

가시광선과 아르곤 레이저에 의한 복합레진 중합 효과의 비교 연구

단국대학교 치과대학 소아치과학교실

전상언 · 김용기

Abstract

A COMPARATIVE STUDY OF THE EFFECTIVENESS IN POLYMERIZATION OF COMPOSITE RESIN CURED WITH VISIBLE LIGHT AND ARGON LASER SOURCE

Sang-Eun Jun, Yong-Kee Kim

Department of Pediatric Dentistry, College of Dentistry, Dankook University

The purpose of this study was to evaluate the shear bond strengths, microhardness, compressive strength and contraction gap at the resin-tooth interface of two types of composite resins polymerized with visible light and argon laser source.

The results from the present study can be summarized as follows :

1. Resin samples polymerized either by argon laser or visible light did not show significant difference in their physical properties tested ($p > .05$).
2. The contraction gap at the resin tooth interface was found to be present in all samples but any significant difference between groups could not be established due to their variability. Although the superiority of argon laser over visible light in enhancing the physical properties of resin could not be elucidated in the present study, continuous efforts are deemed to be worthwhile to investigate this area using different conditions and materials of experiment.

I. 서 론

Laser는 Light Amplification by Stimulated

Emission of Radiation의 약성어로서 '매질에 빛을 비추면 똑같은 파장을 지닌 빛을 더 많이 방출한다'는 Einstein의 양자론을 기초로 하여

1954년 Townes 등이 암모니아 가스를 사용하여 Microwave Amplification of the Stimulated Emission of Radiation(MASER)를 개발했으며 60년대초 루비 결정을 이용해서 붉은 색의 레이저가 소개된 이후¹⁾ 치과분야에서 레이저에 대한 관심은 증가되어 현재는 경조직과 연조직의 치료에 이용하고 있다.

초기 치과분야는 drill의 대체물로서 레이저를 사용하려 하였으나 최근에는 치아우식의 예방에 주로 관심이 모아지고 있다. 레이저를 치과임상에 적용하기 위해서는 연조직 특히 치수에 대한 영향을 최소로 하기 위해 최소의 에너지를 사용해야 하며 시술 부위에 가장 근접하기 위해서 flexible beam guide를 사용할 수 있어야 한다²⁾.

치과용 레이저는 활성 매체에 따라 CO₂, Argon, He-Ne 같은 기체를 이용하는 기체 레이저와 Ruby, Nd:YAG 같은 고체 레이저 외에 액체, 반도체 등의 레이저가 있다³⁾. 1962년 Bennett에 의해 처음 개발된 Argon 레이저는 argon gas를 매체로 사용하며, 488 nm와 514.5 nm의 가시광선 파장을 방출하며 잘 휘어지는 silica-quartz 섬유를 통해 신체의 어느 부위도 쉽게 적용할 수 있으므로 안과, 이비인후과, 산부인과, 피부과 등에서 많이 사용한다⁴⁾. 청녹색의 빛을 방출하며 hemoglobin 같은 빨간색에 잘 흡수되어 현재 치의학 분야에서는 구강 점막이나 치은 조직의 절단, 응고 등에 효과적이며, 과증식된 치은 조직의 절제 등 연조직 질환의 치료⁵⁾에 이용되었으며, 최근에는 argon 레이저에 의한 복합 레진의 광증합에 많은 관심을 갖게 되었다.

복합레진이 소개된 이후 재료의 물리적 성질이 많이 향상되었고 증합 방법도 자가증합으로부터 UV 증합, 가시광선 증합 등의 발전을 하여왔다. 적절한 파장(400-520 nm)과 증합 시간은 가시광선에 의한 복합레진의 최적의 증합을 위해 필수적이다. 그러나 이 때 방출되는 광선은 전압이나 램프의 상태에 따라 변화가 심하며 백열등과 반사경의 기능저하, 광섬유의 파괴 등으로 light gun에서 나오는 가시광선의 파장이나 광도는 감소될 수 있다⁶⁾. 또한 와동의

크기와 위치, 복합레진의 두께, 색깔 등에 의해서도 깊은 부위에 도달하는 가시광선의 파장은 감소될 수 있다. 수복 물질의 물리적 성질을 향상시키고 보다 완벽한 증합을 위해서 얇은 두께로 여러번 충전하는 방법이 추천되지만 증합시간이 오래 걸린다는 단점이 있다⁷⁾. 이는 행동 조절이 힘든 소아 환자를 치료할 때 특히 문제가 되며, 가능한 광증합 시간을 줄여주므로써 효과적인 치료결과를 기대할 수 있다.

기존의 텅스텐-할로겐등이나 백열등에서 나오는 가시광선이 여러 파장의 색깔을 내며 조사되면 여러 방향으로 분산되는데 반해, 단색으로 나오며 고도의 규칙적인 에너지를 가지는 동시에 작은 크기의 beam으로 만들수 있는 아르곤 레이저는 복합레진같은 수복 재료에 조절된 에너지를 전달하여 보다 효과적으로 광증합 시킬 수 있다는 연구가 여러 문헌에서 나타났다⁸⁻¹¹⁾.

본 연구의 목적은 아르곤 레이저가 복합레진의 증합에 미치는 효과를 기존의 가시광선과 비교하기 위함이었으며 이를 위해서 hybrid 레진과 microfilled 레진을 이상의 2가지 방법으로 각각 증합한 후 전단강도, 미세경도, 압축강도를 측정하였으며 주사전자현미경으로 치질과 레진 사이의 계면에 존재하는 gap의 유무 및 크기를 비교, 관찰한 결과 다소의 지견을 얻었기에 보고하는 바이다.

II. 문헌 고찰

1. 레이저의 임상적 사용

Goldman 등¹²⁾은 루비 레이저 조사후 범랑질 표면의 변화를, Taylor¹³⁾는 치수와 연조직에 미치는 영향을 연구한 이후 레이저의 임상적 사용은 치아우식의 예방에 주로 관심을 갖게 되었다.

Yamamoto 와 Sato²⁾가 Nd:YAG 레이저의 항우식 효과를 연구하였으며, Westerman 등¹⁴⁾은 치근 표면에 아르곤레이저를 조사한 다음 인공우식 용액에 3주 동안 담가둔 후 우식의 깊이를 측정한 결과 비조사군에 비해 우식의

깊이가 상당히 감소하였다고 보고하였다. Hicks 등¹⁵⁾도 아르곤레이저를 250 mW, 10 초 동안 법랑질 표면에 조사하였을 때 인공우식 용액에 대한 항우식 효과는 대조군에 비해 상당히 감소하였으며 그 이유는 organic, carbonate, water 등의 감소로 산에 대한 내성이 증가하였다고 설명하였으며 Oho와 Morika¹⁶⁾는 조사된 법랑질 표면에 생긴 미세공 사이로 Ca, P, F가 침착되어 재석회화가 진행되었기 때문이라고 설명하였다. Flaitz¹⁷⁾는 1.23 % APF와 아르곤레이저를 함께 사용하였고, Goodman¹⁸⁾은 NaF와 함께 레이저 치료를 받은 법랑질은 불소의 부착이 증가했을뿐 아니라 산에 대한 저항도 증가하였다고 보고하였다. 또한 아르곤레이저로 중합시킨후 법랑질과 열구전색 사이의 치아우식증의 발생과 진행을 조사한 Hicks 등¹⁹⁾은 레이저군의 인공우식의 깊이가 유의성 있게 감소하였으며 결과적으로 아르곤레이저 중합후 열구 전색제 주변의 치아 우식의 발생은 감소하였다고 보고하였다.

표면에 조사된 에너지의 양과 치수 반응을 조직학적, 형태학적으로 비교한 Adrian 등²⁰⁾의 실험에서 과도한 레이저 조사는 치질의 파괴와 심한 치수괴사를 유발한다고 하였고 Launay²¹⁾는 Nd:YAG, Argon, CO₂ 레이저가 법랑질 표면 변화와 온도 변화등을 infrared thermography를 이용하여 연구하였으며 Blankenau 등²²⁾은 1-2 W, 0.1초의 pulse duration으로 치수 조직을 제거할 때 CEJ와 apex에서 온도를 측정할 실험에서 치아의 과도한 온도 상승은 나타나지 않는다고 하였다.

