적으로 감소했다. 0-4.32분 사이에 1군, 2군 사이에 차이가 없고, 3군이 1,2군과 0.5 level에서 유의한 차이를 보였다. 4.32-14.2, 14.2-43.2, 43.2-144, 144-432분, 432분-1일, 1-3일, 3-10일 각 실험군간 유의한 차이가 없었다.

각 구간별 TEGDMA의 축적 유리량은 Fig. 3에 보여지고, 0-4.32 분까지 3군과 1군, 3군과 2군간에 유의한 차이를 보였고, 1,2군간 차이 없고, 나머지 모든 구간에서 세 군 모두 차이가 없었다.

IV. 총괄 및 고찰

광중합형 복합레진은 점도가 낮고 분자량이 큰 Bis-GMA와 희석제이며 가교제인 TEGDMA와 같은 단량체, 소량의 광중합개시제와 광감성을 높이기 위한 환원제와 filler와 기질과의 결합을 위한 coupling agent, 착색제와 보존제 등으로 구성된다. 지금까지 Bis-GMA가 독성이 있다는 보고는 많이 있어 왔으나, 복합레진의 각 구성 성분이 치수 독성이 없었다는 Stanley 등³⁾의 보고와 레진자체의 독성보다는 변연 누출과 이로 인한 세균의 침입이 치수병변의 원인이라는 보고도 있어 복합레진의 독성에 대하여는 아직까지 많은 논란이 있어 왔다. 미반응 단량체는 변색, 화학 변성, 물성 저하 치수 자극 등의 원인으로 거론되어 왔다. 불완전 중합된 레진 수복물은 완전히 중합된 레진보다 쉽게 분해되는데 대부분의 경우 dimethacrylate monomer의 methacrylate group 전부가 경화 반응에 관여하는 것은 아니다¹⁵⁾.

crosslinked polymer로 구성된 레진에서는 반응에 참여하지 않은 methacrylate group이 30-50%에 이

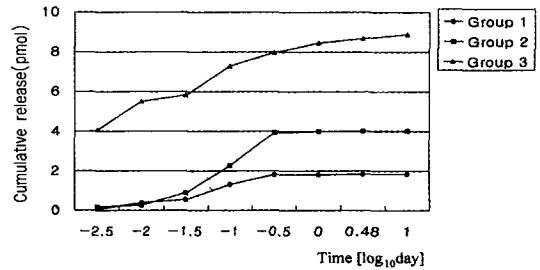


Fig. 3. A comparison of cumulative release of TEGDMA

르며, 반응하지 않은 성분 뿐 아니라 분해산물, formaldehyde와 같은 산화물과 레진 자체의 초기 불순물 등이 독성이나 부작용을 일으킬 수 있는 물질로 알려져 있다¹⁶⁾. In vitro 방법에 의한 재료의 평가방법은 실험에 사용하는 재료를 용매에 녹여서 사용하는 경우 재료 자체의 독성 때문이 아니라 희석 농도에 의하여 독성이 전혀 없는 결과로부터 강한 독성을 나타내는 결과까지 나타날 수 있다. 수복물내에는 반응하지 않은 단량체가 잔존하여 구강내에서 용해될 수 있고, 이중결합과 같은 반응부위는 수화 또는 산화에 민감하므로 쉽게 복합레진이 분해되는 요인이 된다. 일반적으로 반응하지 않고 남은 성분의 용해는 확산계수에 의해 결정되어 나타난다. 확산은 polymer의 종류, 충전제 입자의 표면 처리, 용매의 종류 등에 따라 다르게 나타나는데, 용해 가능한 성분의 50%가 초기 3시간 이내에 용해되며, 24시간이면 거의 모두 용해된다고 알려져 있다. Ferracane과 Condon¹⁷⁾은 증류수나 에탄올/증류수 혼합액을 이용하여 복합레진을 24시간 용출시킬 경우, 용출 용액에 관계없이 거의 대부분의 용출가능한 성분이 24시간내에 용출되는 것을 보고하여 복합레진이 치수 및 구강조직에 대하여 미반응 단량체를 만성적으로 제공하지 아니하며 레진의 독성도 오랜시간동안 지속되지 않는다고 하였다. Hume과 Hood²¹⁾ 이러한 용출이 레진의 용적에 좌우되는 것이 아니라고 보고하여 표면에서만 용출이 일어나는 것을 보여줬다.

레진 수복물을 충전하기 위해서는 외동형성이 선행되어 외동내의 절단된 상아세관에는 치수액이 존재하므로 레진과 접촉하여 만성적인 자극을 유발할 가능성이 있다.

