

가시광선과 아르곤 레이저에 의해 중합된 레진 수복물 주변 법랑질의 항우식효과에 관한 비교연구

단국대학교 치과대학 소아치과학교실

박영수 · 김종수 · 김용기

Abstract

A COMPARATIVE STUDY ON THE ANTICARIOGENICITY OF ENAMEL SURFACE ADJACENT TO RESIN RESTORATION POLYMERIZED BY VISIBLE LIGHT OR ARGON LASER.

Young-Soo Park, D. D. S., Jong-Soo Kim, D. D. S., M. D. S.,
Yong-Kee Kim, D. D. S., M. D. S., Ph.D.

Dept. of Pediatric Dentistry, College of Dentistry, Dankook University

The main purpose of this study was to evaluate the anticariogenic effect of argon laser. Histological observations on lesion initiation and progression were performed under the polarized microscope. The results from the present study can be summarized as follows ;

1. The specimens of laser cured group were shown to have more irregular and discontinuous lesion body in general than visible light cured group with rather continuous positive birefringence.
2. With lesion initiation and progression, almost all the specimens showed deeper body of lesion with shallower intact surface zone in the visible light cured group than the laser cured group ($p < 0.05$). When the comparison was made between the two argon laser cured groups, the single-cure group showed deeper lesion body and the shallower surface layer than double-cure group.
3. Based upon the above mentioned results of this study, it can be assumed that the use of argon laser in the procedure of resin polymerization may provide the child and adolescent patient population with anticariogenic effect as well as efficient polymerization. Further studies using various materials and experimental conditions are being encouraged.

I. 서 론

Laser는 Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation의 약성어으로써 레이저 광선은 모든 광자 입자들이 동일 파장을 갖는 단색성이며 모든 광자들이 同相位에 있는 간섭성이 있으며, 광선이 작은 조직에 초점을 맞출 수 있는 시준성을 갖고 있다¹⁾. 또한 활성 매체에 따라 CO₂, Argon, He-Ne 같은 기체 레이저와 Ruby, Nd-YAG 같은 고체 레이저, 액체 레이저 그리고 반도체 레이저등으로 분류할 수 있다²⁾.

1954년 Townes등³⁾이 레이저의 전단계인 Maser(Microwave Amplification by Stimulated Emission of Radiation)를 개발했으며, 1960년에는 루비결정을 이용한 최초의 레이저가 Maiman⁴⁾에 의해 소개되었다.

이후 다양한 종류의 레이저가 개발되어 중앙절제, 망막치료 등의 여러의료영역에 레이저가 이용되고 있다⁴⁾. 치의학 분야에서는 1964년 Goldman등¹⁾에 의해 처음으로 우식병소의 제거에 레이저가 응용된 이래로 Stern등⁵⁾도 루비레이저를 이용한 치아의 와동형성에 관해 보고한 바 있으며, Weichman등⁶⁾은 레이저로 치근단공을 폐쇄시키는 근관치료를 시도한 바 있다.

아르곤 레이저는 1962년 Bennett에 의해 개발되었고 488nm와 514.5nm의 가시광선 파장을 방출하며, Silica-quartz섬유를 사용해서 시술 부위에 근접이 용이하여 의학분야에서는 특히 안과, 피부과 등에서 사용되고 있다⁶⁾. 치의학 분야에서는 구강점막이나 치은조직의 절단, 소대절제술, 연조직 질환의 치료 등을 비롯하여 복합레진등의 광중합이나 치아우식증의 예방과 치료에 이용되고 있다⁷⁾.

구강위생 관리능력이 성인에 비해 현저하게 떨어지는 소아환자의 경우, 수복물 주변에 자주 발생하는 이차우식이나 평활면에서 흔히 발견되는 백반상의 초기 우식 병소에 대한 예방 및 관리가 요구된다.

레이저의 항우식 효과는 여러 연구에 의해 보고되었으나 유사한 항우식 효과를 보이면서도 경제적 효율성이 크게 높은 것으로 평가되는

불소 제재의 존재로 인하여 임상가들의 큰 호응을 얻지 못하고 있는 실정이다. 여러 종류의 레이저 중에서 특히 아르곤 레이저가 수복 재료의 중합에 탁월한 효과를 보인다는 연구가 보고됨에 따라 이 분야는 집중적인 연구 대상이 되고 있다. 아르곤 레이저에 의한 중합이 갖는 가장 큰 장점은 기존의 가시광선의 1/4에 불과한 중합 시간으로도 동일한 중합 효과를 나타내며 임상적 견지에서 이는 상당한 이점으로 받아들여진다. 일반적인 광중합 술식 과정에서 수복물뿐 아니라 수복물 변연에도 광조사가 이루어지며 동일한 광중합 시간내에 이를 위한 부가적인 시간은 필요없다. 만일 아르곤 레이저를 사용하여 짧은 시간내에 우수한 수복물의 중합이 이루어짐과 동시에 수복물 변연 법랑질이 강화되어 우식에 대한 저항성을 보유하게 된다면 여러 가지 저항요소에도 불구하고 많은 임상가들이 이를 사용할 것으로 예상된다.

본 연구에서는 복합레진 수복물의 중합을 기존의 가시광선과 아르곤 레이저로 시행하여 광조사된 수복물 주변 법랑질에 인공우식을 유발 시킨후 편광현미경하에서 우식 병소의 형태와 깊이측정 등의 조직학적 관찰을 통해 우식 저항도를 비교평가한 결과 다소의 지견을 얻었기에 보고하는 바이다.

II. 문헌 고찰

1. 레이저의 치의학 임상분야 적용

1960년 Maiman에 의해 최초의 레이저가 개발된 이후 치과분야에서도 레이저에 대한 관심이 증가되어 현재는 경조직과 연조직 시술 모두에 이용되고 있다²⁾. 1960년대의 레이저 연구는 주로 치아우식 제거와 와동형성에 대해 행해졌지만 사용영역이 점차 확대되어 최근에는 치주와 연조직 치료, 레진 부착시 치면처리, 교정용 bracket의 접착, 근관치료시 치근단 폐쇄, 광중합 수복재의 중합 등에 광범위하게 적용되고 있다⁸⁻¹¹⁾.

Mcburney⁷⁾, Kutsch등⁶⁾은 아르곤 레이저의 임상적용 범위를 소개한 바 있는데 청색의 488 nm와 녹색의 514.5 nm의 가시광선 파장을 방

출하는 아르곤 레이저는 잘 휘어지는 silica-quartz 섬유를 이용해서 신체의 모든 부위에 쉽게 적용할 수 있으며 혈색소같은 빨간색에는 잘 흡수되지만 구강내 시술부위에 인접한 상아질이나 법랑질 등의 경조직에 대한 흡수는 매우 낮고 특히 레이저로 시술하는 동안 치아에 대한 위해작용이 작은 특징을 지니고 있어²⁾ 치의학 분야에서는 치은 절제술, 치은 소파술, 지혈, 치아재식등에 광범위하게 적용할 수 있다.

레이저의 임상적용시 위해성을 알아보기 위한 여러 연구들이 있었다. 표면에 조사된 에너지의 양과 치수 반응을 조직학적, 형태학적으로 비교한 Adrian 등¹²⁾의 실험에서 과도한 레이저 조사는 치질의 파괴와 심한 치수괴사를 유발한다고 하였고 Blankenau 등¹³⁾은 1-2 W, 0.1 초의 pulse duration으로 치수 조직을 제거하였을 때 백아법랑경계부와 치근단에서 온도를 측정한 결과 치아의 과도한 온도 상승은 나타나지 않았음을 보고하였다.