Mcburney⁵⁾, Kutsch와 Blankenau⁴⁾는 아르곤레이저의 임상적 사용 범위를 소개하였다. 488 nm와 514.5 nm의 가시광선 파장을 방출하는 아르곤레이저는 잘 휘어지는 silica-quartz 섬유를 통해 신체외 어느 부위도 쉽게 적용할 수 있으며 hemoglobin 같은 빨간색에 잘 흡수되지만 구강내 시술부위에 인접한 상아질이나 법랑질에는 흡수가 잘되지 않고 구강 점막이나 치은 조직의 절단, 응고 등에 효과적이기 때문에 현재 치의학 분야에서는 gingivectomy, curettage, hemostasis, excision/incision, implant

recovery 등에 광범위하게 사용할 수 있다. 따라서 경조직에 대한 흡수는 매우 낮기 때문에 특히 레이저 수술하는 동안 치아에 대한 위해 작용은 작다고 하였다¹⁾.

Brenneise²³⁾는 argon 레이저에 대한 인접한 연조직의 부작용을 조사하기 위해 개의 치은치조점막에 조사한 후 조직학적으로 관찰한 실험에서 10초 동안의 치은치조점막 노출은 조직학적으로 결체조직의 초자화(hyalinized)가 나타났으나 72시간 후 거의 사라졌으며 연조직에 대한 부작용은 거의 없었다고 보고하였다. 술자와 보조자의 눈에 대한 잠재적 위험성을 평가하기 위해 보안경을 통해 투과된 레이저 빔의 강도와 위험성을 측정한 Sliney²⁴⁾는 아르곤레이저 photocoagulator로부터 발사된 레이저 빔이 섬광을 일으켜서 술자의 시각을 불편하게 하지만 그 양은 매우 작기 때문에 위험하지는 않다고 하였으며 보조자에 대한 위해작용도 고려해서 술자 주위에 있는 보조자도 반드시 보안경을 착용하여야 한다고 하였다.

2. 아르곤 레이저 중합-전단강도, 압축 강도

Stern과 Sonjnes²⁵⁾은 교합면 치면 열구 전색을 위해 루비 레이저를 이용하였으며 CO₂ 레이저가 개발된 이후 치과에서 레이저 사용이 증가하였다. Widgor²⁶⁾은 50 mW의 낮은 출력, 488 nm의 아르곤레이저로 중합한 군과 485 nm의 arc lamp 가시광선으로 중합한 군 간을 비교한 결과 큰 차이가 없었다고 하였으나 Blankenau^{27, 28)}는 280 mW, 15초의 조건으로 Glass Ionomer를 중합하여 diametral strength를 측정하였을 때 가장 좋은 결과를 보여주었고, 또한 교합면의 치면 열구를 아르곤레이저로 중합한 실험에서는 기존의 가시광선을 이용한 방법에 비해 더 우수하거나 거의 비슷한 tensile strength를 나타냈다고 하였다.

Kelsey 등¹⁰⁾은 레이저로 복합레진을 중합시키기 위해서는 각 재료에 따라 power와 노출 시간의 정확한 기준이 필요하다고 하였으며, Prisma APH는 310 mW, 12 초, Silux Plus는

270-600 mW, 13초로 중합한 실험군이 가장 효과적으로 중합되었다고 하였다.

화학적 조성이 BIS-GMA/TEGDMA로 거의 비슷한 Silux plus와 P-50을 실험 재료로 하여 노출 시간, 출력, filler type, 레진의 색의 차이가 중합에 미치는 영향을 infrared spectrophotometer를 이용해서 중합 정도를 실험한 Caughman²⁹⁾은 광중합형 복합레진의 중합에 미치는 요소중 술자에 의해 조절될 수 있는 요소는 수복되는 레진의 두께가 가장 큰 영향을 미치며 다음으로 노출 시간, 광선의 강도 등이 영향을 주고 filler의 크기나 색깔은 큰 영향을 주지 않는다고 하였다.

또한 Blankenau 등⁹⁾이 복합레진을 중합한 후 1시간후부터 20일 까지 시간 경과에 따른 tensile strength를 비교한 실험에서 초기에는 아르곤레이저군이 더 높게 나타났으나 시간이 경과하면서 그 차이는 감소하였다고 하였다.

Blankenau 와 Kelsey 등⁸⁾은 중합한 후 liquid chromatography를 이용하여 미반응 레진을 추출한 결과 아르곤레이저군에서 더 많은 중합이 형성된 것으로 나타났으며, Kelsey 등^{10,30)}은 compressive strength, diametrial tensile strength, tranverse flexual strength 등의 물성이 아르곤레이저군에서 더 높게 나타났으며 중합 시간은 1/4로 짧기 때문에 아르곤레이저는 잠재적으로 레진의 중합에 효과적이라고 하였다. Powell 등¹¹⁾도 아르곤레이저를 1 W의 에너지로, 5초 동안 중합한 군과 가시광선을 20초 동안 중합한 군의 전단강도와 압축강도를 비교한 실험에서 상아질과의 결합은 레이저로 중합한 군이 2배 정도 유의성 있게 높게 나타났으며, 법랑질과의 결합과 압축강도는 레이저 군에서 높게 나타났으나 유의성은 없었다.

3. 아르곤 레이저 중합-미세경도

Tirtha³¹⁾는 visible light와 UV light의 중합 효과를 미세 경도, 광원 투과도, tranverse strength 등의 실험으로 비교하였으며 Blankenau³²⁾는 미세경도 측정방법으로 깊이에 따른 구치부 복합 레진의 중합을 측정한 실험에서 가시광선 중합은 80초 노출, 1 mm 깊이에서 가장 강한

경도를 나타낸다고 하였고, 2 mm 두께의 시편을 여러 조건으로 중합한 다음 1시간 경과후 시편의 표면과 바닥의 경도 차이를 조사한 Kancs III^{33,34)}의 실험에서 노출시간(40초)을 증가시키고 광원과의 거리(0 mm)가 짧을 때 그 경도 차이가 적었다고 하였으나, Leung 등³⁵⁾은 광중합후 경과시간에 따른 중합 효과를 미세 경도차로 비교한 실험에서 복합레진은 중합후 1일 까지는 지속적으로 중합되었으며 그 이후는 거의 차이가 없었다.

Matsumoto³⁶⁾는 깊이에 따른 중합 효과를 Knoop hardness number로 측정하였으며, Leung 등³⁷⁾도 여러 방법중 Knoop hardness number로 복합레진의 중합을 측정하는 방법이 오차가 가장 적게 나타났다고 하였다.

4. 복합레진의 중합 수축

Goldman²⁸⁾은 Bandyopadhyay³⁸⁾가 고안한 부피수축 측정 방법으로 여러 화학 중합형과 광중합형 레진의 중합후 부피수축을 조사한 결과, 평균 1.67-5.68 %의 중합 수축을 보였으며 광중합형 레진의 수축이 가장 적었다고 하였다.

Bausch⁴⁰⁾와 Suliman⁴¹⁾은 팽창계수를 이용하여 중합 수축을 측정하였으며 특히 Suliman⁴¹⁾은 그 결과를 근심-교합면-원심을 레진으로 수복한 소구치의 교두간 거리와 비교한 실험에서 충전재의 양이 많은 레진은 중합 수축과 교두의 변형이 감소하였다고 하였다.

Donly 등^{25,42)}은 실험실과 임상 연구에서 유구치의 충전 방법에 따른 중합 수축을 precision strain gauge를 이용하여 실험하였다.

Eick과 Welch⁷⁾는 레진의 중합 수축으로 인한 미세누출을 주사전자현미경으로 관찰하였으며 한번에 와동을 충전한 후 중합하는 방법은 기포가 많고 수축이 심했으며 몇 단계로 나누어 충전, 중합하는 방법이 기포가 적었고 특히 협설축으로 충전하는 방법이 수축이 더 감소하였다고 하였다.

Ⅲ. 연구대상 및 방법

1. 연구 대상 및 재료

교정치료를 위해 발거된 소구치중에서 협설면에 우식이나 결손 부위가 없는 건전한 소구치 42개를 대상치아로 선정하였으며, 수복 재료로는 hybrid와 microfilled 복합레진을 사용하였다(Table 1).

2. 연구방법

1) 법랑질 결합력에 관한 실험

① 대상 치아의 준비

생리식염수에 보관된 대상 소구치(20개)의 치관을 근원심으로 절단한 다음, 한 개의 치아당 협면과 설면 2개의 표본을 만들고 교정용 자가중합레진에 협면 혹은 설면을 노출시킨 상태로 매몰하였다. 노출된 협설면 법랑질을 210, 600, 1000 grit의 젓은 사포로 연마하여 탈이온수에 24시간 동안 보관하였다.