Hume¹⁸⁾은 3H-Thymidine을 이용한 단백질 합성 정도를 관찰한 실험에서 0.5mm의 상아질편을 실험세포와 시편 사이에 매개한 실험모델에서 임상실험과 유사한 결과를 보였다고 보고하였으며 Meryon과 Browne¹⁹⁾은 시편과 세포가 직접 접촉시에 독성이 있는 것으로 판단되는 재료도 상아질이 매개되면 독성이 거의 나타나지 않음을 보고하였다. 이는 상아질이 수분을 차단하고 레진이 독성을 완충시킨 결과로써 Hanks 등²⁰⁾은 0.5mm의 상아질편을 실험세포와 시편사이에 위치시킨 실험실용 치수강 모델에서 0.5mm 두께의 상아질편을 투과한 복합레진의 독성이 복합레진의 1/4 희석 용출액으로 행한 실험과 유사한 결과를 나타내는 것을 보고 하였다.

Stanley²¹⁾는 이차 상아질 형성이 불량한 경우 조상아세포와 전상아질층의 신경 말단이 손상되어 수많은 dendrite가 생성되어 과민증이 나타날 수 있으므로, 레진 충전시 나타날 수 있는 치수 자극의 원인으로 레진 자체의 독성이나 변연 누출이외에도 이차 상아질 형성 부전도 고려해야 한다고 하였다. 그러나 레진 화학합이 복잡해질수록 변연 누출이나 이차상아질 형성 부전보다는 레진 자체의 화학적 요소 즉 미중합 단량체를 비롯한 다양한 화학물질이 치수병변의 원인의 중요한 요소가 되어 간다.

Scotchbond Multi Purpose(SMP ; 3M)은 55% HEMA와 2.5% maleic acid로 이루어진 primer와 62.5% Bis-GMA와 37.5% HEMA로 이루어진 접착레진으로 구성된다. 상아질은 법랑질에 비해 무기질 함량이 적고 수분의 함량이 적어서, 수분의 함량이 높으며 표면장력이 낮아서 소수성이 강한 레진계 성분이 상아질 내로 침투, 확산하기는 용이하지 않다²²⁾. 본 실험에서 상아질을 37%인산으로 처리했고, 본 실험에 사용한 Z 100은 TEGDMA를 포함한 Bis-GMA based 레진이다. 상아질 접착제를 구성하고 있는 접착강화제는 산처리된 상아질내로의 침투성을 증가시키고 수분과의 결합을 유도하는 친수성과 수복용 복합레진과의 결합을 가능하게 하는 소수성 성분으로 구성되어 있으며, 그 기능은 화학적 반응 또는 상아세관 및 관상상아질로의 침투능에 의존하며 화학적 활성도 역시 침투를 전제로 하여 접착강화제 자체가 친수

성기를 가져 탈회된 상아질로 직접 침투해서 접착을 용이하게 하는 고점도 친수성형의 접착제이다²³⁾. Nakabayashi 등²⁴⁾은 소의 상아질면에 10%의 구연산과 3%의 염화 제 2철 수용액을 처리하고 HEMA 접착 강화제를 도포한 결과 접착제가 상아질의 교원섬유에 확산되어 수지함입층(hybrid layer)이 형성됨을 관찰하고 HEMA가 상아질의 침투성을 향상시킨다고 보고하였다. 접착제는 primer에 의해 제공된 양호한 표면 에너지와 함께 표면은 효과적으로 젖게 하여 콜라겐 망상구조로 잘 침투되도록 하고, 접착제가 광선에 의해 중합되면 이는 망상구조내에 기계적으로 결합하게 된다²⁵⁾. 상아질과 레진 접착제 계면에서의 혼화층의 형성은 접착제의 중요한 접착기전으로 평가되고 있다. 과거에 이러한 혼화층은 primer로 처리된 상아질 표면위에 있는 무정형의 구조로 설명되었으나 최근의 연구에서 이는 변화되지 않은 상아질과 복합레진을 유지시켜 주는 interdiffusion zone으로 묘사된다²⁶⁾. 상아질 결합제는 상아질에 직접 도포하여 사용하기 때문에 상아세관의 입구를 개방시켜 투과성을 증가시키므로 치수로 확산하는 세균의 산물이나 수복재료부터 용출되는 독성물질이 상아세관을 따라서 치수로 침투할 수 있는 가능성이 증가 되어 치수에 위해한 효과를 나타낼 수 있다²⁷⁾.

