

수중 이원중합 레진 시멘트의 중합률 및 세포 독성에 관한 실험적 연구

연세대학교 치과대학 치과보존학교실
노병덕 · 박성호 · 이정석

Abstract

AN EXPERIMENTAL STUDY OF THE DEGREE OF CONVERSION AND CYTOTOXICITY OF DUAL CURE RESIN CEMENTS

Byoung-Duck Roh, Seong-Ho Park, Chung-Suck Lee
Dept. of Conservative Dentistry, College of Dentistry, Yonsei University

The degree of conversion of composite resin was known to have influence on the mechanical properties of composite materials such as hardness, strength, wear resistance, dimensional and color stability. Also unreacted monomer was reported to be harmful to the pulp. So the degree of conversion was a very important factor in the success of composite resin restorations.

In recent, the dual cure resin cement was developed with the advocations that it could increase the curing rates in the sites where the curing light could not reach. Moreover many manufacturers added some adhesive components in the resin cement.

This study was undertaken to observe the effects of curing depth and light curing times on the degree of conversion of dual cure resin cements. CR INLAY CEMENT, DUAL CEMENT and OPTEC BOND, by the Fourier transform Infrared analysis, changing the curing depth 1mm, 2mm and 3mm, and varying the light curing time 20 seconds, 40 seconds and 80 seconds at each depth. The cytotoxicity of dual cure resin cements was tested by the in vitro MTT method using L929 cell. The results was evaluated and compared statistically.

The results were obtained as follows :

1. The dual cure resin cements revealed various degree of conversion, CR INLAY CEMENT and DUAL CEMENT had a tendency to be more reactive to the light cure and OPTEC BOND was a more chemical one.
2. CR INLAY CEMENT and DUAL CEMENT showed the lowest degree of conversion in 2 mm depth, and in 3mm depth the degree of conversion increased, which were

due to the chemical cure of dual cures, but OPTEC BOND showed decreasing degree of conversion with increasing curing depth and all experimental groups showed lower degree of conversion than CHEMICAL group which cured in dark room with no light, so the weak light - curing of dual cure resin cement prevented the chemical cure. ($P < 0.05$)

3. CR INLAY CEMENT and DUAL CEMENT showed increasing degree of conversion in 1 mm and 3 mm, according to the increasing cure times, but in 2 mm depth the degree of conversion decreased with increasing light - curing times and OPTEC BOND showed contrary tendency, but there was no statistical importance in the differences among the experimental group. ($P > 0.05$)
4. The optical density by MTT assay of extractions of CR INLAY CEMENT, DUAL CEMENT and OPTEC BOND revealed no statistically important differences comparing with optical density of negative control. ($P > 0.05$)
5. CR INLAY CEMENT showed a tendency of increasing cytotoxicity with days and DUAL CEMENT and OPTEC BOND showed higher cytotoxicity in 2 days than in 4 days, but there was no statistical importance in the differences. ($P > 0.05$)

Key words : dual cure resin cement, degree of conversion, cytotoxicity, Fourier transform infrared analysis, MTT assay

I. 서 론

Buonocore에 의하여 레진이 치과수복재료로 개발된 이래 치과 임상에서 심미적 요구가 증대됨에 따라 레진 화합물이 급속히 발전 개량되어 왔다. 레진과 포셀린 인레이, 온레이, 비니어, 매릴랜드 계속가공의치를 비롯한 금속주조관등의 접착에 주로 쓰이는 레진 시멘트는 기존의 다른 시멘트보다 견고하며 타액에 대한 용해도가 낮다는 장점을 가지고 있어 활용범위가 넓어져 가고있다. 최근의 레진 시멘트는 대개 microfilled 혹은 fine filled hybrid composite 로써 대개 Bis-GMA (2,2-bis[4-(2-hydroxy-3-methacryloxy)phenyl]-propane) 혹은 UEDMA(urethane dimethacrylate)로 구성되며, 20-75%의 다양한 충전재를 포함한다⁴⁷⁾. 레진 시멘트는 콤포짓트 레진과 마찬가지로 화학 중합형에서 광중합형으로 개발되어 왔으나, 최근에는 이 두가지 반응을 모두 응용하는 이원중합 레진 시멘트가 개발되어 사용되고 있다. 이원중합 레진 시멘트는 화학중합 요소

로써 peroxide와 amine, 광중합 요소로는 광감작제인 camphoroquinone과 amine을 모두 포함하는 형태의 레진 시멘트로써²⁹⁾, 광중합형 단점인 두꺼운 수복물 하방이나 치은하방으로 연장되는 2급 이상의 수복물과 같이 중합 광선의 투과량이 부족하여 중합 반응이 일어나기 어려운 경우, 먼저 빠르게 반응하는 광중합 후에 광선이 도달하지 못한 곳에서는 광중합보다 나중에 발생하나 전 레진시멘트층에서 균일하게 발생하는 화학 중합으로 레진 시멘트의 중합 정도를 증진시킬 목적으로 개발되어 현재 다수가 시판되고 있다.

Venz와 Antonucci⁷⁰⁾는 광중합 콤포짓트 레진에 화학 중합요소인 BPO(benzoyl peroxide)를 첨가함으로써 중합률이 높아졌음을 보고하였고, Breeding등⁸⁾은 이원중합 레진 시멘트가 광중합형 레진 시멘트보다 우수한 경도를 보여 중합률이 우수한 것으로 평가하였다. 그러나 Rueggeberg와 Caughman⁵¹⁾은 적외선 분광법에 의한 이원중합 레진 시멘트의 중합률에 관한 연구에서 광조사에 의한 중합 반응 유도 10분

후와 24시간 후의 중합률에 특기할 차이가 없어, 이원중합 레진 시멘트의 장점으로 주장되는 광조사후에 지속적인 화학 중합이 이루어진다는 증거는 관찰되지 않았다고 하였고, Hasegawa 등²⁰⁾은 이원중합 레진 시멘트는 광중합형 레진과 유사한 특성을 보이며 광량에 따라 경도가 좌우되므로 반드시 광조사가 필요하며 또 광량은 제조 회사의 지시보다 많은 양이 필요하다고 보고하였고 사용된 촉매제의 종류와 양에 따라 이원중합 레진 시멘트는 광중합형 혹은 화학중합형 레진 시멘트와 같은 특성을 나타내게 된다고 하여 이원중합 레진 시멘트는 중합반응이 화학중합 개시제 및 광중합 개시제의 함량에 따라 다양하고 복잡하게 나타날 수 있음을 시사하였다.

모든 레진 화합물은 중합시에 미중합된 단량체가 남게되는데⁴²⁾, 이는 레진 기제가 중합반응이 개시되면서 점차 점조도가 높아져 자유라디칼의 확산도 및 활동성을 제한하기 때문에 야기되는 결과이다⁸⁾. 그러므로 미중합 단량체의 잔존율은 단량체의 조성, 촉매제의 농도 그리고 초기에 자유라디칼이 얼마나 빨리 그리고 얼마나 많이 발생하느냐에 따라 좌우된다^{17, 22)}. 이러한 불완전한 중합반응의 결과로 남게되는 미중합 단량체는 레진의 경도, 강도, 체적변화, 내마모성, 색안정성 등 물성과, 치수에 대한 위해작용 등으로 레진 수복물의 생체 친화성에도 영향을 미치는 것으로 보고되어³⁾ 중합률은 콤포지트 레진 수복물의 성공을 좌우하는 중요 요소의 하나이다^{58, 61)}.

한편 레진 화합물은 개발 초기부터 독성이 있는 재료로 평가되어^{41, 70)}, 초기의 레진 수복물로 수복된 치아는 잔존상아질 후경이 1 mm 이상인 경우에도 23%에서 만성 병변이 나타난 것으로 보고 되었으며, 최근에도 상아질이 노출된 곳에 레진 시멘트로써 수복물 장착시 과민반응이 3개월이상 지속되는 것이 보고되어 레진 자체의 독성이 치수질환을 야기하는 주요 원인의 하나로 거론되어 왔다³⁾. 그러나 Stanley 등⁶⁰⁾은 콤포지트 레진의 8가지 성분을 각각 따로 5급 와동에 직접 도포하여 21일간 관찰한 결과, 콤포지트 레진의 각개 성분에 의한 치수의 심한

염증반응이나 괴사는 관찰되지 아니함을 보고하였고 또 Brännström과 Nyborg⁷⁾ 등에 의해 치수 자극 및 치수질환이 레진 자체의 독성보다는 미세누출과 이로 인한 세균의 침입에 의해 발생한다는 연구 결과도 다수 보고되어 왔다^{6, 7, 49, 65)}. 그러나 최근 상아질 접착제의 발전으로 인하여 변연누출보다는 레진 자체의 독성이 다시 치수질환을 야기하는 원인으로 주요 관심의 대상이 되고있다. 실험실에서의 세포배양을 통한 연구를 통하여 Bis-GMA^{9, 32, 50, 64)}, BPO (benzoyl peroxide)⁷⁴⁾, TEGDMA (Triethylene glycol dimethacrylate)²⁵⁾ 등이 세포독성을 야기할 수 있는 것으로 보고되었으며, Al-Fawaz 등¹⁾은 Bis-GMA 등 레진의 단량체 성분이 상아세관을 통과하여 치수에서 검출되는 것을 보고하여 미중합 단량체들이 치수질환을 야기할 수 있음을 보고하였다.

최근의 레진시멘트의 개발은 전형적인 Bis-GMA(UEDMA)/TEGDMA의 단량체계에 여러 가지 접착성 요소들을 첨가하는 방향으로 개발되어 phosphate, polycarbonate 등을 첨가한 제품들이 출현하고 있다. 기존의 Bis-GMA 레진을 이용한 중합률 및 세포독성에 관한 연구는 많았으나, 단순한 단량체/충진제 구조에 다양한 접착성 첨가물이 포함된 레진 시멘트나 광중합 요소, 화학 중합요소를 모두 포함하는 이원중합 레진 시멘트의 중합률 및 세포독성에 관한 연구는 많지 않았으며 또한 대부분의 중합률에 관한 연구가 대개 Bis-GMA를 주성분으로 하는 콤포지트 레진에서 많이 이루어져 UEDMA 등을 기초로 한 레진에서의 중합률 및 세포독성에 관한 연구는 미미하였다.

