

아르곤 레이저에 의한 복합레진의 중합시 물성 변화에 관한 연구

경희대학교 치과대학 치과보존학교실

김 덕 · 민병순 · 최호영 · 박상진 · 최기운

ABSTRACT

A STUDY OF PHYSICAL PROPERTIES OF COMPOSITE RESIN POLYMERIZATION WITH ARGON LASER

Deok Kim, Byung-Soon Min, Ho-Young Choi, Sang-Jin Park, Gi-Woon Choi

Department of Conservative Dentistry, College of Dentistry, Kyung-Hee University

After polymerizing composite resin with argon laser and visible light, four test, to be concretely, measurement of compressive strength using Instron testing machine, surface microhardness using Rockwell hardness tester, quantitative analysis of residual monomer using HPLC and analysis of degree of conversion using FTIR, were accomplished. Test groups were a sort of specimen with 3mm diameter, 4mm thickness for measuring compressive strength, two sort of specimen with 7mm diameter, 2mm and 3mm thickness for measuring surface microhardness, quantitative analysing of residual monomer after curing and measuring the degree of conversion, each were divided by six groups according to the condition of light exposure. In case of argon laser, in 1.0W and 0.5W output, the exposure time for specimen were 5 sec, 10 sec respectively. In case of visible light, the exposure time for specimen were 20 sec, 40 sec respectively. The test were accomplished and following results were obtained.

1. Compressive strength of composite resin was the highest in the group of 1W output, exposing for 10 sec with argon laser, followed by the group of 0.5W, exposing for 10 sec with argon laser, the group of exposing for 40 sec with visible light. But there were statistically no significant difference between these three groups($p>0.05$).
2. Surface microhardness of composite resin wasn't significantly affected by light curing conditions.
3. BIS-GMA within residual monomer was least detected in the group of exposing for 40 sec. TEGDMA was least detected in the group of 1W output, exposing for 10 sec with argon laseboth 2mm and 3mm thickness specimen.

4. The degree of conversion of all groups in the 2mm thickness specimen were more than 50%, similar to each other but in the group of 1W, exposing 10 sec with argon laser the degree of conversion was highest in the 3mm thickness specimen.
5. Argon laser could make composite resin to has similar properties with 25% lesser exposure time than visible light.

I. 서 론

현대 치과의학은 무통치료와 심미치료를 추구하고 있는데, 현재 하이스피드 핸드피스가 개발되고 적절한 마취술이 발달되어 과거의 치료에 비해 동통이 많이 감소되었으나, 아직도 치과치료는 대부분의 사람들에게 두려움의 대상이 되고 있다. 특히 과거에 비해 동통에 대한 역치가 많이 낮아졌고, 소득의 증대에 따른 생활수준의 향상으로 심미에 대한 관심은 점점 높아져 무통치료와 심미치료를는 치과치료 전반의 주축을 이루고 있는 실정이다. 무통치료의 대표적인 보기는 다양한 레이저를 이용한 경조직과 연조직의 처치와 미세한 입자(산화알루미늄 분말)를 nozzle을 통해 고압으로 뿜어 넣어서 와동을 형성하는 air abrasive technic 등이 있다. 그러나 air abrasive technic은 정확한 와동 형성과 와동 깊이의 조절이 어렵고¹⁾, 삭제시 과도한 산화알루미늄 분말에 의한 오염 등 여러 단점이 있어 아직은 하이스피드 핸드피스를 대체하여 널리 사용되기에는 많은 제약이 따라 제한적인 용도로 사용되고 있는 실정이다.

레이저는 아인슈타인의 광입자론에 관한 이론에 의해 처음 제기되고, 1960년 Maiman²⁾에 의해 펄스형 루비 레이저가 최초로 개발된 후 임상 의학에 레이저를 이용한 다양한 접근이 이루어졌으며, 1970년대 전후 치아경조직에 효과적인 레이저의 사용을 위한 많은 연구가 있어 왔다. 이 당시 10,600nm 파장의 CO₂ 레이저가 범랑질에 잘 흡수되었기 때문에 선택적으로 치아표면에 대한 처치가 연구되었으며³⁻⁵⁾, Melcer 등⁶⁾은 CO₂ 레이저를 이용하여 치아우식증 치료에 성공적으로 사용하였다고 하였으나, CO₂ 레이저 조사시 범랑질 표면에 발생하는 열 때문에 많은 어려움이 야기되었다⁷⁾. 한편 Yamamoto와 Ooya⁸⁾

는 Neodymium 레이저를 동물 치아에 사용한 후, 일련의 실험을 통해 Nd:YAG 레이저가 초기의 치아우식 형성을 억제한다고 하였으나^{9,10)}, 많은 시간이 지나서야 Nd:YAG 레이저가 치의학 분야에 사용되기 시작했다¹¹⁾. 치의학자들이 치아 경조직의 처치에 효과적인 레이저를 연구하는 동안, 구강연조직에 대한 레이저의 사용이 1987년 1월 미국의 FDA에 의해 Pfizer 레이저 회사에서 만든 10W 출력의 CO₂ 레이저가 치과영역에 사용할 수 있도록 판매를 허가 받았다.

한편 치아경조직에 대한 레이저의 수많은 시도가 이루어 지고 있고 새로운 파장의 기계나 레이저 방출의 방법이 개발되고 있는데, 최근엔 Nd:YAG, Er:YAG 및 Ho:YAG와 같은 hard laser를 사용하여 와동을 형성하는 방법 등이 개발되어 제한적으로 치아경조직에 대한 처치가 이루어 지고있다¹¹⁻¹³⁾.

air abrasive technic이나 레이저를 이용하여 형성한 와동은 와동의 바닥 및 측벽과 와연우각이 불규칙하고 거칠게 형성되어^{1,14)}, G.V. Black이 제창한 와동 외형에는 부합되지 않고 최종수복물로서는 궁극적으로 복합레진이 추천되고 있다¹⁵⁾.

심미수복을 위한 충전재료는 글라스아이오노머시멘트, porcelain, 복합레진 등이 있는데, 그중 글라스아이오노머시멘트는 치질에 화학적 결합을 하고¹⁶⁾, 치수에 위해 작용이 적고¹⁷⁾, 불소 방출에 의한 항우식 효과¹⁸⁾ 등 여러 장점이 있으나, 재료 자체의 물리적 취약성¹⁹⁾과 심미성 부족으로 현재는 복합레진의 성분을 함유한²⁰⁾ hybrid glass ionomer cement 또는 compomer라 불리는 재료로 대체되고 있으며 전통적인 글라스아이오노머시멘트는 이장용 및 합착용 등에 제한적으로 사용되고 있다. porcelain은 매우 심미적이고 활택한 표면을 얻을 수 있으나, 수복물 제

작과 가공 과정의 번거로움 및 구강 내에서의 조정과 파절시 수리의 어려움, 고비용 등의 단점이 있다. 또한 치질과의 결합을 위해 합착제가 필요한데 이러한 합착제로는 주로 복합레진 성분의 시멘트가 사용되고 있다. 복합레진은 심미수복 재료로 가장 널리 사용되고 있는데²¹⁾ 개발 초기에는 주로 전치부 수복에 사용되었으나, 현재 재료의 물성이 많이 개선되고 환자들의 심미적인 욕구가 증가함에 따라 구치부에도 광범위하게 사용되고 있다. 그러나 시술 과정중 수분에 매우 취약하고 중합의 불균일성으로 인한 잔류 모노머의 독성^{22,23)}, 중합수축으로 인한 변연누출²⁴⁾ 등의 단점이 지적되어 이를 개선하고자 많은 연구가 진행되고 있다.

1962년 Bennett에 의해 개발된 아르곤 레이저는 아르곤 가스를 사용하여 488nm와 514.5nm 파장의 청색과 녹색의 빛을 방출하는데, 청-녹색의 아르곤 레이저의 빛은 붉은색 계통의 색에 잘 흡수되기 때문에 헤모글로빈이나 멜라닌과 같은 색소가 착색된 조직에 잘 흡수되고, 법랑질이나 상아질 또는 섬유조직과 같이 착색되지 않은 조직에서는 잘 흡수되지 않으며 수분에서는 흡수가 매우 불량하다. 이러한 특성 때문에 아르곤 레이저는 치질에 손상없이 치질과 인접한 연조직의 절제와 응고, 점막 부위의 지혈이 가능하다²⁵⁻²⁷⁾. 또한 아르곤 레이저는 수복치과 분야에서 여러 가지 비외과적으로 사용될 수 있는데, 수복치과 분야에서의 최초의 응용은 인접면의 초기 치아우식증 발전을 위한 치아투시였다^{28,29)}. 그후 복합레진의 광중합에 초점을 맞춘 부가적인 연구가 이루어져 왔으며³⁰⁻³²⁾, 1991년에는 FDA에 의해 치과 진료에 아르곤 레이저의 사용이 허가되었다.