본 실험에서 접착레진을 사용하여 보다 더 낮은 최대 확산속도를 보이는 결과가 나타났다. TEGDMA 유출의 결과로서 치수에 대한 위해효과가 다른 모든 요소가 동일할 때 (상아질 두께, 상아질 표면처리, 상아질연령) 접착레진과 복합레진을 같이 사용했을 때 잘 나타났다는 보고가 있었다²⁸⁾. 이는 산처리 후 접착레진 사용 후 복합레진으로 수복한 미세누출이 없는 인간 치아에서 레진 성분이 치수 위해 효과를 보임을 나타낸다. HEMA를 포함한 접착레진을 TEGDMA를 포함한 복합레진과 사용했을 때 (SMP후 Z 100), 상아질을 통해 단량체인 TEGDMA가 확산되는 것이 SMP 접착레진으로 막아지지 않고, 두 가지 Z 100 치아모델 실험군에서 검출되는 TEGDMA 축적량에서 유의한 차이가 없었다(P>0.05). 그러나 접착레진으로 TEGDMA의 최대 확산 속도를 약간 지연시켰고, 이 최대 속도를 감소시켰다. SMP로 처리한 치아모델 실험군(group 2)의 Z 100에서 상아

질을 통한 치수 공간으로의 TEGDMA의 통과로 가정된 interdiffusion zone을 레진 성분이 침투했음을 보여준다. 그 interdiffusion zone이 미생물과 독소의 정상적인 통과를 방해함으로써 보호 가능성을 갖는다고 가정해 왔다. 그러나 본 실험에서는 그 zone이 레진 수복재의 독성이 상아질을 통과 못하도록 하지 않는다는 것을 나타내었다.

V. 결 론

복합레진의 희석재로 가장 흔하고 널리 사용되는 TEGDMA가 세포독성을 일으키는 성분의 하나임은 이전의 많은 연구를 통해 알려져 왔다. 접착레진을 도포한 복합레진에서 유리되는 TEGDMA와 도포하지 않은 복합레진에서 유리되는 TEGDMA를 비교하고자 발거된 제 3대구치에 1.0-1.5mm의 상아질 두께를 남긴 직경 4mm, 깊이 2mm의 와동을 형성하여 35% 인산겔로 30초 동안 산처리 후 Z 100 복합레진을 충전한 실험군(1군)과 35% 인산겔 산처리 후 SMP의 primer, 접착레진을 도포하여 복합레진을 충전한 실험군(2군), 직경 4mm, 2mm인 mould내 복합레진을 충전(3군)하여 광중합시킨 후 직접 증류수로 유리된 TEGDMA의 유출속도와 축적량을 HPLC를 이용하여 4,32, 14.4, 43.2, 144, 432분과 1, 3, 10일에 분석하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

- 1 모든 실험군에서 최고 유출속도는 0-4.32분에 보였고, 그 이후 유출속도가 감소했다.
2. 치아모델에서 접착레진을 사용했을 때, TEGDMA의 최대 확산속도와 전체적인 축적량이 약간 낮게 나타났으나, 통계적으로 유의할만한 차이는 없었다($P>0.05$).
3. 시간별 TEGDMA의 평균적인 유리 속도 비교 시 0-4.32분 구간에서 복합레진에서 증류수로 직접 유리시킨 3군이 상아질을 통한 1,2군에서보다 유의성있게 높았으나($P<0.05$), 다른 구간에서는 유의한 차이가 없었다($P>0.05$).

결론적으로 Z-100 복합레진으로부터의 TEGDMA의 확산은 SMP 상아질 결합제의 사용에도 불구하고 상아질에 의해 효과적으로 방지되지 못하

였다.

