

아르곤 레이저를 이용한 광중합 수복재의 물리적 성질에 관한 연구

연세 대학교 치과대학 소아치과학교실

주상호 · 최형준 · 김성오 · 이종갑

Abstract

A STUDY ON THE PHYSICAL PROPERTIES OF RESTORATIVE MATERIALS FOR PHOTO-POLYMERIZATION OF ARGON LASER

Sang-Ho Ju, Hyung-Jun Choi, Seong-Oh Kim, Jong-Gap Lee

Department of Pediatric Dentistry, College of Dentistry, Yonsei University

The purpose of this study is to evaluate and compare the results of argon laser for 5 seconds, argon laser for 10 seconds, and visible light for 40 seconds photo-polymerization in compressive strength, microhardness, curing depth, temperature rising during polymerization, and polymerization shrinkage. Hybrid type composite resin(Z-100) and compomer(Dyract) were used to be compared.

The compressive strength was measured by an Instron(1mm/min cross head speed) in 60 specimens and the microhardness of the surface was expressed by Vickers Hardness Number(VHN) in 30 specimens. The curing depth was evaluated comparing the different values of upper and lower VHN according to irradiation time and thickness for the light source polymerization in 60 specimens. The temperature rising during photopolymerization was observed by the temperature change with thermocouple sensitizer beneath 40 specimens at the argon laser for 10 seconds and visible light 40 seconds irradiation. The polymerization shrinkage was evaluated by calculating the decrease of % volume by using a dilatometer in 30 specimens.

The results were as follows:

1. In the case of compressive strength, the argon laser polymerization groups were higher than visible light group in Z-100 ($p < 0.05$). In Dyract, the argon laser 5 seconds group did not show a significant difference with the visible light 40 seconds group. The argon laser

10 seconds group showed the markedly low value when compared with other groups ($p < 0.05$)

2. In microhardness, Z-100 was better than Dyract when comparing by VHNs ($p < 0.05$); however, there was not a significant difference between two materials in the visible light 40 seconds group and the argon laser 10 seconds group.
3. In the study of curing depth, Z-100 showed the consistent polymerization in argon laser irradiation because there was no difference in the VHN decrease according to the thickness change. Over the thickness control, the results did not show a significant difference between visible light and argon laser group in Z-100; however, in the case of Dyract, the visible light 40 seconds group was better than the argon laser groups ($p < 0.05$).
4. There was a significant difference between the two materials in temperature rising during polymerization ($p < 0.05$), but not a significant difference between irradiation times.
5. There was not a significant difference between the two materials in polymerization shrinkage. The argon laser 5 seconds group was smaller than the other groups ($p < 0.05$).

It could be concluded that Z-100 polymerization was recommended to use the argon laser for reduction of the irradiation time while Dyract was recommended to use the visible light polymerization.

key words : composite, compomer, argon laser, visible light, polymerization

I. 서 론

치아의 성공적 수복에는 여러 요소가 관계하는데, 특히 적절한 수복재의 선택 및 사용이 매우 중요하다. 과거의 단순 와동 충전 방식의 개념에서, 심미성의 강조와 치질 삭제량의 감소를 목표로 한 개념으로 전환 되고 있다. 이런 기대를 충족 시켜 주는 수복재로 복합 레진과 글라스 아이오노머가 개발되었고, 점차 그 물리적 성질이 개선된 재료들이 임상에서 널리 사용되고 있다. 한편으로 기존의 복합레진과 글라스 아이오노머의 물성을 개선하고 작업 시간의 조절을 위해 광중합형 수복재의 등장에 까지 이르렀고, 최근에는 광중합형 복합 레진과 광중합형 글라스 아이오노머의 장점을 고루 갖춘 콤포머도 개발되어 사용이 확대되고 있으며, 이들 재료의 중합을 위해 가시광선 중합기가 소개되어 현재 가장 널리 사용되고 있다. 그러나 할로젠등에서 나오는 청색 가시광선으로 복합 레진을 중합 시키는 가시광선 중합기는 전압이나 램프의 상태에 영향을 받고, 광섬유의 파괴로

인하여 방출 광선의 광도가 감소될 수 있고, 또한 방출 즉시 퍼지며, 투과성이 낮고, 와동의 깊이와 위치, 수복물의 두께 등에도 중합이 영향을 받는다. 이에 반해 Laser는 기존의 광원보다 응집성이 월등히 높아 단색성(monochromaticity), 지향성(directionality), 고휘도(brightness)의 특성을 갖고있어 기존 광원의 단점이 보완될 수 있다.

레이저는 Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation의 머리 글자를 모은 것으로, 휴우즈 항공사의 Maiman(1960)이 최초로 루비 레이저를 발명하였고, Javan(1960)이 He-Ne 기체 레이저를 발진하였고, 아르곤 레이저는 Bennet(1962)이 처음 소개하였다. 그 이후 여러 종류의 레이저가 소개되었는데, 매질의 종류에 따라 고체, 기체, 반도체 레이저 등으로 분류되어, 고체 레이저는 루비 레이저, Nd-YAG 레이저, Nd-glass 레이저가 있고, 기체 레이저는 He-Ne 레이저, CO₂ 레이저, 질소 레이저, 아르곤 레이저가 있다.^{46,48,49)}

레이저의 치의학적 이용 과정을 보면, 초기에는 치과용 절삭을 목표로 연구되었지만, 어려움이 있

어서 최근에는 예방치과 분야와 수복재의 중합, 치주 조직의 처치, 외과적 시술에의 이용에 관한 연구로 관심 영역이 변화하였다. Goldman 등(1964)²⁰⁾은 루비 레이저로 외동 형성의 가능성을 보여 주었고, 그 후 Kinersly(1966)²⁹⁾, Stern(1969)³⁹⁾, Bume(1980)¹¹⁾ 등의 연구로 외동 형성의 문제점이 보고되어 관심 영역이 우식 예방의 분야로 전환되었다. Yamamoto와 Sato(1980)⁴⁵⁾가 Nd-YAG 레이저의 항우식 효과를 연구하였고, Hicks 등(1993)²⁵⁾과 Westerman 등(1994)⁴⁶⁾은 치아에 아르곤 레이저 조사 후 인공 우식 용액에서의 항우식 효과를 연구하였다. 아르곤 레이저는 488-514nm의 가시광선 영역 파장의 광선을 방출하는 특성이 있어 광중합형 수복재의 경화가 가능하고, 물이나 투명한 조직에는 거의 영향을 주지 않으며, 적색 물질에 흡수가 잘 되어 안과와 피부과 분야에서 널리 이용되고 있으며, 치과 영역에서는 조직의 절단, 응고에 효과적이어서 치은 절제, 치은 소파술 등의 치주 분야에 이용되며, 구강내 시술시 상아질과 법랑질에의 흡수가 잘 되지 않아서 치아에 대한 위해가 작다고 한다. 아르곤 레이저가 다른 치과용 레이저와 다른점인 수복재의 중합에 관한 연구로는 Kelsey 등(1989)²⁷⁾이 레이저 중합시 가시광선 중합보다 시간을 1/4로 단축할 수 있다고 하였고, 그 후(1992)²⁸⁾ 재료에 따른 출력과 노출 시간의 기준에 대한 필요성을 역설하였다. 한편 Caughman(1994)¹²⁾은 가시광선 중합시 수복되는 재료의 두께가 중합에 영향을 미친다고 하였으며, Masumoto 등(1984)³²⁾은 Knoop hardness test로 가시광선의 중합 깊이를 측정했고, Tirtha 등(1982)⁴²⁾과 Baharav 등(1988)⁵⁾은 가시광선 중합시 미세 경도를 측정하여 중합 깊이에 대하여 연구하였다. Bausch 등(1982)⁸⁾, Goldman(1983)²¹⁾, Suliman 등(1994)⁴⁰⁾, Donley 등(1986)¹³⁾, Eick과 Welch(1986)¹⁵⁾, 그리고 Donley 등(1987)⁴⁴⁾이 가시광선의 중합 수축에 대하여 연구 하였으며, 팽창계(dilatometer)를 이용한 중합 수축의 연구에 대하여는 Smith 등(1953)³⁸⁾이 자가 중합형 레진의 수축을 연구하였고, Bandyopadhyay(1982)⁷⁾ 이후 광중합형은 Ree와 Jacobsen(1989)³⁷⁾이 변형된 팽창계를 사용하여 중합 수축에 대하여 연구하였다. 또한 Anic 등(1992)³⁾은 CO₂ 레이저를 사용하여 온도 상승에 대하여 연구했고,

