

Nd : YAG, Ho : YAG, Er : YAG 레이저 조사에 의한 상아질의 물리적 변형 및 절제(切除)역치에 관한 연구

조선대학교 치과대학 소아치과학 교실

이 상 호

Abstract

PHYSICAL MODIFICATION AND ABLATION THRESHOLDS OF DENTIN INDUCED BY ND : YAG, HO : YAG, AND ER : YAG LASERS

Sang-Ho Lee D.D.S., M.S.D., Ph.D.

Department of Pediatric Dentistry, College of Dentistry, Chosun University

Laser application to modify healthy permanent dentin to improve microhardness and caries resistance has been previously reported but the physical modification and ablation thresholds of carious and sclerotic dentin has yet to be identified. This study determined the energy density required by modify (physical modification threshold, PMT) and remove (ablation threshold, AT) infected carious, affected and sclerotic dentin compared to healthy permanent dentin. 1 ± 0.25 mm thick dentin sections ($n=272$) from extracted human teeth were used. Smear layer was removed 0.5M EDTA for 2 minutes. Utilizing three pulsed fiberoptic delivered contact lasers with different emission wavelengths ($1.06\mu\text{m}=\text{Nd : YAG}$, $2.10\mu\text{m}=\text{Ho : YAG}$ and $2.94\mu\text{m}=\text{Er : YAG}$). The energy density (J/cm^2) was incrementally increased and the resulting tissue interaction classified on a scale from 0-6. A minimum of 5 repetitions/energy density were completed. Light microscopy (10-25X) was used to verify the physical modification (scale=3) and ablation thresholds (scale=4) of the various forms of dentin and the data were analyzed by logistic regression at the 95% confidence interval.

본 연구는 94년도 조선대학교 해외연수경비에 의해 이루어 졌음.

PMT and AT by the laser and the dentin types were :

Dentin	PMT(J/cm ²)			AT(J/cm ²)		
	Nd : YAG	Ho : YAG	Er : YAG	Nd : YAG	Ho : YAG	Er : YAG
Infected	20	19	4.1	44	31	9
Affected	165	37	5.4	304	52	12
Sclerotic	152	39	5.6	206	53	13
Sound	207	42	5.9	356	5.8	13

PMT and AT was lower in infected dentin than in sound dentin for all lasers. PMT and AT induced by Nd : YAG > Ho : YAG > Er : YAG for all forms of dentin. Microhardness was increased in sound dentin at PMT. Morphology of crater examined by light microscopy showed Nd : YAG was safe and effective for removing carious dentin and Er : YAG was effective for removing sound dentin. The PMT and AT for YAG lasers are different as a function of dentin type which may be utilized for selective modification and removal of dentin.

I. 서 론

레이저(Laser)란 「유도방출에 의한 빛의 증폭(Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation)」에 의해 인위적으로 만들어진, 단일주파수의 고도의 규칙성을 가진 빛이다. 이 빛은 산란되지 않아 에너지 효율이 높기 때문에 일반적인 빛에 비해 이용도가 높아 통신, 정보처리, 가공, 계측, 의료, 항공·우주산업 등 여러분야에서 이용되고 있다.

레이저의 기본원리는 아인슈타인이 1917년에 발표한 복사유도방출론을 근거로하여 발전하였으며 1951년 레이저의 전단계인 Maser의 발견을 기본으로 1960년 Maiman¹⁹⁾에 의해 최초의 레이저인 루비 레이저가 개발되었다.

이후 많은 종류의 레이저가 개발·응용되기에 이르렀는데, 이를 레이저의 방출물질인 매질에 따라 분류하면 크게 고체 레이저(Ruby, Nd : YAG, Ho : YAG, Er : YAG), 기체 레이저(CO₂, Argon), 액체 레이저(Dye) 그리고 반도체 레이저 등으로 대별할 수 있는데 근래에는 이를 물체에 전달해 주는 전달계(Delivery system), 조절 및 접속장치등 레이저 관련장치들이 발달되어 레이저의 발전은 더욱 가속화 되고

있다^{2,16)}.