이에 시판되는 3종의 이원중합 레진 시멘트 즉 CR INLAY CEMENT, DUAL CEMENT radiopaque, OPTEC UNIVERSAL BOND를 이용하여 중합 깊이를 1 mm, 2 mm, 3 mm 로, 광조사시간을 20 초, 40 초, 80 초로 변화시킬 때의 레진 시멘트의 중합률 및 세포독성의 정도를 비교 평가하고자 Fourier 변환 적외선 분광법과 L929 섬유아세포를 사용한 MTT법에 의한 세포독성의 정도를 관찰하여 이에 보고하는 바이다.

II. 실험 재료 및 방법

1. 실험재료

이 실험에 사용한 실험재료는 시판되는 3종의 이원중합 레진 시멘트를 사용하였다. (도표 1)

2. 실험 방법

가. 중합률 측정

1) 시편제작

레진 인레이를 접착시키는 임상조건과 유사한 상태를 재현하기 위해 인레이용 콤포짓트 레진인 CLEARFIL CR INLAY (KURARAY CO. LTD)(shade : UL)로 지름이 7 mm, 두께가 1 mm, 2 mm, 3 mm 인 콤포짓트 레진 인레이

원판을 각각 Teflon 블록에서 광중합하여 제작한 후 KL 100(KURARY CO. LTD)에서 100℃로 15분 간 이차 건열 중합하여 레진 인레이 블록을 제작하여 사용하였다. 레진 시멘트는 제조회사의 지시대로 혼합하여 슬라이드 글래스와 두께 50μm인 polyester strip을 이용하여 레진 시멘트를 사이에 놓고 25-65μm의 박막이 되도록 가압한 후 그림 1과 같이 1 mm, 2 mm, 3 mm의 각 두께의 레진 인레이를 위에 올려 놓고 가시광선 광조사기(Visilux 2, 3M dental product, U.S.A.)(선단지름 7 mm)로 20초, 40초, 80초씩 광조사를 시행하여 각 재료당 9개 군의 실험군을 제작하였다.

대조군으로 광조사 없이 암실에서 화학 중합만 유도한(CHEMICAL) 군과 레진 인레이

Table 1. Kinds of tested materials

CR INLAY CEMENT : Kuraray Co., LTD., Japan

- : powder/liquid type
 - : filler : 75%, Quartz, submiron.
 - : light curing time : 40sec.
 - : film thickness : 20μm
 - : Bisphenol A polyethoxy dimethacrylate
10-methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate
Hydrophobic dimethacrylate
-

DUAL CEMENT Radiopaque : Vivadent Schaan, Liechtenstein

- : paste/paste
 - : filler : 60-62%, 0.04μm fumed silica
 - : curing time : 40-60 sec.
 - : film thickness : 20μm이하
 - : [2,2,(4)-trimethylhexamethylenebis-(carbamoyloxyethyl)] dimethacrylate
Decamethylenedimethacrylate
-

OPTEC UNIVERSAL BOND : Jeneric/Pentron Inc., U. S. A.

- : paste/paste
 - : filler : 65%, Glass, 1μm
 - : curing time : 40sec.
 - : film thickness : 20μm
 - : Bis-phenol-A-diglycidylmethacrylate
TEGDMA
PCDMA(polycarbonate dimethymethacrylate)
-

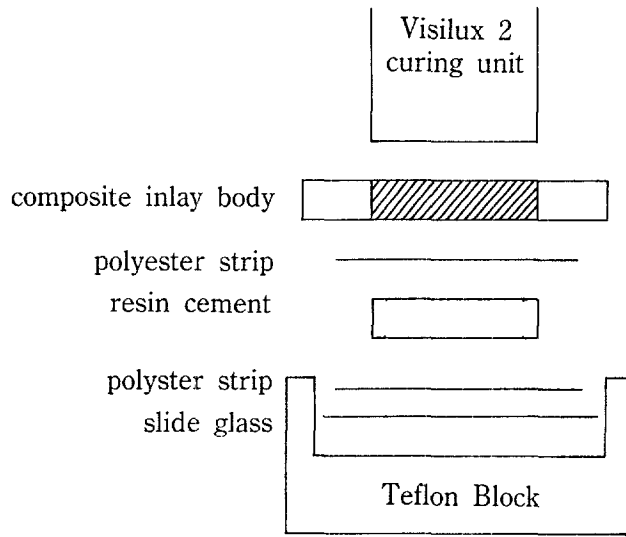


Fig 1. Cross-section view of specimen preparation

블록없이 직접 120초간 광조사를 시행한(LI-GHT) 균을 제작하였다. 이때 가시광선 식별기인 Cure Rite visible light tester(EFOS, Inc., U.S.A.)로써 실험 시작 전, 실험 도중, 실험 후에 광량을 측정시 Visilux 2의 광량은 0 mm 에서 661, 1 mm에서 191, 2 mm 에서 87, 3 mm 에서 42였으며, 실험시작 전과 도중, 실험 후에 측정된 값은 차이를 보이지 않았다. 각 군당 5개의 시편을 제작하여 총 165개의 시편을 제작하였으며 모든 시편은 24시간이상 실온, 암실에 보관후, 슬라이드 글래스와 polyester strip을 제거하여 박막화된 레진 씨멘트를 실험에 사용하였다.

2) Fourier 변환 적외선 분광기(FTIR)에 의한 중합률의 측정

중합 후 24시간 이상 경과한 시편을 Fourier 변환 적외선 분광기(FTS-60, Bio-Rad Corporation, Digilab Division, Cambridge, MA 02139)을 이용하여 질소가스 충전 상태에서 16

scans, resolution 4 cm^{-1} 로, 파장수 $400-4000\text{ cm}^{-1}$ 범위에서 각 시편의 적외선 투광 스펙트럼을 얻었다. 중합전의 단량체 상태의 미중합된 레진 씨멘트의 적외선 분광스펙트럼은 레진 씨멘트를 혼합 즉시 KBr cell에 위치시키고 위와 동일한 조건으로 적외선 투광 스펙트럼을 얻었다($n=5$). 투광도를 흡광도로 전환 후 각 시편의 미중합된 단량체의 양은 단량체의 지방족 $C=C$ 이중결합의 흡수첨(1637 cm^{-1}) 값의 중합 전과 중합후의 비율을 비교하여 아래 공식으로 계산하였다^{11, 22, 30, 53}).

중합 전과 중합 후의 단량체의 탄소이중결합의 비율이 감소하는 것은 지방족 $C=C$ 이중결합이 감소된 만큼 다량체를 형성하는데 이용된 것을 의미한다. 방향족 탄소이중결합의 흡수첨(1608 cm^{-1})은 각 시편의 농도 및 두께를 계산할 필요가 없도록 해주는 내부 기준점(internal reference)으로 사용되었으며, 이 방향족 $C=C$ 이중결합은 중합반응에 관여하지 아니하여 그 농도가 변하지 않는다^{11, 51, 53, 55, 75}). 또한

$$\text{Degree of Conversion}(\%) = \left(1 - \frac{[\text{Abs}(C=C)/\text{Abs}(C\cdots C)]_{\text{polymer}}}{[\text{Abs}(C=C)/\text{Abs}(C\cdots C)]_{\text{Monomer}}}\right) \times 100$$

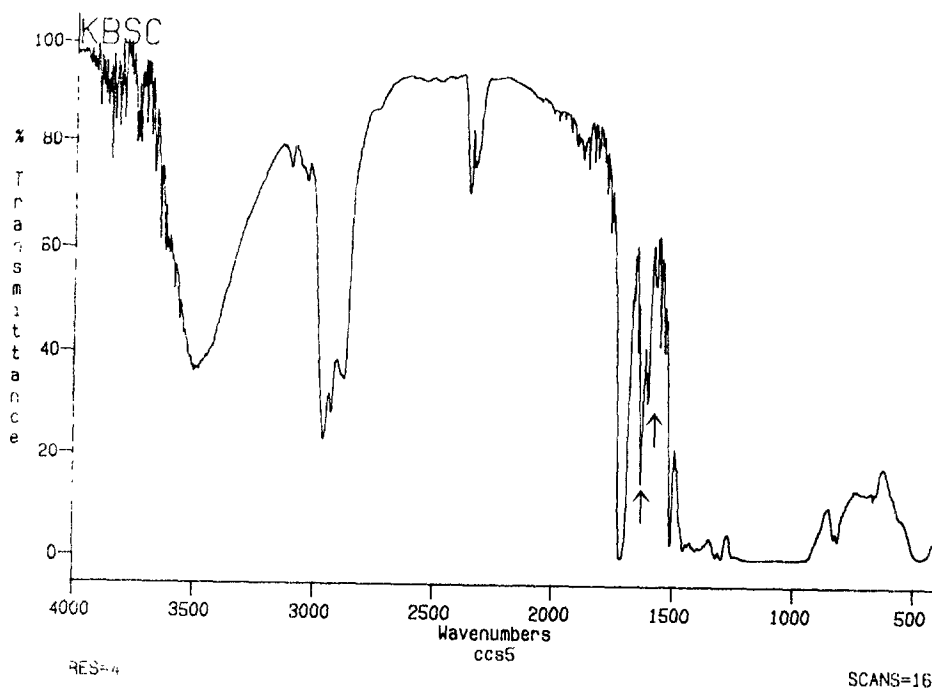


Figure 2. FTIR transmittance spectrum of OPTEC BOND

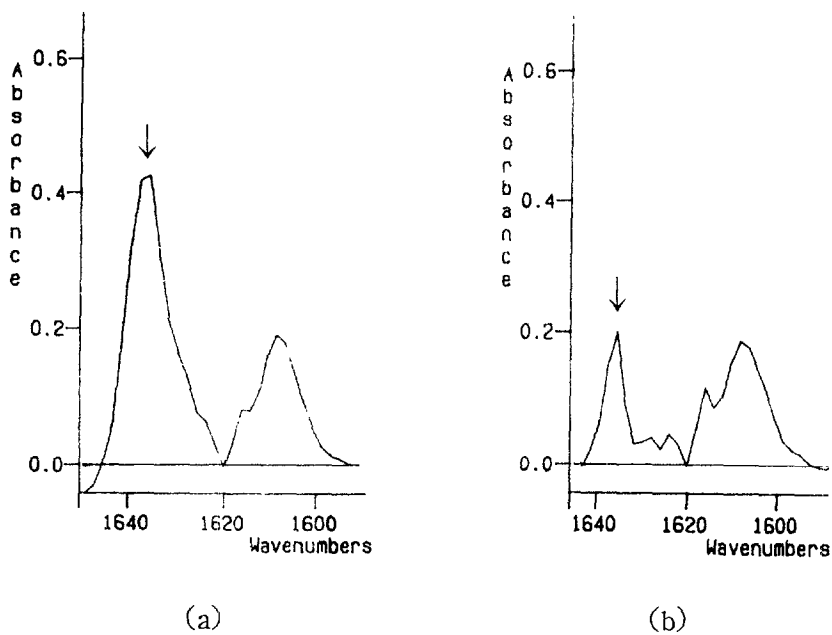


Figure 3. FTIR absorbance spectrum of OPTEC BOND showing C=C stretching absorption bands.