② 복합레진의 접착과 중합

표본을 다시 탈이온수로 깨끗이 세척하고 불순물이 섞이지 않은 온풍으로(Clean warmer, 세제상사, 한국) 건조시켰다. 모든 표본을 대상으로 1인의 술자가 제조자의 지시에 따라 말레산으로 15초 동안 산부식시킨 다음 primer와 bonding agent를 바르고 표면을 건조시킨

후 10초 동안 광중합하였다. 접착형 왁스로 내경 2.7 mm, 높이 2 mm의 플라스틱 주형을 치아의 협면 또는 설면에 고정하고 각각 20개씩 Z-100과 Silux Plus로 충전후 계획된 실험조건(Table 2)에 따라 4군으로 나누어 중합하였다. 중합이 완료된 표본의 주형은 완료 즉시 제2의 술자에 의해 제거되었고 각각 전단강도 측정시까지 차광용기에 37℃로 24시간 보관 하였다.

③ 전단강도 측정

각 군 표본의 전단 강도를 측정하기 위해 Universal Testing Machine (Model No. 4204, Instron)으로 full load scale 50 kg, 분당 1.0 mm의 cross-head speed로 측정하였다.

2) 미세경도측정 실험

① 대상 치아의 준비

협설면이 건전한 소구치 12개를 선정하여 실험전까지 생리식염수 용액에 보관하였다. 경조직 절삭기(Velnus, 小松商社, JAPAN)를 이용해서 대구치를 근원심으로 절단하여 한 개의 치아에서 2개의 표본을 만든후 각 표본의 협설면이 노출되도록 acrylic resin에 매몰하였다. 접착테이프에 2×3 mm 의 창을 만든 후 대구치 협설면에 부착하여 3 mm 깊이로 와동을 형성하였다. 경조직 절삭기를 이용하여 와동의 중간부위를 지나가도록 협설면으로 절단한 다음, 각각 220, 600, 1000 grit 젓은 사포로 연

Table 1. Restorative materials used in this experiment

| Product | Material Classification | Manufacturer |
|------------|-------------------------|--------------|
| Z-100 | Hybrid Type | 3 M |
| Silux-Plus | Microfilled Type | 3 M |

Table 2. Regimen of composite resin curing

| Group | Composite | Curing source | Curing condition | Sample No. |
|-------|------------|---------------|------------------|------------|
| I | Z-100 | Visible Light | 40 sec. | 10 |
| II | Z-100 | Argon Laser | 10 sec. & 0.6 W | 10 |
| III | Silux-Plus | Visible Light | 40 sec. | 10 |
| IV | Silux-Plus | Argon Laser | 10 sec & 0.6 W | 10 |

Table 3. Vickers Hardness Number

| | | |
|--------------|----------------|--------------------------------------|
| | P | HV = Vickers hardness number |
| HV= 1854.4 X | ---- | P = load, gf |
| | d ² | d = mean diagonal of indentation, μm |

마한 후 탈이온수에 24시간 보관하였다.

② 미세경도 측정

표본의 근원심 와동을 복합레진으로 충전한 다음 표본의 가운데에 mylar strip을 넣고 재결합하여 실험계획(Table 2.)에 따라 중합하였다. 각 군 당 12개 sample을 만들었으며 중합후 표본을 차광용기에 1시간 보관한 후, Vickers diamond indenter가 부착된 미세경도 측정기(Type M, Shimadzu CO., JAPAN)를 이용하여 25 gm의 하중을 10초간 적용하는 조건으로 레진 수복물의 최외각 표면으로부터 300 μm떨어진 위치를 기점으로하여 상아-법랑 경계를 향해 0.5 mm 간격으로 2.5 mm 깊이까지 측정하였으며 한개의 절편당 2번 측정하는 방법으로 각각 아르곤레이저와 가시광선으로 중합한 레진 표면의 미세경도치를 형성된 압흔의 길이를 측정하여 이를 Vickers hardness number로 환산하였다(Table 3).

3) 압축강도 측정

① 시편 제작

직경 2.7 mm, 높이 4 mm의 플라스틱 주형을 접착형 왁스로 유리판 위에 고정하였다. 44개의 플라스틱 주형을 준비하였으며 각각 11개씩 Z-100과 Silux Plus로 충전하였으며 주형 상방에서 실험계획(Table 2)대로 중합한 후 플라스틱 주형을 제거하여 각 군 별로 차광용기에 24시간 보관하였다.

② 압축강도 측정

시편의 장축 방향으로 힘을 가하였으며 Load cell 2,000kg, cross-head speed 5 mm/min의 Universal Testing machine(Autograph S-2000, Shimadzu, JAPAN) 으로 측정하였다.

4) 주사 전자현미경 관찰

10개의 소구치를 근원심으로 절단하여 각 표본의 협면 혹은 설면에 넓이 2 X 3 mm, 깊이

2 mm의 와동을 형성한 후 Z-100과 Silux Plus를 충전 실험계획대로 중합하였다. 중합 후 표본을 차광 용기에 37℃로 24시간 보관한 다음 표본의 와동 부위를 수직으로 절단하였으며 단면은 600 grit 연마기를 사용하여 연마, 활택하였다. 표본을 37℃에서 6시간 건조시킨 후 SEM coater (Bio-rad, England)를 이용하여 20 nm의 두께로 금피복을 시행한 다음 주사 전자현미경으로 가속전압 15Kv하에서 3500 배의 배율로 관찰하였다.

IV. 연구 성적

1. 전단강도 측정

Table 4.는 각 군의 전단강도 측정치를 나타내는 표이며, Table 5.와 Figure 1.은 각각 그 측정치의 평균 및 표준 편차를 나타내는 표와 그래프로서 Z-100레진은 레이저 중합군에 비해서 가시광선 중합군의 전단강도가 더 높았으며, Silux-Plus 레진은 반대로 레이저 중합군이 더 높게 나타났다. 레진간의 비교에서는 Z-100군이 Silux-Plus군에 비해서 약 2배 정도의 높은 전단강도를 보였다.

Table 6.은 이상의 자료를 토대로 각 실험군간의 유의차를 검증하기 위한 통계 분석 결과로서 I 군과 II 군, III군과 IV군 사이에서는 유의차가 없었으나(p>.05) I 군과 III군, II 군과 IV군 사이에서는 유의차가 있었다(p<.05).

2. 미세경도 측정

Table 7은 각 군 표본의 깊이에 따른 미세경도 측정치의 평균과 표준편차이며, Figure 2는 이를 도표화한 것이다. Z-100의 미세경도는 실험군이 대조군에 비해서 모든 깊이에

Table 4. Mean shear bond strength (MPa) of microfilled and hybrid resin materials measured following Visible light and Argon laser polymerization.

| Group Sample | I | II | III | IV |
|-----------------|-------|-------|-------|-------|
| 1 | 34.00 | 18.01 | 13.30 | 10.05 |
| 2 | 16.48 | 29.79 | 10.92 | 8.77 |
| 3 | 30.24 | 22.21 | 3.28 | 12.79 |
| 4 | 14.26 | 18.20 | 6.97 | 8.45 |
| 5 | 15.55 | 23.74 | 12.03 | 7.27 |
| 6 | 15.29 | 18.03 | 14.94 | 7.64 |
| 7 | 25.71 | 18.82 | 14.25 | 8.03 |
| 8 | 26.56 | 22.91 | 11.41 | 17.92 |
| 9 | 21.22 | 17.64 | 8.24 | 12.97 |
| 10 | 15.10 | 21.66 | 10.27 | 13.38 |

Table 5. Mean shear bond strength values(MPa) with standard deviation measured in each group.

| Group | I | II | III | IV |
|----------------|------------------|------------------|------------------|------------------|
| Mean \pm S.D | 21.44 \pm 7.22 | 21.10 \pm 3.83 | 10.56 \pm 3.57 | 10.73 \pm 3.44 |

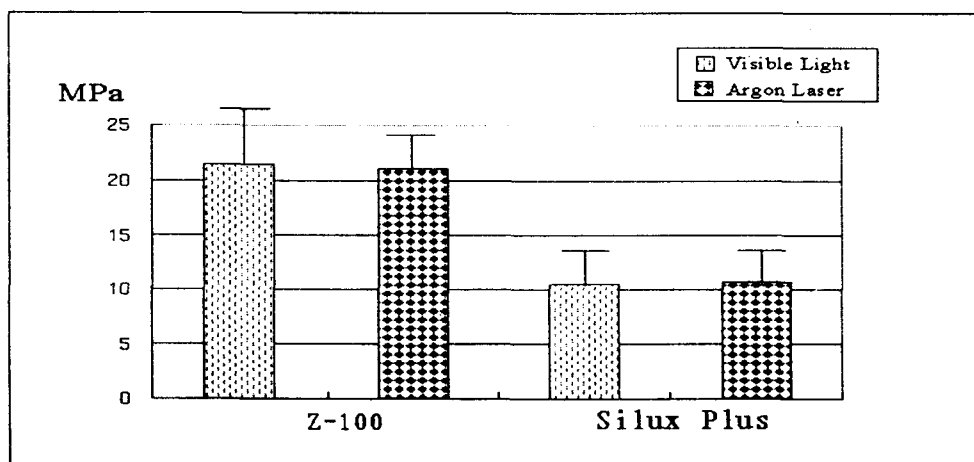


Figure 1. Bar graph representing the mean shear bond strength(MPa) with standard deviation of each group.