아르곤 레이저 조사시 인접한 연조직의 부작용을 조사하기 위해 개의 치은 치조점막에 레이저 조사후 조직학적으로 관찰한 Brenneise¹⁴⁾의 실험에서 치은 치조점막이 10초 동안 노출시 결체조직의 초산화 현상이 나타났으나 72 시간 경과후 거의 사라졌으며 연조직에 대한 부작용은 거의 없었다고 보고하였다. 술자와 보조자의 눈에 대한 잠재적 위험성을 평가하기 위한 실험도 행해졌는데, 보안경을 통해 투과된 레이저 광선의 강도와 위험성을 측정한 Sliney¹⁵⁾는 아르곤 레이저 photocoagulator로부터 발사된 레이저 광선이 섬광을 일으켜서 술자의 시각에 불편감을 야기할 수 있지만 그 양이 매우 작은 기준치 이하여서 위험하지는 않다고 하였다. 이와 같은 위해작용을 줄이기 위해 레이저 사용시 유의해야 할 두가지 중요한 요건이 있다. 첫째는 연조직 특히 치수손상을 최소로 하기 위해 최소한의 에너지를 사용하는 것이며, 둘째는 레이저 광선이 구강내 시술부위로 한정될 수 있게 하기위해 flexible beam guide를 사용하는 것이다¹⁶⁾.

2. 레이저를 이용한 광중합 수복재의 중합과 물성향상에 관한 연구

복합레진 등의 광중합 수복재가 소개된 이후 재료의 물성이 많이 향상되었고 심미적 수복 재료로 사용이 보편화되었으며, 중합 방법도 자외선 중합으로부터 자외선 광선에 비해 눈에 대한 위해 작용이 적고 더 깊이 중합되는 가시광선 중합으로 발전하여왔다¹⁷⁻¹⁹⁾. 적절한 파장(400-520 nm)과 중합시간은 가시광선에 의한 복합레진의 중합을 위해 필수적이다. 그러나 이 때 방출되는 광선은 전압이나 램프의 상태에 따라 변화가 심하며 백열등과 반사경의 기능 저하, 광섬유의 파괴 등으로 light gun에서 나오는 가시광선의 파장이나 광도가 감소될 수 있고²⁰⁾ camphoroquinone initiator가 첨가된 광중합 복합레진은 가시광선의 파란색 특히 480 nm의 파장에 매우 민감하다.²⁶⁾ 또한 와동의 크기와 위치, 복합레진의 두께, 색깔 등에 의해서도 깊은 부위에 도달하는 가시광선의 파장은 감소될수 있다. 수복 물질의 물리적 성질을 향상시키고 완벽한 중합을 위해서 얇은 두께로 여러번 충전하는 방법이 추천되지만 중합시간이 오래 걸린다는 단점이 있다²¹⁾. 가시광선의 여러 문제로 인한 복합레진의 불완전한 중합은 수복 재료의 탈락, 미반응 단량체에 의한 치수 자극이나 연조직의 과민 반응, 변색등의 문제를 야기한다^{22,23)}. 이처럼 미반응 단량체는 레진의 물성에 많은 영향을 주기 때문에 최근에 임상적 연구가 진행되고 있는 아르곤 레이저에 의한 복합레진 광중합에 관심을 갖게 되었다. 기존의 텅스텐-할로젠등이나 백열등에서 나오는 가시광선이 여러 파장과 색깔을 내며 여러 방향으로 분산되는데 반해, 단색으로 나오며 규칙적인 에너지를 가지는 동시에 작은 크기의 광선으로 만들 수 있는 아르곤 레이저는 광중합 수복 재료에 조절된 에너지를 전달하여 효율적으로 광중합 시킬 수 있다는 연구가 여러 문헌에서 나타났다^{10,24-27)}. Blankenau^{28,29)}는 교합면의 치면 열구전색시 아르곤 레이저로 중합한 실험에서 기존의 가시광선을 이용한 방법에 비해 더 우수하거나 거의 비슷한 인장강도를 나타냈고 280 mW의 power로 15초간 글라스 아이

오노머를 중합하여 diametral strength를 측정하였을 때 가장 좋은 물성을 나타냈다고 하였다.

Blankenau 와 Kelsey 등²⁴⁾은 liquid chromatography를 이용하여 중합후 미반응 레진을 추출한 결과 아르곤 레이저군에서 더 많은 중합이 되었다고 하였으며, 아르곤 레이저를 1 W의 에너지로, 5초 동안 중합한 군과 가시광선을 20초 동안 중합한 군의 전단 강도와 압축 강도를 비교한 Powell 등¹⁰⁾의 실험에서는 상아질과의 결합력이 레이저로 중합한 군이 2배 정도 유의성 있게 높게 나타났으며, 법랑질과의 결합력과 압축강도는 레이저 군에서 높게 나타났지만 유의성은 없었다. Kelsey 등³⁰⁾의 실험에서는 compressive strength, diametral tensile strength, transverse flexural strength 등의 물성이 아르곤 레이저군에서 더 높게 나타났으며 중합시간이 1/4로 짧은 아르곤 레이저가 레진의중합에 효과적이라고 하였다.

3. 레이저에 의한 우식 억제효과에 관한 연구

1964년 Stern등³¹⁾이 레이저 조사에 의한 법랑질의 내산성 증가를, Goldman등³²⁾이 루비 레이저 조사후 법랑질 표면 변화를 보고한 이래 레이저 조사로 치아우식증을 예방할 수 있다는 여러 연구들이 진행되어왔다.

Goodman등³³⁾은 아르곤 레이저와 불화나트륨 복합 사용시 법랑질의 불소 부착증가와 산에 의한 용해도 감소를 X선 회절 등을 통한 실험으로 관찰하였으며, Yamamoto와 Sato¹⁶⁾가 Nd-YAG 레이저에 의한 인공우식 병소 억제효과를, Featherstone과 Nelson⁹⁾은 CO₂ 레이저조사에 의한 우식진행억제를 보고하였다. 국내에서는 Kim등³⁴⁾이 CO₂ 레이저조사에 의한 법랑질 내산성 증가를, Son등³⁵⁾은 Nd-YAG 레이저에 의한 법랑질 내산성 증가를, 또 Lee등³⁶⁾은 미세경도측정, 주사전자현미경 관찰등으로 CO₂ 레이저조사시 내산성과 우식억제효과를 보고하였다. Nyssen등³⁷⁾은 CO₂ 레이저를 탈회된 상아질 표면 처리시 sealed layer형성에 의한 산이온 확산 지연과 우식병소 감소를 보고하였고, Hicks등³⁸⁾의 연구에서는 아르곤 레이저를 250

mW, 10 초 동안 법랑질 표면에 조사시 인공 우식 유발용액에 대한 항우식 효과가 관찰되었으며 그 이유를 유기질, 탄산염, 물 등의 감소로 인한 산에 대한 내성 증가로 설명하였다. Powell등³⁹⁾은 치면열구 전색재를 아르곤 레이저로 중합시 편광 현미경하에서 우식 병소 깊이를 관찰하였고, Westerman등³⁹⁾은 치근 표면에 아르곤레이저를 조사한 다음 인공우식 용액에 담가둔 후 병소 깊이를 측정한 결과 비조사군과 비교시 병소 깊이가 상당히 감소하였다고 보고하였다. Flaitz등¹⁰⁾은 1.23% APF와 아르곤레이저를 함께 사용하였을 때 우식 병소깊이 감소와 내산성 효과를 관찰하였고, 아르곤레이저로 중합시킨후 법랑질과 열구전색제 사이의 치아우식증의 발생과 진행을 조사한 Hicks등⁸⁾의 연구에서는 레이저군의 인공우식의 깊이가 유의성 있게 감소하였으며 아르곤 레이저 중합후 열구 전색제 주변의 치아우식의 발생은 감소하였다고 보고하였다.