(a) : prior to polymerization

(b) : after polymerization

(a) (b)

Heigl^{등30)}의 표준 바탕선법을 적용하여 바탕선 흡수침값을 감산하여 흡광도를 계산하였다. 레진 씨멘트는 중합깊이 및 광조사 시간에 따라 각 시편의 중합률을 계산하였으며 ANOVA와 Tukey's B-procedure를 사용하여 95% 유의 수준으로 통계처리하였다.

나. 세포독성검사

1) 세포배양

본실험에 사용한 세포는 ATCC(American Type Culture Collection)에서 공급받아 계대 배양하고 있는 마우스에서 분리한 L929 섬유아세포를 사용하였다. 배지는 5% 우태아 혈청이 첨가된 Eagle's minimum essential medium(Eagle's MEM, Hazleton Biologic, Inc., U.S.A.)에 1 ml 당 2.2 mg의 sodium bicarbonate를 넣고 hepes buffer로 최종 농도가 10 mM이 되게 하였으며 여기에 다시 200 μ g의 streptomycin, 200 IU의 penicillin을 첨가하여 사용하였다. 배양중에 배지교환은 4-5일에 한번씩 하였으며, 온도 37 \pm 1 $^{\circ}$ C 습도 95%, 탄산 가스 농도 5%의 항온기(Model 3158, Forma Scientific Inc., U.S.A.)에서 75 cm² 배양 플라스크를 사용하여 배양하였다.

2) 시편 제작 및 용출

세포독성검사를 위한 시편은 내경이 7 mm, 두께 50 μ m인 polyester 수지를 레진씨멘트와 같이 사용하여 FTIR 시편 제작과 같은 방식으로 제작하여 중합반응이 완전히 일어날 때까지 실온, 암실에서 24시간 경화시킨 후²⁰⁾, 지름 7 mm인 레진씨멘트 원판만을 분리하여 사용하였다. 시편은 각 실험군당 6개씩 제작하였으며 시편의 두께는 100 m-200 μ m으로 이는 Ciucchi^{등13)}이 보고한 레진씨멘트의 피막 후경과 유사하였다. 분리된 레진씨멘트 원판은 시편당 증류수 0.3 ml를 넣고 37 $^{\circ}$ C에서 24시간동안 용출한 후 용출액은 미생물 여과를 위해 0.2 μ 직경의 여과기에서 여과한 후 정상보다 2배 농도인 MEM 배지로 1:1로 희석하여 사용

하였다.

3) 세포독성 검사

세포독성은 MTT(Methyl-Thiazole-Tetrazolium Bromide)검정법을 이용하여 측정하였다⁴⁵⁾. 우선 L929 세포의 증식속도를 측정하여 배양이 끝나는 4일째에 정상 성장된 세포가 지수증식기에 있도록 처음에 분주하는 세포수를 정하였다. 본 실험에서는 5 \times 10⁴ cells/ml을 선택하여 flat bottom, 96-well plate(Corning Co, U.S.A.)의 각 well에 0.1 ml 씩 분주하였다. 그 후 온도 37 \pm 1 $^{\circ}$ C, 탄산가스 농도 5%의 항온기에서 24시간 배양하여 세포를 부착시킨 다음, 준비한 시편의 용출액을 0.1 ml 씩 분주하고 항온기에서 1일, 2일, 4일씩 배양하였다. 대조군에는 MEM 배지 0.1 ml만을 분주하였다. 각각의 배양이 끝나는 날 PBS(phosphate-buffered saline)에 녹인 MTT 용액(5 mg/ml) 0.05 ml을 각 well에 넣고 4시간 동안 배양 후 배지와 MTT용액을 버리고 여기에 다시 DMSO(dimethylsulfoxide) 0.05 ml을 각 well에 넣고 결정이 없어질 때까지 잘 흔들어 ELISA reader(Model E1 308, Bio-tek Instruments Inc., U.S.A.)로 570 nm의 파장범위에서 흡광도(optical density)를 측정하였으며, ANOVA와 Tukey's B-procedure를 사용하여 95% 유의 수준으로 통계처리를 시행하였다.

III. 실험 성적

1. 이원중합 레진 씨멘트의 중합률

이원중합 레진 씨멘트를 사용하여 1 mm, 2 mm, 3 mm의 레진 인레이 블록 하방에서 20초, 40초, 80초간 광조사 후 24시간 이상 경과한 시편을 FTIR에 의해 그 중합도를 측정한 결과는 아래와 같다(표 2, 3, 4). (그림 4, 5, 6)

CR INLAY CEMENT는 강한 광중합 유도군(LIGHT)이 암실에서 화학 중합만 유도한 CHEMICAL 군 및 다른 실험군에 비해 높은 중합률을 보여(P<0.05), 광중합성분이 화학 중합 성분보다 많은 것으로 관찰되었으며, 중합깊이에 따라서는 2 mm 군의 중합률이 가장

Table 2. Degree of conversion of CR INLAY CEMENT(%)

	1 mm	2 mm	3 mm
20 sec.	39.6± 11.3	39.9± 12.0	31.0± 4.0
40 sec.	39.5± 4.7	34.9± 3.7	43.4± 17.2
80 sec.	42.6± 10.2	30.7± 2.4	53.2± 12.0
CHEMICAL		36.8± 4.2	
LIGHT		64.0± 3.7	

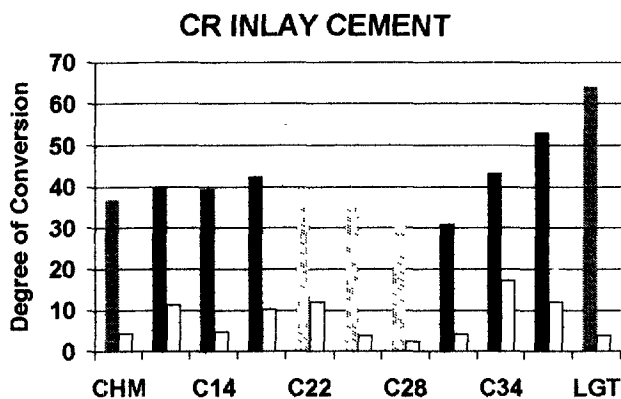


Figure 4. Degree of conversion of CR INLAY CEMENT(%)

Table 3. Degree of conversion of DUAL CEMENT(%)

	1 mm	2 mm	3 mm
20 sec.	85.2± 4.0	87.8± 2.9	87.7± 1.8
40 sec.	89.6± 1.6	85.6± 6.9	88.0± 3.0
80 sec.	89.2± 0.9	86.5± 1.9	91.4± 0.6
CHEMICAL		84.6± 4.6	
LIGHT		92.8± 0.7	

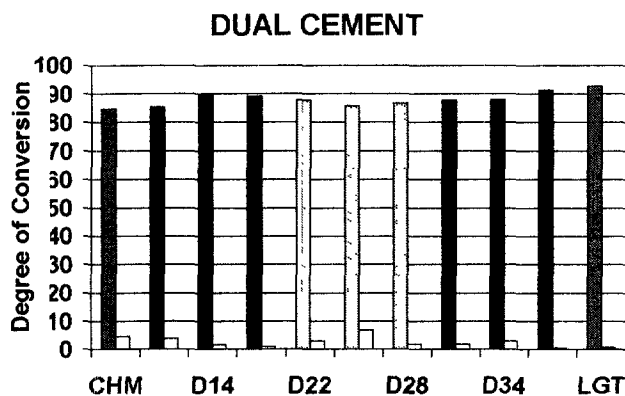


Figure 5. Degree of conversion of DUAL CEMENT(%)

Table 4. Degree of conversion of OPTEC BOND(%)

	1 mm	2 mm	3 mm
20 sec.	58.5±3.8	43.5±2.6	39.3±2.5
40 sec.	51.2±1.7	42.2±2.3	39.1±7.0
80 sec.	52.3±2.2	46.1±5.5	39.6±6.3
CHEMICAL		57.0±1.2	
LIGHT		46.9±1.5	

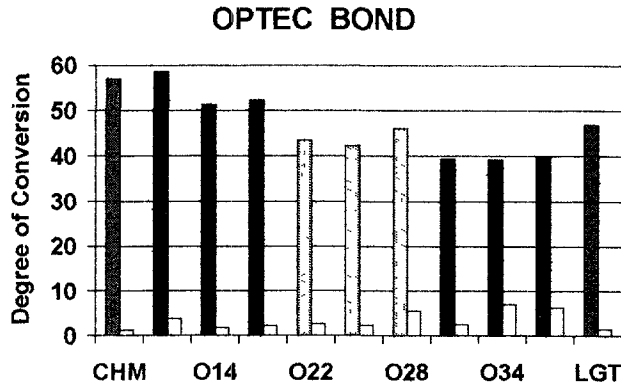


Figure 6. Degree of conversion of OPTCEC BOND(%)

낮았고 3 mm 군에서 가장 높은 중합률을 보였다. ($P < 0.05$) 통계학적인 유의성은 없으나 1 mm 군과 3 mm 군에서는 광조사 시간이 길어짐에 따라 중합률이 증가하는 경향을 보였으나, 2 mm 군에서는 광조사 시간이 길어질수록 오히려 중합률이 낮아지는 경향을 보여 2 mm 중합깊이에서는 광조사가 오히려 중합을 억제하는 역할을 하는 것으로 관찰되었다.