Table 6. Statistical comparison between groups on the difference in shear bond strength values.

| | | | | |
|-----|---|----|-----|----|
| | I | II | III | IV |
| I | | | | |
| II | - | | | |
| III | * | - | | |
| IV | - | * | - | |

* : Statistically significant difference ($p < .05$)

- : No statistically significant difference ($p > .05$)

from Mann-Whitney U-Wilcoxon Rank Sum W Test

Table 7. Microhardness values (VHN) of microfilled and hybrid resin materials measured following argon laser and visible light polymerization ($M \pm S.D.$).

| Depth | I | II | III | IV |
|-------------------|-------------------|--------------------|------------------|------------------|
| 300 μm | 96.40 \pm 20.42 | 110.13 \pm 13.61 | 43.00 \pm 7.28 | 41.48 \pm 7.81 |
| 0.5 mm | 80.87 \pm 10.66 | 95.72 \pm 18.95 | 36.69 \pm 7.40 | 37.01 \pm 4.12 |
| 1.0 mm | 74.85 \pm 17.10 | 77.24 \pm 23.85 | 28.33 \pm 8.75 | 34.67 \pm 4.18 |
| 1.5 mm | 59.72 \pm 16.58 | 63.65 \pm 24.26 | 19.06 \pm 6.06 | 27.29 \pm 4.56 |
| 2.0 mm | 50.80 \pm 18.85 | 57.32 \pm 21.40 | 16.78 \pm 7.12 | 22.78 \pm 5.23 |
| 2.5 mm | 40.10 \pm 12.91 | 40.68 \pm 19.10 | 12.36 \pm 4.74 | 18.19 \pm 4.92 |

결쳐 높은 양상을 보였으며, Silux- Plus는 300 μm 에서의 경도를 제외한 모든 깊이에서 역시 실험군이 다소 높은 경도를 보였다.

Table 8에서는 중합 방법과 측정 깊이에 따른 각 군간의 미세경도 차이의 유의성을 검정한 결과로써, Z-100군에서는 0.5 mm 깊이에서만 아르곤 레이저 조사군이 가시광선군에 비해 유의하게 증가하였을뿐($p < .05$) 나머지 깊이에서는 모두 유의차가 없었다($p > .05$). 반면, Silux Plus군에서는 300 μm 과 0.5 mm 깊이를 제외한 나머지 깊이에서 모두 유의차를 보였다($p < .05$). 결론적으로 중합방법의 차이는 Z-100의 미세 미세경도에 별다른 영향을 주지

않았으나, Silux-Plus군은 아르곤 레이저로 중합하는 것이 보다 효과적인 것으로 평가되었다.

3. 압축 강도 측정

각 군 표본의 압축강도 측정치는 Table 9와 같고 Fig. 3은 이를 도표화한 것이며, Table 10은 이를 토대로 산출된 각 군의 평균과 표준편차를 나타내는 표이다. 압축강도는 Z-100과 Silux Plus 레진 모두에서 가시광선으로 중합한 대조군에 비해 아르곤으로 중합한 실험군이 다소 증가한 양상을 보였으나 이를 통계 처리한 결과(Table 11) 유의차는 나타나지 않았다($p > .05$).

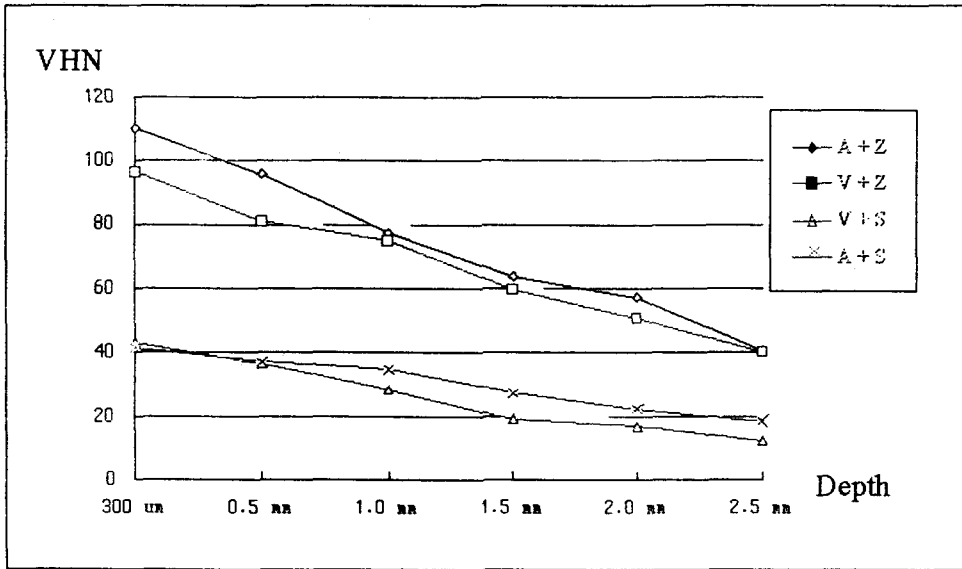


Figure 2. Graph showing the mean hardness values (VHN) of microfilled and hybrid resin materials measured after Argon laser and Visible light polymerization at various levels of depth.

Table 8. Statistical comparison between groups on the microhardness values measured at different level of depth(VHN).

| Depth | Z - 100 | | Silux Plus | |
|--------|---------|----|------------|----|
| | I | II | III | IV |
| 300 μm | - | - | - | - |
| 0.5 mm | * | - | - | - |
| 1.0 mm | - | - | * | - |
| 1.5 mm | - | - | * | - |
| 2.0 mm | - | - | * | - |
| 2.5 mm | - | - | * | - |

* : Statistically significant difference ($p < .05$)

- : No statistically significant difference ($p > .05$)

from Mann-Whitney U-Wilcoxon Rank Sum W Test

4. 주사 전자현미경 관찰

주사 전자현미경상에서 관찰된 레진-치질 계면의 간극은 거의 모든 시편에서 관찰되었고, 그 분포는 와동벽에 비해 와동저에서 더욱 많이 관찰되었다(Figure 4-5). 비교적 시편간의 큰 변위로 인해 균간의 정확한 비교는 불가능하

였으나, 레진간 비교에서는 hybrid 제재인 Z-100군의 간극이 상대적으로 좁았으며(Figure 6-9), 중합 방법 차이에 따른 분류에서는 아르곤레이저군의 간극이 가시광선군에 비해 다소 좁은 양상을 관찰 할수 있었다(Figure 8-11).

Table 9. Compressive strength (MPa) of microfilled and hybrid resin materials measured following Visible light and Argon laser polymerization.

| Group Sampe | I | II | III | IV |
|----------------|--------|--------|--------|--------|
| 1 | 173.72 | 328.52 | 104.92 | 156.52 |
| 2 | 213.28 | 294.12 | 91.16 | 187.64 |
| 3 | 275.2 | 273.48 | 173.72 | 149.64 |
| 4 | 223.6 | 156.52 | 158.24 | 111.80 |
| 5 | 220.16 | 125.56 | 172.00 | 137.60 |
| 6 | 295.84 | 292.4 | 189.20 | 159.96 |
| 7 | 254.56 | 266.6 | 149.64 | 199.52 |
| 8 | 275.2 | 347.44 | 146.20 | 177.16 |
| 9 | 288.96 | 270.04 | 153.08 | 156.52 |
| 10 | 142.76 | 228.76 | 129.00 | 94.60 |
| 11 | 170.28 | 165.12 | 87.72 | 185.76 |

Table 10. Mean compressive strength values(MPa) with standard deviation of each group.

| Group | I | II | III | IV |
|----------------|--------------------|--------------------|--------------------|--------------------|
| Mean \pm S.D | 230.32 \pm 52.21 | 249.87 \pm 72.47 | 141.35 \pm 34.16 | 156.05 \pm 32.15 |

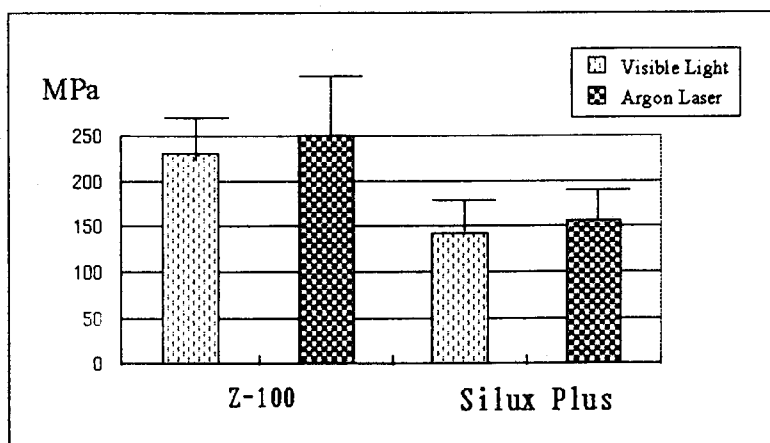


Figure 3. Bar graph representing compressive strength(M \pm SD) of each group measured following visible light and argon laser polymerization.