의학분야에서는 안과 분야에서 망막치료에 최초로 도입된 이래¹⁴⁾ 각 분야에서 활발히 이용되고 있으며 치의학 분야에서는 Goldman¹²⁾이 최초로 레이저를 이용하여 치아우식 병소를 제거하려는 시도가 있었다. 치의학에서의 레이저의 사용은 주로 광열작용을 이용하는 것으로, Melcer²¹⁾ 여러학자들이 레이저의 열작용을 이용하여 우식병소의 제거를 시도하였고 최근에 Parkins²¹⁾은 소아환자에서 Nd : YAG 레이저를 이용해 치아우식증을 제거하였음을 보고하였다. Weichman³⁹⁾, Miserendino²²⁾, Saboholz²⁰⁾ 등은 레이저를 조사하여 근관벽의 상아질을 폐쇄시키는 시도를 하여 레이저를 근관치료에 응용하고자 하였다. 또한 1985년 Shoji²³⁾은 탄산가스 레이저를 이용하여 치수 절단술을 시행하였으며, Whitters⁴¹⁾ 등은 Nd : YAG 레이저를 이용하여 치아동통을, Palano²⁶⁾은 헬륨-네온 레이저를 이용하여 악관절 동통의 치료를 시도한 바 있다. 이외에도 de Jong⁹⁾, Longbottom¹⁸⁾ 등은 레이저 Fluorescence를 이용하여 법랑질 우식증의 유무를 조기에 발견하거나 우식증으로 인한 광물질 소실 정도를 측정하려는 시도를 하였다.

근래에는 레이저를 이용한 치아우식증 예방에 관하여 활발히 연구가 이루어 지고 있는데 1964년과 1966년 Stern과 Sognaes^{33, 34)}가 루비 레이저를 치아에 조사하여 법랑질의 내산성 증가를 관찰한 이래 탄산가스 레이저, 아르곤 레이저, Nd : YAG 레이저를 이용한 치아우식증 예방효과에 대해 많은 연구들이 진행되고 있다^{13, 23, 24, 30, 42, 43)}. 이외에도 치아우식증 예방과 관련된 연구로 레이저를 이용하여 hydroxyapatite를 치아 교합면의 소와 및 열구를 폐쇄시키려는 시도³⁶⁾, 불소의 침투를 증진시키려는 시도³⁷⁾가 있었으며 근래에는 가시광선 영역의 아르곤 레이저를 이용하여 복합레진을 중합하고자 하는 시도³⁾가 이루어 지고 있다. 이밖에 레이저를 이용한 상아질 산부식에 관한 연구도 이루어 지고 있다³²⁾.

그러나 이러한 치아 경조직에 대한 레이저 조사는 열 자극에 의해 치수에 손상을 초래할 수 있다는 점^{4, 5, 17, 38)}, 그리고 각 치아마다 개인에 따른, 부위에 따른 석회화도가 다양하여 같은 에너지 밀도로 조사하더라도 조직반응이 다양하여 표준화된 출력밀도를 결정하기 어렵다는 점^{11, 20, 35, 40)} 등이 문제점으로 지적되어 오고 있으며 이런 이유등으로 인해 미국 식품-의약국에서는 레이저의 치아경조직 사용을 허가하지 않고 있다.

최근에 파장이 다양한 레이저가 개발되고 레이저의 전달장치나 출력조절장치들이 더욱 발달되면서 파형의 형태(연속파, 펄스파)를 조절 가능하고, 조사부위의 에너지 밀도를 미세하게 조절할 수 있어 치아 법랑질은 물론 치수에 더욱 가까운 상아질 및 백아질을 대상으로 한 조직반응에 대한 연구가 활발히 전개되고 있다. 그 중에서도 치아 상아질의 경우 우식 상아질의 제거^{15, 25)}, 상아질 투과도의 조절에 의한 파민증의 처치^{22, 26)}, 상아질과 수복제의 접합^{23, 40)} 등에 대한 레이저의 응용에 관심이 높아지고 있다.