DUAL CEMENT도 CR INLAY CEMENT과 유사하게 중합률이 3 mm, 1 mm, 2 mm 군의 순서로 감소되었으며, 1 mm 와 3 mm 중합깊이에서는 광조사 시간이 증가함에 따라서 중합률이 증가하는 경향을 보였고 2 mm 군에서는 광조사시간이 길어질수록 중합률이 감소하는 경향을 보였으나 유의성있는 차이는 없었다 ($P > 0.05$). 또한 DUAL CEMENT는 지방족 단량체인 UEDMA를 주성분으로 하여 중합률이 84.6% - 92.8% 로, 방향족 단량체인 Bis-EMA나 Bis-GMA를 주성분으로 하는 CR INLAY CEMENT 및 OPTEC BOND에 비해

매우 높은 중합률을 보였다.

OPTEC BOND는 암실 보관군이 LIGHT 군에 비해 높게 나타나는 화학중합의 경향이 강한 것으로 나타났으며, 상부 인레이가 1 mm, 2 mm, 3 mm로 두꺼워질 수록 중합률은 감소하여 광중합 레진과 유사하게 중합깊이에 따라 중합률이 낮아지는 양상을 보였으며 ($P < 0.05$), 모두 화학 중합만 유도한 CHEMICAL군보다 낮은 중합률을 보였다. 또한 3 mm 군에서는 광조사시간에 따른 중합률의 차이가 나타나지 않아 중합깊이가 깊어지면 광조사 시간의 영향은 미미한 것으로 관찰되었다. 1 mm 군에서는 광조사 시간이 짧을 수록 중합률이 높아지는 경향을 보여 20초간 광조사한 실험군이 40초, 80초간 광조사한 실험군보다 높은 중합률을 보인 반면 ($P > 0.05$), 2 mm 군에서는 광조사시간이 증가함에 따라서 중합률도 증가하는 양상을 보였으나 통계학적인 유의성은 없었다.

2. MTT법에 의한 세포독성

L929세포를 이용한 세포 독성 실험에서 각 실험재료의 흡광도는 아래와 같다.(표 5, 6, 7) (그림 7-15)

CR INLAY CEMENT, DUAL CEMENT, OPTEC BOND는 모두 0.1 ml의 배지만을 분주한 음성대조군과 비교시 실험군들이 음성대조군과 통계학적 유의성있는 흡광도의 차이를 보이지 아니하여 세포독성은 미미한 것으로 나타났다. 본 실험에 사용한 용출액은 증류수 용출 후 배지를 첨가 시 2배 희석되었고, well에 분주시 2배 희석되어 총 4배 희석된 용출액을 사용한 결과가 되었다. 통계학적인 유의성은 없었으나 CR INLAY CEMENT는 1일, 2일, 4일로 가면서 독성이 서서히 증가되는 양상을 보였으며 3 mm, 2 mm, 1 mm 군 순서로 독성이 감소하는 경향을 보였다. DUAL CEMENT는 2 일군에서 세포독성이 가장 높은

경향을 보였고 3 mm, 2 mm, 1 mm군의 순서로 세포독성이 감소하는 경향을 보였으나 역시 통계학적 유의성있는 세포 독성의 차이는 없었다. OPTEC BOND도 2 일군에서 세포독성이 가장 높은 경향을 보였으나, 중합 깊이에 따라서는 1 mm, 2 mm, 3 mm의 순서로 중합 깊이가 증가할 수록 세포독성이 감소하는 경향을 보였으며 광조사시간은 시간이 증가할 수록 세포독성이 감소하는 경향을 보였으나 통계학적 유의성은 없었다. 접착성분을 포함하지 않는 DUAL CEMENT는 대조군으로 사용한 CHEMICAL 군이 세포독성이 높은 반면, phosphate를 함유하는 CR INLAY CEMENT는 LIGHT군이 높은 세포독성을 보였고, PC-DMA를 함유하는 OPTEC BOND는 대조군인 CHEMICAL 군과 LIGHT군이 모두 실험군보다 세포 독성이 높은 경향을 보였으나 통계학적 유의성은 없었다.

Table 5. Optical Density Value of CR INLAY CEMENT

	CONT-ROL	CHEMI-CAL	1 mm			2 mm			3 mm			LIGHT
			20sec	40sec	80sec	20sec	40sec	80sec	20sec	40sec	80sec	
1 day	0.501	0.597	0.591	0.507	0.589	0.565	0.525	0.575	0.530	0.502	0.497	0.482
2 days	0.742	0.766	0.756	0.717	0.729	0.716	0.693	0.801	0.713	0.667	0.625	0.596
4 days	1.723	1.445	1.551	1.672	1.515	1.461	1.697	1.580	1.649	1.559	1.571	1.506

Table 6. Optical Density value of DUAL CEMENT

	CONT-ROL	CHEMI-CAL	1 mm			2 mm			3 mm			LIGHT
			20sec	40sec	80sec	20sec	40sec	80sec	20sec	40sec	80sec	
1 day	0.501	0.468	0.508	0.495	0.489	0.512	0.485	0.493	0.464	0.458	0.470	0.489
2 days	0.742	0.565	0.695	0.592	0.675	0.662	0.672	0.646	0.688	0.665	0.704	0.639
4 days	1.723	1.450	1.589	1.659	1.833	1.611	1.674	1.716	1.611	1.636	1.695	1.683

Table 7. Optical Density value of OPTEC BOND

	CONT-ROL	CHEMI-CAL	1 mm			2 mm			3 mm			LIGHT
			20sec	40sec	80sec	20sec	40sec	80sec	20sec	40sec	80sec	
1 day	0.501	0.498	0.507	0.489	0.501	0.498	0.487	0.506	0.537	0.559	0.456	0.440
2 days	0.742	0.588	0.573	0.609	0.624	0.629	0.607	0.674	0.675	0.687	0.536	0.563
4 days	1.723	1.336	1.498	1.496	1.716	1.454	1.592	1.771	1.503	1.428	1.556	1.553