1942년 상온중합형 아크릴릭 레진이 충전재로서 처음 사용되고 Bowen에 의해 아크릴릭 레진의 단점을 보완하여 복합레진이 소개된 후, 복합레진의 물리·화학적 성질이 많이 개선되었는데 그중 중합방법은 자가 중합형으로부터 자외선 중합, 가시광선 중합 등으로 발전해 왔다. 자가 중합형은 연화를 해야하며 조작시간이 제한되고, filler 함유량이 제한되어 물성 개선에 한계가 있는 등의 단점이 있어³³⁾ 현재 합착용 레진이나

코아용 레진 등에 제한적으로 사용되고 있으며, 자외선 중합형은 자외선의 피부에 대한 유해성과 약한 투과력 등의 단점³⁴⁾으로 가시광선 중합형이 개발된 이후 현재는 사용되지 않고 있다. 가시광선 중합은 적절한 파장의 빛과 적절한 조사시간을 충족시키면 임상적으로 우수한 복합레진 수복물을 얻을 수 있다. 그러나 현재 임상에서 널리 사용되는 가시광선 조사기는 텅스텐-할로겐 램프에서 나오는 가시광선이 여러 파장의 빛을 내며 조사되므로 빛의 분산으로 인한 레진의 중합을 저하시킬 수 있으며, 전압이나 텅스텐-할로겐 램프의 상태, 반사경이나 광섬유의 파괴 등으로 가시광선의 파장 및 빛의 강도는 감소될 수 있다³⁵⁾. 또한 수복 와동의 위치와 크기, 수복한 복합레진의 두께, 색조 등에 의하여 광선의 투과율이 다를 수 있으므로 수복물의 물리적 성질을 개선하고 보다 완벽한 중합을 위하여 적층 충전이 권장되고 있으나³⁶⁾, 중합시간이 오래 걸리는 단점이 있어 상대적으로 수분 오염의 가능성이 높다. 그러므로 단색으로 나오며 고도의 규칙적인 에너지를 가진 작은 크기의 beam으로 만들 수 있는 아르곤 레이저는 복합레진과 같은 광활성 수복재료에 효과적으로 조절된 에너지를 전달하여 중합 후의 물리적 성질을 개선시키며 시술 시간을 감소시킬 수 있다고 알려져 있다³⁰⁻³²⁾.

아르곤 레이저를 가시광선 조사기와 비교하여 복합레진의 중합정도를 비교한 선학들의 연구에서, Powel 등³¹⁾은 치질에 대한 복합레진의 shear bond strength가 가시광선 조사기의 25%의 조사시간 만으로 법랑질에서는 그 강도가 유사하였고 상아질에는 더 우수하다고 하였으며, Blankenau 등³⁷⁾은 HPLC를 이용하여 중합 후의 잔류 모노머를 분석한 결과, micro filler형 복합레진에서는 잔류 모노머가 적게 검출되었으나, hybrid filler형 복합레진에서는 유사하였다고 하였으며, Shanthala와 Munshi³⁸⁾는 가시광선 조사기와 동일한 시간으로 조사한 결과 복합레진의 물성이 향상되었다고 하였다. 국내에서는 전과 김³⁹⁾이 압축강도, 표면미세경도 등을 측정 보고하기도 하였다.

이상과 같은 선학들의 연구를 토대로 아르곤

레이저는 복합레진의 중합률을 향상시키고 물성 개선을 위한 유용한 방법으로 평가되어야 하나, 아직 이에 대한 체계적인 연구가 미흡한 실정이다. 특히 많은 임상가들에 의해 사용되고 있는 0.5W의 출력으로 5초간의 레이저 조사에 대한 연구가 아직 미흡하며, 일부에서는 레이저 기기의 고비용으로 아르곤 레이저의 효율성에 의문을 제기하고 있는 실정이다. 이에 본 연구에서는 현재 임상에서 다양하게 사용되고 있는 아르곤 레이저가 복합레진의 중합에 미치는 영향을 규명하여 아르곤 레이저 사용시 바람직한 조건을 제시하고자 압축강도, 표면미세경도, 중합 후 잔류 모노머의 정량분석, 중합률 측정 등을 분석하고 가시광선 조사기로 측정된 결과와 비교검토하여 그 결과를 보고하는 바이다.

II. 실험재료 및 방법

1. 실험재료

본 실험에 사용한 복합레진은 3M사의 Z100(shade A2, Batch No. 5904A2)이며, 가시광선 조사기 역시 3M사의 XL 3000을 사용하였고, 아르곤 레이저는 HGM사(Salt Lake, Utah, U.S.A.)의 Dental 200으로 600 μ m의 optic fiber를 장착하였다. 시편 제작을 위해 가운데 구멍이 뚫린 원형의 테프론 몰드를 사용하였다.

모든 시편은 깨끗한 글래스 슬랩 위에 놓여진 테프론 몰드의 구멍에 복합레진을 충전한 후, mylar strip으로 피개하고 다시 현미경용 글래스

슬랩으로 덮은 후 지압으로 일정하게 가압하여 여분의 레진을 제거한 후 광조사하여 시편을 제작하였다. 시편의 크기는 압축강도 측정용은 직경 3mm, 두께 4mm이며, 표면미세경도, 중합 후 잔류 모노머, 중합률 측정용은 직경 7mm에 두께가 각각 2mm와 3mm로 하였다. 압축강도, 표면미세경도, 중합 후 잔류 모노머 측정용은 각 실험당 11개의 시편을 제작하여 얻어진 측정 수치 중 최대치와 최소치를 제외한 9개의 수치로 통계처리 하였으며, 중합률 측정은 7개의 시편을 제작하여 얻어진 측정 수치 중 최대치와 최소치를 제외한 5개의 수치로 통계처리 하였다.

본실험은 압축강도 측정용 시편 1종과 표면미세경도 측정, 중합 후 잔류 모노머의 정량분석, 중합률 측정용의 2mm와 3mm 두께의 시편 2종을 각 시편 당 6개 군으로 분류 하여, 가시광선 조사기는 V, 아르곤 레이저는 L이라 하고 아르곤 레이저는 출력에 따라 0.5W, 1.0W로 나누었으며 조사시간은 가시광선 조사기는 20초, 40초, 아르곤 레이저는 5초, 10초로 하여 Table 1과 같이 실험군 Code를 설정하였다.

2. 실험방법

1) 압축강도 측정 : 제작한 시편을 실온의 압소에 24시간 보관 후, Series IX automated materials testing system 1.16(Instron Co., U.S.A.)으로 500kg의 load cell로 분당 1mm의 crosshead speed로 하중을 가하여 시편이 파절될 때의 힘을 기록하였다.

Table 1. Codes of experimental groups

	Exposure power (W)	Exposure time (sec)	Code
Visible light		20	V-20
		40	V-40
Argon laser	0.5	5	L-0.5-5
		10	L-0.5-10
	1.0	5	L-1.0-5
		10	L-1.0-10

Table 2. Final operating conditions of HPLC used in this study

Mobile phase	50/50 ACN/water
Flow rate	1.0ml/min
Detector	486 UV Detector 254nm
Column	μ -bondapak C ₁₈ 3.9×300mm, Waters, U.S.A.

2) 표면미세경도 측정 : 제작한 시편을 실온의 암소에 24시간 보관 후, Rockwell hardness tester(Akashi CTS-CD, Japan)의 indenter를 시편의 상면과 하면에 4.6kg의 하중으로 10초간 각각 가압하여 indenter가 들어가는 깊이를 측정하고, 그 깊이를 Rockwell hardness number로 환산하여 미세경도를 각각 측정하였다.

3) 중합 후 잔류 모노머 분석

(1) calibration curve 설정 : 복합레진 시편 내의 미반응 잔류 모노머의 양을 측정하기 위해 Bis-GMA와 TEGDMA의 표준물질을 HPLC (High Performance Liquid Chromatography, Waters, U.S.A.)에 주입하여 정량분석을 위한 calibration curve를 구하였다.

(2) HPLC 분석 : 제작한 시편의 무게를 1/1,000g 단위까지 측정하고, 3ml의 에탄올이 든 vial에 침지시켜 37°C의 항온기에 5일간 저장한 후, 에탄올 10 μ l를 HPLC에 주입하여 에탄올에 추출된 모노머를 정량분석하였다. 이때 한 시료당 30분 동안 검출하였으며, 분석을 위한 HPLC의 사용조건은 Table 2와 같다.

4) 중합률 분석

(1) 제작한 시편을 실온의 암소에 24시간 보관 후, 다이아몬드 포인트와 300 grit, 600 grit의 사

포를 이용하여 주수하에 연마하여 두께가 50-60 μ m이 되게 FTIR(Fourier Transform Infrared Spectroscopy, Bio-RAD FTS-60A, U.S.A.)의 window용 pellet을 제작하였다. 단 이때 모든 시편은 광조사를 한 상면을 연마하여 제작된 pellet이 각 시편의 중합깊이를 나타내게 하였다.