III. 연구대상 및 방법

1. 연구 대상 및 재료

1) 실험 대상치아

최근에 발거하여 0.1% thymol 용액에 보관된 제 3대구치 중에서 협설면에 우식이나 결손 부위가 없는 총 40개의 치아를 대상으로 선정하였다.

2) 실험 재료

복합레진(Z-100, 3M, USA)과 Visilux(3M, USA), 그리고 Dental 200 Argon laser(HGM, USA)를 실험 재료로 사용하였다.

2. 연구방법

1) 대상치아의 준비

① 법랑질 세마

치관과 치근에 잔류된 조직을 스케일러로 제거하고, 불소가 포함되지 않은 퍼미스로 치면 세마를 시행한 후 증류수로 세척 건조하고 2%

차아염소산 나트륨에 24시간 동안 보관하여 표면에 부착된 유기물을 제거하였다. 그 후 5분간 초음파 세척을 시행하여 증류수에 보관하였다.

②치아 절단 및 분류

총 40개의 치아들을 ventilated disc로 절단하여 치근을 분리해낸 다음, 치관부를 협측 치관과 설측 치관으로 이등분하였다. 치아간의 변위를 최소화하기 위해서 동일 치아에서 협측 치관부는 실험군(n=40)으로, 설측 치관부는 대조군(n=40)으로 설정하였다.

2) 와동형성

치관의 협측과 설측면에 5×2×2mm 크기의 5급 와동을 #330 carbide bur를 사용해서 형성하였다.

3) 복합레진의 접착과 중합

5×2mm의 접착 테이프를 와동을 중심으로 적합시킨 후 형성된 와동에 통법에 따라 산부식, bonding agent 도포 후 협측 실험군은 아르곤 레이저를 0.5W의 power로 5초간 조사하였으며, 설측 대조군은 가시광선으로 10초간 조사하였다. 접착 테이프를 떼어내고, 레진을 충전한 후 협측 실험군은 아르곤 레이저를 0.5W의 power로 10초간 조사하였으며, 설측 대조군은 가시광선으로 40초간 조사하였다.

4) nail varnish 도포

7×4mm의 접착 테이프를 와동을 중심으로 적합시킨 후 그외의 모든 부위는 모두 내산성 nail varnish를 균일하게 3회 반복 도포하였고 varnish가 완전히 건조된 후 부착시킨 접착 테이프를 떼어내어 각 와동 주위에 균일하게 1mm씩 법랑질이 노출되도록 하였다.

5) 1차 인공 우식 유발과 조직분석용 치아 박편 제작

각각의 치아절편을 우식 유발 용액 5ml가 담긴 시험관에 넣고 parafilm으로 밀봉하여 37℃로 고정된 항온기에 넣고 5일간 보관하여 초기 우식병소를 유발시켰다. 인공 우식 용액은 0.1M

유산에 6wt% hydroxyethyl cellulose (HEC, Aldrich Chem. Co.)를 첨가하고 pH를 4.0으로 조정하여 제조하였다. 우식이 유발된 각 표본들(협측, 설측)을 꺼내어 흐르는 물로 세척한 다음 다시 증류수로 세척 건조하였다.

이절편들을 창이 절단축에 수직이 되도록 acrylic plate에 glue로 접착시킨 다음 경조직 절삭기(ISOMET, USA)로 이등분하였다.

협측 절편의 1/2에 아르곤 레이저를 1회 더 조사한 후 I군(설측 절편)은 가시광선 중합군, II군(협측절편의 1/2)은 아르곤 레이저 1회 조사군, III군(협측절편의 1/2)은 아르곤 레이저 2회 조사군으로 설정하였다. I, II, III군의 일부는 lesion initiation을 편광 현미경 하에서 관찰하기 위해 경조직 절단기(ISOMET, USA)를 사용하여 약 700μm 두께로 절단하였으며 제작된 박편을 증류수로 세척, 건조한 후 각각 슬라이드 글라스에 Epon으로 접착시킨 후 관찰면을 1000, 2000, 3000, 4000 grit 의 silicon carbide paper로 활택하여 현미경 관찰용 표본을 완성하였다.

6) 2차 인공우식 유발과 조직분석용 치아 박편 제작

lesion initiation 관찰용 박편 제작을 위한 절편을 절단한 다음 나머지는 lesion progression 관찰을 위해 절단면에 내산성 nail varnish 도포후 5일간 인공 우식 용액에 재침윤시킨 다음 꺼내어 1차우식 관찰용 표본의 인접면을 경조직 절단기를 사용하여 절단하여 박편을 얻었다(Fig. 1). lesion initiation시와 동일한 방법으로 조직 분석용 박편을 제작하여 우식 진행과정에 미치는 레이저의 효과관찰에 이용하였다. 1, 2차 인공우식이 유발된 총 240개의 박편을 대상으로 Table 1과 같이 분류하였다.

7) 편광 현미경 관찰

완성된 표본을 물에 침윤하여 편광 현미경(Labophot-Pol, Japan)하에서 100배의 배율로 관찰하였으며, 현미경에 부착된 micrometer를 이용하여 우식병소의 양상과 깊이를 비교, 측정하였다. 교합연과 치경연에서 각각 3개의

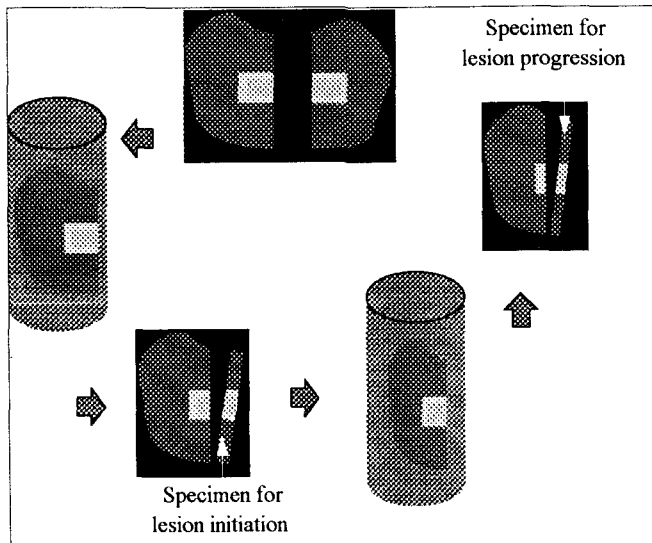


Fig. 1. Schematic drawing of sectioning for experimental group

Table 1. Sample grouping and regimen of composite resin curing

	Group	Sample grouping	Curing source	Number of section
Control group	I	I -initiation	Visible light	40
		I -progression		40
Experimental group	II	II -initiation	Argon laser(1㉮)	40
		II -progression		40
	III	III -initiation	Argon laser(2㉮)	40
		III -progression		40

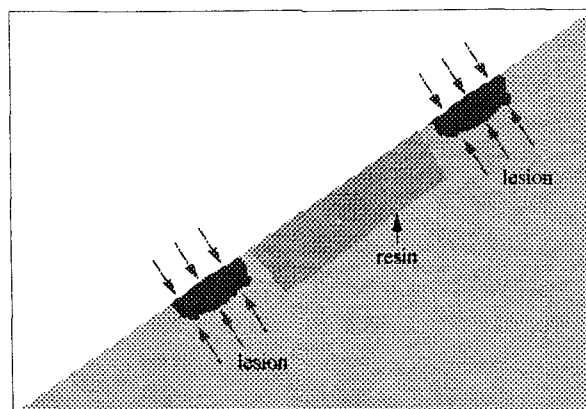


Fig. 2. Schematic drawing of method for lesion depth measurement

점을 설정하여 병소깊이를 측정한 후 최대값과 최소값을 제외한 4개 수치의 평균을 대표값으로 선정하였다(Fig. 2).