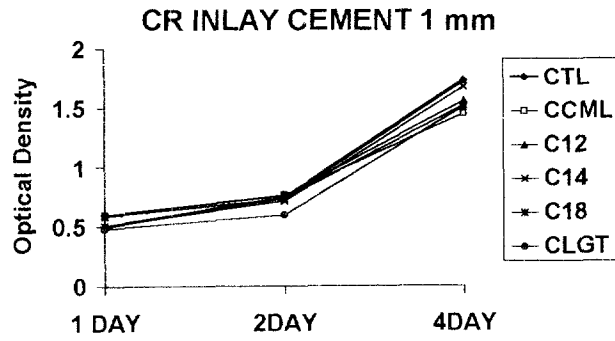


Fig.7 Optical density of CR INLAY CEMENT under 1mm thickness

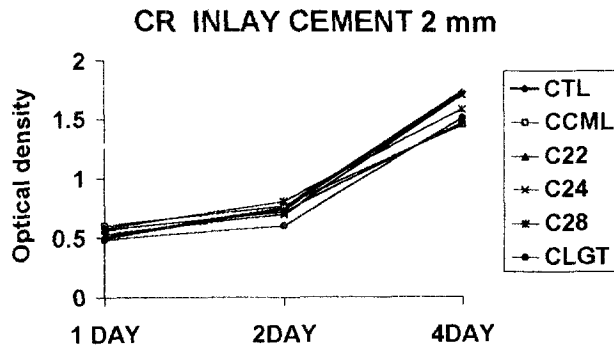


Fig.8 Optical density of CR INLAY CEMENT under 2mm thickness

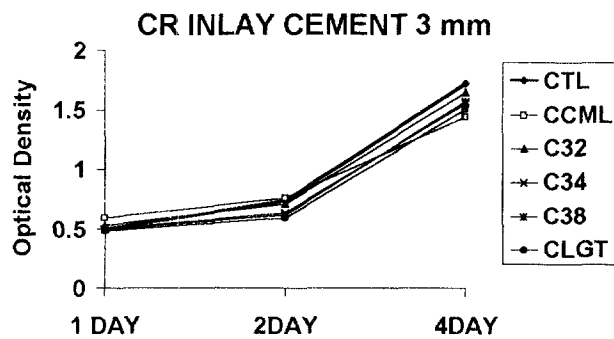


Fig.9 Optical density of CR INLAY CEMENT under 3mm thickness

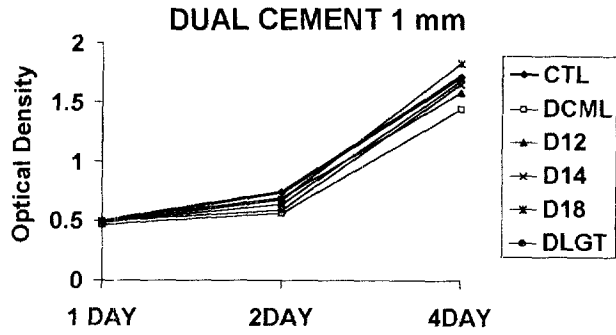


Fig.10 Optical density of DUAL CEMENT under 1mm thickness

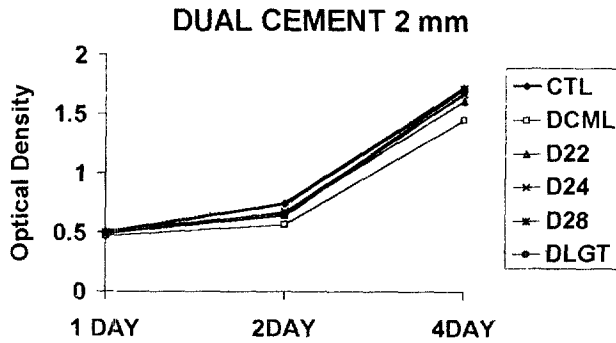


Fig.11 Optical density of DUAL CEMENT under 2mm thickness

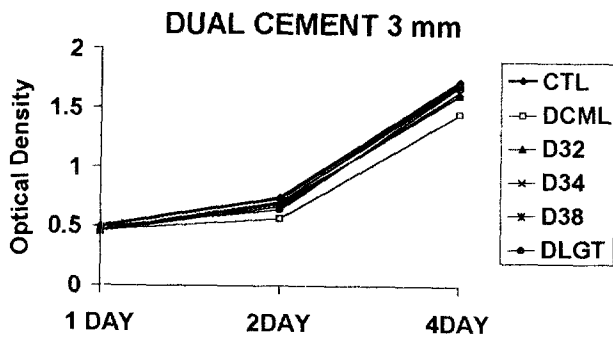


Fig.12 Optical density of DUAL CEMENT under 3mm thickness

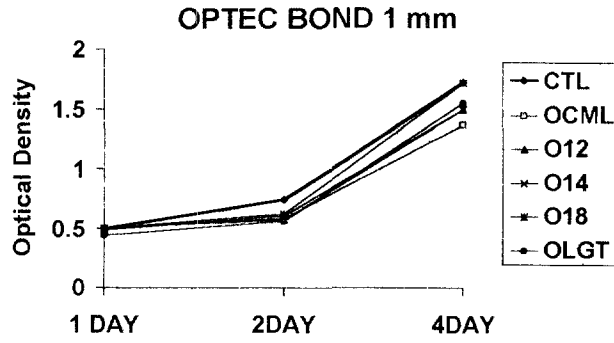


Fig.13 Optical density of OPTEC BOND under 1mm thickness

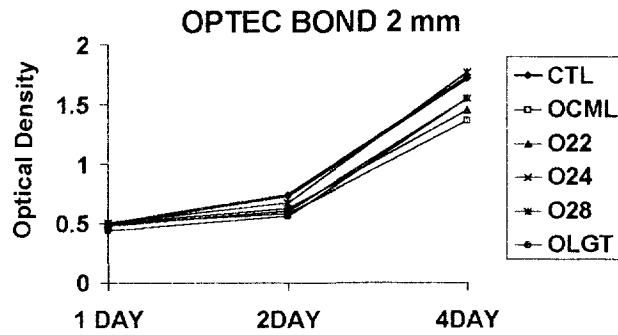


Fig.14 Optical density of OPTEC BOND under 2mm thickness

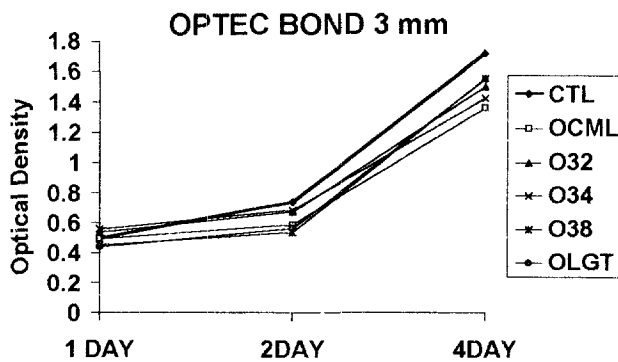


Fig.15 Optical density of OPTEC BOND under 3mm thickness

IV. 총괄 및 고찰

레진의 중합반응은 단량체인 methylmethacrylate(MMA)가 개시제(initiator)에 의하여 연속적으로 서로 결합하여 다량체를 형성해가는 부가중합반응이다. 화학중합에서는 개시제로써 BPO(benzoyl peroxide)가, 가시광선 중합에서는 CQ(camphoroquinone)이 많이 쓰이며, 이러한 개시제는 가속제인 amine과 반응하여 자유 라디칼을 형성하게 되고 이 라디칼이 단량체에 작용하여 지방족 C=C 이중결합이 C-C로 변하면서 다량체 구조내로 포함되어지는 것이 잘 알려진 부가중합반응이다.⁸⁰⁾ 이러한 중합반응의 결과 단량체간의 가교결합이 형성된다 할지라도 일부의 단량체 군은 반드시 미반응인 채로 남게된다^{42, 57, 58, 59, 62)}. 이 미반응 단량체는 다량체 구조군 내에 널리 퍼져서 존재하게 되는데, 이는 자유라디칼-단량체의 반응에 의해 중합물이 일정량 생성되면 레진 시멘트의 점조도가 높아져 중합체망 내에서 라디칼의 유동성이 저하되고 반응도도 떨어져 라디칼이 주위로 확산되지 못하고 그 자리에 고정되어진 결과이다. 이렇게 확산도가 낮아지면 완전한 중합은 이루어지지 않게 되므로, 중합 반응의 초기에 가능한 단시간에 최대량의 자유 라디칼이 형성되도록 하는 것이 중합률을 높일수 있는 한 방법이다⁵⁸⁾. 그러므로 화학중합형의 경우에는 benzoyl peroxide의 양이 많을 수록, 개시제의 효율이 높을 수록, 또 중합억제제가 초기에 발생하는 소량의 자유라디칼을 효과적으로 억제할 수록 중합률이 높아지며 광중합의 경우에는 camphoroquinone등 개시제의 양 및 중합광선의 강도, 광조사시간 등에 따라 중합률이 좌우된다. Cook과 Standish^{14, 15)} 그리고 Asmussen⁴⁾은 중합개시제와 가속제의 양이 많아질 수록 중합률이 높아진다고 하였으나 중합개시제와 가속제가 많아지면 보관상태에서도 중합반응이 일어나기 쉬우므로 중합 억제제의 양도 많아져야 하며 중합 억제제는 라디칼이 일시에 형성될 때까지 중합반응을 억제하므로 화학 중합의 중합률에는 중요한 영향을 미치나 광중합에서는 중합 억제제가 중합 깊이를 감

소시키는 효과가 있어 가능한 그 양이 적어야 한다고 하였다.

이원중합 레진 시멘트는 이러한 특성이 서로 다른 화학반응을 동시에 포함하므로 중합반응이 여러가지로 다양하게 나타날 수 있다. 본실험에 사용한 CR INLAY CEMENT와 DUAL CEMENT는 강한 광중합시 중합률이 높아 화학 중합요소보다 광중합 요소가 더 많은 것으로, OPTEC BOND는 화학 중합만 유도한 경우가 중합률이 높아 광중합 요소보다 화학 중합요소가 더 많은 것으로 관찰되었다. 또한 OPTEC BOND는 깊이가 증가할 수록 중합률이 감소하는 양상을 보였으며 3 mm 중합깊이에서는 광조사시간에 관계없이 거의 균일한 중합률을 보였다. 반면 CR INLAY CEMENT와 DUAL CEMENT는 3 mm 중합깊이에서 광조사량은 적으나 중합률은 높은 것으로 나타나 이원중합 레진 시멘트의 본래 기능인 광량이 적은 곳에서 화학 중합이 중합률을 증진시키는 현상이 잘 발현되었다. 반면 2 mm 중합깊이에서는 가장 낮은 중합률을 보였는데 이는 초기 광중합량이 충분한 자유라디칼을 형성치 못하고 저중합상태에서 gel화를 야기한 결과로 그후의 화학중합요소도 제대로 발현되지 못한 것으로 생각된다. 또한 CR INLAY CEMENT와 DUAL CEMENT는 통계학적인 유의성은 없으나 2 mm 중합깊이에서 광조사량이 많아질 수록 중합률이 낮아지는 특색을 보여 2 mm 중합깊이에서는 광조사의 강도가 초기에 광중합 개시제를 충분히 활성화시키지 못하고 초기 gel화를 일으키는 정도로 낮은 것으로 추측되어 중합광선의 강도에 관한 더 많은 연구가 필요하리라 생각된다. 반면 화학 중합이 우세한 OPTEC BOND에서는 1 mm, 2 mm, 3mm군 모두 화학 중합만 야기한 대조군(CHEMICAL)보다 중합률이 낮았으며 1 mm, 2 mm, 3 mm로 중합 깊이가 깊어질 수록 중합률이 낮아져 초기의 약한 광중합이 후에 나타나는 화학 중합을 방해하는 결과를 보였다. 이와 같이 이원중합 레진 시멘트는 중합 성분의 함량에 따라, 중합 깊이와 광조사 시간에 따라 매우 다양한 중합 반응이 나타나는 것으로 관찰되어 그 성분의 혼합 비

울에 대하여 세심한 주의가 필요하다 하겠다. 본 실험의 결과 CR INLAY CEMENT는 30.7% - 64.0%의 중합률을 보였으며 OPTEC BOND는 39.2% - 58.5%의 중합률을 보여 기존의 연구 결과들과 일치하는 중합률을 보였으나⁵¹⁾ DUAL CEMENT는 FTIR에 의한 중합률 측정시 중합률이 84.6% - 92.8%로 가장 높은 중합률을 보였다. Ruyter⁵⁹⁾는 Bis-GMA와 TEGDMA의 혼합물에서 중합률은 지방족 단량체인 TEGDMA와 방향족 단량체인 Bis-GMA, Bis-MA사이의 비율과 밀접한 연관성이 있어 TEGDMA의 양이 감소하고 Bis-GMA의 양이 증가하면 중합률이 감소되는 것을 관찰하였다. 본 실험에 사용한 DUAL CEMENT는 Bis-GMA, Bis-EMA를 주성분으로 하는 CR INLAY CEMENT나 OPTEC BOND와 달리 단량체계의 주성분이 거의 지방족인 UEDMA로 구성되어 중합률이 Bis-GMA계 레진보다 2배 정도까지 높았던 것으로 간주된다. Ruyter와 Øysaed⁵⁸⁾도 레진의 중합률은 레진의 단량체계를 구성하는 성분에 좌우되며 단단한 방향성 단량체인 Bis-GMA의 함량이 많아질 수록 중합률은 낮아지게 된다고 보고하였다. 현재 레진 화합물의 단량체계의 주성분으로 가장 널리 쓰이는 Bis-GMA는 MMA보다 휘발성이 낮고 중합 수축이 적으며 또한 경화 시간이 짧으며 강하고 견고한 레진을 형성하는 장점이 있으나, 점조도가 높아 미반응 단량체가 많이 발생하는 단점이 있어 콤포짓트 레진에는 대개 Bis-GMA와 Bis-GMA의 점조도를 낮추기 위한 희석제로 쓰이는 TEGDMA가 3:1의 비율로 들어 있으며⁵⁰⁾ 레진씨멘트는 이보다 점조도가 낮아야 하므로 희석제인 TEGDMA가 더 많은 비율을 차지해야 한다. 본 실험에 사용한 Bis-GMA계 레진인 OPTEC BOND는 Bis-GMA와 TEGDMA가 대략 1:1의 비율로, CR INLAY CEMENT도 Bis-EMA와 지방족 단량체가 대략 1:1로 포함되어 있는 것으로 관찰되었다. Bis-GMA의 양이 많아질 수록 중합률이 낮아지는 단점을 보완하기 위해 최근에는 점조도가 낮고 수분흡수가 적으며 희석제가 많이 필요치 아니한 수산화기가 없는 Bis-GMA유도체나 cyclic