Table 11. Statistical comparison of compressive strength values between groups.

| | I | II | III | IV |
|-----|---|----|-----|----|
| I | | | | |
| II | - | | | |
| III | - | - | | |
| IV | - | - | - | |

- : No Statistically significant difference ($p > 0.05$)

from Mann-Whitney U-Wilcoxon Rank Sum W Test

V. 총괄 및 고안

실리케이트 시멘트와 아크릴릭 레진이 손상된 치아 경조직의 수복 재료로 소개된 이후 치과용 복합 레진은 심미적 수복 재료로 사용이 보편화되었으며⁴³⁾ 물성의 향상으로 인해 구치부까지 사용의 폭이 확대되었다. 1970년경부터 복합 레진의 중합을 위해서 UV 광선을 사용하였다가 인체에 대한 전신적 위해 작용 때문에 제거되었으며⁴⁴⁾ 현재는 UV광선에 비해서 중합의 깊이가 더 크고 눈에 대한 위해 작용도 적은 가시광선을 주로 사용하고 있다^{31, 32)}.

광중합형 복합레진이 소개된 이후 재료와 술식이 많이 향상되었으며 자가 중합형에 비해 작업 시간이 길고 조작이 더 쉬우며 변색이 적게 나타나는 등 여러 장점과 물리적 성질의 향상으로 임상적 사용은 확대되었으나 적정 깊이와 수복 재료의 균일한 중합으로 최대의 물성과 임상적 성공을 증가시키기 위해서 가장 적절한 광원으로 조사하여야 한다고 하였다¹⁰⁾. Barghi 등⁴⁵⁾은 개인 치과의원에서 사용하는 209개의 텅스텐-할로겐 전구를 사용하는 기존의 광중합 light gun을 조사한 결과 약 45 %에서 기준치 400 mW 보다 낮은 300 mW, 30%가 중합하기에 부적절한 200 mW의 출력을 보였으며 대부분의 치과의사는 light gun의 백열등을 전혀 교체하지 않는 것으로 조사되었다.

Camphoroquinone initiator가 첨가된 광중합 복합레진은 가시광선의 파란색 특히 480 nm의

파장에 매우 민감하므로¹⁰⁾ 정확한 파장(400-520 nm)과 적절한 중합시간은 복합레진의 최적의 중합을 위해 필수적이다. 가시광선의 여러문제로 인한 복합레진의 불완전한 중합은 수복 재료의 탈락, 미반응 단량체의 치수 자극이나 연조직의 과민 반응⁴⁶⁾, 물성 감소, 변색⁴⁶⁾ 등의 문제를 야기한다. 이처럼 미반응 단량체는 레진의 물리적 성질에 많은 영향을 주기 때문에 최근에 임상적 연구가 진행되고 있는 아르곤레이저에 의한 복합레진 광중합에 많은 관심을 갖게되었다.

아르곤 가스가 들어있는 optical cavity에 높은 전압을 걸어줌으로써 발생하는 아르곤 레이저는 광섬유를 이용하여 시술부위로 전달되며 spot size는 0.1-4.0 mm까지 조절할 수 있다⁵⁾.

Hb(혈색소) 등의 착색 조직에 흡수가 잘되므로,¹⁴⁾ 연조직 질환의 치료에 이용하기도 하며, 경조직에 레이저를 조사한 연구로는 Goldman¹²⁾, Launay 등²¹⁾, Hibst 등⁵⁰⁾이 치아에 대한 레이저의 영향을 조사하였고, Taylor 등¹³⁾, Adrian 등²⁰⁾, Blankenau 등²²⁾은 치수에 대한 영향을 조사하였으며, Westerman 등¹⁴⁾은 치아 표면에 아르곤 레이저를 조사한 결과 우식의 깊이가 상당히 감소하였으며, Hicks 등¹⁵⁾도 아르곤레이저를 250 mW, 10 초 동안 법랑질 표면에 조사한 연구에서 1.23 % APF와 아르곤 레이저를 함께 사용했을 경우 항우식 효과는 더욱 증가하였다¹⁰⁾고 보고하였다.

레이저 조사에 의한 법랑질의 항우식 기전은

여러 가지로 설명하고 있다^{2, 16, 18, 19, 48, 49}). 첫째는 레이저 조사후 범랑질의 유기성분, 수분 등의 감소, 둘째는 불소, 인, 칼슘 등이 범랑질과의 친화력 증가, 셋째로는 범랑질 표면에 생긴 미세공 사이를 통한 불소, 인, 칼슘의 침착, 넷째 범랑질 표면의 작은 입자가 녹아 큰 입자를 이루어 산과의 접촉 면적을 감소⁵⁰) 그리고 마지막으로 치태를 제거하여 치아표면의 살균 등 여러 기전이 있다. 아직 정확한 기전은 알려져 있지 않으나 Hicks 등^{15, 19})은 수복 재료와 주변의 범랑질에 대한 레이저의 지속적 노출(10초)은 범랑질 표면의 유기성분을 감소시키며 광물질의 구조를 변형시킴으로써 전색재와 치질 사이에서 치아 우식 발생과 발생된 치아 우식의 진행이 감소한다고 하였다.

488 nm(blue), 514.5 nm(green) 파장의 가시광선을 방출하는 아르곤 레이저의 광중합의 사용은 처음 Stern과 Sognmaes⁴⁴)가 루비 레이저를 이용하여 교합면 치면 열구 전색 실험을 한 이후 Wigdor⁵¹)는 50 mW, 488 nm의 아르곤 레이저로 중합한 군과 485 nm의 arc lamp 가시광선으로 중합한 군 간의 중합 깊이를 비교한 결과 큰 차이가 없었음을 보고하면서 중합 효과의 향상을 위해 더 강력한 레이저를 이용한 연구가 필요하다고 하였으며 Blankenau 등²⁸)은 교합면의 치면 열구를 아르곤 레이저로 중합한 실험에서 기존의 가시광선을 이용한 방법에 비해 더 우수하거나 거의 비슷한 인장강도를 나타냈으나 중합 시간은 기존에 비해 1/2 혹은 1/4의 짧은 시간으로 중합하였으므로 레이저 중합이 더 효과적이라고 할 수 있으며 이러한 인장강도의 임상적 의미는 구강내 수복한 재료가 저작압 등에 더 잘 견디며, 장시간 동안 치질과 결합하리라고 예상할 수 있고, 또한 부분 맹출 치아나 러버댐을 사용할 수 없어 방습을 하기가 어려운 치아를 40초에 비해 10초 동안 중합하는 방법이 타액의 오염을 방지하여 미세누출의 감소와 물성이 향상된다고 보고하였다^{28, 52}).

아르곤 레이저 중합에 의한 연조직의 반응을 조직학적으로 검사한 Brenneise²³)는 10초 동안의 임상적 노출은 치아에 인접한 조직에 해가

없다고 했으며, 조사후 반사된 레이저를 측정 한 Slaney²⁴)는 광선 때문에 술자가 불편하기는 하지만 그 수치는 기준치 이하라고 보고하였다.