8) 통계 분석

각 군의 정규분포를 확인하고 Oneway ANOVA test에서 유의차가 있음을 확인한 후 Scheffe의 다중 비교분석을 시행하였다.

IV. 연구 성적

1. 우식병소 깊이의 관찰결과

총 240개의 치아절편을 대상으로 인공우식

병소깊이를 측정하여 산출한 대조군 및 실험군의 평균 병소깊이와 표준편차는 Table 2에 나타나 있다. Fig. 3은 이를 그래프로 나타낸 것이다. 레이저 조사군인 II, III군에 비해 가시광선 중합군에서 깊은 병소본체와 얇은 건전표층을 볼 수 있었으며 아르곤 레이저 조사군간 비교에서는 II군이 III군에 비해 깊은 병소본체와 얇은 표층을 관찰 할 수 있었다.

Table 3은 lesion initiation과 progression에서 각군의 평균 건전표층 깊이와 표준편차를 나타낸 것이며 fig. 4는 이를 그래프로 나타낸 것이다. I 군에 비해 II군에서, II군에 비해 III군에서 건전표층 깊이가 증가를 관찰 할 수

Table 2. Mean depth of surface zone and lesion body(μm) for each group with standard deviation

		I	II	III
Lesion Initiation	surface	11.58 ± 1.73	16.67 ± 2.95	20.75 ± 2.59
	body	105.79 ± 6.88	88.42 ± 5.85	79.88 ± 8.97
Lesion Progression	surface	9.92 ± 1.77	14.71 ± 2.50	19.37 ± 2.77
	body	192.08 ± 15.27	150.54 ± 19.49	113.54 ± 10.82

(M ± S.D.)

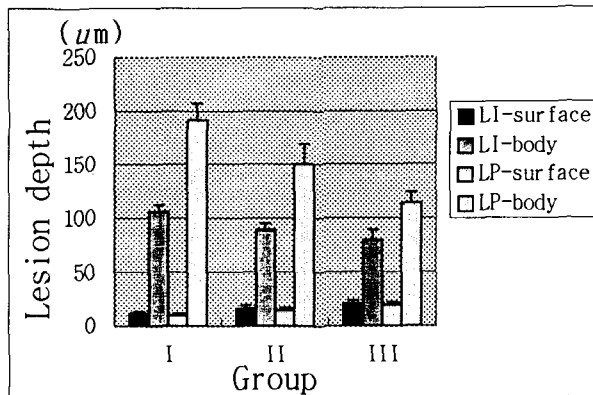


Fig. 3. Bar graph representing the mean lesion depth of each group in lesion initiation and progression

Table 3. Mean depth of surface zone(μm) in each group with standard deviation

	I	II	III
Lesion Initiation	11.58 ± 1.73	16.67 ± 2.95	20.75 ± 2.59
Lesion Progression	9.92 ± 1.77	14.71 ± 2.50	19.37 ± 2.77

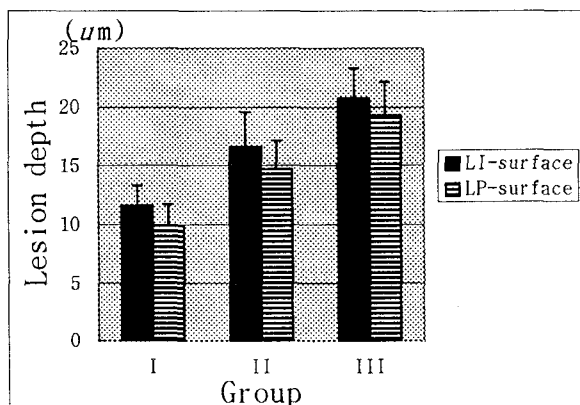


Fig. 4. Bar graph representing the mean surface zone depth of each group in lesion initiation and progression

있었고 이를 통계처리한 결과 (Table 4) I 군과 II 군, II 군과 III 군, I 군과 III 군 모두에서 유의한 차이가 있었다 ($p < 0.05$).

Table 5는 lesion initiation과 progression에서 각 군의 평균 병소 본체깊이와 표준편차를 나타낸 것이며, fig. 5는 이를 그래프로 나타낸 것이다. I 군에 비해 II 군에서, II 군에 비해 III 군에서 병소본체 깊이의 감소를 관찰할 수 있었고 이를 통계처리한 결과 (Table 6) I 군과 II 군, II 군과 III 군, I 군과 III 군 모두에서 유

의한 차이가 있었다 ($p < 0.05$).

Lesion progression 후 각군의 평균 건전표층 깊이 감소치와 표준편차는 Table 7과 fig. 6에 나타난 바와 같이 모든 군에서 유사한 양상을 보였으며, 이를 통계처리한 결과 (Table 8) 각 군간에 유의차를 나타내지 않았다. ($p > 0.05$) Table 9와 fig. 7은 lesion progression 후 각군의 평균 병소본체 깊이의 증가치와 표준편차를 나타내는 표와 그래프이다. I 군에 비해 II 군에서, II 군에 비해 III 군에서 병소 본체 깊이의 증가가 더 적게 나타났고 이를 통계처리한 결과 (Table 10) 각 군간에 유의한 차이가 있었다. ($p < 0.05$)

Table 4. Statistical comparison between groups on the surface zone depth(LI and LP)

	I	II	III
I			
II	*		
III	*	*	

* : Statistically significant difference ($p < 0.05$)

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

(from Sheffe's Multiple range test)

2. 우식병소의 편광 현미경 소견

인위적으로 유발시킨 범랑질 우식병소를 물에 침윤하여 편광현미경으로 관찰해본 결과, 모든 병소에서 음성복굴절을 나타내는 표층과 양성복굴절을 나타내는 병소본체가 관찰되었다. 각 군간의 우식병소 양상을 비교해본 결과, 각 군간 병소깊이의 차이를 나타냈고, lesion initiation과 progression시 레이저 조사군의 시편에서는 가시광선 중합군(I 군)에 비해 불연속적이고

Table 5. Mean depth of lesion body(μm) in each group with standard deviation

	I	II	III
Lesion Initiation	105.79 ± 6.80	89.42 ± 5.85	79.88 ± 8.97
Lesion Progression	192.08 ± 15.27	150.54 ± 19.49	113.54 ± 10.82

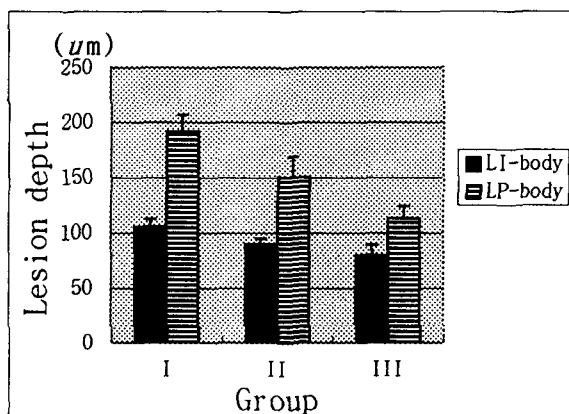


Fig. 5. Bar graph representing the mean depth of lesion body each group in lesion initiation and progression