White 등(1994)⁴⁴⁾은 Nd-YAG 레이저, Powell 등(1993)³⁶⁾은 아르곤 레이저로 온도 상승에 대하여 연구 하였다. 아르곤 레이저의 beam 크기에 관한 연구는 Powell 등(1996)³⁴⁾이 시행한 바 있다.

최근에 소개된 복합 레진과 글라스 아이오노머의 장점을 보완한 콤포머에 관한 연구는 최근 활발히 진행되고 있는데, 가시광선 중합으로 Fritz 등(1996)¹⁸⁾과 Heisler 등(1996)²⁴⁾은 변연 누출을 조사했고, Forsten(1995)¹⁷⁾과 Suljak 등(1996)⁴¹⁾은 불소 방출에 관하여, Adrian 등(1995)¹⁾은 변연 봉쇄에 관해, Attin 등(1995)⁴⁾은 중합 수축에 관해, 그리고 Braem 등(1997)¹⁰⁾과 Frey 등(1997)¹⁹⁾은 물리적 특성에 관해 연구하였다.

국내에서는 조(1992)³²⁾, 전 등(1996)³¹⁾과 장 등(1996)³⁰⁾이 아르곤 레이저를 이용하여 복합 레진과 글라스 아이오노머에 관하여 광중합 효과를 연구하였고, 박 등(1995)⁴⁷⁾이 아르곤 레이저 중합시 복합 레진의 온도 상승을 측정하였다.

최근까지의 연구는 아르곤 레이저를 사용하여 광조사시간과 출력에 따른 복합 레진의 중합 효과의 비교와 치수에 대한 영향을 고려하여 레이저 조사시 치수강내 온도 상승에 관한 연구가 대부분이었으며, 국내에서도 출력과 광조사시간의 조절에 따른 물성 연구와 레이저 조사시 수복재 내부에서 일어나는 온도 변화에 관한 연구만 있었다. 또한 가시광선에 의한 중합 수축 연구는 많았지만, 레이저에 의한 중합 수축에 대한 연구는 전무한 상태이며, 광원에 의한 중합 온도 상승에 대한 연구에서도 수복재의 치수면쪽에서의 온도 변화에 관한 연구는 부족한 상태였기 때문에, 이에 관한 연구의 필요성이 제기되었다. 한편 소아치과 영역에서 짧은 진료 시간에 의한 아동의 행동 조절 필요성 및 최근 복합 레진의 대체 재료로 그 사용이 증가하고 있는 콤포머에 관한 연구의 필요성이 제기되어, 복합 레진과 콤포머를 사용하여 기존의 가시광선 40초 중합과 아르곤 레이저 10초 중합 및 단축된 광조사시간인 아르곤 레이저 5초 중합에 대하여 연구하여 결과를 비교해 보고자 한다. 따라서 본 연구의 목적은 Hybrid type의 복합 레진인 Z-100[®](3M)과 Polyacid modified resin composite계통 콤포머인 Dyract[®](Dentsply)를 가시광선과 아르곤 레이저를 이용하여 중합하고, 압축강도, 경도,

중합 깊이, 중합시 온도 상승 및 중합 수축을 측정 비교한 결과 다소의 지견을 얻었기에 보고하는 바이다.

II. 실험 재료 및 방법

1. 실험 재료

실험을 위한 광중합 수복재료는 hybrid type 복합 레진인 Z-100[®]과 콤포머인 Dyract[®]를 사용하였고(Table 1), 광원은 가시광선 40초 중합을 위하여 광도가 가장 높다고 평가되고 출력 400mW/cm²인 Visilux2 (3M Co. U.S.A.)를 사용하였고, 아르곤 레이저 5초 및 10초 중합을 위하여 출력 0.5W, fiber 두께 600 μ m, 파장 488nm인 청색광을 방출하는 Dental 200[™](HGM Co. U.S.A.)을 사용하였다. 실험 시편으로부터 광원까지의 거리는 가시광선의 경우 시편 제작시 가압 충전을 위해 사용된 cover glass 두께로 인해 시편 1mm 상방에 광원이 위치하였고, 아르곤 레이저는 직경 4mm 시편의 상면을 한번에 조사하기 위해 2mm 상방에 광원이 위치하였다. 한편 실험에 사용된 시편의 수는 Table 2와 같다.

2. 실험 방법

가. 압축강도

시편은 직경 4mm, 두께 6mm의 teflon mold에 실험 재료를 상.하 가압 충전하고, 상.하면 각각에 가시

광선은 40초 광중합하여 제작하였고, 아르곤 레이저는 0.5W출력으로 5초와 10초의 2가지 조건으로 중합하여, 60개의 압축강도 측정용 시편을 제작하였다. Z-100은 시편을 제작 즉시 37 \pm 1 $^{\circ}$ C 증류수에 넣어 24시간 보관하였고 Dyract는 시편을 주형과 같이 1시간 동안 암소에 보관 후 꺼내어 37 \pm 1 $^{\circ}$ C 증류수에 24시간 보관한 후 압축강도의 측정은 만능시험기(Instron 4302, Instron Co. England)를 사용하여 cross head speed 1mm/min로 시행하였다.

나. 표면 미세 경도

직경 4mm, 두께 3mm의 teflon mold에 재료별 실험 조건에 따라 30개의 시편을 제작하여 37 $^{\circ}$ C 100% 상대 습도에서 1시간 보관 후 매 시편 마다 3개 부위에서 미세 경도기(Zwick3212, Zwick Grmbh & I Co. Germany)로 비커스 경도를 측정하였다. 측정 방법은 Diamond 압흔기를 사용하여 하중 200gm, 하중속도 0.3mm/sec, acting period 20초로 압흔을 주어 200 배율로 크기를 계측하여

$$VHN = 1854.4 \times F/d^2$$

VHN: Vickers hardness Number

F: load

d: mean diagonal of indentation, μ m

공식에 따른 수치표를 이용하여 미세경도를 계산하였다.

Table 1. Restorative materials used in this experiments

Material	Brand name	Batch No.	Producer
Composite	Z-100	5904	Dental Products/3M U.S.A.
Compomer	Dyract	9605045	De Trey Dentsply England

Table 2. Number of experimental specimen

	visible 40 Sec	laser 5 Sec	laser 10 Sec
Compressive strength	20	20	20
Surface microhardness	10	10	10
Curing depth	20	20	20
Temperature rise	20		20
Polymerization shrinkage	10	10	10
Total	80	60	80

다. 중합 깊이

표면 경도 측정 방법시의 시편외에 4mm 두께의 시편을 추가로 제작하여 60개의 시편을 상.하 각각의 면에 동일한 방법으로 압흔을 주어 VHN을 기록하고, 두께별로 각 실험 조건에 따른 상.하면 간 차이를 계산하여 두께 증가에 의한 중합의 정도를 비교 평가 하였다.