레이저를 이용하여 우식 상아질을 삭제하는 경우 건전상아질과 우식상아질의 차이에 따라 예민하게 반응하는 즉, 치아의 광학적 특성에 영향을 많이 받는 레이저가 효과적이고 건전

상아질을 삭제하는 경우, 즉 와동형성의 목적으로는 상아질의 종류나 특성에 관계없이 일정한 효과를 얻을 수 있는 레이저가 효과적으로 생각되나 아직까지 여기에 대한 연구가 미진한 실정이다. 이에 저자는 현재까지 경조직에서 다양한 목적으로 추천되고 있는 Nd : YAG 레이저와 근래에 치아 삭제용으로 개발되고 있는 Ho : YAG, Er : YAG 레이저등 YAG계 레이저를 이용하여 건전상아질, 우식상아질, 경화상아질을 대상으로, 이들 레이저의 상아질에 대한 물리적 성질의 변화 및 절체특성을 비교, 분석하여 다소의 지견을 얻었기에 이에 보고하는 바 이다.

II. 실험재료 및 방법

1. 실험재료

발거된 소구치와 대구치중 교합면 혹은 협설면에 중등도 이상의 치아우식증이 있거나 치경부가 마모된 치아 100개를 대상으로 하였다. 치아는 γ -radiation으로 처리·소독하였으며 처리된 치아는 2% thymol 용액에 보관하였다.

2. 실험방법

1) 표본의 제작

치아를 치아우식증이나 마모된 치경부가 포함되도록 협설 혹은 순설면으로 경조직 절단기(Isomet™ law sped saw, Buhler Co., U.S.A.)를 사용하여 1mm 두께로 절단하였다. 절단면에 존재하는 도말층을 제거하기 위해 치아절편을 EDTA 용액에 2분간 담근 후 증류수로 깨끗이 세척하였다. 치아 표본은 0.2% thymol 용액에 보관하였다.

2) 레이저 조사

본 연구에 사용한 레이저는 근적외선 파장을 갖는 YAG계 레이저로 파장이 1.06 μ m인 Nd : YAG, 2.10 μ m의 Ho : YAG, 그리고 2.90 μ m의 Er : YAG 레이저이며 이들의 조사조건은 아래와 같다(Table 1). 레이저를 조사한 부위는 건전 상아질, 경화 상아질, 그리고 우식 상아질 부위로 구분하여 조사하였으며 우식상아질은

Table 1. Laser modes and parameters using in this study

Laser modes and parameters	Lasers	Nd : YAG	Ho : YAG	Er : YAG
Emission mode		Pulsed	Pulsed	Pulsed
Emission wavelength(μm)		1.06	2.10	2.90
Delivery system		Fiber/contact	Fiber/contact	Fiber/contact
Diameter of beam(μm)		500	500	650
Frequency(Hz)		20	10	3
Energy density(J/cm^2)		16~154	16~128	1.5~28

진행정도에 따라 다시 연화된 상태의 감염된 상아질(infected dentin, 감염 상아질)과 감염 상아질 직하방의 정상적인 색은 아니나 아직 연화가 덜된 상아질(affected dentin, 이환 상아질)로 구분하여 각각 조사하였다.

3) 광학현미경 관찰

광학현미경(10-25X)을 사용하여 물리적 변형역치와 절제역치를 판정하였으며 이때 사용한 판정 기준은 다음과 같이 0에서 6까지 7단계(degree)로 구분하여 degree 3을 물리적 변형역치(physical modification threshold, PMT)로 평가하고 degree 4를 절제역치(ablation threshold, AT)라 평가하였다.