(2) 중합률의 측정 : 대부분의 광중합형 복합레진의 주된 성분은 difunctional monomer인 Bis-GMA이며, diluent monomer로 TEGDMA 등이 사용되고 있다. 이와 같은 모노머는 적외선 영역의 일정한 파장에서 흡수띠를 나타내며, 이러한 성질이 중합률 측정에 이용된다. 1610nm 근처에서 흡수띠를 나타내는 방향족 벤젠고리는 중합 후에도 그 결합이 유지되며, 1639nm 근처에서 흡수띠를 나타내는 지방족 탄소이중결합은 중합 후에는 이중결합이 분리되어 cross-linking된 폴리머를 형성하는데, 이때 분리되지 않고 남아있는 미반응 탄소이중결합의 양의 % 농도를 구함으로서 아래의 공식에 의해 중합률을 계산할 수 있다.

(3) FTIR 분석 : 중합 전 복합레진의 모노머의 흡광도의 분석은 복합레진을 에탄올에 녹인 후 CaF₂ crystal에 얇게 발라 용매를 건조시켜 IR spectrum을 얻었다. 얻어진 IR spectrum은 quartic-quintic function을 이용하여 smoothing 하고 baseline method를 이용하여 peak absorbance의 파장을 측정하였다. 중합 후 연마하여 얻어진 시편을 FTIR에서 1cm⁻¹의 resolution으로 분석한 후, 1610nm 근처의 방향족 벤젠고리의 흡광도와 1639nm 근처의 지방족 탄소이중결합의 흡광도를 측정하여 복합레진의 중합 전과 후의 흡광도의 상대적인 비교에 의해 중합률을 측정하였다.

$$* \text{Degree of monomer conversion}(\%) = 100 - \frac{\text{중합후(지방족 탄소이중결합흡광도/방향족 벤젠고리흡광도)}}{\text{중합전(지방족 탄소이중결합흡광도/방향족 벤젠고리흡광도)}} \times 100$$

III. 실험성적

1. 압축강도 측정

Table 3은 중합조건에 따라 얻어진 복합레진의 압축강도를 나타낸 것으로 L-1.0-10군에서 249.2 ± 12.5 MPa로 가장 높았으며, L-0.5-5군이 181.8 ± 15.9 MPa로 가장 낮았다. Fig. 1은 이를 도표로 나타낸 것이며, Table 4는 Duncan 방식

Table 3. The comparison of compressive strength in cured composite resin

Experimental group	MPa
V-20	212.3 ± 14.1
V-40	234.4 ± 27.6
L-0.5-5	181.8 ± 15.9
L-0.5-10	236.5 ± 31.4
L-1.0-5	202.2 ± 22.7
L-1.0-10	249.2 ± 12.5

(N=9, Mean \pm S.D.)

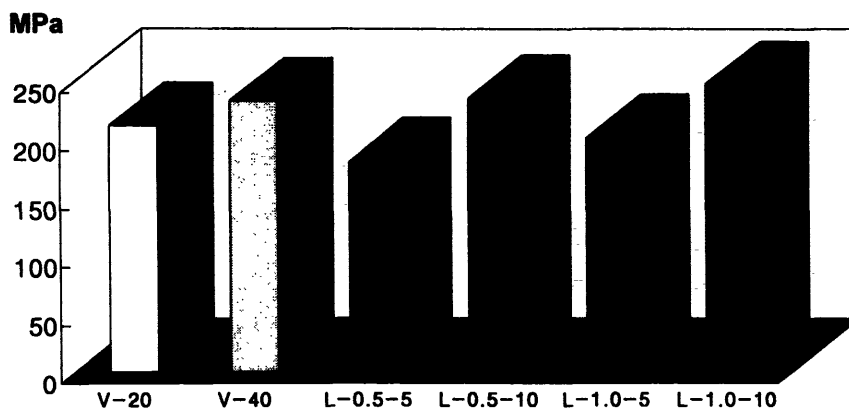


Fig. 1. The comparison of compressive strength in cured composite resin

에 의한 0.05 수준에서의 사후검증 결과로 모든 실험에서 광조사 시간이 증가함에 따라, 또한 레이저의 출력이 증가함에 따라 압축강도가 증가하였다.

2. 표면미세경도 측정

Table 5-1과 5-2는 중합조건에 따라 얻어진 복합레진의 표면미세경도를 나타낸 것으로 Table 5-1은 시편 상면의 표면미세경도이고, Table 5-2는 시편의 바닥인 하면의 표면미세경도를 나타낸 것이다. 모든 실험에서 시편의 두께나 광조사 시간, 레이저의 출력에 관계없이 Rockwell hardness number(RHN)가 97 내외로 유사하였다.

3. 중합 후 잔류 모노머 분석

Fig. 2는 Bis-GMA와 TEGDMA의 정량을 위한 calibration curve이며, 표준물질 Bis-GMA와 TEGDMA를 에탄올에 용해시켜 얻은 표준 시료를 HPLC에 주입한 결과 Bis-GMA는 7.8분, TEGDMA는 8.8분의 retention time(유보시간)

Table 4. Multiple comparison test by Duncan's test of compressive strength($p < 0.05$)

	L-0.5-5	L-1.0-5	V-20	V-40	L-0.5-10	L-1.0-10
L-0.5-5						
L-1.0-5						
V-20						
V-40	*	*	*			
L-0.5-10	*	*	*			
L-1.0-10	*	*	*			

* Denotes pairs of groups significantly different at the .050 level

Table 5-1. The comparison of microhardness value(RHN) in upper surface of cured composite resin

Experimental group	Specimen thickness	
	2mm	3mm
V-20	97.61 ± 0.42	98.00 ± 0.35
V-40	97.17 ± 0.61	97.50 ± 0.50
L-0.5-5	97.85 ± 0.41	97.65 ± 0.75
L-0.5-10	97.75 ± 0.35	97.50 ± 0.33
L-1.0-5	97.55 ± 0.64	97.75 ± 0.60
L-1.0-10	98.35 ± 0.24	97.60 ± 0.74

(N=9, Mean ± S.D.)

Table 5-2. The comparison of microhardness value(RHN) in lower surface of cured composite resin

Experimental group	Specimen thickness	
	2mm	3mm
V-20	96.67 ± 0.87	96.72 ± 0.44
V-40	97.28 ± 0.71	96.78 ± 0.76
L-0.5-5	96.90 ± 0.32	95.25 ± 0.35
L-0.5-10	97.20 ± 0.54	96.55 ± 0.55
L-1.0-5	95.30 ± 0.82	97.10 ± 0.32
L-1.0-10	97.90 ± 0.57	97.15 ± 0.97

(N=9, Mean ± S.D.)

에서 검출되었으며(Fig. 3, 4), Bis-GMA는 2mm와 3mm 두께의 시편 모두에서 V-40군이 가장 적게 검출되었고, TEGDMA는 2mm와 3mm 두께의 시편 모두에서 L-1.0-10군이 가장 적게 검출되었다(Table 6-1, 6-2). Fig. 5-1과 5-2는 이

를 도표로 나타낸 것이며, Table 7-1과 7-2는 두께 2mm 시편에서의 Duncan 방식에 의한 0.05 수준에서의 사후검증 결과이고, Table 8-1과 8-2는 두께 3mm 시편에서의 Duncan 방식에 의한 0.05 수준에서의 사후검증 결과로 모든 실험

에서 시편의 두께가 얇을수록, 광조사 시간이 증가할수록, 레이저의 출력이 증가할수록 미반응 잔류 모노머의 검출량은 감소되었다.

4. 중합률 분석

FTIR을 이용하여 얻어진 복합레진 시편의 400nm부터 4000nm 범위의 absorbance mode에서 관찰하고자 하는 파장으로 확대하여 1610nm