라. 중합시 온도 상승

직경 4mm, 두께 3mm의 teflon mold 내에 수복재를 가압 충전하고, mold 하방의 수복재에 온도 감지기를 부착하고 온도를 그래프로 표시하는 Temperature controller(HanYoung Dx9, Korea)에 연결하여 25°C에서 실험 조건에 따라 mold의 상방에서 가시광선은 40초, 아르곤 레이저는 10초간 광조사를 하여 실험 조건당 10개씩 40개의 그래프를 얻었다.

마. 중합 수축

레이저 중합에 사용하기 적절한 Fig. 1. 과 같은 팽창계(dilatometer)를 이용하여 가시광선과 레이저에 의한 중합 수축량을 % volume감소로 측정하였다. 팽창계의 구성을 보면 변화를 관찰할 수 있는 모세관은 한눈금당 0.001ml 체적이 되는 100개의 눈금이 있는 0.1ml 용량의 피펫을 사용하였고, 피펫의 눈금 후면에는 피펫 한눈금당 3개의 눈금이 되게 축소 복사한 눈금 종이를 붙여, 최소 한 눈금으로 0.00033ml의 부피의 변화를 읽을 수 있게 하였다. 피펫에는 실린더를 연결하여 실린더의

상방에서 cover glass를 사용하여 시편을 실린더 내부에 위치시킬 수 있게 하였으며, 실린더에는 검은색 tape을 둘러서 빛을 차단하였고, 피펫과 실린더의 중간에 주사기를 연결하여 기포를 제거할 수 있는 저장기(reservoir)를 설치하였다. 피펫의 전면에는 돋보기를 설치하고 5m 떨어진 위치에 망원경을 설치하여 정확한 눈금 변화를 읽도록 하였다. 실험 과정은 직경 4mm, 두께 3mm mold에 실험 재료를 채워 넣은 후 유리 원판에 덜어 분석용 저울(Analytic balance:Sartorius, 0.0001-200gm range)로 무게를 측정하고, 유리 원판의 무게를 빼서 시편만의 무게를 기록하였다. 시편의 부피를 알기 위해서 밀도는 부피가 0.187cm³가 되는 mold에 측정 재료를 가득 채우고 무게를 잰 다음 mold의 무게를 빼고 mold의 용적으로 나누어 구하였다. 3회를 실시하여 평균값을 구하였는데, Z-100은 2.123gm/cm³, Dyract는 2.154gm/cm³ 이었다. 시편의 부피는 무게를 밀도로 나누어 기록하고, 실험 재료는 480nm의 빛이 90%이상 통과하는 유리 원판에 위치 한 후 실린더에 뒤집어 넣어 증류수에 잠기게 하고, clamp를 사용하여 원판이 실린더에 고정되도록 하였다. 실내 온도를 25°C를 유지하며 빛의 차단 상태에서 2분 마다 피펫의 눈금 변화를 관찰하여 10-15분 정도 눈금변화를 볼 수 없는 안정화 시간 경과후 실험 조건에 따라 광원을 조사하고, 시편 부근의 빛은 차단하여, 2분 까지는 20초마다, 이후는 매 2분마다 1시간 경과시 까지 눈금 변화를

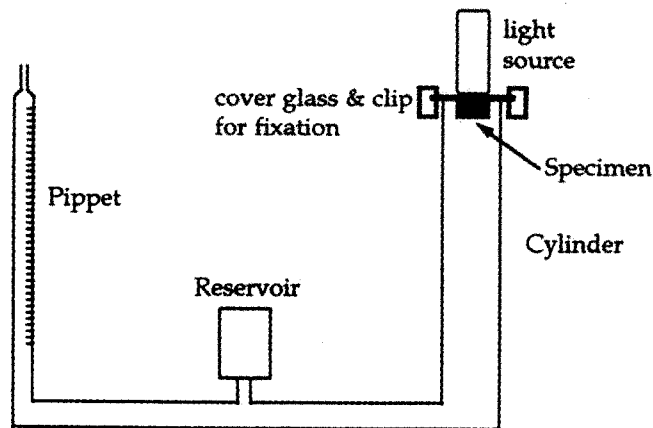


Fig. 1. Schematic illustration of modified dilatometer

측정하였다. 중합 수축에 의한 부피 변화는 피펫의 눈금 감소로 알 수 있으므로 감소된 눈금의 수만큼 부피를 계산하여 부피의 % 감소로 나타낸다.

바. 통계 분석

측정값의 비교를 위하여 통계처리는 T-test, ANOVA, 다중비교분석법인 Bonferroni T test, Least Squares Means를 사용하여 처리하였다.

III. 실험 성적

1. 압축 강도

가시광선과 아르곤 레이저 광중합의 실험 조건

에 따른 Z-100과 Dyract의 압축 강도 측정 결과는 Table 3에 있다. Z-100의 압축강도는 레이저 5초군, 레이저 10초군, 가시광선 40초군의 순서로 유의성 있게 높았고, Dyract는 레이저 10초군이 레이저 5초군과 가시광선 40초군에 비해 유의성 있게 낮았다.

2. 표면 미세 경도

가시광선과 아르곤 레이저 광중합 시편의 표면 경도는 Table 4와 같고, 통계 분석의 결과는 Table 5와 같다. Z-100은 레이저 5초군과 가시광선 40초군에서만 유의적 차이가 있었고, Dyract는

Table 3. Mean compressive strength(MPa) and Statistical analysis of compressive strength value by Anova and Bonferroni T-test

Material	Irradiation (Sec)	Mean ± S.D.	
Z-100	laser 5	318.89 ^A ± 20.891	F-value = 31.85 p < 0.0001
	laser 10	280.75 ^B ± 27.739	
	visible light 40	231.11 ^C ± 24.884	
Dyract	laser 5	236.48 ^A ± 26.036	F-value = 13.78 p < 0.0001
	laser 10	195.67 ^B ± 26.765	
	visible light 40	251.48 ^A ± 20.528	

A-C, a-b: Values with the same letter are not significantly different at p<0,05

Table 4. Surface hardness value of Z-100 and Dyract by Visilux2 and Argon laser

Material	Irridiation time(Sec)	Median	Range
Z-100	laser 5	137,3	108,3 - 155,0
	laser 10	161,0	121,7 - 192,3
	visible light 40	195,0	169,0 - 207,3
Dyract	laser 5	49,9	46,9 - 57,5
	laser 10	46,8	40,6 - 46,9
	visible light 40	49,8	45,5 - 51,7

Table 5. Statistical analysis of surface hardness value by ANOVA and Bonferroni T-test

Material	Irradiation time(Sec)	Mean	
Z-100	laser 5	135,32 ^A	F-value = 8,92 p = 0,0042
	laser 10	158,36 ^{AB}	
	visible light 40	190,58 ^B	
Dyract	laser 5	50,82 ^A	F-value = 4,31 p = 0,0389
	laser 10	44,88 ^b	
	visible light 40	48,94 ^{ab}	

A-C, a-b: Values with the same letter are not significantly different at p<0,05

레이저 5초군과 레이저 10초군만 유의적 차이가 있었으며, Z-100과 Dyract 모두 레이저 10초군과 가시광선 40초군 사이에는 유의적 차이가 없었다. 재료간의 비교는 측정값의 차이가 커서 비교의 의미가 없었다.