Table 6. Statistical comparison between groups on the body of lesion depth (LI and LP)

	I	II	III
I			
II	*		
III	*	*	

* : Statistically significant difference (p<0.05)

- : No statistically significant difference (p>0.05)

(from Sheffe's Multiple range test)

Table 7. Reduction in surface zone depth (M ± SD) after lesion progression in each group

Group	I	II	III
Mean ± S.D	1.75 ± 1.06	1.96 ± 1.60	1.37 ± 2.03

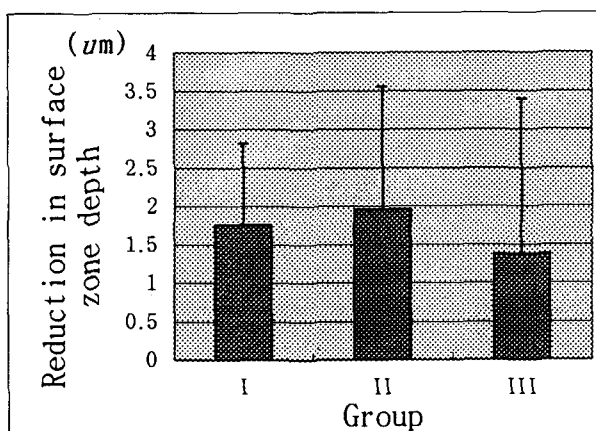


Fig. 6. Bar graph representing the reduction in surface zone depth (M ± SD) after lesion progression in each group

Table 8. Statistical comparison between groups on the increment in surface zone depth after lesion progression

	I	II	III
I			
II	-		
III	-	-	

* : Statistically significant difference
($p < 0.05$)

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

(from Sheffe's Multiple range test)

Table 9. Increment in body of lesion depth ($M \pm SD$) after lesion progression in each group

Group	I	II	III
Mean \pm S.D	86.29 \pm 17.83	61.12 \pm 20.07	33.25 \pm 12.28

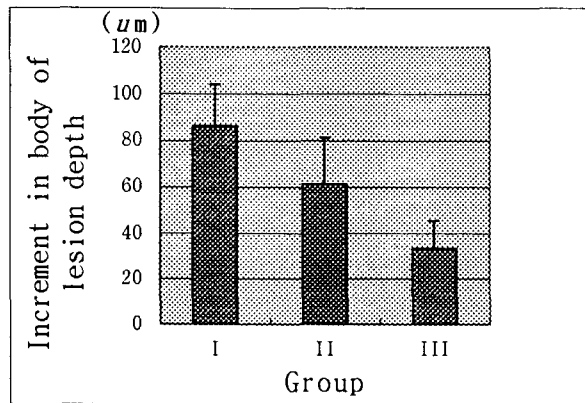


Fig. 7. Bar graph representing the increment in body of lesion depth ($M \pm SD$) after lesion progression in each group

Table 10. Statistical comparison between groups on the increment in depth of lesion body after lesion progression

	I	II	III
I			
II	*		
III	*	*	

* : Statistically significant difference
($p < 0.05$)

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

(from Sheffe's Multiple range test)

불규칙한 파상양태의 병소본체가 많이 관찰된 반면, 가시광선 증합군에서는 비교적 연속적인 병소본체가 많이 관찰되었으며 그외의 뚜렷한 특징은 발견할 수 없었다(Fig. 8-13).

V. 총괄 및 고안

레이저 기술의 발달로 여러종류의 레이저가 개발되었고, 에너지를 정확하게 조절하고 광선을 특정한 직경으로 시준할 수 있게 됨에 따라 치과영역에서는 인접한 지지 연조직, 법랑질, 상아질, 치수조직 등에 나타날 수 있는 의원성의 손상없이 치의학 분야에서 사용 가능하게 되었다. 치아 경조직에 레이저를 조사한 연구로는

Goldman³²⁾, Launay등⁶⁰⁾, Hibst 등⁴³⁾이 치아에 대한 레이저의 영향을 조사하였고, Taylor등⁶¹⁾, Adrian등¹²⁾, Blankenau등¹³⁾은 치수에 대한 영향을 조사한 바 있다. 주로 치과에서 이용 가능한 레이저는 CO₂, Nd-YAG, 아르곤 레이저 등이 있고 각각의 레이저는 Nd-YAG는 1.06 μm, CO₂는 10.6μm, Argon은 488-514μm로 서로다른 파장을 가지고 있어 조직에 대한 흡수 에너지와 통과 깊이가 다르다³⁸⁾.

초기에는 레이저를 치과용 드릴의 대체물로써 사용하려 하였으나 최근의 주된 관심사는 와동형성보다는 레이저 조사에 의한 치아우식 예방분야이다. 치아우식증 예방법으로 잘 알려진 방법은 치면세균막 관리법, 식이 조절법, 불소 치치법, 치면열구 전색법등이 있지만 효과면에서 부위에 따른 한계등이 있어서 최근에는 레이저에 의한 치아우식증 예방에 관심이 집중되고 있고 비교적 낮은 에너지 (10~15/cm²)에서도 인공 우식의 범위가 감소되는 것을 보고한 바 있다.

1965년 Stern과 Sognaes가 루비 레이저를 이용한 실험에서 법랑질의 내산성 증가를 관찰한 이후로 건전한 법랑질에 레이저를 조사함으로써 치아우식증을 예방할 수 있다는 많은 연구들이 수행 되어왔고 최근 연구에서는 법랑질에 레이저 조사시 법랑질 구조변화로 우식저항도의 증가와 불소 흡인량이 증가 되는 것이 입증되었다. 아르곤, Nd-YAG, CO₂ 레이저의 10-70J/cm² 의 낮은 에너지로 법랑질에 조사시 인공우식에 탈회현상이 두드러지게 감소되었고 법랑질 용해도 감소가 보고되었으며³⁹⁾ Yamamoto, Sato, Tooya는 acousto-optically Q-switched Nd-YAG 레이저로 조사된 법랑질이 레이저로 조사되지 않은 군에 비해 더 큰 항우식효과가 있다고 하였고, Yamamoto와 Sato는 energy 소실없이 single flexible optical fiber로 쉽게 유도되는 레이저 광선을 가지는 acousto-optical Q-switched Nd-YAG 레이저에 의한 조사가 법랑질의 항우식효과를 높인다고 보고하였다⁶²⁾. 최근에는 레이저와 불소의 복합사용으로 새롭고, 효과적인 우식예방 효과도 연구되었다. Goodman과 Kaufman³³⁾은 불화

나트륨 존재하에서 아르곤 레이저를 조사하였을 때 불소흡수 증가와 산성 용액에서의 용해를 감소를, Yamamoto와 Sato는 Ag(NH₃)₂F를 적용한 후에 정상 plus의 Nd-YAG 레이저를 법랑질에 조사하여 불소흡수 증가와 탈회 감소를 보고하였다. 또한 lesion 형성에 앞서 APF 도포후 아르곤 레이저의 조사시에 우식 예방 효과가 두드러지게 나타난다는 연구도 있었다⁶³⁾. 이러한 연구들은 법랑질에 대한 레이저 조사로 치아우식 예방, 저석회화된 법랑질과 백색반점 치료등 임상적용 가능성을 제시해준다.