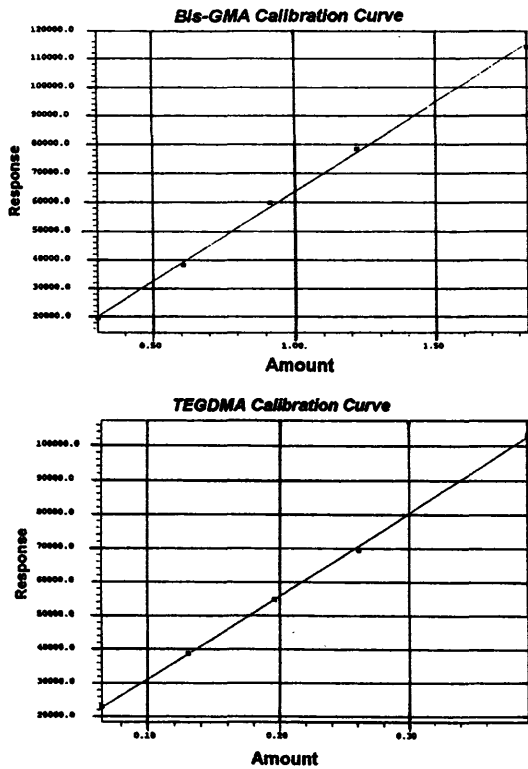


Fig. 2. Calibration curves for quantitation of Bis-GMA and TEGDMA by HPLC

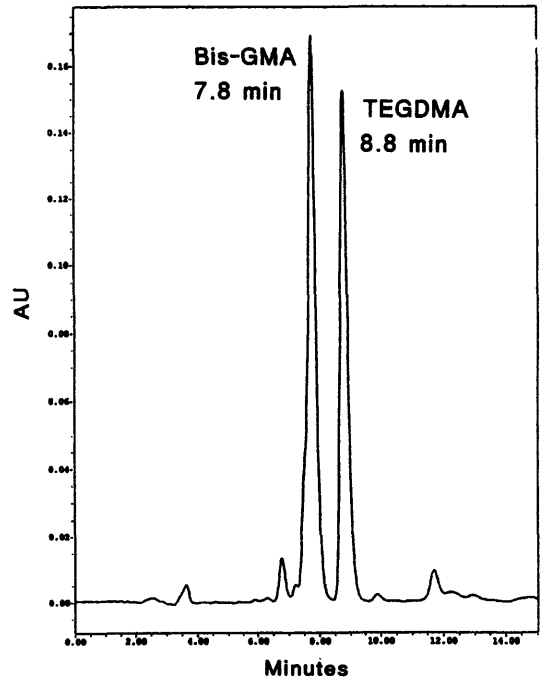


Fig. 3. Curve of retention time

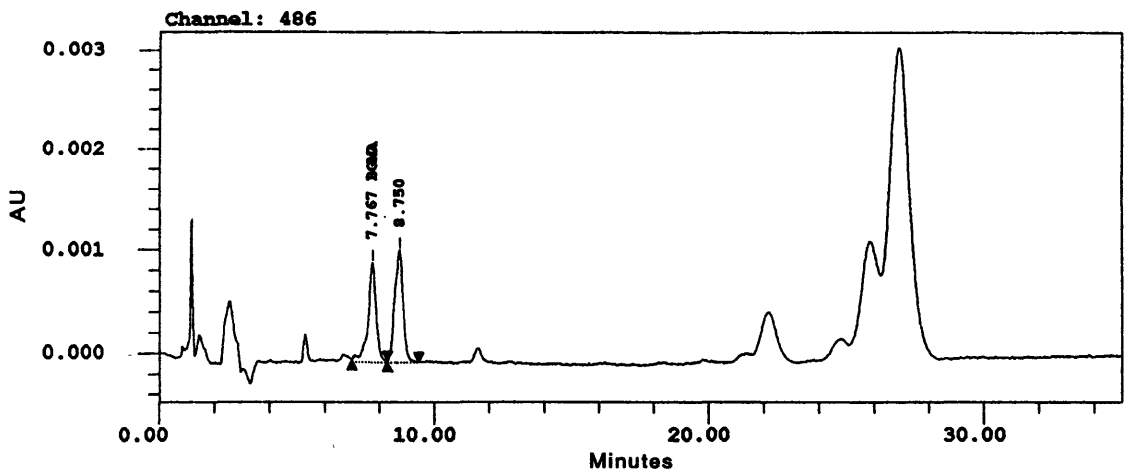


Fig. 4. Typical high-performance liquid chromatogram of composite resin

Table 6-1. The percentage of residual Bis-GMA related its original contents in cured composite resin

Experimental group	Specimen thickness	
	2mm	3mm
V-20	0.275±0.053	0.297±0.087
V-40	0.181±0.023	0.190±0.033
L-0.5-5	0.661±0.058	0.737±0.073
L-0.5-10	0.357±0.058	0.381±0.050
L-1.0-5	0.444±0.049	0.509±0.054
L-1.0-10	0.246±0.044	0.281±0.053

(N=9, Mean wt%±S.D.)

Table 6-2. The percentage of residual TEGDMA related its original contents in cured composite resin

Experimental group	Specimen thickness	
	2mm	3mm
V-20	0.253±0.019	0.377±0.029
V-40	0.126±0.027	0.166±0.014
L-0.5-5	0.668±0.029	0.701±0.051
L-0.5-10	0.276±0.014	0.281±0.025
L-1.0-5	0.312±0.009	0.330±0.022
L-1.0-10	0.113±0.009	0.119±0.015

(N=9, Mean wt%±S.D.)

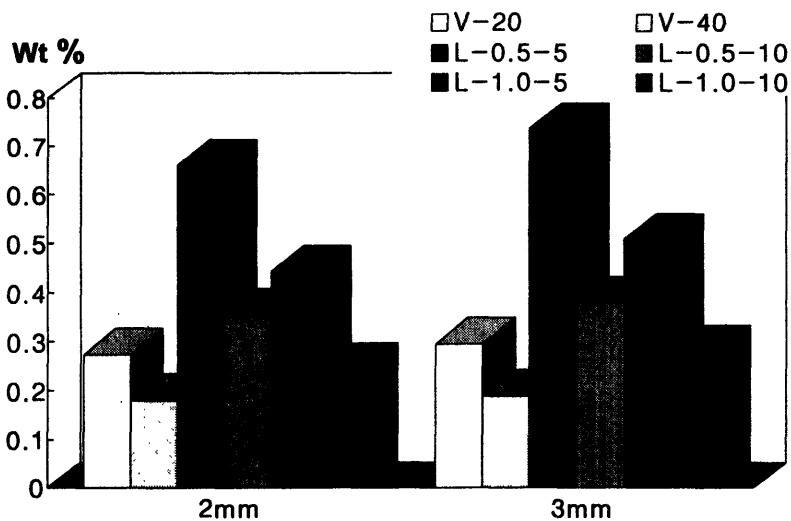


Fig. 5-1. The percentage of residual Bis-GMA related its original contents in cured composite resin

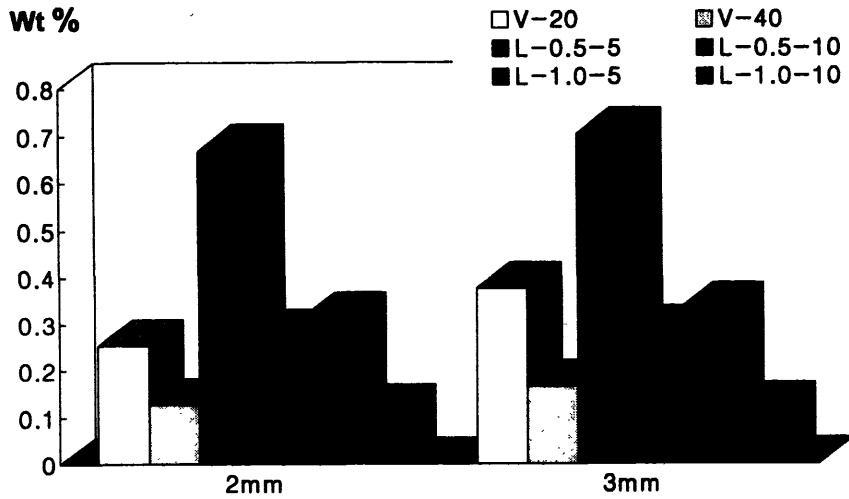


Fig. 5-2. The percentage of residual TEGDMA related its original contents in cured composite resin

Table 7-1. Multiple comparison test by Duncan's test of percentage of residual Bis-GMA in 2mm thickness composite resin(p<0.05)

	V-40	L-1.0-10	V-20	L-0.5-10	L-1.0-5	L-0.5-5
V-40						
L-1.0-10	*					
V-20	*					
L-0.5-10	*	*	*			
L-1.0-5	*	*	*	*		
L-0.5-5	*	*	*	*	*	

* Denotes pairs of groups significantly different at the .050 level

Table 7-2. Multiple comparison test by Duncan's test of percentage of residual TEGDMA in 2mm thickness composite resin(p<0.05)

	L-1.0-10	V-40	V-20	L-0.5-10	L-1.0-5	L-0.5-5
L-1.0-10						
V-40						
V-20	*	*				
L-0.5-10	*	*	*			
L-1.0-5	*	*	*	*		
L-0.5-5	*	*	*	*	*	

* Denotes pairs of groups significantly different at the .050 level

Table 8-1. Multiple comparison test by Duncan's test of percentage of residual Bis-GMA in 3mm thickness composite resin(p<0.05)

	L-1.0-10	V-40	V-20	L-0.5-10	L-1.0-5	L-0.5-5
L-1.0-10						
V-40	*					
V-20	*					
L-0.5-10	*	*	*			
L-1.0-5	*	*	*	*		
L-0.5-5	*	*	*	*	*	

* Denotes pairs of groups significantly different at the .050 level

Table 8-2. Multiple comparison test by Duncan's test of percentage of residual TEGDMA in 3mm thickness composite resin(p<0.05)

	L-1.0-10	V-40	L-0.5-10	L-1.0-5	V-20	L-0.5-5
L-1.0-10						
V-40	*					
L-0.5-10	*	*				
L-1.0-5	*	*	*			
V-20	*	*	*	*		
L-0.5-5	*	*	*	*	*	

* Denotes pairs of groups significantly different at the .050 level

Table 9. The comparison of degree of monomer conversion in cured composite resin

Experimental group	Specimen thickness	
	2mm	3mm
V-20	51.2±2.58	37.4±4.10
V-40	53.4±1.44	44.7±4.24
L-0.5-5	50.5±3.30	34.0±1.84
L-0.5-10	52.4±2.72	42.9±3.49
L-1.0-5	53.1±1.61	42.9±4.52
L-1.0-10	55.5±0.89	51.2±0.94

(N=5, Mean%±S.D.)