3. 중합 깊이

광중합의 정도를 알아 보기 위해 3mm와 4mm 두

께의 시편 상.하면의 미세 경도 차이를 측정된 결과가 Table 6에 있고 두께별 상.하면 경도 감소량을 비교한 결과는 Table 7과 같다. Z-100은 레이저 광중합의 경우 두께간에 차이가 없었고, Dyract는 레이저 5초군에서만 차이가 없었다. 두께에 관계없이 실험 조건에 따른 중합 깊이 정도를 알아보기 위해 Least Squares Means를 구한 결과가 Table 8에 있다. Z-100은 유의적 차이가 없어서 동

Table 6. Different value of the upper and lower Vickers hardness for the comparison of curing depth by Visilux2 and Argon laser

Material	Irradiation time(Sec)	Thickness(mm)	Median	Range
Z-100	laser 5	3	68,0	35.1 - 84.1
		4	65,7	45.5 - 69.9
	laser 10	3	59.4	10.7 - 74.9
		4	62,6	36.9 - 124.6
	visible light 40	3	42,7	14.6 - 54.6
		4	88,8	46.9 - 101.0
Dyract	laser 5	3	23,9	18.0 - 36.1
		4	24,9	19.6 - 42.1
	laser 10	3	17,0	12.4 - 18.5
		4	28,7	17.0 - 35.9
	visible light 40	3	7,4	4.5 - 11.9
		4	17,1	12.0 - 21.0

Table 7. Statistical Analysis of the difference of the Vickers hardness number between upper and lower surface by T-test

Material	Irradiation time(Sec)	Thickness(mm)	Mean \pm S.D.	Probability
Z-100	laser 5	3	61.24 \pm 23.729	p = 0.9622(N-S)
		4	61.80 \pm 9.707	
	laser 10	3	52.20 \pm 25.125	p = 0.2689(N-S)
		4	74.14 \pm 32.774	
	visible light 40	3	36.98 \pm 18.200	p = 0.0065
		4	81.90 \pm 20.598	
Dyract	laser 5	3	26.08 \pm 7.599	p = 0.8120(N-S)
		4	27.34 \pm 8.578	
	laser 10	3	15.92 \pm 2.638	p = 0.0127
		4	26.80 \pm 7.135	
	visible light 40	3	8.02 \pm 2.707	p = 0.0054
		4	15.94 \pm 3.8270	

N-S:no statistically significant difference at p<0,05

일한 중합 깊이를 추정할 수 있으며, Dyract는 가시광선 40초군에서 레이저군에 비하여 상.하면의 경도 감소량이 작은 것으로 나와서 더 중합이 잘 되는 것으로 추정된다.

4. 온도 상승

광중합시 수복재 하면의 온도 상승을 조사 분석한 결과는 Table 9와 Table 10에 있으며, Dyract 가시광선 40초에서만 유의성 있게 낮았다. 재료간의 비교와 실험 조건에 따른 비교를 위해 Least Squares Means를 구한 결과가 Table 11에 있다. 재료간에는 온도의 증가에 유의적 차이를 보이며, 실험 조건에 따른 차이는 없었다. 재료별 광조사시간에 따른 온도 변화를 표시한 그래프가 Fig. 2에 있다.

5. 중합 수축

광중합시 수복재에서 일어나는 중합 수축량을 측정 분석한 결과는 Table 12, Table 13과 같다.

Z-100은 레이저 5초군과 가시광선 40초군 사이에 유의적 차이를 보이며, Dyract는 레이저 5초군

과 10초군 사이에 유의적 차이를 보이는 것으로 나타났다. Z-100과 Dyract 모두 레이저 10초군과 가시광선 40초군 사이에는 유의적 차이가 없었다. 재료간 및 실험 조건간의 관계를 알아보기 위한 Least Squares Means를 구한 결과는 Table 14에 있다. 재료간 중합 수축량의 차이는 없었고, 실험 조건에 따른 비교는 레이저 5초에서 다른 조건에 비

Table 8. Least Squares Means(LSM) for the comparison of the irradiation time over thickness control in Table 7

Material	Irradiation time(Sec)	LSM
Z-100	laser 5	61.52 ^A
	laser 10	63.17 ^A
	visible light 40	59.44 ^A
Dyract	laser 5	26.71 ^a
	laser 10	21.36 ^a
	visible light 40	11.98 ^b

A, a-b: values with the same letter are not significantly different at $p < 0.05$

Table 9. Measurement of the temperature rise and peak temperature time by Visilux2 and Argon laser irradiation

Material	Irradiation time(Sec)	Peak temp.(°C)	Peak time(sec)
Z-100	laser 10	7.1 ± 0.65	8.5 ± 1.78
	visible light 40	7.3 ± 0.59	11.6 ± 1.35
Dyract	laser 10	6.9 ± 0.87	12.2 ± 0.63
	visible light 40	5.9 ± 0.54	17.4 ± 0.97

Table 10. Statistical analysis of the temperature rise by Visilux2 and Argon laser irradiation (ANOVA & Bonferroni T-test)

Material	Irradiation time(Sec)	Mean ± S.D.
Z-100	laser 10	7.1 ± 0.65a
Z-100	visible light 40	7.3 ± 0.59a
Dyract	laser 10	6.9 ± 0.87a
Dyract	visible light 40	5.9 ± 0.54b
F-value = 8.45 p = 0.0002		

a-b: values with the same letter are not significantly different at $p < 0.05$

Table 11. Statistical analysis of the temperature rise value by Least Squares Means(LSM) over irradiation time and materials control

Control	LSM
Irradiation time	Z-100 7.20
	Dyract 6.39
Material	laser 10 6.96
	visible light 40 6.63
p = 0.0006	
N-S	

N-S: no statistically significant difference at $p < 0.05$

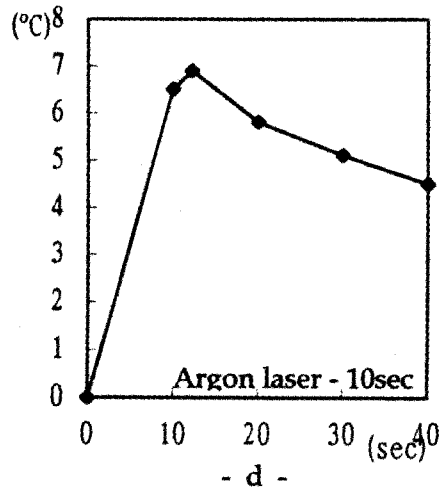
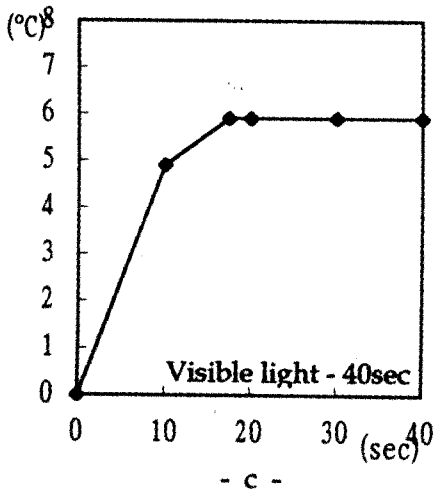
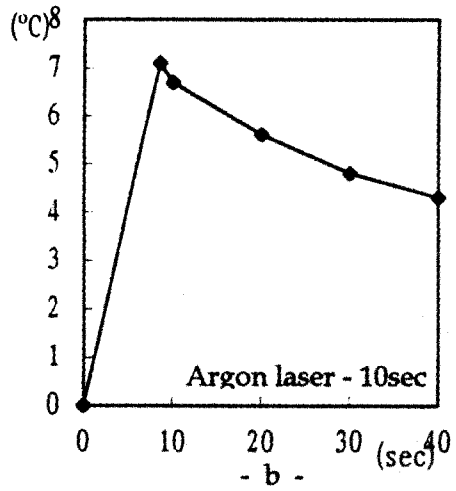
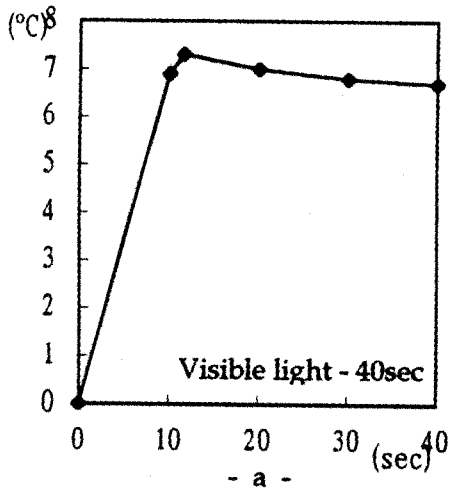