레이저에 노출된 법랑질이 어떻게 항우식 효과를 나타내는가에 대한 많은 연구가 이루어지게 되었다. 레이저 조사에 의한 법랑질의 항우식 기전은 여러 가지로 설명되고 있으며^{8, 16, 33, 36, 41-43)} 아직도 학자들간에 다소 논란의 대상이 되고 있다. 그 기전들을 살펴보면 첫번째로 레이저 조사에 의한 법랑질 조성의 변화로 유기성분, 수분 등의 감소가 나타나고 이는 산용해에 대한 수산화 인회석의 저항성을 증가시킨다는 기전³⁰⁾과 두번째로 레이저 조사로 불소, 인, 칼슘 등이 법랑질과의 친화력이 증가되어 산용해에 대한 저항성을 증가시킨다는 기전, 세번째로 법랑질 표면에 생긴 미세공 사이를 통해 불소, 인, 칼슘이 침착되어 산용해에 대한 저항성을 증가시킨다는 기전⁴²⁾, 그리고 네번째로 레이저 조사로 법랑질 표면의 작은 법랑질 결정이 녹아 더 크게 융합되어 큰 입자를 이루어 산과의 총접촉 면적을 감소시킨다는 기전⁴³⁾, 마지막으로 레이저를 조사받은 치아표면이 살균되어 법랑질 표면을 덮고 있는 치태를 감소시킨다는 기전 등이다. Stern등³¹⁾은 Co₂ 레이저에 노출된 법랑질 표층하부의 탈석회화 감소와 법랑질 투과도 감소에 의해 항우식성을 가진다고 하였고 Yamamoto 와 Sato¹⁶⁾는 온도 변화에 의한 결과로 법랑질 유기물의 투과성이 떨어져 탈석회화가 감소한다고 추정하였다. Nelson등은 용융된 법랑질내에서 용해성의 tetracalcium diphosphate monoxide와 감소된 carbonate 구조를 가진 apatite phase를 발견하였다.

본 실험에 사용된 아르곤 레이저 조사에 의한

항우식 증가의 정확한 기전은 아직 밝혀지지 않았으나 Hicks 등^{38,39)}은 법랑질 표면의 유기 성분, 수분등의 감소로 광물질의 구조가 변형되어 산에 대한 내성이 증가한다고 설명하였으며 Oho와 Morika⁴²⁾는 조사된 법랑질 표면에 생긴 미세공 사이로 칼슘, 인, 불소가 침착되어 재석회화가 진행되었기 때문이라고 설명하였다. 아르곤 가스가 들어있는 optical cavity에 높은 전압을 걸어줌으로써 발생하는 아르곤 레이저는 광섬유를 이용하여 시술부위로 전달되며 spot size를 조절할 수 있다⁷⁾.

본 연구는 아르곤 레이저의 항우식효과를 우식병소 깊이 감소의 측면에서 평가하기 위해 기존의 가시광선을 대조군으로 하여 편광 현미경 관찰로 비교 분석하였으며, 조사횟수에 따른 레이저의 항우식 효과를 함께 비교해 보고자 하였다.

치아우식 예방에 대한 관심이 증대되면서 초기 법랑질 우식의 발생기전이나 재석회화에 관한 많은 연구들이 이루어져 왔고, 이를 위하여 자연 병소와 유사하며 재현성이 높은 인공 우식병소를 유발시키기 위한 여러 가지 방법들이 고안되었다. acid buffer system (lactate buffer)을 사용한 방법이 소개되었으나^{44,45)} 이는 건전 표층법랑질의 형성에 어려움이 있다^{46,47)}고 보고되어 여기에 칼슘, 인 이온^{45,48)} 또는 MHDP (methane hydroxy diphosphonate)와 같은 표면 보존 화합물을 첨가하여^{49,50)} 자연 병소와 유사한 초기 법랑질 우식병소를 재현하는 방법이 고안되었다. 또한 lactate buffer내에 hydroxyethyl cellulose^{51,52)}나 methylcellulose등을 첨가⁵³⁾하는 acidified gel system이 개발되어 인공 우식병소 유발에 널리 사용되었는데 특히 hydroxyethyl cellulose system은 비교적 건전한 표층과 탈회가 심하게 진행되는 표층하부 병소로 구성되는 법랑질 초기 우식병소의 재현이 용이하고 표층 법랑질의 광물질 함량과 두께가 자연 병소와 매우 유사하며, 법랑질 외형에 평행하고 거의 균일한 깊이를 가진 병소를 유발시키므로 동일 조건하에서의 재현성이 상당히 높다⁵⁴⁾는 장점들이 보고되어 있다.

임상적으로 백반상을 보이는 초기 법랑질

우식병소는 특징적으로 비교적 건전한 표층 (intact surface layer)과 많은 양의 탈회가 진행되고 있는 표층 하부 (subsurface layer)로 구성되어있다^{49,55)}. 초기 우식 병소를 덮고 있는 외층의 법랑질이 육안으로나 조직학적으로 비교적 건전하다는 사실은 주사 전자현미경^{44,56)}, 편광 현미경^{46,55)}, microradiograph^{52,57)} 등의 방법으로 학자들이 입증한 바 있다.

우식 억제효과에 관한 연구는 우식 법랑질의 용해에 의한 광물질 소실의 화학적 분석법, microradiograph나 편광 현미경을 이용하여 병소의 깊이와 양상을 관찰하는 방법, 그리고 표층의 미세경도를 측정하는 방법 등이 다양하게 시행되어왔다⁵⁸⁾. 편광 현미경을 통하여 법랑질 우식병소를 관찰해 보면 Silverstone⁵⁹⁾이 분류한 4개의 특징적인 층을 볼 수 있는데 침윤시킨 매개(물 또는 quinoline)에 따라 물에 침윤한 경우는 표층과 병소 본체를, quinoline에 침윤한 경우는 암층과 투명층을 관찰할 수 있다. 이는 치아보다 굴절율이 작은 물에 침윤시켜 관찰하면 탈회가 발생한 부위는 세공에 매개가 침윤되어 빛이 분산되기 때문에 양성 복굴절을 보이며, 탈회가 없는 부위는 음성의 복굴절을 나타내게 되므로 다량의 탈회가 진행되는 병소 본체는 양성 복굴절을, 건전 법랑질과 유사한 표층은 음성 복굴절을 나타내기 때문이다^{51,59)}.

본 실험에서도 hydroxyethyl cellulose system을 사용하여 우식을 유발 시킨 후 물에 침윤한 상태에서 편광 현미경 관찰을 시행하였고 뚜렷한 표층과 하부 병소본체 양상을 확인할 수 있었다.

lesion initiation과 progression 모두에서 가시광선 중합군에 비해 아르곤 레이저 조사군에서 병소 본체의 깊이 감소가 나타난 본 실험의 결과는 Hick등³⁹⁾, Westerman등³⁸⁾의 실험 결과와 유사하다. 이는 이들 실험에서 치아간의 차이를 최소화 하기 위해 동일 치아 내에서 실험군과 대조군을 설정하는 등 본 실험과 유사한 실험구도와 과정을 수행했기 때문으로 사료된다.

그러나 Hick등³⁹⁾과 Westerman등³⁸⁾의 실험에서는 본 실험에 비해 깊이가 훨씬 깊었는데 이는

본 실험의 lesion initiation과 progression기간이 각각 5일, 5일 인데 반해, 6주, 4주로 인공 우식 유발 기간이 길었기 때문이라고 추측된다.