가시광선으로 Silux-Plus와 P-50을 중합한 후 infrared spectrophotometer를 이용하여 미반응 레진을 추출하여 중합효과를 비교한 Ballard⁵³), Caughman²⁹)의 실험에서 두 재료의 화학적 조성은 TEGDM(triethylene glycol dimethacrylate)과 BIS-GMA(bisphenol-A-glycidyl methacrylate)로 거의 비슷하며 둘다 광중합형이다. 이 두 재료의 큰 차이는 filler particle 크기와 filler의 무게차이로 P-50은 무거운 hybrid 복합레진이며 평균적인 filler 크기는 1.5 μ m, 무게는 88 weight % 이며 Silux-Plus는 0.04 μ m, 무게는 56 weight % 이다. 실험 결과, 광중합형 복합레진의 중합에 미치는 요소중 술자에 의해 조절될 수 있는 요소는 수복되는 레진의 두께가 가장 큰 영향을 미치며 다음으로 광선의 강도, 노출 시간 등이 영향을 주고 filler의 크기나 색깔은 큰 영향을 주지 않는다고 보고하였다.

Microfilled resin의 레이저 중합후 미중합 BIS-GMA/TEGDMA를 측정 한 Hicks 등¹⁰)의 실험에서는 가시광선으로 중합한 군과 비교했을 때 각각 31 %, 40 %로 감소하였으며 이는 임상적으로 미반응 레진에 의한 미세 누출과 수복물 주변의 이차 우식의 발생의 감소를 유도할 것으로 해석되었다. 또한 Blankenau, Kelsey 등⁸)도 아르곤 레이저를 10초, 1 W의 power로 중합하여 liquid chromatography를 이용하여 미반응 레진을 비교한 실험에서 Silux-Plus 레진에서는 TEGDM/BIS-GMA가 가시광선군보다 아르곤 레이저군에서 유의성있게 감소하였으며 P-50에서 보다 레이저에 의한 다소 증가된 중합효과를 나타냈으며 그 원인은 filler가 적고 중합에 많은 영향을 미치는 레진 성분이 더 많기 때문이라고 설명하였다.

중합은 수복재료에 대해 광선의 침투(penetration), 굴절(refraction), 분산(scattering) 양태에 의해 영향을 받게 되며 Kelsey 등¹⁰)의 실험에서도 재료에 따른 노출 시간과 power가 다르므로 완전한 중합을 위해서 각각의 재료

마다 기준치가 필요하다고 했으며 특히 두 인자중 power의 변위(160-525 mW)가 더 심하다고 하였다. 본 실험에서는 재료간 동일한 조건을 부여하기 위해 가시광선에 비해 노출시간을 1/4(10초), 0.6 W의 레이저로 조사하였다.

전단 강도는 구강내에서 일어날 수 있는 외력중 lateral distortion에 대항하는 힘을 측정하는 지표로써 시간 경과에 따른 전단 강도를 비교한 Blankenau⁹⁾의 실험에서 2개의 복합 레진군 모두에서, 레이저에 의한 중합시 가시광선에 비해 초기(1-10시간)의 중합도에서 훨씬 우수했으나, 이 양상은 시간이 경과할수록 사라져 20일 경과시 거의 유사한 결과를 보였다. 이와같이 중합에 의한 물성의 차이가 시간 경과와 밀접한 관계가 있으며 상당히 유동적이므로 결과 분석시, 비교적 짧은 기간 동안의 관찰에 의한 재료간의 우수성 평가는 약간의 문제가 있다. 초기의 중합과정에서 높은 강도를 유지함은 임상에서 수복후 곧바로 이루어지는 최종 연마 과정에 의한 재료의 물성 변화를 방지할 수 있다는 의미를 지닌다. Leung 등³⁵⁾은 복합 레진의 광중합후 중합 정도를 미세경도를 이용하여 측정한 결과 광조사후 복합 레진의 중합은 천천히 진행되었으며 대략 24시간 까지 중합되었고 그 이후로는 차이가 없는 것으로 나타났다. 이에 의거하여 본 실험의 전단 강도 측정은 중합 후 24시간에 시행되었다.

Kelsey 등³⁰⁾은 7 W, 10초 동안 아르곤레이저로 중합한 후 가시광선 중합군과 물성을 비교한 실험에서 압축 강도는 재료의 구성에 관계없이 유의차는 없었으나 레이저 중합군이 더 높았으며 tensile strength는 유의성 있게 증가하였고 탄성강도는 microfilled resin에서 유의성 있게 증가하였다. Powell 등¹¹⁾도 1 W, 5초 동안 중합후 상아질과의 전단 강도를 비교한 실험에서 레이저 중합군이 12.83 MPa로서 가시광선 중합군의 6.96 MPa 보다 높았으며, 법랑질과의 전단강도나 인장강도 등도 유의성은 없으나 증가하였다고 보고하였다. 본 실험에서는 평균 filler 크기는 1.0 μm , 71 Vol %의 hybrid 복합레진(Z-100)과 0.04 μm , 37.5 Vol

%의 microfilled 레진(silux plus)⁵⁴⁾을 실험 재료로 하여 전단 강도와 압축 강도를 측정하였다.

본 실험에서 hybrid레진의 전단강도는 레이저 중합군이 21.1 MPa로서 21.44 MPa의 가시광선군에 비해 오히려 낮게 나타났으며 반대로 micro filled 레진군에서는 레이저 중합군이 10.73 MPa로서 10.56 MPa의 가시광선군에 비해 더 높았으나 유의성은 없었으며($p>.05$), 레진간 비교에서는 filler의 함량이 많은 hybrid 레진의 전단강도가 더 높았으며 이는 Powell 등의 실험결과와 일치하였다.

압축강도는 저작력과 같은 압축력이 가해졌을 때 견디는 능력을 평가하는 지표로서 기존의 가시광선 중합형과 비교한 Willam 등³⁰⁾의 실험 결과에서 microfilled 레진과 small particle 레진을 Argon 레이저로 중합한 군이 가시광선으로 중합한 군에 비해 더 높은 압축강도를 나타냈으며 특히 microfilled 레진에서 유의차가 있게 나타난 원인을 완전히 설명할 수는 없지만 중합에 영향을 미치는 레진 매트릭스의 양이 filler의 양보다 상대적으로 많기 때문으로 설명하였다. 본 실험에서 압축강도 측정결과 hybrid 레진에서 Argon 중합군이 249 MPa, 가시광선 중합군의 230 MPa로서 앞에서의 실험 결과와 같이 아르곤 레이저 중합군이 다소 증가한 수치로 나타났으나 유의차는 없었으며, microfilled 레진에서도 마찬가지로 아르곤 레이저군(156 MPa)이 가시광선 군(141 MPa)에 비해 다소 증가하였으나 유의성은 없는 것으로 나타났다. 압축강도는 두가지 레진에서 레이저 중합군이 약 15-20 MPa 높게 나타났으며 특히 microfilled 레진에서는 filler보다는 레진의 양이 많기 때문에 중합이 잘되어 전단강도가 높았으나 압축강도는 두가지 레진이 비슷하게 증가한 것으로 나타나 앞에서의 설명과 일치하지는 않았다.

레진의 중합 깊이를 실험한 Kanca^{33,34)}는 2 mm 두께의 시편을 여러 조건으로 중합한 다음 1시간 경과후 시편의 표면과 바닥의 경도 차이를 조사한 실험에서 노출시간(40초)을 증가시키고 광원과의 거리(0 mm)가 짧을 때 그 경도 차이가 적었다고 하였으며, Tirpha³¹⁾, Swartz 등

⁵⁵⁾도 미세 경도를, Backer⁵⁶⁾는 미반응 레진을 제거하고 남은 중합 레진의 두께를 측정하여 레진의 중합효과를 비교하였다. Leung^{36,37)}은 레진의 중합을 평가하는 3가지 방법을 비교한 연구에서 깊이에 따른 미세 경도 차이를 비교하는 것이 가장 오차가 적게 나타났다고 하였다. Rueggerberg와 Craig⁵⁷⁾는 spectroscopy를 이용하여 측정된 광중합형 복합레진의 중합도와 깊은 관계를 보이는 knoop경도 측정이 정확한 방법이라고 하였다. 본 실험에서도 레진의 중합을 깊이에 따라 비교한 결과 모든 깊이에서 레이저 중합군의 VHN이 가시광선군에 비해 높았으며 특히 300 μ m 깊이에서 hybrid 레진을 레이저로 중합한 군이 110 VHN으로 가장 높았다. Hybrid 군에서는 0.5 mm 깊이에서만 유의성 있게 레이저 중합군(95.7 VHN)이 높았고, microfilled 군에서는 1.0 mm하방에서부터 유의성 있게 높은 VHN로 나타났는데 그 이유는 상대적으로 filler의 양이 적고 중합에 영향을 미치는 레진이 많기 때문인 것으로 사료된다. 또한 표면에서부터 상아법랑질 경계 부위로 내려갈수록 VHN은 감소함으로써 수복물의 두께가 증가할수록 중합효과는 감소하였으며 레진간 비교에서는 모든 깊이에서 hybrid 군이 microfilled 군에 비해 2배 이상의 높은 미세 경도를 나타냈다.