참 고 문 헌

1. Stanley, H.R., Swerdlow, H., Buonocore, M.G. : Pulp reactions to anterior restorative materials, J Am Dent Assoc, 75:132-141, 1967.
2. Berekally, T.L.: Post-insertion sensitivity with a bonded etched cast metal prosthesis, case report. Aust Dent J, 35:413-415, 1990.
3. Stanley, H.R., Bowen, R.L. and Folio, J.: Compatability of various materials with oral tissues. II : Pulp response to composite ingredients. J Dent Res, 58:1507-1517, 1979.
4. Brannstrom, M., Nyborg, H.: Bacterial penetration, pulpal reaction and the inner surface of Concise enamel bond. Composite fillings in etched and unetched cavities, J Dent Res, 57:3-10, 1978.
5. Breeding, L.C., Dixon, D.L. and Caughman, W.F. : The curing potential of light-activated composite resin luting agents, J Prosthet Dent, 65:512-518, 1991.
6. Ferracane, J.L. and Greener, E.H.: Fourier transform infrared analysis of degree of polymerization in unfilled resins—methods comparison, J Dent Res, 63:1093-1095, 1984.
7. Bruce, G.R., McDonald, N.J. and Sydiskis, R.J. : Cytotoxicity of retrofill materials, J Endo, 19:288-292, 1993.
8. Ruyter, I.E. and Øysaød, H. : Compressive creep of light cure resin based restorative materials. Acta Odontol Scand, 40:319-324, 1982.
9. 조영환, Surniya Hobo: 심미접착치과학, 군자출판사 1판, p9, 1993.
10. C.T. Hanks, S.E. Strawn, J.C. Wataha, and R. G. Craig.: Cytotoxic effects of resin components on cultured mammalian fibroblasts, J Dent Res, 70:1450-1455, 1991.
11. S.Ratanasathien, J.C. Wataha, C.T. Hanks, and J. B. Dennison : Cytotoxic interactive effects of dentin bonding components on mouse fibroblasts.

- J Dent Res, 74:1602-1606, 1995.
12. Al-fawaz, A., Gerzina, T.M., and Hume, W. R.: Movement of resin cement components through acid-treated dentin during crown cementation in vitro. J Endo, 19:219-223, 1993.
 13. Fusayma T.: Factors and prevention of pulp irritation by adhesive composite resin restoration. Quintessence Intern, 18:633-647, 1989.
 14. T.M. Gerzina and W.R. Hume: Effect of dentine on release of TEGDMA from resin composite in vitro. J of Oral Rehabil, 21:463-468, 1994.
 15. Ruyter E, Svendsen SA.: Remaining methacrylate groups in composite restorative materials. Acta Odontol Scand, 36:75, 1978.
 16. Bergman, : Side-effects of amalgam and its alternatives: local systemic and environmental. Int Dent J, 40:4-10, 1990.
 17. Ferrancane JL, Condon R.: Rate of elution of leachable components from composite. Dent Mater, 6:282-287, 1990.
 18. Hume, W.R.: A new technique for screening chemical toxicity to the pulp from dental restorative materials and procedures. J Dent Res, 64:1322-1325, 1985.
 19. Meryon, S.D. and Browne, R. M.: Evaluation of the cytotoxicity of four dental materials in vitro assessed by cell viability and enzyme cytochemistry. J Oral Rehabil, 10:363-372, 1983.
 20. Hanks, C.T.: Cytotoxicity of dental composites and other materials in a new in vitro device. J Oral Pathol, 17:396-403, 1988.
 21. Hood, A.M. and Hume, W.R.: Effect of sample thickness on the toxicity of composite resin in vitro. J Dent Res, 60:943, abstr.82, 1990.
 22. Stanley, H.R.: Pulpal consideration of adhesive materials. Oper Dent, 17:151-164, Supplement 5, 1992.
 23. Buttler, W. T.: Dentin extracellular matrix and dentinogenesis. Oper Dent Supplement, 5:18-23, 1992.
 24. Bowen, R. L., Cobb, E. N. and Parson, J. E.: Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissue: improvement in bond strength to dentin. J Dent Res, 61:1070-1076, 1982.
 25. Nakabayashi, N. and Takarada, K.: Effect of HEMA on bonding to dentin. Dent Mat, 8:125-130, 1992.
 26. Nakabayashi, N., Watanabe, A. and Gendusa, N. J.: Dentin adhesion of "modified" 4-META / MMA-TBB resin: function of HEMA. Dent Mat, 8:259-264, 1992.
 27. Bouvier, D., Duprez, J. P., Nguyean, D. and Lissac, M.: An in vitro study of two adhesive systems: third and fourth generations. Dent Mater, 9:365-369, 1993.
 28. T. M. Gerzina, W. R. Hume: Diffusion of monomers from bonding resin-resin composite combinations through dentin in vitro. J Dent, 24:125-128, 1996.
 29. Erickson, R.L., Glasspoole, E.A. : Bonding to tooth structure : A comparison of glass-ionomer and composite-resin systems. J Esth Dent, 6:227-243, 1994.
 30. Van Meerbeek, B., Inokoshi, S., Broen, M, et al : Morphological aspects of the resin-dentin interdiffusion zone with different adhesive systems. J Dent Res, 71:1530-1540, 1991
 31. Wason I.F., Boyde, A. : In vitro dentine penetration of Gluma bonding agent. J Dent Res, 66:835, abstract no.8, 1987.