DMA등이 개발되어 사용되는 추세이다^{57,67)}. 유럽에서는 단량체계의 일부 혹은 전부가 지방족 혹은 방향족 UEDMA로 구성된 레진이 사용되고 있다. UEDMA는 점조도가 낮고 수분흡수가 적으며 또한 강인하며 광조사에 Bis-GMA보다 민감한 장점이 있으나 색안정성이 낮아 황색으로 쉽게 변색되는 단점이 있다. 본 실험에 사용된 DUAL CEMENT는 지방족인 UEDMA를 주성분으로하여 방향족 탄소 이중결합의 양이 너무 적어 지방족 탄소이중결합과 방향족 탄소이중결합의 비율이 Rueggeberg등⁵³⁾, Ruyter와 Svendsen⁵⁵⁾에 의해 검정된 6/1을 초과하여, DUAL CEMENT에서는 Beer-Lambert 법칙에 대한 검정이나 다른 안정된 화학 구조의 내부기준점으로서의 사용에 대한 연구가 필요한 것으로 사료된다. PCDMA(Polycarbonate dimethacrylate)는 OPTEC BOND에 첨가된 단량체로써 아미노산 전처치제와 같이 작용하여 상아질에 대한 접착력을 높이기 위한 목적으로 Jeneric/Pentron사에서 개발된 제품으로 본래 polycarbonate는 탄산과 Diol의 중합체로써 비결정성이며 기계적 충격에 대한 저항이 높은 수지이다. CR INLAY CEMENT는 Panavia와 유사한 성분에 광중합요소를 첨가한 제품으로 10-methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate의 P=O기의 접착성 성분을 이용하여 콤포짓트레진, 금속등에 대한 접착력을 높인 제품이다. 본 실험에서 이런 접착성 요소들이 포함된 레진 씨멘트의 중합률이 기존의 중합률에 관한 보고들과 유사한 것으로 나타났으며 세포 독성도 미약한 것으로 나타났다.

레진의 중합률을 측정하는 방법에는 광학 현미경법, 조도 측정법, 경도 측정법, 적외선 분광법등이 사용되어 왔으나^{16,51)} 최근에는 경도 측정법과 적외선 분광법만이 사용되고 있다. Hasegawa등²⁹⁾, Rueggeberg와 Caughman⁵¹⁾은 중합깊이를 고정하고 광조사 시간의 변화에 의한 중합정도를 관찰한 경도 측정실험에서 초기 24시간 관찰시 이원중합 레진 씨멘트는 초기에 강한 광조사를 시행해야 중합률이 높아진다고 보고하였으나, 본 실험에서는 레진 씨멘트가 완전히 경화된 24시간후에 중합깊이와

광조사시간을 모두 변화시켜 관찰한 결과 중합률은 중합깊이에 따라서는 유의성있는 차이를 보인 반면, 광조사 시간에 따라서는 유의성있는 차이를 보이지 않아 중합률은 광조사 시간보다 광조사 깊이에 더 많은 영향을 받는 것이 관찰되었다. 또한 Rueggeberg와 Craig⁵²⁾는 적외선 분광법이 경도 측정법보다 중합률을 더 정확하게 측정할 수 있는 방법이라고 보고하였으며 경도측정만으로 서로 다른 레진의 중합률을 비교하는 것은 정확한 방법이 될 수 없다고 하였다. 적외선 분광법은 MMA의 지방족 C=C의 1635-1640 cm⁻¹에서의 흡광도의 감소를 측정하는 것에 기초를 두어 잔존 미반응 이중결합의 양을 측정하는 것으로 다량체 C=C/단량체 C=C의 백분율로 나타내며 중합률은 완전 중합에서 미반응 이중결합의 백분율을 감한 수치이다^{16,30,54,55)}. 지금까지 발표된 Bis-GMA계 콤포지트 레진의 중합률을 보면 구치부 광중합 레진의 중합률은 43.5-73.8%¹⁰⁾, 55-73%⁵⁶⁾, 화학중합형 전치부레진은 57-77%⁴⁾로 보고되어지고 있으며 이는 Ferracane과 Greener²²⁾가 보고한 미충진 레진의 55-72%의 중합률과도 유사한 수치이다. 무기 충전재가 다량 함유되어 있는 경우, 레진의 경화시간이 길어지거나 24시간 후의 중합률에는 큰 영향을 주지 않는 것으로 보고되었으며¹⁸⁾ 색농도는 광중합 레진의 중합률에 많은 영향을 주는 것으로 알려져 있다^{23,28,40)}.

미반응단량체는 변색, 화학적 변성, 물성저하, 치수자극등의 원인으로 거론되어 왔다^{3,37)}. 지금까지 Bis-GMA가 독성이 있다는 보고는 많이 있어 왔으나^{9,32,50,64)}, 콤포지트의 각 구성 성분이 치수 독성이 없었다는 Stanley등⁶⁹⁾의 보고와 레진 자체의 독성보다는 변연 누출과 이로인한 세균의 침입이 치수 병변의 원인이라는 보고도 있어^{6,7,49,65)} 콤포지트 레진의 독성에 대하여는 아직까지 많은 논란이 있어 왔다. 본 실험에 사용한 이원중합 레진 씨멘트는 1/4 희석 용출액을 사용하여 4일간 세포독성을 관찰한 결과 대조군과 비교시 세포 독성을 나타내지는 않은 것으로 관찰되었다. Wennberg등⁷⁷⁾은 크롬 용출법, millipore filter법, 한천평판법과 매식

실험의 비교에서 실험결과가 일치하지 않는 것을 관찰하여 치수의 조직병리적 실험을 통해 치과재료의 생물학적 평가를 해야 한다고 하였으나 Hume³⁵⁾은 ³H-Thymidine을 이용한 단백질 합성정도를 관찰한 실험에서 0.5 mm의 상아질편을 실험세포와 시편사이에 매개한 실험 모델을 사용한 결과 임상실험과 유사한 결과를 보였다고 보고하였으며 Meryon과 Browne⁴⁴⁾은 시편과 세포가 직접 접촉시에 독성이 있는 것으로 판단되는 재료도 상아질이 매개 되면 독성이 거의 나타나지 않음을 보고하였다. 이는 상아질이 수분을 차단하고 레진의 독성을 완충시켜준 결과로써^{26,34,36)} Hanks등²⁷⁾은 0.5 mm의 상아질편을 실험세포와 시편사이에 위치시킨 실험실용 치수강 모델에서 0.5 mm 두께의 상아질편을 투과한 콤포지트 레진의 독성이 콤포지트 레진의 1/4 희석 용출액으로 행한 실험과 유사한 결과를 나타내는 것을 보고하였다. 본 실험에서도 레진 씨멘트의 1/4 희석액을 사용하였으나 레진의 종류가 다르면 용출양도 다를 것이므로 레진의 용출방법 및 그 농도의 표준 설정등에 관하여 더 많은 연구가 있어야 할 것이다. 한편 Rathbun등⁵⁰⁾은 유기용매로 경화된 Bis-GMA레진을 용출, 분석하여 주요성분이 Bis-GMA이며 용출되는 물질은 전체 콤포지트 유기성분의 1/3정도이며 용출후에는 독성이 90% 이상 감소되는 것을 보고하여 독성물질은 Bis-GMA이며 이것이 용출에 의해 유리되는 것을 보고하였다. Ferracane과 Condon²¹⁾은 증류수나 에탄올/증류수 혼합액을 이용하여 콤포지트 레진을 24시간 용출시킬 경우, 용출용액에 관계없이 거의 대부분의 용출 가능한 성분이 24시간내에 용출되는 것을 보고하여 콤포지트 레진이 치수 및 구강조직에 대하여 미반응 단량체를 만성적으로 제공하지 아니하며 레진의 독성도 오랜 시간동안 지속되지 않는다고 하였다. Hood와 Hume³³⁾은 이러한 용출이 레진의 용적에 좌우되는 것이 아니라고 보고하여 표면에서만 용출이 일어나는 것을 시사하였다. 또한 Bruce등⁹⁾도 상아질 접착제를 치근단 충전제로 사용시에 시간이 경과함에 따라 독성이 감소하는 것을 보고하여 레진의 세포독성이

오래 지속되지는 않음을 주장하였다. 그러나 Øysaed와 Ruyter⁴⁸⁾, Freund와 Munksgaard²⁴⁾는 조직, 세균, 타액의 esterase가 레진 중합체를 가수분해시켜 변성된 레진 성분이 유리되는것을 보고하여 하여 초기 경화 시기외에 중합 완료된 후에도 레진이 세포독성의 원인이 될 수 있음을 보고하였고, Söderholm과 Roberts⁶³⁾는 경화된 레진이 수분과 장기간 접촉하게 되면 인장강도가 저하되며 재차 건조시에도 인장강도가 원래대로 회복되지 않아 영구 변형이 일어나는 것을 보고하여 레진이 경화된 후에 발생할 수 있는 지속적인 세포 독성에 관하여 더 많은 연구가 있어야 하겠다.