와 1639nm 근처의 파장을 설정함으로써 원하는 파장의 흡광도를 얻을 수 있었다(Fig. 6). Table 9는 중합조건에 따라 얻어진 복합레진 시편의 degree of monomer conversion을 비교한 것으

로 2mm 두께의 시편에서는 모든 실험군에서 50%를 약간 상회하는 중합률을 나타내었으나, 3mm 두께의 시편에서는 중합률의 편차가 심하였다. 2mm 두께와 3mm 두께의 시편 모두에서

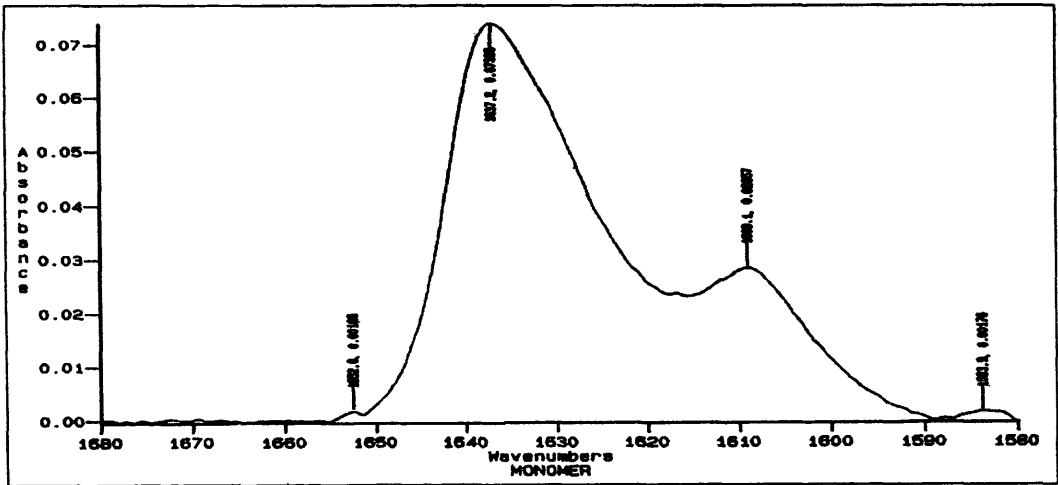
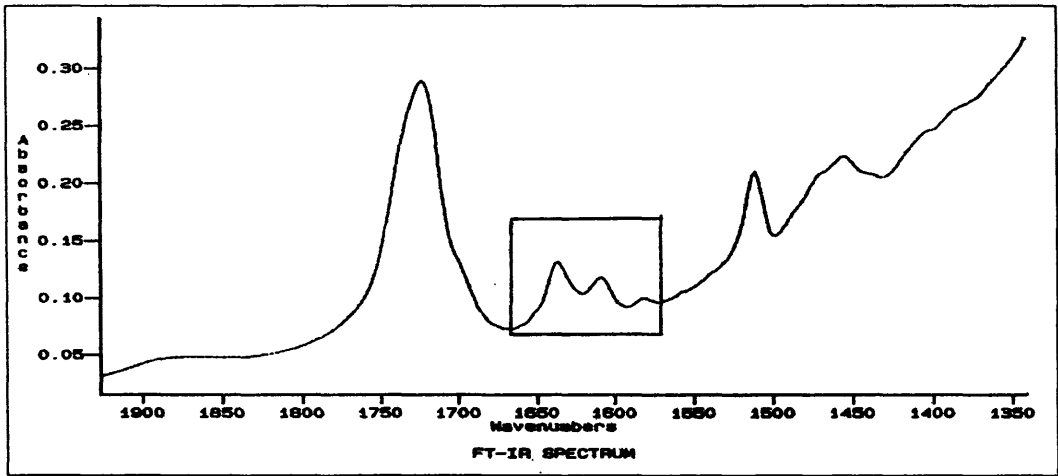
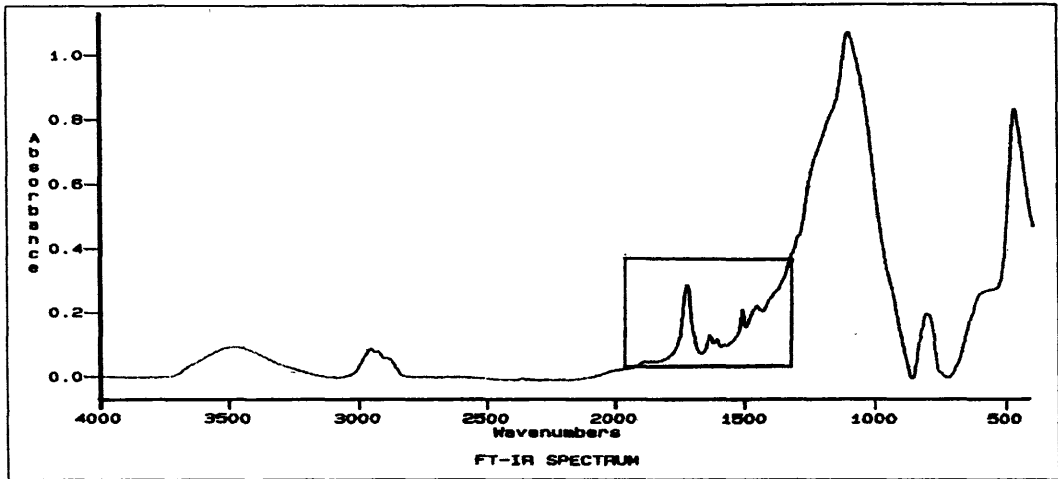


Fig. 6. FTIR spectrum of composite resin

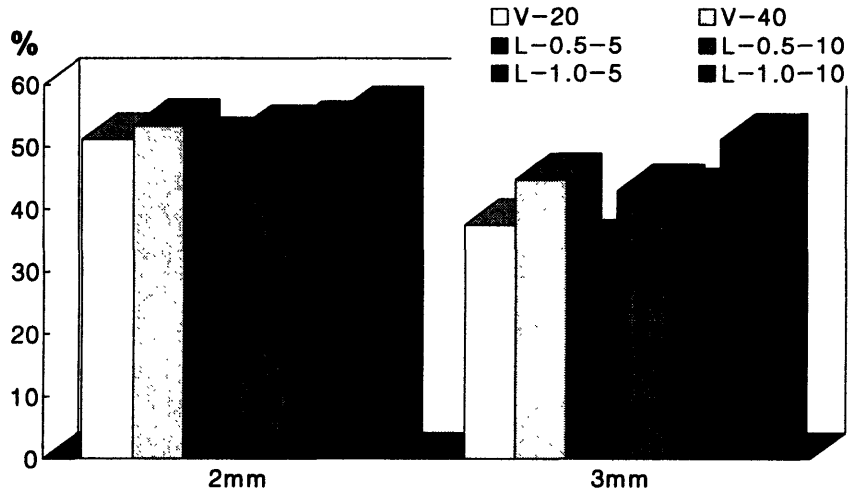


Fig. 7. The comparison of degree of monomer conversion in cured composite resin

Table 10-1. Multiple comparison test by Duncan's test of degree of monomer conversion in 2mm thickness composite resin ($p < 0.05$)

	L-0.5-5	V-20	L-0.5-10	L-1.0-5	V-40	L-1.0-10
L-0.5-5						
V-20						
L-0.5-10						
L-1.0-5						
V-40						
L-1.0-10	*	*				

* Denotes pairs of groups significantly different at the .050 level

Table 10-2. Multiple comparison test by Duncan's test of degree of monomer conversion in 3mm thickness composite resin ($p < 0.05$)

	L-0.5-5	V-20	L-1.0-5	L-0.5-10	V-40	L-1.0-10
L-0.5-5						
V-20						
L-1.0-5	*					
L-0.5-10	*	*				
V-40	*	*	*			
L-1.0-10	*	*	*	*	*	

* Denotes pairs of groups significantly different at the .050 level

L-1.0-10군이 가장 높은 중합률을 나타내었다. Fig. 7은 이를 도표로 나타낸 것이며, Table 10-1과 10-2는 두께 2mm와 3mm 두께 시편에서의 Duncan 방식에 의한 0.05 수준에서의 사후 검증 결과로 모든 실험에서 시편의 두께가 얇을수록, 광조사 시간이 증가할수록, 레이저의 출력이 증가할수록 중합률은 증가하였다.