Fig. 2. Temperature rising graph of Z-100 and Dyract by Visilux-2 and Argon laser irradiation time
 a. Temperature change of Z-100 by Visilux-2 40 seconds irradiation
 b. Temperature change of Z-100 by Argon laser 10 seconds irradiation
 c. Temperature change of Dyract by Visilux-2 40 seconds irradiation
 d. Temperature change of Dyract by Argon laser 10 seconds irradiation

Table 12. Polymerization shrinkage(%vol) of Z-100 and Dyract by Visilux2 and Argon laser

Material	Irradiation time(Sec)	Median	Range
Z-100	laser 5	2,31	1,88 - 3,12
	laser 10	2,83	1,91 - 3,30
	visible light 40	3,20	2,80 - 3,62
Dyract	laser 5	2,38	2,02 - 2,51
	laser 10	2,89	2,61 - 3,57
	visible light 40	2,80	2,37 - 3,01

Table 13. Statistical analysis of the polymerization shrinkage values by ANOVA and Bonferroni T-test

Material	Irradiation (Sec)	Mean \pm S.D.	p-value
Z-100	laser 5	2.31 \pm 0.506 ^A	p = 0.0273
	laser 10	2.65 \pm 0.530 ^{AB}	
	visible light 40	3.21 \pm 0.291 ^B	
Dyract	laser 5	2.33 \pm 0.181 ^a	p = 0.0096
	laser 10	2.99 \pm 0.362 ^b	
	visible light 40	2.72 \pm 0.276 ^{ab}	

A-B, a-b: values with the same letter are not significantly different at $p < 0.05$

Table 14. Statistical analysis of the polymerization shrinkage by Least Squares Means(LSM) over irradiation time and materials control

Control	LSM		
Irradiation time	Z-100	2.72	N-S
	Dyract	2.68	
Material	laser 5	2.32 ^a	
	laser 10	2.82 ^b	
	visible light 40	2.96 ^b	

N-S: no statistically significant difference at $p < 0.05$
a-b: values with the same letters are not significantly different at $p < 0.05$

하여 유의적 차이가 있었고, 수축이 적은 것으로 나타났다.

IV. 총괄 및 고찰

광중합형 수복용 복합 레진은 아말감이나 금에 비하여 낮은 물리적 성질에 의해 전치부에 국한되어 사용되어 왔으나, 심미적 중요성과 조작의 용이성 및 구치부용의 개발 등으로 그 사용 범위가 날로 확산되고 있다. 수복재의 물성을 개선하기 위해 광중합 후 열을 가하는 방법이 소개되었지만, 작업의 복잡성으로 인하여 개선된 광중합법의 필요성이 요구되고 있다. 광중합을 위하여 처음에는 UV광선을 사용하였지만, 인체에 대한 위해성으로 인해 중합의 깊이도 크고 위해도 적은 가시광선으로 전환되었고, 최근 레이저중 아르곤 레이저가 광중합 수복재가 요구하는 범위내의 파장을 방출하는 것에 착안하여, 이를 사용한 물리적 성질의 개선 및 중합 시간의 단축에 관한 연구가

집중되고 있다. 국내에서도 조(1992)⁵⁰가 아르곤 레이저 중합에 의한 복합 레진의 물성에 관해 연구하였고, 전 등(1996)⁵¹은 가시광선과 아르곤 레이저에 의한 복합 레진 중합 효과의 비교 연구를 시행한 바 있으며, 장 등(1996)⁵⁰이 아르곤 레이저와 가시광선의 복합 레진 및 글라스 아이오노머 중합에 관해 연구 하였다. 이에 본 연구에서는 아르곤 레이저를 사용하여 Kelsey 등(1989)²⁷이 주장한 가시광선 중합 시간의 1/4에 해당하는 10초의 레이저 중합과 소아치과 영역에서 진료 시간의 단축을 위해 보다 더 짧은 시간인 5초의 레이저 중합을 실시하여 물리적 성질을 비교해 보았으며, 가시광선 중합에는 광도가 가장 높다고 알려진 Visilux2를 선택하여 사용하였다. 본 연구에 사용된 HGM사의 Dental 200 아르곤 레이저는 광중합용으로는 0.5W의 출력으로 고정이 된 상태였고, 중합을 위해 추천된 광조사 시간도 10초였으며, 수복재의 중합을 위해 사용된 아르곤 레이저의 파장은 488nm의 청색광이었다. 소아의 행동 조절이 치료의 성공에 크게 영향을 주는 소아치과 영역에서 유치의 수복시 치료 시간의 단축이 중요하므로 40초의 가시광선 중합 시간을 1/4인 10초의 중합 시간으로 단축할 수 있다면 소아의 치료에 도움을 줄 수 있고, 또한 시간을 더 단축하여 유사한 물리적 성질과 중합 정도를 가져올 수 있다면 유익할 것으로 사료되어, 5초의 레이저 중합을 시행하여 10초의 레이저 조사 및 40초의 가시광선 조사와 비교해 보았다.

압축강도는 저작력과 같은 압축력이 가해졌을 때 견디는 능력을 평가하는 지표인데, 조(1992)⁵⁰는 복합 레진에서 아르곤 레이저 조사군이 가시광선 조사군에 비해 출력과 조사시간에 관계없이 5-

15% 증가된 압축강도를 보인다고 하였고, 본 연구에서는 그의 연구에서 시행한 바 없는 아르곤 레이저 5초 조사시에 아르곤 레이저 10초 조사와 가시광선 40초 조사와는 어떤 차이를 보이는지를 연구해 보았으며, 미세경도는 마모에 대한 평가 지표로 실험 조건간의 차이를 비교해 보았다.

또한 그동안의 연구에 따르면 Blankenau 등(1991)⁹⁾은 미중합 레진의 양을 측정하여 중합도를 측정한 결과 아르곤 레이저가 가시광선 중합기보다 레진의 중합도를 높인다고 하였으며, Balland 등(1984)⁶⁾과 Caughman 등(1994)¹²⁾은 광중합에는 술자에 의한 수복재의 두께가 가장 영향이 크고 filler의 크기나 색조는 영향이 없다고 하였다. 이에 본 연구에서는 수복시 추천되는 최대 3mm의 두께와 그 이상되는 4mm의 시편을 제작하여 중합의 깊이를 비교해 보았으며, 광조사시 치수쪽에 해당하는 시편 하면의 온도 상승을 알아보기 위해 한 번의 중합이 가능한 최대 두께인 3mm에서 레이저 10초군과 가시광선 40초군 사이의 온도 변화를 비교하였고, 중합시 발생하는 수축량의 측정은 기존의 팽창계로는 레이저를 시편에 정확히 조사할 수 없기 때문에 중합 수축의 측정이 불가능하여 가시광선과 레이저를 시편에 직접 조사할 수 있게 고안된 팽창계를 사용하여 중합 수축을 측정하였다.