ADA에서 추천하는 생체의 실험은 chromium-51 release assay이나 이는 세포막이 파괴되는 시기인 비가역반응의 말기반응을 주로 관찰하는 방법이다²⁾. 조상아세포는 완전히 분화된 세포로써 세포 분열은 거의 일어나지 않는 반면 세포의 기질을 생산하기 때문에 치수반응을 검사하는 데는 단백질 합성을 관찰하는 것이 더 합당한 방법이라 할 수있다. 방사성 동위원소를 이용한 DNA합성, 단백질 합성 등 세포대사를 측정하는 방법은 방사능 물질사용에 따른 문제가 복잡하여 직접 또는 간접적으로 배양용기 내에서 실험물질과 세포를 접촉시켜 세포의 반응을 관찰하는 방법이 널리 사용되고 있다. MTT검정법은 1983년 Mosmann에 의해 개발된 것으로³⁾ 실험물질과 접촉된 세포에 MTT를 첨가하면 활성세포의 mitochondrial dehydrogenase에 의해 MTT가 환원되어 청색의 Formazan결정을 형성하는 것을 이용하여 세포의 활성도를 측정하는 방법으로, MTT 첨가 4시간후에 여기에 용해제(DMSO : dimethyl sulfoxide)를 넣고 분광 분석기로 흡광도를 측정하여 간접적으로 세포의 활성도를 판단하는 방법이다. 이방법은 세포독성, 세포증식 및 세포의 활성도등을 측정할 수있으며 세포를 따로 분리, 세척할 필요가 없고 단기간내에 많은 양을 기기를 이용하여 처리할 수있고 반자동적으로 결과를 분석할 수 있어 실험자의 편견을 배제할 수있는 등의 장점이 있다. MTT법은 수용성인 약제나 액체상태의 시료에는 매우

편리하나 대부분의 치과재료가 고체상태이며 수용성이 낮으므로 용출액을 사용하는 경우가 많아, 재료의 용출방법에 따라 서로 상이한 결과가 나타날 수 있다. Hensten-Pettersen은³¹⁾ 치과재료의 독성 실험에서 실험방법에 따라 독성이 크게 달라지므로 모든 실험은 구강내 삽입조건과 유사한 조건으로 행해야 한다고 주장하여 대개의 독성실험이 초기 24시간의 독성을 관찰하는 데 역점을 두었다. 그러나 본 실험에서는 완전히 경화된 레진 시멘트를 사용하여 완전히 경화된 후에 지속적으로 유리되는 레진 시멘트 성분에 의한 세포독성의 정도를 보고자 하여 중합개시 후 24 시간이 경과하여 완전히 경화된 시편^{26, 43)}을 사용하였다. Hanks등²⁸⁾은 레진의 11가지 성분중 ethoxylated Bis-phenol A dimethacrylate(Bis-EMA)가 가장 독성이 강하며 세포의 50%가 실패되는 ID₅₀이 1-10 μ mol로 Bis-GMA, TEGDMA, UEDMA, Bis-phenol A의 10-100 μ mol과 비교하여 독성이 강한 것으로 보고하였으나, 본 실험의 CR INLAY CEMENT도 Bisphenol A Polyethoxy Dimethacrylate(Bis-EMA)를 함유하고 있으나 1일 이상 경화된 시편에서 다른 실험재료와 비교시 독성이 높은 것으로 나타나지는 않아 용출액에서의 Bis-EMA의 농도는 매우 낮은 것으로 사료된다.

Stanley⁷¹⁾는 이차 상아질 형성이 불량한 경우 조상아 세포와 전상아질층의 신경 말단이 손상되어 수많은 dendrite가 생성되어 과민증이 나타날수 있으므로, 레진 충전시 나타날 수있는 과민증이 반드시 변연누출에 의한 것만은 아니라고 보고하여 레진 수복 후 나타날 수있는 치수 자극의 원인으로 레진자체의 독성이나 변연 누출 이외에도 이차상아질 형성부전도 고려해야 한다고 하였다 . 그러나 상아질 처리제/접착제의 개발이 활발히 이루어질 수록 또한 레진 화합물이 복잡해질 수록 변연누출이나 이차상아질 형성부전보다는 레진 자체의 화학적 요소 즉, 미중합 단량체를 비롯한 다양한 화학물질이 치수 병변의 원인으로 점점 더 중요한 요소가 되어가므로 이에 대한 더 많은 연구가 필요하다 할 것이다.

V. 결 론

CR INLAY CEMENT, DUAL CEMENT OPTEC BOND의 3종의 이원중합 레진 시멘트를 이용하여 중합깊이를 1 mm, 2 mm, 3 mm 로, 광조사 시간을 20 초, 40 초, 80초로 변화시켰을 때의 중합률 및 세포독성의 정도를 Fourier 변환 적외선 분광법과 L929 세포를 사용한 MTT법으로 관찰하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 이원중합 레진 시멘트는 종류에 따라 매우 다양한 중합률을 보였으며, CR INLAY CEMENT과 DUAL CEMENT는 광중합반응을 강하게 유도한 대조군이, OPTEC BOND는 암실에서 화학중합만을 유도한 대조군이 높은 중합률을 보였다.
2. CR INLAY CEMENT과 DUAL CEMENT가 2 mm 중합깊이에서 중합률이 가장 낮았으며 3 mm 중합깊이에서는 높은 중합률을 보여 이원중합 레진 시멘트의 본래의 목적인 부가적인 화학 중합이 잘 발현된 반면 OPTEC BOND는 중합깊이가 증가함에 따라 중합률이 감소하였으며 또한 화학 중합만 유도한 대조군보다 모두 중합률이 낮아 미약한 광중합이 화학 중합반응을 방해하는 것으로 관찰되었다. ($P < 0.05$)
3. CR INLAY CEMENT과 DUAL CEMENT는 1 mm, 3 mm에서는 광조사 시간이 증가할 수록 중합률이 증가하는 경향을 보였으며, 2 mm 에서는 광조사 시간이 증가할 수록 중합률이 낮아지는 경향을 보인 반면, OPTEC BOND는 이와 반대의 경향을 보였으나, 모두 통계학적 유의성있는 차이는 없었다. ($P > 0.05$)
4. CR INLAY CEMENT과 DUAL CEMENT, OPTEC BOND는 모두 용출액을 사용한 MTT법에 의한 관찰시 대조군에 비해 유의성있는 세포독성을 보이지 아니하였다. ($P > 0.05$)
5. CR INLAY CEMENT는 1일, 2일, 4일로 시간이 경과함에 따라 세포독성이 증가하는

경향을 보인 반면 DUAL CEMENT과 OPTEC BOND는 세포 독성이 2일 군에서 4일군보다 높은 경향을 보였으나 통계학적인 유의성은 없었다. ($P > 0.05$)

참고 문헌

1. Al-fawaz, A., Gerzina, T. M., and Hume, W.R. : Movement of resin cement components through acid-treated dentin during crown cementation invitro, J. Endo., 19 : 219-223, 1993.
2. American national standards institute/ American dental association document No.41* for recommended standard practices for biological evaluation of dental materials, J. Am. Dent. Assoc., 99 : 697-698, 1979.
3. Asmussen, E. : Restorative resins : hardness and strength vs. quantity of remaining double bonds, Scand. J. Dent.Res., 90 : 484-489, 1982.
4. _____ : Factors affecting the quantity of remaining double bonds in restorative resin polymers, Scand. J. Dent.Res., 90 : 490-496, 1982.
5. Berekally, T.L. : Post-insertion sensitivity with a bonded etched cast metal prosthesis, case report, Aust. Dent. J., 35 : 413-415, 1990.
6. Brännström, M. and Nordenvall, K.J. : 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.
7. Brännström, M. and Nyborg, H. : Pulpal reaction to composite resin restorations, J. Prosthet. Dent., 27 : 181-189, 1972.
8. 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.
9. Bruce, G.R., McDonald, N.J. and Sydiskis, R.J. : Cytotoxicity of retrofill materials, *J. Endo.*, 19 : 288–292, 1993.
 10. Chung, K.-H. : The relationship between composition and properties of posterior resin composites, *J. Dent. Res.*, 69 : 852–856, 1990.
 11. Chung, K.-H. and Greener, E.H. : Degree of conversion of seven visible light cured posterior composites, *J. of Oral Rehabil.*, 15 : 555–560, 1988.
 12. _____ : Correlation between degree of conversion, filler concentration and mechanical properties of posterior composite resins, *J. of Oral Rehabil.*, 17 : 487–494, 1990.
 13. Ciucchi, B., Bouillaguet, S. and Holz, J. : Proximal adaptation and marginal seal of posterior composite resin restorations placed with direct and indirect techniques, *Quint. Inter.*, 21 : 663–669, 1990.
 14. Cook, W.D. and Standish, P.M. : Polymerization kinetics of resin-based restorative materials, *J. Biomed. Mat. Res.*, 17 : 275–282, 1983a.
 15. Cook, W.D. and Standish, P.M. : Cure of resin-based restorative materials II. White light photopolymerized resins, *Australian Dent. J.*, 28 : 307–311, 1983b.
 16. DeWald, J.P. and Ferracane, J.L. : A comparison of four modes of evaluating depth of cure of light-activated composites, *J. Dent. Res.*, 66 : 727–730, 1987.
 17. Dulik, D., Bernier, R. and Brauer, G.M. : Effect of diluent monomers on the physical properties of BIS-GMA-based composites, *J. Dent. Res.*, 60 : 983–989, 1981.
 18. Elides, G.C., Vougiouklakis, G.J. and Caputo, A.A. : Degree of double bond conversion in light-cured composites, *Dent. Mater.*, 3 : 19–25, 1987.
 19. Eriksen, H.M. : Pulpal response of monkeys to a composite resin cement, *J. Dent. Res.*, 53 : 565–576, 1974.
 20. Fan, P.L. : Polymerization defects. in : POSTERIOR COMPOSITE RESIN DENTAL RESTORATIVE MATERIALS, Peter Szulc publishing Co., pp.287–296, 1985.
 21. Ferracane, J.L. and Condon, J.R. : Rate of elution of leachable components from composites, *Dent. Mater.*, 6 : 282–287, 1990.
 22. 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.
 23. Ferracane, J.L. et al : Relationship between shade and depth of cure for light-activated dental composite resins, *Dent. Mater.*, 2 : 80–84, 1986.
 24. Freund, M. and Munksgaard, E.C. : Enzymatic degradation of Bis-GMA/TEGDMA polymers causing decreased microhardness and greater wear in vitro, *Scand. J. Dent. Res.*, 98 : 351–355, 1990.
 25. Fujisawa, S., Kadoma, Y. and Komoda, Y. : ¹H and ¹³C NMR studies of the interaction of the eugenol, phenol and triethyleneglycol dimethacrylate with phospholipid liposomes as a model system for odontoblast membranes, *J. Dent. Res.*, 67 : 1438–1441, 1988.
 26. Hanks, C.T. et al : Dentin 'filtration' reduces cytotoxic effects of setting composites in vitro, *J. Dent. Res.*, 66 : 287, abstr. 1444, 1987.
 27. _____ : Cytotoxicity of dental composites and other materials in a new in vitro device, *J. Oral Pathol.*, 17 : 396–403, 1988.