편광 현미경 관찰 결과 나타난 아르곤 레이저군의 불연속적인 병소본체의 소견은 Hick등³⁹⁾의 실험 결과와 일치하고, Hick등은 탈회 과정동안 유리된 mineral ion의 재 침윤에 의한 법랑질 표면 구조의 변화에 의한 것으로 추측하였다.

lesion initiation과 progression 모두에서 가시광선 중합군(I군)이 아르곤 레이저 조사군(II, III군)에 비해 깊은 병소본체, 얇은 건전 표층과, 아르곤 레이저 1회 조사군(II군)이 2회 조사군(III군)에 비해 깊은 병소본체와 얇은 건전 표층이 관찰된 이실험의 결과에서 레이저 조사는 대조군인 가시광선 조사에 비해 뚜렷한 항우식효과를 지닌 것으로 판명되었고 레이저 반복 조사에 의해 법랑질의 항우식 효과가 증가된 본 연구결과는 레이저의 임상 적용시 충분히 고려되어야 할 것으로 판단된다. 향후 다양한 실험 조건과 재료를 대상으로 이 분야에 대한 지속적인 연구와 임상적 연구를 통하여 레이저의 치아우식 예방 효과를 확인 해보는 것이 필요하리라 사료된다.

VI. 결 론

본 연구는 아르곤 레이저의 항우식효과를 평가하기 위해 기존의 가시광선을 대조군으로 하여 우식 병소깊이를 편광현미경 관찰을 통하여 비교 분석하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 우식병소의 편광현미경 관찰결과

인위적으로 유발시킨 법랑질 우식병소를 물에 침윤하여 편광 현미경으로 관찰해본 결과 lesion initiation과 progression시 레이저 조사군의 시편에서는 가시광선 중합군에 비해 불연속적이고 불규칙한 파상양태의 병소본체가 많이 관찰된 반면, 가시광선 중합군에서는 비교적 연속적인 양성 복굴절의 병소본체가 많이 관찰되었고 그외의 뚜렷한 특징은 발견할 수 없었다.

2. 우식병소 깊이의 관찰결과

1) 거의 모든 표본의 lesion initiation과 progression에서 가시광선 중합군(I군)이 아르곤 레이저 조사군(II, III군)에 비해 병소가 깊었고 건전 표층이 얇게 나타났으며($p < 0.05$), 아르곤 레이저 조사군(II, III군)간의 비교에서는 1회 조사군(II)이 2회 조사군(III)에 비해 깊은 병소본체와 얇은 표층을 나타냈다 ($p < 0.05$).

2) 각 군에서 lesion initiation과 progression시 유발된 병소본체 깊이의 차이를 분석한 결과, 레이저 조사군(II, III군)이 가시광선군(I군)에 비해 유의성있게 작았으며($p < 0.05$) 레이저 2회 조사군(III군)이 1회 조사군(II군)보다 작게 나타났다($p < 0.05$).

3. 이상의 결과에서 레이저 조사는 대조군인 가시광선 조사에 비해 뚜렷한 항우식효과를 지닌 것으로 평가되었으므로, 특히 우식 발생도가 비교적 높은 소아 및 청소년을 대상으로 한 레진 중합시 아르곤 레이저의 유용성과 레이저 반복 조사에 의해 법랑질의 항우식 효과가 증가된 본 연구결과는 레이저의 임상 적용시 충분히 고려되어야 할 것으로 판단되며, 향후 다양한 실험 조건과 재료를 대상으로 이 분야에 대한 지속적인 연구가 필요한 것으로 사료된다.

참고문헌

1. Miller, M.C. : laser in dentistry : an overview. CDS Review. May, 26-28, 1992.
2. Wheeland, R.G. : Basic laser physics and visible light laser surgery : Special surgical procedures. 1008-1016.
3. Kutsch, V.K. : lasers in dentistry : Comparing wavelengths. JADA. Vol.124, February, 49-52, 1993.
4. Garber, D.A. : Dental lasers : Myths, Magic, and Miracles. Compend Contin Educ. Dent, Vol. XII, 448-454, No.7
5. Stern, R.H., Sognaes, R.F. : laser beam effect on dental hard tissue, J. Dent. Res.

- 43:873, 1964.
6. Kutsch, V.K., Pick, R.M. : Surgical technique. lasers in dentistry, Chapter 8.
 7. Mcburney, E.I. : Clinical successfulness of the argon laser for the 1990s. *J Dermatol Surg Oncol.* : 19 ; 358–362, 1993.
 8. 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.
 9. Featherstone, J.D.B., Nelson, D.G.A. : laser effects on dental hard tissues, *Adv. Dent. Res*, 1:21–26, 1987.
 10. 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.
 11. 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.
 12. Adrian, J.C., Bernier, J.L. and Sprague, W. G. : laser and the dental pulp. *JADA* Vol. 83, July, 113–117, 1971.
 13. Blankenau, R.J., Kelsey, W.P., Powell, G.L., Cavel, W.T., Anderson, D.M. : Power density and external temperature of laser-treated root canals. *J. Clin. laser Med & Sur.* Vol. 12, No. 1, p17–19, 1994.
 14. Brenneise, C., Blankenau, R. : Soft tissue response when exposed to argon laser resin polymerization. *J. Den. Res.* 74(AADR Abstracts) #1748, 1995.
 15. Sliney, D.H., , and Mainster, M.A., : Potential laser hazards to the clinical during photocoagulation. *Am. J. Ophthal.* 103 ; 758–760, June, 1987.
 16. Yamamoto, H., Sato, K. : Prevention of dental caries by Nd : YAG laser irradiation. *J. Dent. Res.* December, vol.59(DII), p2171–21771, 1980.
 17. McCabe, J.F. : Development in composite resins, *Br. Dent. J.*, 157 ; 440, 1984.
 18. 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.
 19. 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.
 20. Barghi, N., Berry, T., Hytton, C. : Evaluating intensity output of curing lights in private dental offices. *JADA*, Vol. 125, July, p992–995, 1994.
 21. 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.
 22. 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.
 23. 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.
 24. 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.
 25. 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, 19