IV. 총괄 및 고안

심미수복재로 널리 사용되고 있는 복합레진²¹⁾은 개발 초기에는 자가 중합형이었으나, 1973년 가시광선에 민감하게 반응하여 free radical을 생성하는 광중감제인 camphorquinone이 발견되어 가시광선 중합형 복합레진이 개발된 이후 점차 사용의 빈도가 줄어 현재에는 합착용이나 코아용 등에 제한적으로 사용되고 있는 실정이다. 가시광선 중합형 복합레진은 혼화가 필요하지 않아 기포 함입의 가능성이 적어, 그에 따른 변색과 물성 저하의 가능성이 줄어들었고, 많은 filler의 함유가 가능해 중합 후의 물성이 향상되었으며, 다양한 색조의 공급과 높은 색조 안정성 등의 장점이 있으나, 와동 저부에 중합 수축에 의한 공간 발생의 가능성이 크고⁴⁰⁾, 불균일하게 중합이 이루어진 수복물을 얻을 수 있는 단점 등이 있다. 따라서 가시광선 중합형 복합레진의 수복을 위해 적층충전이 권장되며, 치질과의 긴밀한 결합을 얻기위해 bonding agent에 대한 연구가 계속되고 있다. 또한 광중합을 위한 조사는 빛의 파장과 강도가 특히 중요하여 텅스텐-할로겐 램프와 반사경의 상태, 전원의 전압 등이 복합레진 수복물의 물성에 많은 영향을 미치기도 한다.

광중합형 복합레진 기질의 주요 성분은, 점도가 높고 분자량이 큰 Bis-GMA (2,2-Bis-[4-(2-hydroxy-3-methacryloxy propoxy)phenyl]propane)와 희석제이며 가교제인 TEGDMA (triethylene glycol dimethacrylate) 같은 difunctional monomer에 소량의 광중합 개시제와 광감성을 높이기 위한 환원제 및 filler와 기질과의 결합을 위한 coupling agent, 착색제와 보존제 등의 구성으로 이루어져 있다³⁴⁾. 이러한 복합레진의 물리적 성질은 경화된 수복물에 잔존해 있는 미

반응 잔류 모노머의 양과 관계가 깊는데⁴¹⁾, 중합률이 낮은 수복물은 상대적으로 많은 미반응 methacrylate group을 가지고 있다. 따라서 복합레진 내의 Bis-GMA와 TEGDMA 같은 모노머는 중합 후 모두 폴리머로 전환되는 것이 바람직하나 여러 원인으로 미반응 모노머가 잔류하게 되는데, 이러한 원인은 분자량이 크고 고점도인 Bis-GMA가 기질 성분 내에 다량 포함되어 있을 뿐 아니라, 중합개시 후 개시제의 소모와 교차결합(cross-linking)이 급격히 일어나 반응기의 유동성이 저하되기 때문이다⁴²⁾. 이러한 미반응 잔류 모노머의 존재에 대해 Ruyter와 Øysaed⁴³⁾는 복합레진의 강도, 색안정성과 마모저항성과 같은 물리적 성질의 저하를 야기시킨다고 하였으며, Fujisawa 등⁴⁴⁾은 고농도의 모노머는 세포막의 liposome을 용해시킨다고 하였고, Weaver와 Goebel⁴⁵⁾은 의치상 레진으로부터 유리되는 모노머가 구강점막을 자극하여 알리지 반응도 일으킨다고 보고하였다. 그러므로 중합률 상승을 위한 방법으로 Ruyter와 Svendsen⁴¹⁾은 분자량이 크고 견고한 구조인 Bis-GMA의 양이 감소되고, monofunctional monomer와 희석제의 농도가 증가되면 중합률이 상승하며, Bis-GMA와 같은 aromatic monomer의 양이 증가하면 중합률이 감소한다고 보고하였다.

아르곤 레이저는 1960년대에 의학적으로 처음 사용되었는데, 발생된 레이저의 빛은 유연한 석영 결정의 광섬유를 통하여 신체의 어느 부위에도 쉽게 전달되고 청-녹색의 아르곤 레이저의 빛이 붉은색 계통의 색에 잘 흡수되기 때문에 안과, 이비인후과, 부인과, 피부과 등 많은 의학 전문 분야에 이용되어 왔다. 이러한 아르곤 레이저가 치의학 분야에 사용된 이유도 청-녹색 가시광선의 특별한 성질 때문에 법랑질이나 상아질 또는 섬유조직과 같이 착색되지 않은 조직에서는 잘 흡수되지 않아 치질에 손상없이 치질과 인접한 연조직의 절제와 응고, 점막부위의 지혈을 가능하게 하였기 때문이었다²⁵⁻²⁷⁾.

아르곤 레이저는 점촉식과 비점촉식으로 사용될 수 있는데, 점촉식은 연조직에 대해 외과적으로 이용되며, 비점촉식은 출력밀도가 감소하여 조직손상을 감소시키므로 인접면의 치아 우식증

검사나 복합레진 중합을 위한 수복치과 분야에 응용이 가능하다. 본 실험에 사용한 Dental 200 아르곤 레이저의 제조회사인 HGM에서는 0.3W의 출력으로 가시광선조사기의 25% 조사 시간만 조사하도록 권장하고 있다. 이와 같은 이유는 과도한 조사로 치수세포에 유해작용을 염려하여 최대 0.6W의 출력으로 40초가 넘지 못하게 제한하고 있다. 그러나 현재 임상가들에게는 0.5W의 출력으로 5초간의 조사가 널리 사용되고 있는 실정이다. Powel 등³¹⁾ 및 Blankenau 등³⁷⁾의 연구에서는 1.0W의 출력으로 10초간 조사, 전과 김³⁹⁾의 연구에서는 0.6W의 출력으로 10초간 조사 등 레이저 조사 시간의 정확한 조사 표준이 설정되어 있지 않은 현실이다. 따라서 본 연구에서는 시편 두께와 조사 시간에 따른 상관성을 규명하고자 복합레진의 시편 두께를 2mm, 3mm로 설정하고, 가시광선 조사기의 조사 시간을 20초, 40초, 아르곤 레이저의 출력과 조사 시간에 따라 0.5W로 5초, 10초, 1.0W로 5초, 10초 등 시편당 모두 6개의 실험군을 설정하여 아르곤 레이저 사용시의 바람직한 조건을 비교제시하고자 하였다. 그러나 Kelsey 등³⁰⁾은 복합레진의 종류에 따라 아르곤 레이저의 출력과 조사 시간을 달리할 필요가 있다고 하며, Prisma APH는 310mW에 7초, Herculite는 160mW에 12초, P-50은 525mW에 13초, Silux는 270mW에 13초의 레이저 조사가 적당하다고 하였다.

Asmussen⁴⁶⁾은 잔류 모노머의 양이 많을수록 경도 및 기계적 강도가 저하된다고 보고 하였으며, Pearson과 Longman⁴⁷⁾은 모노머가 폴리머로 불완전하게 전환될 때 용해도가 증가한다고 보고하였고, Rueggeberg와 Craig⁴⁸⁾, Ferracane⁴⁹⁾은 경도의 측정이 잔류 모노머를 측정하는 간접적인 지표가 된다고 하였다. 이에 본 연구에서는 압축강도, 표면미세경도, 잔류 모노머, 중합률 분석 등 모두 4종의 실험을 동시에 실시하여 그 연관성을 찾고자 하였으나, 표면미세경도 측정 실험에서는 그 연관성을 찾을수가 없었는데, 이것은 시편 제작을 위해 글래스 슬랩으로 가압시 유리판과 접하는 시편 표면의 반응기의 유동성이 제한되어 이러한 결과가 나왔을 것으로 추측되며, 또한 경도 측정용 기계도 Rockwell hardness

tester 뿐만 아니라, Vickers나 Knoop hardness tester로도 경도 측정을 시도하여 그 차이를 관찰해 보았으면 하는 아쉬움이 남는다. 그러나 전과 김³⁹⁾은 Knoop hardness tester로 경도를 측정하고 본 실험과 동일 재료인 Z 100에서는 아르곤 레이저가 미세경도에 별다른 영향을 주지 않았으나, Silux Plus에서는 아르곤 레이저로 중합하는 것이 효과적이었다고 하였다. Leung 등⁵⁰⁾은 복합레진의 경도를 측정하는 여러가지 방법중 Knoop hardness tester로 측정 하는것이 오차가 가장 적었다고 하였다.

Shanthala와 Munshi³⁸⁾는 유치및 영구치에 복합레진 충전 후, shear bond strength가 아르곤 레이저로 조사하였을때 가시광선 조사기의 25%의 조사 시간만으로도 유치에서는 더 우수한 결합력을 얻을 수 있다고 하며, 행동조절이 힘든 소아에서 사용시 임상적으로 좋은 결과를 얻을 수 있을 것이라고 하였다. 그러나 압축강도를 실험한 전과 김³⁹⁾은 가시광선 조사기에 비해 아르곤 레이저로 중합한 군이 다소 강도가 증가하였으나 통계학적으로는 유의성이 없다고 하였는데, 이는 본 연구의 결과와도 유사하였다.