레진 수복후 통증의 원인을 조사한 결과 레진의 중합 수축으로 인한 미세 누출⁷⁾이 많은 영향을 미치는 것으로 나타났으며 Goldman³⁸⁾은 여러 화학 중합형과 광중합형 레진의 중합후 부피수축을 조사한 결과 평균 1.67-5.68 %의 중합 수축을 보였고, 광중합형 레진의 수축이 제일 적었다고 하였으며 Bowen 등²⁶⁾도 중합과정동안 2-6 MPa의 인장강도가 발생한다고 보고하였다. 또한 중합 수축을 감소시키기 위해 여러번 중합하는 방법을 추천하였다.

팽창계를 이용하여 중합 수축을 비교한 Suliman⁴¹⁾의 연구에서 복합 레진의 중합수축은 가시광선 조사후 2분 동안 급격한 수축이 일어나며 그 후 1시간 까지 지속적으로 증가한다고 하였고 filler의 양이 많을수록 중합 수축은 적게 나타난다고 하였으며 Donly 등^{25,42)}은 precision st-

rain gauge를 이용한 실험실 연구와 임상 연구에서 유구치의 class II 를 협설측부터 중합하는 방식이 가장 적은 중합 수축을 보였다고 하였다. 이상의 문헌 고찰을 통해 볼 때 대부분의 복합 레진의 중합 수축을 연구한 방법은 팽창계 등을 이용하였으나 실제 임상에서 중합 수축에 의한 치질과 레진 사이의 간극을 평가한 연구는 미흡하였으므로 주사 전자현미경을 이용하여 간극의 관찰을 시도하였다. 복합 레진 수복물을 주사 전자현미경으로 관찰한 Eick 과 Welch⁷⁾의 연구에서 교합면으로 반복 중합한 군에서는 레진과 치질 사이에 공간이 많이 존재하였으나 협설측으로 반복 중합한 군에서는 기포 등이 적고 치질과 긴밀한 접합을 보였다고 하였다. 본 연구 결과에서도 모든 군에서 와동벽에 비해서 와동저에서의 간극이 더 넓었으며, 레진간 비교에서는 Silus-Plus 군의 간극이 더 넓었으며 그 이유는 레진 matrix가 더 많아 중합에 의한 수축이 더 큰 것으로 고려된다^{10,11,30)}. 중합 방법의 차이에 의한 비교에서도 아르곤으로 중합한 군에서 간극이 적었다. 그러나 모든 군에서 레진과 치질 사이의 간극의 변위폭이 넓었으며 한 번에 충전한 후 중합하였기 때문에 기포 등도 많이 보였다. 따라서 주사 전자현미경을 이용하여 레진의 중합 수축을 비교하기에는 약간의 무리가 있었으며 팽창계, precision strain gauge를 이용한 부피 수축 등의 방법³⁹⁾과 함께 연구된다면 보다 좋은 결과를 얻을 것으로 사료된다. 또한 본 실험에서는 상아질과의 결합력은 비교하지 않았으나 상아질 접착력의 증진을 위한 여러 가지 방법에 대한 연구가 활발히 진행되고 있으며 상아질에 보다 친화력을 보유한 새로운 접착재료의 개발에 치우친 경향이있으나 여러 가지 새로운 결합 재료를 복합레진과 조합하여 레이저 중합에 대한 지속적인 연구가 이루어져야 할 것으로 사료된다.

VI. 결 론

본 연구에서는 아르곤 레이저가 복합레진의 중합에 미치는 효과를 평가하기 위하여, 기존의

가시광선을 대조군으로 하여 각각 전단강도, 미세경도, 압축강도 측정과 치질과 레진의 계면에 나타나는 간극의 양태를 주사 전자현미경을 통하여 비교 분석하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 가시광선과 아르곤 레이저로 중합된 각각의 레진을 대상으로 시행된 물성의 비교 평가에서 두 군간의 통계학적 유의차는 나타나지 않았다($p > .05$).
2. 복합레진의 가장 큰 단점으로 지적되는 중합수축에 의한 미세 수축 간극이 주사 전자현미경하에서 관찰되었으나 시편간의 변위가 비교적 다양하여 군간의 유의차를 판명할 수는 없었다. 본 실험에서는 가시광선에 비하여 뚜렷한 아르곤 레이저의 우수성이 입증되지는 못하였으나 향후 다양한 실험조건과 재료를 대상으로 이 분야에 대한 지속적인 연구가 필요한 것으로 사료되었다.

참고문헌

1. Kutsch, V.K. : Lasers in dentistry : Comparing wavelengths. JADA. Vol.124, February, p49-52, 1993.
2. Yamamoto, H., Sato, K. : Prevention of dental caries by Nd : YAG laser irradiation. J Dent Res. December, vol.59(DII), p2171-2171, 1980.
3. Wheeland, R.G. : Basic laser physics and visible light laser surgery : Special surgical procedures. 1008-1016.
4. Kutch, V.K., Pick, R.M. : Surgical technique. Lasers in dentistry, Chapter 8.
5. Mcburney, E.I. : Clinical usefulness of the argon laser for the 1990s. J Dermatol Surg Oncol. ; 19 ; 358-362, 1993.
6. Barghi, N., Berry, T., Hytton, C. : Evaluating intensity output of curing lights in private dental offices. JADA, Vol. 125, July, p992-995, 1994.

7. Eick, J.D., Welch, F.H. : Polymerization shrinkage of posterior composite resins and its possible influence on postoperative sensitivity. Quint. Int. Vol.17, No.2 p103-111. 1986.
8. Blankenau, R.J., Kelsey, W.P., Powell, G.L., Shearer, G.O., Barkmeier, W.W., Cavel, W. T. : Degree of composite resin polymerization with visible light and argon laser. Am. J Dent. 1991, 4 ; p40-42.
9. Blankenau, R.J., Powell, G.L., Kelsey, W.P., Barkmeier, W.W. : Postpolymerization strength values of an argon laser cured resin. Laser Surg Med. 11 : 471-474, 1991.
10. Kelsey, W.P., Blankenau, R.J., Powell, G.L., Barkmeier, W.W., Stormderg, E.F. : Power and time requirements for use of the Argon laser to polymerize composite resins. J Clin laser Med & Sur. Vol. 10, No. 4, p273-278, 1992.
11. Powell, G.L., Kelsey, W.P., Blankenau, R.J., Barkmeier, W.W. : The use of an Argon laser for polymerization of composite resin. Esthetic Dentistry. p78-81, 1989.
12. Goldman, L., Gray, J.A., Goldman, B., Meyer, R. : Effect of laser beam impacts on teeth. J Am. Dent Assn. : Vol.70, march, p601-606, 1965.
13. Taylor, R., Shklar, G. and Roeber, F. : The effects of laser radiation on teeth, dental pulp, and oral mucosa of experimental animals. O.S., O.M. & O.P. June ; 786-795, 1965.
14. Westerman, G.H., Hicks, M.J., Flaitz, C.M., Blankenau, R.J., Powell, G.L., Berg, J.H. : Argon laser irradiation in root surface caries : *In vitro* study examines laser's effects. JADA, Vol.125, April p401-405, 1994.
15. Hicks, M.J., Flaitz, C.M., Westerman, G.H., Berg, J.H., Blankenau, R.L., Powell, G.L.