본 연구에서 실험 재료로 사용된 Z-100은 평균 filler 크기가 1.0 μ m이며, 71 vol %의 hybrid type으로 현재 가장 널리 사용되는 광중합 수복재이며, Dyract는 Polyacid Modified Resin Composite계통의 콤포머로 구성 성분에 TCB 레진이 들어 있는 것이 특징이며 산-염기 반응이 일어나며 복합 레진과 글라스 아이오노머의 장점을 모두 갖추고 있는 광중합 수복재이며, 조작이 간편하여 복합 레진 대체 재료로 사용이 증가하고 있다.

광중합 후 압축 강도를 측정된 결과를 보면, 본 연구에서는 Z-100의 경우 레이저 군에서 가시광선 중합군보다 높았으며, 레이저 5초군에서 318.89MPa, 레이저 10초군에서 280.75MPa로 조사 시간이 길면 압축강도가 낮은 것으로 나왔고, Dyract에서도 레이저 10초에서 다른 실험 조건에 비하여 낮게 나오는 것으로 보아 레이저의 경우 조사 시간이 길어 지면 재료의 구성 성분의 결합이 저하되는 것으로 생각할 수 있다. 조(1992)²⁰⁾의 연구에 의하면

레이저의 출력이 증가하면 부가적인 열작용으로 인해 강도가 커진다고 했으나, 본 연구에서는 0.5W의 출력이 제한되어 비교해 볼 수는 없었다.

표면 미세 경도의 측정에서 Z-100은 가시광선 40초군과 레이저 10초군 사이에는 차이가 없었고, 레이저 5초군에서 낮게 나타났지만 VHN 135.32였고, 장 등(1996)³⁰⁾의 연구에 비하여는 3배정도 높았고, 이런 차이는 가해진 하중과 시간의 차이에 기인하며, Dyract는 Z-100에 비하여 3배이상 낮았다.

중합 깊이의 정도를 비교하기 위한 시편 상·하면의 미세 경도 차이 실험에서 Kanca(1985)³⁸⁾는 2mm 두께 시편으로 상·하면의 미세 경도 차이로 중합 깊이를 조사한 결과 노출 시간이 길고 광원과 거리가 짧을수록 경도 차이가 작다고 하였으나, 본 연구에서는 시편 제작시 상면의 가압을 위한 cover glass의 두께로 인해 가시광선은 1mm 상방에 광원을 위치시켰으며, 아르곤 레이저는 시편의 직경을 고려하여 2mm 상방에 광원을 위치시켰다. 한편 조(1992)²⁰⁾와 전 등(1996)⁵¹⁾이 3mm와 2.5mm 깊이까지의 미세 경도를 측정된 결과 유의성 있는 차이가 없다고 하여 이들의 실험 결과를 참고로 하여 3mm 이상의 깊이에서는 실험 조건에 따라 어떤 차이를 보이는지를 알아보기 위해 3mm와 4mm 두께의 2가지 시편을 제작하여 상·하면의 미세 경도 차이를 계산하여 비교해 보았다.

Z-100은 가시광선 40초군의 경우 3mm 상·하면의 경도 감소량과 4mm 상·하면의 경도 감소량의 차이가 있는 것으로 나와서 두께 증가에 따라 중합 정도가 감소하는 것으로 나타났고, 레이저 군에서는 상·하면의 경도 감소량이 두께 증가에 따른 차이는 없어서 중합이 일정한 것으로 나타났다. 그러나 경도 감소량 자체가 중합 정도의 절대적 수치가 아니므로, 실험 조건에 따른 중합 정도를 알아보기 위하여 두께를 통제(control)한 상태에서 LSM을 구하여 4mm까지의 중합 정도를 비교해 보면 실험 조건에 따른 차이는 없었다. Dyract는 레이저 5초군에서만 3mm와 4mm 사이에 차이가 없이 일정한 중합을 보이고, 두께를 통제한 상태에서는 가시광선 40초군에서 상·하면의 경도 차이가 작아서 중합의 깊이는 더 나은 결과를 보였다.

중합시 수복재 하방의 온도 상승을 조사하여 최고 온도 도달 시간과 최고 온도 상승을 비교해 보

면, Z-100의 경우 레이저 군에서는 8.5 ± 1.78 초에 $7.1 \pm 0.65^\circ\text{C}$ 까지 상승을 보였고, 가시광선 군에서는 11.6 ± 1.34 초에 $7.3 \pm 0.59^\circ\text{C}$ 까지 상승하였다. Dyract의 경우는 레이저 군에서 조사 시간 보다 긴 12.2 ± 0.63 초에 $6.9 \pm 0.87^\circ\text{C}$ 의 상승을 보였고, 가시광선 군에서는 Z-100에 비하여 긴 시간인 17.4 ± 0.97 초에 $5.9 \pm 0.54^\circ\text{C}$ 까지 상승하는 것에 비추어, Dyract 40초군에서 광조사후 서서히 반응이 일어나고 유의성 있는 낮은 온도 상승을 보였다. 재료간의 온도 상승 차이를 알아보기 위해 LSM을 구한 결과를 보면, 두 재료간에는 유의적 차이가 있지만 실험 조건에 따른 차이는 없었다.

박 등(1995)⁴⁷⁾이 레이저 조사시 수복재 내부에서 발생하는 온도 상승을 조사하여 높은 온도 상승을 보고한 바 있으나, 본 연구와는 실험 방법이 달라서 온도를 비교할 수 없었고, 수복재에 광선이 조사되면 수복재 자체의 발열 반응 보다 광원에 의한 온도 상승이 먼저 급격히 일어난다는 보고가 있어서 본 연구에서는 수복재의 하방에 온도 감지기를 설치하여 치수를 향한 온도의 전달을 조사하였다. 치수내의 온도 상승에 따른 치수의 괴사 발생을 조사한 연구에서 2.2°C 상승은 치수에 영향이 없고, 5.5°C 상승시 15%의 치수 괴사를 보고하고 있다⁴⁸⁾. 본 연구에서는 5.9°C - 7.3°C 의 온도 상승으로 앞서의 보고에 비하여 높았지만, 가시광선군과 아르곤 레이저군 사이에 온도 상승의 유의적 차이가 없었고, Hansen과 Asmussen(1993)²⁹⁾의 연구에 따르면 Visilux2를 사용하여 복합 레진 광중합시 직경 4mm mold의 3.2mm 하방에서 온도 증가를 조사한 결과 7.9°C 의 증가를 보였고, 하방에 글라스 아이오노머를 위치시킨 후 글라스 아이오노머 내부에서 온도 측정된 결과는 4.9°C 의 증가를 보여 본 연구와 유사한 결과를 보였다. 이들은 연구 결과에 따라 복합 레진의 하방에 글라스 아이오노머를 추천하고 있다. 한편 수복재의 표면에서 측정된 온도 변화는 가시광선의 경우 40초 조사 시간 동안 8°C 의 온도 상승이 있었고, 아르곤 레이저의 경우 10초의 광조사 시간 동안 30°C 의 온도 상승이 일어났지만, 치아에서는 재료 자체의 열흡수가 없고, 이장재에 의해 열의 전달이 차단되며, 치질에 의한 열의 흡수로 실제 치수로 전달되는 온도는 작을 것으로 여겨진다.