Blankenau 등³⁷⁾은 micro-filler 입자형 복합레진인 Silux Plus를 중합 후 HPLC를 이용하여 잔류모노머를 분석한 결과, 아르곤 레이저로 조사한 군이 가시광선 조사기로 조사한 군보다 Bis-GMA와 TEGDMA의 검출량이 모두 적었다고 보고하였는데 이는 micro-filler 입자형 복합레진은 filler의 함량이 적으면서 레진의 기질이 많기 때문에 균일하고 강한 빛을 발하는 아르곤 레이저가 유용할 것이라고 하였다. 또한 전과 김³⁹⁾은 Vickers hardness tester로 측정한 미세경도 실험에서 hybrid-filler 형인 Z 100에서는 아르곤 레이저가 별다른 영향을 주지 않았으나, micro-filler 형인 Silux Plus에서는 아르곤 레이저로 중합하는 것이 효과적이라고 하였는데, 이는 복합레진의 filler 조성이 아르곤 레이저의 중합 효율에 영향을 미칠수 있다는 것으로 생각된다. 또한 filler의 함유량이 상대적으로 적은 치면 열구 전색제에서 아르곤 레이저로 중합시 가시광선조사기에 비해 tensile strength가 더 우수하였다는 Blankenau 등⁵¹⁾의 연구와도 부합된다.

본 연구에서 저자는 허와 최⁵²⁾가 보고한 복합 레진의 잔류 camphorquinone의 연구를 토대로 잔류 모노머 검출을 위한 예비실험으로 Gas Chromatography를 이용하고자 하였으나 분자량이 크고, 점도가 높은 Bis-GMA가 Gas Chromatography의 column을 통과하지 못하여 실패하였기 때문에 HPLC를 이용하였다. 또한 상아 질과 접착 능력이 있고 quinoid group을 가지고 있어 광산화(photo-oxidation)에 민감하여 광중합이 증진되는 UDMA(urethane dimethylacrylate)의 검출도 시도하고자 하였으나, UDMA가 정량 분석을 위한 시료 조제도 불가능할 정도로 점도가 높아 실패하였는데, 아직 UDMA 검출을 위한 선학들의 연구를 접해보지 못하였기에 많은 아쉬움이 남는다. 최와 민⁵³⁾은 수종의 복합 레진의 잔류 모노머 분석에서 TEGDMA가 Bis-GMA보다 검출량이 많았다고 하였는데, 이는 Bis-GMA의 분자량이 크고 점도가 높아 심부의 잔류모노머가 검출되기 어려우나, TEGDMA는 희석제이기 때문에 심부의 잔류모노머의 검출이 가능하였을 것이라고 추측하였다. 하지만 Blankenau 등³⁷⁾의 연구에서는 광조사 조건과 비례한 Bis-GMA와 TEGDMA의 검출량을 발견할 수는 없었는데, 이는 본 실험의 결과와 유사하였다.

복합레진의 중합정도를 규명하기 위한 실험으로는 잔류모노머 분석과 IR spectrum을 이용한 중합률 분석중 한 가지가 많이 이용되는데, 본 연구에서는 잔류모노머 분석은 시편 전체의 표면이 solvent와 접촉하여 용출되어진 모노머를 검출하는 것이기 때문에 광조사 시간에 따른 편차는 크게 나타났지만, 시편 두께에 따른 편차는 광조사 시간에 따른 편차에 비하여 오히려 상대적으로 적었다. 하지만 IR spectrum을 이용한 중합률의 분석은 2mm 두께의 시편에서는 중합률의 편차가 적었지만 3mm 두께의 시편에서는 뚜렷한 편차를 발견할 수 있었다. 2mm 두께의 시편에서는 L-1.0-10군에서 가장 중합률이 높았지만 나머지 실험군에서도 중합률이 50% 이상으로 L-1.0-10군과 유사하였다. 그러나 3mm 두께의 시편에서는 L-1.0-10군 만이 50%를 상회하는 중합률을 나타내었고, 나머지 모두에서 30-

40% 내외의 중합률을 나타내었는데, 이것은 이미 인지하고 있는 광중합형 복합레진의 실용중합 심도는 2mm라는 것과 잘 부합되며, 적층층전이 곤란하거나 와동이 깊은 경우 아르곤 레이저가 가시광선 조사기보다 복합레진의 중합에 효과적일 수 있음을 알수있다.

FTIR을 이용한 중합률의 분석법은 window용 pellet의 제작 방법에 따라 시편을 분말로 만들어 KBr 분말과 혼합하여 pellet을 만드는 KBr법과 시편을 연마하여 박막의 형태로 만드는 thin wafer법 등 두 가지의 방법이 있다. 본 실험에서도 예비실험에서는 시편을 분말로 만들어 KBr 분말과 혼합하여 유압프레스 하에서 pellet을 만드는 방법을 택하였으나, 복합레진 시편을 분말로 만들거나 KBr 분말과 혼합을 위해 분쇄하는 과정중 탄소분자 간의 cross-linking이 파괴될 수 있다고 판단하였기 때문에 본 실험에서는 thin wafer법으로 pellet을 제작하였다. 또한 광조사를 한 상면을 연마하여 바닥의 하면을 측정하였지만, 글래스 슬랩과 접하는 표면의 반응기의 유동성이 제한될 수 있다고 생각하였기에 바닥의 표면도 검은색 marking pencil로 한겹 칠하여 그것을 연마함으로써 시편 표면에 존재할지 모르는 상대적인 저중합층을 없애고자 하였다. 특히 본 연구에서 측정된 중합률은 복합레진의 탄소 사이의 이중결합이 얼마나 많이 단일결합으로 바뀌었나를 측정하는 것이지 결코 중합의 정도를 나타내는 것이 아니므로 중합률이 60%라는 것은 반응하지 않고 남아있는 탄소가중결합의 양이 40%라는 것이지 모노머가 40% 존재한다는 것은 아니다.

본 연구에서는 한 종류의 복합레진으로 다양한 조사 방법에 따라 중합 후의 물성과 중합정도를 분석하였는데, 현재 임상가들에 의해 사용되는 0.5W의 출력으로 5초간 조사가 적절하지 못하여 복합레진 중합을 위해서는 아르곤 레이저의 조사 시간 연장과 출력을 높여야 하고, Kelsey 등³⁰⁾의 주장처럼 복합레진 내의 filler의 함량이나 종류에 따라 아르곤 레이저에 의한 복합레진의 중합 효율이 달라질 수 있기 때문에 이에 대한 연구가 이루어져야 할것으로 생각한다. 비록 아르곤 레이저를 이용한 것이 가시광선의 조사보다 25% 정

도의 짧은 조사 시간으로 유사한 물성의 복합레진을 얻었지만, 이보다는 복합레진 시술 시의 철저한 방법이나 제조자의 권장 사용 방법에 따른 충실한 시술이 복합레진의 물성 향상이나 중합률 향상에 중요하다고 생각된다.

V. 결 론

아르곤 레이저와 가시광선 조사기로 복합레진을 중합하여 조사 조건에 따른 복합레진의 중합 정도를 Instron을 이용한 압축강도 측정, Rockwell hardness tester를 이용한 표면미세경도 측정, HPLC를 이용한 잔류 모노머의 정량분석, FTIR을 이용한 중합률 분석을 실시하였다. 압축강도 측정용 시편은 직경 3mm 두께 4mm, 표면미세경도 측정, 중합 후 잔류 모노머의 정량분석, 중합률 측정용은 직경 7mm에 두께 2mm와 3mm의 시편 2종을 제작하였으며, 아르곤 레이저는 1.0W의 출력으로 5초, 10초간, 0.5W의 출력으로 5초, 10초간 조사하고, 가시광선조사기로는 20초, 40초간 각각 조사하고 실험을 실시하여 다음의 결론을 얻었다.

1. 복합레진의 압축강도는 아르곤 레이저 1.0W의 출력으로 10초 조사한 군이 가장 높았으며, 다음은 0.5W의 출력으로 10초 조사한 군, 가시광선 조사기로 40초 조사한 군의 순이었으나, 이들 세 군간의 통계학적 유의성은 없었다 ($p>0.05$).
2. 복합레진의 표면미세경도는 광조사 조건에 크게 영향을 받지 않았다.
3. 잔류 모노머 중 Bis-GMA는 2mm와 3mm 두께의 시편 모두에서 가시광선 조사기로 40초 조사한 군이 가장 적게 검출되었으며, TEGDMA는 2mm와 3mm 두께의 시편 모두에서 아르곤 레이저 1.0W의 출력으로 10초 조사한 군이 가장 적게 검출되었다.
4. 중합률은 2mm 두께의 시편 모두에서 50%를 약간 상회하였으며, 3mm 두께의 시편에서는 아르곤 레이저 1.0W의 출력으로 10초 조사한 군에서 가장 높았다.
5. 아르곤 레이저는 가시광선조사기에 비해 25%

정도의 짧은 조사시간으로도 유사한 물성의 복합레진을 얻을 수 있었다.