- : Caries-like lesion initiation and progression in sound enamel following Argon laser irradiation : An *in vivo* study. J Dent Child. May-june, p201-206, 1993.
16. Oho, T., Morioka, T. : A possible mechanism of acquired acid resistance of human dental enamel by laser irradiation. Caries Res. 24, p86-92, 1990.
 17. Flaitz, C.M., Hicks, M.J., Westerman, G.H., Berg, J.H., Blankenau, R.J., Powell, G.L. : Argon laser irradiation and acidulated phosphate fluoride treatment in caries-like lesion formation in enamel : An *in vitro* study. Pedia Dent. 17(1) ; p31-35, 1995.
 18. Goodman, B.D., Kaufamn, W. : Effects of an Argon laser on the crystalline properties and rate of dissolution in acid of tooth enamel in the presence of sodium. J Dent Res. October, vol.56, No. 10, p1201-1207, 1977.
 19. Hicks, M.J., Flaitz, C.M., Westerman, G.H., Blankenau, R.J., Powell, G.L. and Berg, J. H. : Caries-like lesion initiation and progression around laser-cured sealants. Am. J Dent, Vol. 6 No.4, August, p176-179, 1993.
 20. Adrian, J.C., Bernier, J.L. and Sprague, W. G. : Laser and the dental pulp. JADA Vol. 83, July, 113-117, 1971.
 21. Launay, Y., Mordon, S., Cornil, A., Brunetaud, J.M., moschetto, Y. : Thermal effects of lasers on dental tissues. Lasers Surg Med 7, p473-477, 1987.
 22. Blankenau, R.J., Kelsey, W.P., Powell, G.L., Cavel, W.T., Anderson, D.M. : Power density and external temperature of laser-treated toor canals. J Clin laser Med & Sur. Vol. 12, No. 1, p17-19, 1994.
 23. Brenneise, C., Blankenau, R. : Soft tissue response when exposed to argon laser resin polymerization. J Den Res. 74(AADR Abstracts) #1748, 1995.
 24. Sliney, D.H., , and Mainster, M.A., : Potential laser hazards to the clinical during photocoagulation. Am J Ophthal. 103 ; 758-760, June, 1987.
 25. Donly, K.J., Jensen, M.E. : Posterior composite polymerization shrinkage in primary teeth : an in vitro comparison of three restorative techniques. Ped Dent. : September, Vol.8 No.3 209-212, 1986.
 26. Bowen, R.L., Nemoto, K., Rapson, J.E. : Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissue : forces developing in composite materials during hardening. J Am. Dent Assoc. 106 : 475-477, 1983.
 27. Blankenau, R., Ellis, G.L., Powell and Schouten, J. : Argon laser vs visible light polymerization of glass ionomer restoratives. J Den Res. 74(AADR Abstracts) #1749, 1995.
 28. Blankenau, R.J., Powell, G.L., kelsey, W.P., 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 & Sur. Vol. 12, No. 2, p75-78, 1994.
 29. Caughamn, W.F., Davis, H.C. : A predictive model for the polymerization of photo-activated resin composites. Int J Prostho. 1994 ; 7(2) ; p159-166.
 30. Kelsey, W.P., Blankenau, R.J., Powell, G.L., Barkmeier, W.W., Cavel, T., Whisenant, B. K. : Enhancement of physical properties of resin restorative materials by laser polymerization. Laser Surg Med. 9 : 623-627, 1989.
 31. Tirtha, R., Fan, D.L., Dennison, J.B. and Powers, J.M. : *In vitro* depth of cure of photo-activated composites. J Dent Res. 61(10) : 1184-1187, October, 1982.
 32. Baharav, H., Abraham, D., Cardash, H.S., Helft, M. : Effect of exposure time on the

- depth of polymerization of a visible light-cured composite resin. *J Oral Rehab.* 1988, Vol.15, p167-172.
33. Kanca III, J. : Visible light-activated composite resins for posterior use-a comparison of surface hardness and uniformity of cure. uptake. *Quint. Int.* 10, p687-670. 1985.
 34. Kanca III, J. : Visible light-activated composite resins for posterior use-a comparison of surface hardness and uniformity of cure. uptake. *Quint. Int.* 10, p345-347. 1985.
 35. Leung, R.L., Fan, P.L. and Johnston, W.M. : Post-irradiation polymerization of visible light-activated composite resin. *J Dent Res.* 62(3) : 363-365, March, 1983.
 36. Matsumoto, H., Gres, J.E., Marker, V.A., Okake, J., Ferracane, J.L. and Harvey, G.A. : Depth of cure of visible light-cured resin : Clinical simulation. *J Prost. dent.* ; may, Vol 55, No.5 ; 1574-578, 1986.
 37. Leung, R.L., Kahn, R.L. and Fan, P.L. : Comparison of depth of polymerization evaluation methods for photo-activated composite. *J Dent Res.* 61 : 300, IADR Abstract # 1095, 1982.
 38. Goldman, M. : Polymerization shrinkage of resin-based restorative materials. *Aust Dent J.* June, Vol.28, No.3, 156-161, 1983.
 39. Bandyopadhyay, S. : A study of the volumetric setting shrinkage of some dental materials. *J. Biomed. Mater. Res.* 1982 ; 16 ; 135-144.
 40. Bausch, J.R., Lang, K.D., Davidson, C.L., Peters, A. and de Gee, A.J. : Clinical significance of polymerization shrinkage of composite resins. *J Prost. Dent.* July, 1982, Vol.48, No.1 ; 59-67.
 41. Suliman, A.H., Boyer, D.B. and Lakes, R.S. : Polymerization shrinkage of composite resin : Comparison with tooth deformation. *J Prost. Dent.* ; 71 : 7-12, 1994.
 42. Donly, K.J., Jensen, M.E., Reinhardt, J. and Walker, J.D. : Posterior composite polymerization shrinkage in primary teeth : an in vivo comparison of three restorative techniques. *Ped Dent.* : March, Vol.9 No.1 22-25, 1987.
 43. McCabe, J.F. : Development in composite resins. *Br. Dent. J.* , 157 ; 440, 1984.
 44. Stern, R.H., Sognmaes, R.F. : Laser Beam Effect on Dental Hard Tissues ; *J Dent Res.* 43 (Suppl. to No. 5) : 873, Abstract # 307, 1964.
 45. Terakado, M., Yamazaki, M. and Kawashima, T. : Lipid peroxidation as a possible cause of benzoyl peroxide toxicity in rabbit dental pulp-A microsomal lipid peroxidation *in vitro*. *J. Dent. Res.* 63 : 901, 1984.
 46. Ferracane, J.L., Moser, J.B. and Greener, E.H. : Color stability of unfilled bis-GMA resins under UV exposure. *AADR Progr & Abstr.* 62 : No. 453, 1993.
 47. Hibst, R. and Keller, U. : Experimental studies of the application of the Er : YAG laser on dental hard substances ; measurement of the ablation rate. *Laser Surg & Med.* : 9 ; 338-344, 1989.
 48. 이상호, 이종갑 : 레이저 조사의 치아우식 억제효과에 관한 실험적 연구. *대한소아치과 학회지* Vol.18, No.2, p1-15, 1991.
 49. Shoji, S., Nakamura, M., Horiushi, H. : Histopathological changes in dental pulps irradiated by CO₂ laser : A preliminary report on laser pulpotomy. *J Endo.* Vol.11, No.9, September, p379-384, 1985.
 50. Yu, D., Powell, G.L., Higuchi, W.I., Fox, J.L. : Enhancement of Argon laser effect on dissolution and loss of human enamel. *J Clin Laser Med & Sur.* Vol. 11, No. 5, p259-261, 1993.
 51. Wigdor, H. : The use of the HeCd and

- Argon laser to cure dental composites when compared with white light sources. 1200 laser surgery. Vol. SPIE, p372–378.
52. Matsutani, S., Arai, S., Hinoura, K., and Onose, H. Influence of argon laser curing technique on resin hardness and shrinkage. *J. Dent. Res.* 69 abstract #1604, 1990.
 53. Balland, D., Guillard, R., Andre, J.C. : Experimental studies and modeling of light distribution in photopolymerizable composite materials. *Dent Mater J.* 1984 ; 3 ; p93–98.
 54. Willems, G., Lambrechts, P., Braem, M. and Vanherle, G. : Composite resin in the 21st century. *Quint. Int.* Vol.24, p641–658. 1993.
 55. Swartz, M.L., Phillips, R.W., Rhodes, B.F. : Visible light activated resins-depth of cure. *J Dent Res.* 61 : 270, IADR Abstract 823, 1982.
 56. Backer, J.D., Dermant, L., Bruynooghe, W. : The depth of polymerization of visible light-cured composite resins. *Quint. Int.* 10, p693–701. 1985.
 57. Rueggeberg, F.A. and Craig, R.G. : Correlation of parameters used to estimate monomer conversion in a light-cured composite. *J Dent Res.* 67(6) : 932–937, June, 1988.

EXPLANATION OF FIGURES

- Figure 4. Contraction gap of cavity wall between microfilled resin & dentin.
- Figure 5. Irregular Contraction gap of cavity base between microfilled resin & dentin.
- Figure 6. Narrower contraction gap can be seen when compared with visible light polymerization (Fig. 4).
- Figure 7. Wider contraction gap can be seen on cavity base when compared with cavity wall (Fig. 6).
- Figure 8. Contraction gap of cavity wall between hybrid resin & dentin
- Figure 9. Irregular gap size, shape can be seen.
- Figure 10. Narrower contraction gap can be seen when compared with visible light (Fig. 8)
- Figure 11. Narrower contraction gap can be seen when compared with microfilled resin (Fig. 7)

논문사진부도