광중합 수복재의 최대 관심사인 중합 수축량 측정은 자가 중합형이 아닌 광중합의 경우는 광원을 조사할 수 있게 고안된 장치가 요구되어 팽창계를 이용한 연구가 시행되어 왔다. Smith 등(1953)³⁸⁾이 팽창계를 이용하여 자가 중합형 레진의 중합 수축을 연구했고, Bandyopadhyay(1982)⁷⁾는 팽창계에 수은 대신 증류수를 채워 자가 중합 수축을 연구한 바 있고, Ree와 Jacobsen(1989)³⁷⁾도 수은의 위해성을 강조하고 대신에 증류수를 사용하여 가시 광선 중합 레진의 수축을 측정하였고, Ouellet(1996)³⁹⁾은 글리세린을 이용하여 중합 수축을 연구하였다. 본 연구에서는 가시광선 뿐 아니라, 레이저 조사의 경우 빛의 지향성으로 인해 변형된 새로운 장치의 팽창계를 사용하여 증류수를 담아 중합 수축을 측정하였다. 본 연구는 25°C 의 수조에 담아서 실험 조건을 유지할 수 없는 어려움 때문에 Suliman(1994)⁴⁰⁾이 팽창계를 이용한 중합 수축 연구에서 가시광선 중합시 광원을 조사하면 2분 이내에 급속히 수축이 일어나고, 1시간 경과시 90%이상 수축이 일어난다는 주장을 참조하여 가시광선 중합과 아르곤 레이저 중합을 두 재료에서 모두 1시간까지 측정하였다. 본 연구의 실험 진행중에도 피펫의 눈금의 급속한 감소가 2분내에 관찰되었고, 이후 1시간 동안은 서서히 감소하였다. 광중합 중에 발생할 수 있는 시편의 수분 흡수는 관찰시간 동안의 양이 미미하고, 광조사시의 증류수가 열에 의해 팽창하는 것과 상쇄시켜 배제하였다. Z-100의 경우 가시광선 40초군에서 $3.21 \pm 0.291\%$ 부피 감소로 레이저군에 비하여 중합 수축이 크게 나타났지만, Ouellet(1996)³⁹⁾의 중합 30분 후 4.72% 부피 감소에 비하여는 작았다. Dyract의 경우는 Attin(1995)⁴¹⁾이 중합 5분 후 측정된 수축량인 $2.6 \pm 0.1\%$ 부피 감소와 비교하여 레이저 군에서 유사하게 나왔으며, Dyract는 1시간 이후 24시간 까지 지속적인 산-염기 반응에 의한 중합이 일어난다는 주장이 있고, Attin(1995)⁴¹⁾은 24시간 후에는 $3.2 \pm 0.2\%$ 부피 감소를 보고하였는데, 본 실험에서는 실험 조건 유지의 난점으로 측정이 이루어지지 못하였다. 복합레진의 중합 수축에 관하여는 실험 조건의 확실한 유지가 이루어 질 수 있게 하고, 새로운 측정 방법이 개발되어, 이들이 서로 보완적으로 될 수 있다면 정확도를 높인 중합 수축의 측

정이 가능 할 것이다.

이상을 종합해 보면, Z-100은 확실한 유의적 차이를 입증하지는 못하였지만 실험 조건에서 유사한 결과를 보이는 것으로 소아 치과 영역에서 진료 시간 단축을 고려하면, 레이저 조사가 유리하고, 레이저 5초에 대하여도 레이저 10초와 비견할 만한 결과를 보였으며, 이에 관하여는 다양한 실험 조건의 보충과 심도 깊은 연구가 진행되면 더 우수한 결과를 얻을 수 있을 것이다. Dyract는 레이저 조사에 비해 가시광선 중합이 우수한 것으로, 이는 긴 시간의 광조사와 이어지는 자가 중합 및 산-염기 반응때문으로 여겨진다.

V. 결 론

광중합형 복합 레진 수복재인 Z-100과 polyacid-modified resin composite로 불리는 콤포머인 Dyract의 가시광선 40초 중합과 0.5W 출력 아르곤 레이저 5초 및 10초 중합에서 압축강도 측정, 표면 미세경도 측정, 두께를 달리한 재료의 상.하면 경도 차이를 이용한 중합 깊이 정도 비교, 중합시의 온도 상승 및 중합 수축량을 측정 비교하여 다음의 결과를 얻었다.

1. 압축 강도는 Z-100에서 아르곤 레이저 중합군이 가시광선 중합군보다 높았고($p < 0.05$), Dyract는 아르곤 레이저 5초군과 가시광선 40초군 사이에는 유의적 차이가 없었으며, 아르곤 레이저 10초군에서 두드러진 감소를 보였다($p < 0.05$).
2. 표면 미세 경도는 Z-100이 우수하였고($p < 0.05$), Z-100과 Dyract 모두 가시광선 40초군과 아르곤 레이저 10초군 사이에 유의적 차이가 없었다.
3. 중합 깊이 연구는 Z-100의 경우 레이저 중합군이 두께별 상.하 경도 감소량의 차이가 없어서, 일관된 중합의 경향을 보였지만, 두께를 통제(control)하여 비교한 결과는 레이저 중합군과 가시광선 중합군 간에 유의적 차이가 없었고, Dyract는 레이저 중합보다 가시광선 40초에서 중합이 우수한 것으로 나타났다($p < 0.05$).
4. 중합시 온도 상승은 Z-100이 더 높았고($p < 0.05$), 광조사 시간에는 유의적 차이가 없었다.
5. 중합 수축 측정에서는 재료간의 유의적 차이는

없었고, 레이저 5초군에서 중합 수축이 가장 작았고($p < 0.05$), 레이저 10초군과 가시광선 40초군 사이에는 유의적 차이가 없었다.

이상으로 Z-100은 진료 시간의 단축으로 레이저 중합이 우수하고, 반면에 Dyract는 가시광선 중합이 우수한 것으로 사료된다.

참고 문헌

1. Adrian, UJYap, Lim, CC and Jeniffer, CLNeo: Marginal sealing ability of three cervical restorative system. Quintessence Int 26:817, 1995.
2. Allen, DJ: Thermal effects associated with the Nd-YAG dental laser. Angle Orthodont 63(4):299, 1993.
3. Anic, I, Vidovic, D, Luic, M, and Tudja, M: Laser induced molar tooth pulp chamber temperature changes. Caries Res 26(3):165, 1992.
4. Attin, T, Buchalla, W, Kielbassa, AM and Hellwig, E: Curing shrinkage and volumetric changes of resin-modified glass-ionomer restoratives. Dent Mater 11:359, 1995.
5. Baharav, H, Abraham, D, Cardash, HS and Helft, M: Effect of exposure time on the depth of polymerization of a visible light cured composite resin. J Oral Rehab 15:167, 1988.
6. Bausch, JR, Lang, KD, Davidson, CL, Peter, A and de Gee, AJ: Clinical significance of polymerization shrinkage of composite resins. J Prosthet Dent 48(1):59, 1982.
7. Balland, D, Guillard, R and Andre JC: Experimental studies and modeling of light distribution in photopolymerizable composite materials. Dent Mater J 3:93-98, 1984
8. Bandyopadhyay, S: A study of the volumetric setting shrinkage of some dental materials. J Bio Mater Res 16:135-144, 1982.
9. Blankenau, RJ, Kelsey, WP, Powell, GL, Shearer, GO, Barkmeier, WW and Cavel, WT: Degree of composite resin polymerization with visible light and argon laser. Am J Dent 4:40-42, 1991.