- 91.
26. 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 polymize composite resins. *J. Clin. laser Med & Sur.* Vol. 10, No. 4, p273-278, 1992.
 27. 김용기, 전상언 : 가시광선과 아르곤 레이저에 의한 복합레진 중합 효과의 비교 연구. *대한 소아치과 학회지* Vol.23, No.1, 1996.
 28. 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.
 29. 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.
 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. 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.
 32. 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.
 33. 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.
 34. 김순주 : 탄산가스 레이저 조사가 법랑질의 내산성 변화에 미치는 영향에 관한 실험적 연구. *대한소아치과 학회지* Vol.12, No.1, p9-20, 1985.
 35. 손동수, 민신흥 : Neodymium ; Yttrium-Aluminium-Garnet(Nd-YAG) 레이저 조사가 불화석 국소도포에 미치는 효과에 관한 실험적 연구. *대한소아치과 학회지* Vol.14, No.1, p159-171, 1987.
 36. 이상호, 이종갑 : laser 조사의 치아우식 억제효과에 관한 실험적 연구. *대한소아치과 학회지* Vol.18, No.2, p1-15, 1991.
 37. 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.
 38. 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.
 39. 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.
 40. 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.
 41. Oho, T., Morioka, T. : A possible mechanism of acquired acid resistance of human dental enamel by laser irradiation. *Caries Res.* 24, p86-92, 1990.
 42. 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.
43. Featherstone, J.D.B., Duncan, J.F. and Cutress, T. W. : A mechanism for dental caries based on chemical processes and diffusion phenomena during INVITRO caries simulation on human tooth enamel. Archs oral biol. Vol. 24, 101-112, 1974.
 44. Joost, Larsen, M. and Fejerkov, O. : Surface etching and subsurface demineralization of dental enamel induced by a strong acid. Scand. J. Dent. Res. 85, 320-326, 1977.
 45. Featherstone, J.D.B., Holnen, L., Thylstrup, A., Fredebo, L, Shariati, M. : Chemical and histological changes during development of artificial caries. Caries Res. 19, 1-10, 1985.
 46. Silverstone, L.M. : The surface zone in caries and in caries-like lesions produced in vitro. British dental journal. 145-157, 1968.
 47. Marthaler, T.M., Schait, A., Muhlemann, H.R. : Dissolution of dental enamel in decalcifying buffers containing different amounts of calcium and phosphorous. Arch Oral Biol. 5 : Suppl.,pp, 266-274, 1961.
 48. Featherstone, J.D.B., Duncan, J.F. and Cutress, T. W. : Surface layer phenomena in vitro early carieslike lesions of human tooth enamel. Archs Oral Biol. Vol., 23, 397-401, 1978.
 49. Francis, M.D., Briner, W.W. and Gray, J.A. : Chemical agents in the control of calcification process in biological system in hard tissue, growth, repair and remineralization. Ciba Foundation symposium 11 : 57-59. ASP, Amsterdam, 1973.
 50. 손일수, 김용기 : 인공 초기 법랑질 우식 유발에 관한 조직 생화학적 비교 실험 연구. 대한 소아치과 학회지, 17 : 15-32, 1990.
 51. Groeneveld, A. Purrell-Lewis, DJ, and Arends, J. : Influence of the Mineral content of enamel on caries-like lesions produced in hydroxyethyl cellulose buffer solutions. Caries Res. 9, 127-138, 1975.
 52. Gelhard, T.B.F.M., ten Cate, J.M., Arends, J. : Rehardening of artificial enamel lesions in Vitro. Caries Res. 13, 80-83, 1979.
 53. Groeneveld, A. and Arends, J. : Influence of pH and demineralization time on mineral content, Thickness of surface layer and depth of artificial caries. Caries Res. 9 : 36-44, 1975.
 54. Darling, A.L. : Studies of the early lesion of enamel caries. British dental journal. Vo. 105, No. 4, 119-135, 1958.
 55. Ingram, G.S. Silverstone, L.M. : A chemical and histological study of artificial caries in human dental enamel in vitro. Caries Res. 15, 393-398, 1981.
 56. Featherstone, J.D., ten Cate, J.M., Shariatic, M., Arends, J. : Comparison of artificial caries-like lesion by quantitative microradiography and microhardness profiles. Caries Res. 17m 385-391, 1983.
 57. Wefel, J.S. : Effects of fluoride on caries development and progression using intraoral models. J. Dent. Res. 69 : 626-633, 1990.
 58. Silverstone, L.M. : Observation on the dark zone in early enamel caries and artificial caries-like lesion. Caries Res. 1 : 261-274, 1967.
 59. 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.
 60. 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.

61. Fox, J.L., Yu, D., Otsuka, M., Higuchi, W.I., Wong, J., Powell, G.L. : Combined effect of laser irradiation and chemical inhibitors on the dissolution of dental enamel. *Caries Res.* 26, 333–339, 1992.
62. Hicks, M.J., Flaitz, C.M., Westerman, G.H., Blankenau, R.J., Powell, G.L., Berg, J.H. : Enamel caries initiation and progression following low fluence (energy) argon laser and fluoride treatment. *J. Clin. Pediatr. Dent.* 20, 9–13, 1995.

Explanation of Figures

Figure 8. Group I -Lesion Initiation

Typical subsurface carious lesion is observed. Intact surface & inner sound enamel show negative birefringence and lesion body shows positive birefringence.

; Imbibition in water, crossed polarizing light, $\times 100$

Figure 9. Group I -Lesion Progression

Typical subsurface carious lesion following lesion progression is observed. Remarkable increase of lesion body when compared to lesion initiation is noted.

; Imbibition in water, crossed polarizing light, $\times 100$

Figure 10. Group II -Lesion Initiation

Remarkable reduction of lesion body and increase of intact surface zone when compared to Group I is noted.

; Imbibition in water, crossed polarizing light, $\times 100$

Figure 11. Group II -Lesion Progression

Remarkable reduction of lesion body and increase of intact surface zone when compared to Group I is noted.

; Imbibition in water, crossed polarizing light, $\times 100$

Figure 12. Group III -Lesion Initiation

Remarkable reduction of lesion body and increase of intact surface zone when compared to Group I and II is noted.

; Imbibition in water, crossed polarizing light, $\times 100$

Figure 13. Group III -Lesion Progression

Remarkable reduction of lesion body and increase of intact surface zone when compared to Group I and II is noted.

; Imbibition in water, crossed polarizing light, $\times 100$

사진부도

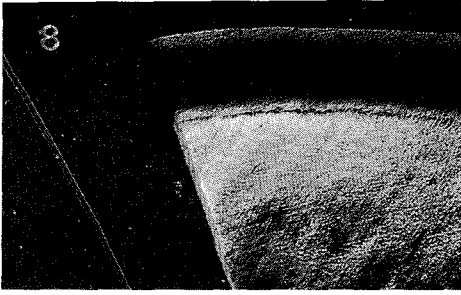


Fig. 8

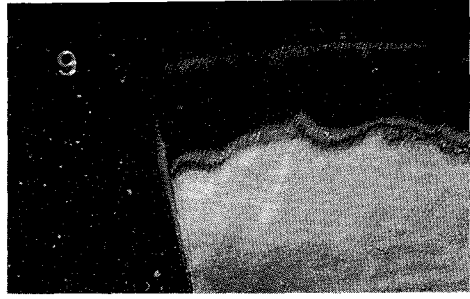


Fig. 9

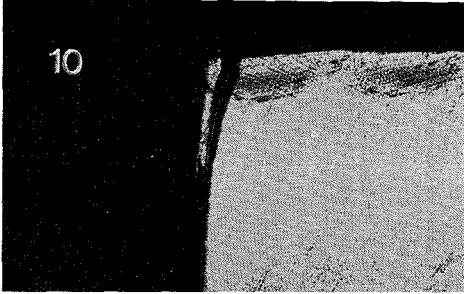


Fig. 10

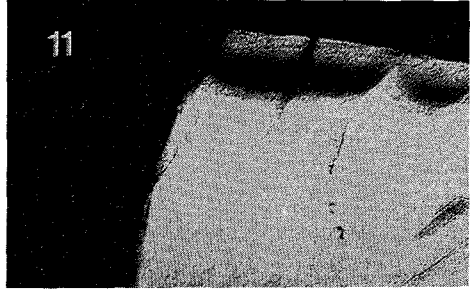


Fig. 11



Fig. 12

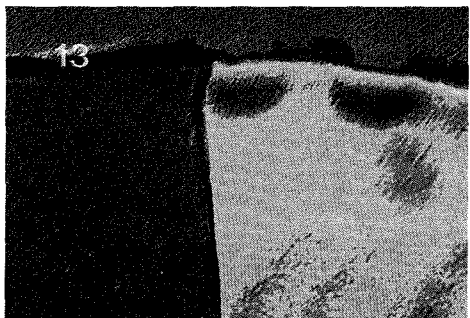


Fig. 13