REFERENCES

1. Laurell K.A. and Hess J.A. : Scanning electron micrographic effects of air-abrasion cavity preparation on human enamel and dentin. *Quint. Int.*, 26:139-144, 1995.
2. Maiman T.H. : Stimulated optical radiation in ruby. *Nature*, 187:493-494, 1960.
3. Lobene R.R. and Fine S. : Interaction of CO₂ laser radiation with oral hard tissues. *J. Prosthet. Dent.*, 16:589, 1966.
4. Lobene R.R., Bhussry R. and Fine S. : Interaction of CO₂ laser with enamel and dentin. *J. Dent. Res.*, 47:311-317, 1968.
5. Stern R.H., Vahl J. and Sognnases R.F. : Laser enamel: ultrastructural observations of pulsed carbon dioxide laser effect. *J. Dent. Res.*, 51: 455-460, 1972.
6. Melcer J., Chaumette F., Melcer F. and Dejardin J. : Treatment of dental decay by CO₂ laser beam: preliminary results. *Laser. Surg. Med.*, 4:311- 321, 1984.
7. Stewart L., Powell G.L. and Wright S. : Hydroxyapatite attached by laser: a potential sealant for pit and fissures. *Oper. Dent.*, 10:2-5, 1985.
8. Yamamoto H. and Ooya K. : Potential of yttrium aluminum garnet laser in caries prevention. *J. Oral. Pathol.*, 3:7-15, 1974.
9. Yamamoto H., Ooya K., Matsuda K. and Okabe H. : YAG laser effects for acid resistance on tooth enamel. *J. Dent. Res.*, 53:1093 Abs. 7, 1974.
10. Yamamoto H. and Sato K. : Prevention of dental caries by acousto-optically Q-switched Nd:YAG laser irradiation. *J. Dent. Res.*, 59:137, 1980.
11. Myers T.D. and Myers W.D. : The use of the laser for debridement of incipient caries. *J. Prosthet. Dent.*, 53:776-779, 1985.
12. Kayano T., OchiaibS., Kiyono K., Yamamoto H., Nakajima S. and Mochizuki T. : Effect of Er:YAG laser irradiation on human extracted teeth. *J. Clin. Laser. Med. Surg.*, 4:147-150, 1991.
13. White J.M., Goodies H.E. and Sectos J.C. et al : Effect of pulsed Nd:YAG laser energy on human

- teeth: A three-year follow-up study. JADA, 124:45-50, 1993.
14. Frentzen M. and Koort H.J. : The effect of Er:YAG laser radiation on enamel and dentin. J. Dent. Res., 71:571 Abs 450, 1992.
 15. Elderton R.J. : New approaches to cavity design with special reference to the class II lesion. Br. Dent. J., 157:421-427, 1984.
 16. Katsuyama S., Ishikawa T. and Fujii B. : Glass ionomer dental cement-The materials and their clinical use-. Ishiyaku EuroAmerica Inc Publishers, 47-52, 1993.
 17. Felton D.A., Fox C.F., Odom M. and Kanoy B.E. : Pulpal response to chemically and experimental light-cured glass ionomer cavity liner. J. Prosthet. Dent., 65:704-712, 1991.
 18. Swartz M.L., Phillips R.W. and Clark H.E. : Long-term F release from glass ionomer cements. J. Dent. Res., 63:158-160, 1984.
 19. McLean J.W. : Glass-ionomer cements. Br. Dent. J., 164:293-300, 1988.
 20. Mathis R.S. and Ferracane J.L. : Properties of glass-ionomer/resin-composite hybrid material. Dent. Mater., 5:355-358, 1989.
 21. McCabe J.F. : Development in comosite resins. Brit. Dent. J., 157:440-444, 1984.
 22. Anderson D.A.F., Ferracane J.L., Zimmermann E.R. and Kaga M. : Cytotoxicity of variably cured light-activated dental composite. J. Dent. Res., 67:226 Abs. 905, 1988.
 23. 정선희, 정성수 : 복합레진의 세포독성에 관한 실험적 연구. 대한치과보존학회지, 16:158-166, 1991.
 24. Hembree J.H. Jr. : *In vitro* microleakage of a new dental adhesive system. J. Prosthet. Dent., 55: 442-445, 1986.
 25. Dixon J.A., Davis R.K. and Gilbertson J.J. : Laser photocoagulation of vascular malformation of the tongue. Laryngoscope, 96:537-541, 1986.
 26. Hohenleutner U. and Landthaler M. : Traditional tattooing of the gingiva: successful treatment with argon laser. Arch. Dermatol., 126:547, 1990.
 27. Neuman K.A. and Knobler R.M. : Treatment of oral mucous cysts with an argon laser. Arch. Dermatol., 126:829-830, 1990.
 28. Alfano R.R. and Yao S.S. : Human teeth with and without dental caries studied by visible luminescence spectroscopy. J. Dent. Res., 60:120-122, 1981.
 29. Bjelkhagen H. Sunderstrom F. and Angmar-Mansson B. : Early detection of dental caries by luminescence excited by visible laser light. Swed. Dent. J., 6:1-7, 1982.
 30. Kelsey W.P., Blankenau R.J., Powel R.J., Barkmeier W.W., Cavel W.T. and Whisenant B.K. : Enhancement of physical properties of resin restorative materials by laser polymerization. Laser. Surg. Med., 9:623-627, 1989.
 31. Powel L.G., Kelsey W.P., Blankenau R.J. and Barkmeier W.W. : The use of an argon laser for polymerization of composite resin. J. Aesthetic. Dent., 1:34-37, 1989.
 32. Blankenau R.J., Barkmeier W.W., Powel L.G. and Kelsey W.P. : Enhancement of physical properties of resin restorative by laser polymerization. J. Dent. Res., 68:742, 1989.
 33. 광중합레진의 임상. 군자출판사, 2-23, 1990.
 34. Ruyter I.E. : Monomer system and polymerization. In: Posterior composite resin dental restorative materials. Vanherle G. and Smith D.C., Eds., Amsterdam: Peter Szulc Publishing Co., 109-126, 1985.
 35. Barghi N, Berry T. and Hytton C. : Evaluating intensity output of curing lights in private dental office. JADA, 125:992-995, 1994.
 36. Eick J.D. and Welch F.H. : Polymerization shrinkage of posterior composite resins and its possible influence on postoperative sensitivity. Quint. Int., 17:103-111, 1986.
 37. Blankenau R.J., Kelsey W.P., Powel L.G., Shearer G.O., Barkmeier W.W. and Cavel W.T. : Degree of composite resin polymerization with visible and argon laser. Am. J. Dent., 4:40-42, 1991.
 38. Shanthala B.M. and Munshi A.K. : Laser vs visible-light cured composite resin: An *in vitro* shear bond study. J. Clin. Pediat. Dent., 19:121-125, 1995.
 39. 전상언, 김용기 : 가시광선과 아르곤 레이저에 의한 복합레진의 중합 효과의 비교 연구. 대한소아치과학회지, 23:327-345, 1996.
 40. Bowen R.L., Rapson J.E. and Dickson G. : Hardening shrinkage and hygroscopic expansion of composite resin. J. Dent. Res., 61:654-658, 1982.
 41. Ruyter I.E. and Svendsen S.A. : Remaining methacrylate group in composite restorative materials.

- Acta. Odontol. Scand., 36:75-82, 1977.
42. Inoue K. and Hayashi I. : Residual monomer (Bis-GMA) of composite resins. J. Oral. Rehab., 9:493-497, 1982.
 43. Ruyter I.E. and Øysaød H. : Compressive creep of light cure resin based restorative materials. Acta. Odontol. Scand., 40:319-324, 1982.
 44. Fujisawa S., Kadoma Y. and Masuhara E. : Action of drugs, and monomer on liposomes. J. Dent. Res., 61:1206-1210, 1982.
 45. Weaver R.E. and Goebel W.M. : Reactions to acrylic resin dental prostheses. J. Prosthet. Dent., 64:25-31, 1990.
 46. Asmussen E. : Restorative resin: hardness and strength vs. quantity of remaining double bond. Scand J. Dent. Res., 90:484-489, 1982.
 47. Pearson G.P. and Longman C.M. : Water sorption and solubility of resin-based materials following inadequate polymerization by visible-light curing system. J. Oral. Rehab., 16:57-61, 1989.
 48. Rueggeberg F.A. and Craig R.G. : Corelation of parameters used to estimate monomer conversion in light-cured composite. J. Dent. Res., 67:932-937, 1989.
 49. Ferracane J.L. : Corelation between hardness and degree of conversion during the setting reaction of unfilled dental restorative resin. Dent. Mater., 1:11-14, 1985.
 50. Leung R.L., Kahn R.L. and Fan P.L. : Comparison of depth of polymerization evaluation methods for photactivated composite. J. Dent. Res., 61:300 Abs 1095, 1982.
 51. Blankenau R.J., Powel L.G., Kelsey W.P. and Anderson K.N. : A comparative study of the diametral tensile strength values of pit and fissure sealants polymerized with an argon laser and an incandescent light source. J. Clin. Laser Med. & Surg. 12:75-78, 1994
 52. 허성윤, 최호영 : 가시광선 중합형 레진의 잔류 Camphoroquinone에 관한 연구. 경희치대논문집, 11: 335-346, 1989.
 53. 최경규, 민병순 : 치과용 가시광선중합형 복합레진의 잔류단량체 정량분석에 관한 연구, 대한치과보존학회지, 17:181-189, 1992.