10. Braem, MJA, Ladys, S, Lambrechts, P and Vanherle, G: Fractography of composites and a polyacid-modified composite after in vitro fatigue testing. *J Dent Res* 76(special issue Abstr. No.493), 1997.
11. Burne, D: Interaction of pulsed carbon dioxide laser beams with teeth in vitro. *Scand J Dent Res* 88:301, 1980.
12. Caughman, WF and Davis, HC: A predictive model for the polymerization of photoactivated resin composites. *Int J Prosthodont* 7(2):159, 1994.
13. Donley, KJ and Jensen, ME: Posterior composite polymerization shrinkage in primary teeth: an in vitro comparison of three restorative techniques. *Pedia Dent* 8(3):209, 1986.
14. Donley, KJ, Jensen, ME, Reinhardt, J and Walker, JD: Posterior composite polymerization shrinkage in primary teeth: an in vivo comparison of three restorative techniques. *Pedia Dent* 9(1):22, 1987.
15. Eick, JD and Welch, FH: Polymerization shrinkage of posterior composite resins and its possible influence on postoperative sensitivity. *Quintessence Int* 17(2):103, 1986.
16. Flaitz, CM, Hicks, MJ: Argon laser irradiation and acidulated phosphate fluoride treatment in caries-like lesion formation in enamel: an in vitro study. *Pedia Dent* 17(1):31, 1995.
17. Forsten, L: Resin-modified glass-ionomer cements: fluoride release and uptake. *Acta Odontol Scand* 53:222, 1995.
18. Fritz, UB, Finger, WJ and Uno, S: Marginal adaptation of resin modified GICs in dentin cavities. *J Dent Res* 75(special issue Abstr No.1022), 1996.
19. Frey, O and Soglowek, W: Correlation of abrasion resistance and mechanical properties of comonomers. *J Dent Res* 76(special issue Abstr No.2195), 1997.
20. Goldman, L, Hornby, P, Meyer, R and Goldman, B: Impact of the lasers on the dental caries. *Nature* 203:417, 1964.
21. Goldman, M: Polymerization shrinkage of resin-based restorative materials. *Aust Dent J* 28(3):156, 1983.
22. Goodman, BD and Kaufman, 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* 56(10):1201, 1977.
23. Hansen, EK and Asmussen, E: Correlation between depth of cure and temperature rise of a light-activated resin. *Scand J Dent Res* 101:176-9, 1993.
24. Heisler, WH and Tjan, AHL: Marginal leakage of class V compomer restoration. *J Dent Res* 75(special issue Abstr No.2967), 1996.
25. Hick, MJ, Flaitz, CM, Westerman, GH, Berg, JH, Blankenau, RL and Powell, GL: Caries-like lesion initiation and progression in sound enamel following Argon laser irradiation: an in vivo study. *J Dent Child* May-June:201-209, 1993.
26. Kanca III, J: Visible light-activated composite resins for posterior use - a comparison of surface hardness and uniformity of cure. *Quint Int* 10:687-670, 1985.
27. Kelsey WP, Blankenau RJ, Powell GL, Barkmeier WW, Cavel WT and Whisenant BK: Enhancement of physical properties of resin restorative materials by laser polymerization. *Laser Surg Med* 9:623, 1989.
28. Kelsey WP, Blankenau RJ, Powell GL, Barkmeier WW and Stormberg EF: Power and time requirements for use of the Argon laser to polymerize composite resins. *J Clin Laser Med Surg* 10(4):273, 1992.
29. Kinersly T, Jarabak JP, Phatak NM and Dement J: Laser and teeth. *New York Dent J* 32:56, 1966.
30. Kutsch VK: Lasers in Dentistry: Comparing wave lengths. *J Am Dent Assoc* 124:49, 1993.
31. Lobene RR, Bhussry BR and Fine S: Interaction of carbon dioxide laser radiation with enamel and dentin. *J Dent Res* 47:311, 1968.

32. Masumoto H, Gres JE, Marker VA, Okabe T, Ferracane J L and Haevey GA:Depth of cure of visible light-cured resin:clinical simulation. *J Prosthet Dent* 55(5):1574, 1986.
33. Ouellet DF:A simple method measuring composite resins polymerization shrinkage. *J Dent Res* 75(special issue abstr No.2185), 1996.
34. Powell GL and Blankenau RJ:The effect of beam size on composite polymerization. *J Dent Res* 75(special issue Abstr No.1029), 1996.
35. Powell GL, Kelsey WP, Blankenau RJ and Barkermeier WW:The use of an Argon laser for polymerization of composite resin. *Esthetic Dent* 1(1):34-37, 1989.
36. Powell GL, Morton TH and Whisemant BK:Argon laser oral safety parameters for teeth. *Lasers Surg Med* 13(5):548, 1993.
37. Ree JS and Jacobsen PH:The polymerization shrinkage of composite resins. *Dent Mater* 5:41-44, 1989.
38. Smith DL:Direct filling resin:dimensional changes resulting from polymerization shrinkage and water sorption. *J Am Dent Assoc* 46:540-544, 1953.
39. Stern RH, Renger HL and Howell FV:Laser effects on vital pulps. *British Dent J* 127:26, 1969.
40. Suliman AH, Boyer DB and Lakes RS: Polymerization shrinkage of composite resin:Comparison with tooth deformation. *J Prosthet Dent* 71:7, 1994.
41. Suljak JP and Kofman SH:A fluoride release absorption-release system applied to fluoride-releasing restorative materials. *Quintessence Int* 27:635, 1996.
42. Tirtha R, Fan PL, Dennison JB and Powers JM:in vitro Depth of cure of photo-activated composites. *J Dent Res* 61(10):1184, 1982.
43. Westerman GH, Hicks MJ, Flaitz CM, Blankenau RJ, Powell GL and Berg JH:Argon laser irradiation in root surface caries:In vitro study examines lasers effects. *J Am Dent Assoc* 125:401, 1994.
44. White JM, Fagan MC and Goodis HE: Intrapulpal temperatures during pulsed Nd:YAG laser treatment of dentin, in vitro. *J Periodontol* 65(3):255, 1994.
45. Yamamoto H and Sato K:Prevention of dental caries by Nd:YAG laser irradiation. *J Dent Res* 59:2171, 1980.
46. 김여갑:치과용 레이저의 종류와 물리적 특성. *대한치과의사협회지*. 34(1):26, 1996.
47. 박주석, 장혜숙, 송진, 최용석, 김경남:Ar레이저를 이용한 치과용 광중합형 복합레진 중합의 효용성. *대한치과기재학회지*. 22(2):207, 1995.
48. 대한구강내과학회:레이저 치의학. 지성출판사. 1996.
49. 오 명, 강문호:레이저 응용. 청문각. 1996(개정판)
50. 장기택, 이광수, 이상훈:아르곤 레이저와 가시광선의 복합 레진 및 Glass ionomer 중합에 관한 연구. *대한소아치과학회지*. 23(1):136, 1996.
51. 전상언, 김용기:가시광선과 아르곤 레이저에 의한 복합레진 중합 효과의 비교 연구. *대한소아치과학회지*. 23(2):327, 1996.
52. 조현경, 이정석:Argon 이온 레이저 중합에 의한 Composite resin의 물성에 관한 연구. *대한보존학회지*. 17(1):69, 1992.