28. _____ : Cytotoxic effects of resin components on culture mammalian fibroblasts, *J. Dent. Res.*, 70 : 1450–1455, 1991.
29. Hasegawa, E.A., Boyer, D.B. and Chan, D.C.N. : Hardening of dual-cured cements under composite resin inlays, *J. Prosthet. Dent.*, 66 : 187–192, 1991.
30. Heigl, J., Bell, M. and White, J. : Application of infra-red spectroscopy to the analysis of liquid hydrocarbons, *Analytical Chemistry*, 19 : 293–298 1947.
31. Hensten-Pettersen, A. : Comparison of methods available for assessing cytotoxicity, *Int. Endo. J.*, 21 : 89–97, 1988.
32. Hensten-Pettersen, A. and Helgeland, K. : Evaluation of biologic effect of dental materials using four different cell culture technique, *Scand. J. Dent. Res.*, 85 : 291–296, 1977.
33. Hood, A.M. and Hume, W.R. : Effect of sample thickness on the toxicity of composite resin in vitro, *J. Dent. Res.*, 69 : 943, abstr. 82, 1990.
34. Hume, W.R. : An analysis of the release and the diffusion through dentin of eugenol from zinc oxide-eugenol mixtures, *J. Dent. Res.*, 63 : 881–884, 1984.
35. _____ : A new technique for screening chemical toxicity to the pulp from dental restorative materials and procedures, *J. Dent. Res.*, 64 : 1322–1325, 1985.
36. _____ : The influences of dentine on the toxicity of restorative materials, *Aust. Dent. J.*, 35 : 368–369, 1990.
37. Hume, W.R. and Hood, A.M. : Comparing cytotoxicity in vitro between cured and uncured composite resins, *J. Dent. Res.*, 69 : 943, abstr. 81, 1990.
38. Inoue, K. and Hayashi, I. : Residual monomer(Bis-GMA) of composite resins, *J. Oral Rehabil.*, 9 : 493–497, 1982.
39. Inokusi, S., Iwaku, M. and Fusayama, T. : Pulpal response to a resin adhesive restorative resin, *J. Dent. Res.*, 61 : 1014–1019, 1982.
40. Kanka, J. III. : The effect of thickness and shade on the polymerization of light-activated posterior composite resins. *Quint. Int.* 17 : 809–811, 1986.
41. Langeland, L.K. et al : Histological and clinical comparison of Addent with silicate cements and cold-curing materials, *J. Am. Dent. Assoc.*, 72 : 373–385, 1966.
42. Loshak, S. and Fox, T.G. : cross-linked polymers. I. factors influencing the efficiency of corss-linking in copolymers of methyl methacrylate and glycol dimethacrylates, *J. Am. Chem. Soc.*, 75 : 3544–3550, 1953.
43. Leung, R.L., Fan, P.L. and Johnstone, W. M. : Post-irradiation polymerization of visible light-activated composite resin. *J. Dent. Res.* 62 : 363–365, 1983.
44. 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.
45. Mosmann, T. : Rapid colorimetric assay for cellular growth and survival : application to proliferation and cytotoxicity assays, *J. Immunol. Method*, 65 : 55–63, 1983.
46. Nathanson, D. and Hassen, F. : Effect of etched porcelain thickness on resin porcelain bond strength *J. Dent. Res.*, 66 : 245, abstr. 1107, 1987.
47. O'Keefe, K. and Powers, J.M. : Light-cured resin cements for cementation for esthetic restorations, *J. of Esthet. Dent.*, 2 : 129–133, 1990.
48. Øysaød, H. and Ruyter, I.E. : Water sorp-

- tion and filler characteristics of composites for use in posterior composites, *J. Dent. Res.*, 65 : 1315–1318, 1986.
49. Qvist, V. : Pulp reactions in human teeth to tooth colored filling materials, *Scand. J. Dent. Res.*, 83 : 54–66, 1975.
 50. Rathbun, M.A. et al : Cytotoxicity of a bis-GMA dental composite before and after leaching in organic solvents, *J. Biomed. Mater. Res.*, 25 : 443–457, 1991.
 51. Rueggeberg, F.A. and Caughman, W.F. : The influence of light exposure on polymerization of dual-cure resin cements, *Oper. Dent.*, 18 : 48–55, 1993.
 52. Rueggeberg, F.A. and Craig, R.G. : Correlation of parameters used to estimate monomer conversion in a light-cured composite, *J. Dent. Res.*, 67 : 932–937, 1988.
 53. Rueggeberg, F.A., Hashinger, D.T. and Fairhurst, C.W. : Calibration of FTIR conversion analysis of contemporary dental resin composites, *Dent. Mat.*, 6 : 241–249, 1990.
 54. Ruyter, I.E. and Gyorosi, P. : An infrared spectroscopic study of sealants, *Scand. J. Dent. Res.*, 84 : 396–400, 1976.
 55. Ruyter, I.E. and Svendsen, S.A. : Remaining methacrylate groups in composite restorative materials, *Acta Odontol. Scand.*, 36 : 75–82, 1978.
 56. Ruyter, I.E. and Sjøvik, I.J. : Monomer composition of dental composites and sealants, *J. Dent. Res.*, 57(spec. iss.) : 249, abstr. 700, 1978.
 57. Ruyter, I.E. and Øysaed, H. : Conversion in different depths of ultraviolet and visible light activated composite materials, *Acta Odontol. Scand.*, 40 : 179–192, 1982.
 58. _____ : Composites for use in posterior teeth : composition and conversion, *J. Biomed. Mater. Res.*, 21 : 11–23, 1987.
 59. Ruyter, I.E. : Monomer systems and polymerization. in : *POSTERIOR COMPOSITE RESIN DENTAL RESTORATIVE MATERIALS*, Peter Szulc publishing Co., pp.109–135, 1985.
 60. Skogedal, O. and Eriksen, H.M. : Pulpal reactions to surface-sealed silicate cement and composite resin restorations, *Scand. J. Dent. Res.*, 84 : 381–385, 1976.
 61. Smith, D.C. : Posterior composite dental restorative materials : materials development. in : *POSTERIOR COMPOSITE RESIN DENTAL RESTORATIVE MATERIALS*, Peter Szulc publishing Co., pp. 47–60, 1985.
 62. Smith, D.C. and Bains, M.E.D. : The detection and estimation of residual monomer in polymethyl methacrylate, *J. Dent. Res.*, 35 : 16–24, 1956.
 63. Söderholm, K.J.M. and Roberts, M.J. : Influence of water exposure on the tensile strength of composites, *J. Dent. Res.*, 69 : 1812–1816, 1990.
 64. Spangberg, L. et al : Biologic effects of dental materials : 2. toxicity of anterior tooth restorative materials on HeLa cells in vitro, *Oral Surg.*, 36 : 713–724, 1973.
 65. Stafford, G.D. and Brooks, S.C. : The loss of residual monomer from acrylic orthodontic resins, *Dent. Mat.*, 1 : 135–138, 1985.
 66. Stainnec, M. et al : Caries penetration and cement thickness of three luting agents, *Int. J. Prostet.* 1 : 259–263, 1988.
 67. Stanbury, J.W. : Cyclopolymerizable monomers for use in dental resin composites, *J. Dent. Res.*, 69 : 844–848, 1990.
 68. Stanley, H.R., Going, R.E., and Chauncey, H.H. : Human pulp response to acid pre-

- treatment of dentin and composite restoration, J. Ameri. Dent. Assoc., 91 : 817-825, 1975.
69. 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.
 70. Stanley, H.R., Swerdlow, H., and Buonocore, M.G. : Pulp reactions to anterior restorative materials, J. Am. Dent. Assoc., 75 : 132-141, 1967.
 71. Stanley, H.R. : Pulpal consideration of adhesive materials, Oper. Dent., 17 : 151-164, supplement 5, 1992.
 72. Strang, R., Cummings, A. and Stephen, K.W. : Laboratory studies of visible-light cured fissure sealants : setting times and depth of polymerization, J. Oral Rehabil., 13 : 305-310, 1986.
 73. Strang, R. et al. : The setting of visible-light-cured resins beneath etched porcelain veneers, Br. Dent. J., 163 : 149-151, 1987.
 74. Terakado, M. et al : Lipid peroxidation as a possible cause or benzoyl peroxide lipid peroxidation in vitro, J. dent. Res., 63 : 901-905, 1984.
 75. Vankerckhoven, H. et al : Unreacted methacrylate groups on the surface of composite resins, J. Dent. Res., 61 : 791-795, 1982.
 76. Venz, S. and Antonucci, J.M. : Physical and chemical characteristics of dual-cured dental composites, J. Dent. Res., 67 : 225, abstr. 901, 1988.
 77. Wennberg, A., Mjör, I.A. and Hensten-Pettersen, A. : Biological evaluation of dental restorative materials- comparison of different methods, J. Biomed. Materials Res., 17 : 23-36, 1983.
 78. 문 영덕, 조 규중 : 합착방법에 따른 복합 레진 인레이의 변연폐쇄효과, 대한 치과보존학회지, 16 : 121-131, 1991.
 79. 박 선희등 : Bonding agent의 치수섬유아 세포에 대한 독성연구, 대한치과보존학회지, 16 : 99-110, 1991.
 80. 안 태완 : 연쇄 중합 개요 ; 고분자 화학, 문운당, 149-152, 1994.
 81. 장 선희, 정 성수 : 복합레진의 세포독성에 관한 실험적 연구, 대한치과보존학회지, 16 : 158-163, 1991.