0 : 아무런 조직학적 변화가 관찰되지 않음

1 : 구분하기 불가능할 정도의 변화

2 : 명확히 구분하기 어려운 정도의 변화

3 : 구별가능한 변화(물리적 구조변화의 역치, PMT)

4 : 분화구 형성(절제역치, AT)

5 : 중등도의 분화구가 형성되고 탄화된 상태(carbonization)가 관찰

6 : 심한 분화구 형성 및 조직이 타서 없어진 상태

4) 미세경도 측정

표본은 미세경도 측정기(Microhardness tester, ZwickTM, Germany)에 Knoop diamond 압흔자를 부착한 후 표본의 단면이 압흔자의 낙하 방향에 수직이 되도록 위치시키고, 레이저를 조사하여 물리적변형의 역치라고 판정된 부위에 200g의 하중을 가하였다. 표본의 표면에 표시된 diamond형 압흔을 현미경을 통해 컴퓨터에 연

결, Image analyzing 프로그램으로 길이를 측정하여 Knoop경도치로 환산하였다.

5) 통계분석

레이저의 기종에 따른 그리고 상아질의 종류에 따른 물리적 구조변화의 역치와 절제역치를 구하기 위해 95% 신뢰구간의 Logistic regression test를 시행하였다.

III. 연구결과

1. 물리적 변형역치 및 절제역치

컴퓨터 통계 프로그램인 SAS내 Logistic regression test(Table 2, Fig. 1, 2)를 통해 레이저의 기종에 따른 그리고 상아질의 종류에 따른 물리적 변형역치와 절제역치를 구했다(Table 4).

레이저 기종으로 본 상아질의 물리적 변형역치는 건전상아질과 경화 상아질, 이환 상아질, 그리고 감염 상아질에서 Er : YAG 레이저가 각각 5.9, 5.6, 5.4, 4.1J/cm²로 가장 낮게 나타났으며 Nd : YAG 레이저가 207, 152, 165, 20J/cm²로 가장 높게 나타났다. 절제역치 역시 건전 상아질과 경화 상아질, 이환 상아질, 그리고 감염 상아질에서 Er : YAG 레이저가 각각 13, 13, 12, 9J/cm²로 가장 낮게 나타났으며 Nd : YAG 레이저가 356, 206, 304, 44J/cm²로 가장 높게 나타났다(Table 3).

상아질의 종류로 본 물리적 변형 및 절제역치는 Nd : YAG, Ho : YAG, Er : YAG 레이저 공히 감염 상아질에서 가장 낮게 나타났으며 건전 상아질에서 가장 높게 나타났다. 특히

Table 2. Logistic regression analysis of the physical modification and ablation thresholds

	Laser type	Dentin type	Observed frequency		Threshold(J/cm ²)	
			Above	Below	Individual	Combined
Physical modification threshold	Er : YAG	Affected	290	60	NA	5.4
		Infected	267	53	NA	4.1
		Sound	315	95	NA	5.9
		Sclerotic	222	97	NA	5.6
	Er : YAG	Affected	255	79	NA	37
		Infected	250	10	NA	19
		Sound	291	100	NA	42
		Sclerotic	206	114	NA	3.9
	Er : YAG	Affected	232	392	160	165
		Infected	261	10	NA	20
		Sound	135	728	207*	207*
		Sclerotic	137	165	162	152
Ablation threshold	Er : YAG	Affected	259	91	12	12
		Infected	222	98	10	9
		Sound	257	145	14	13
		Sclerotic	174	145	14	13
	Er : YAG	Affected	223	111	51	52
		Infected	211	49	46	31
		Sound	257	134	52	53
		Sclerotic	164	156	52	53
	Er : YAG	Affected	79	545	206	304
		Infected	251	20	47	356
		Sound	30	833	239	356
		Sclerotic	84	218	208	206

NA : Logistic regression model was unable to converge on a solution

* : Used as "gold standard" for determination of other thresholds

감염상아질에서는 3가지 레이저에 의한 물리적 변형 및 절제역치 차이가 가장 적게 나타나므로써 레이저 기종에 따른 큰 차이를 보이지 않았다(Table 3).

2. 미세경도 측정

물리적 변형 역치에서의 Koop 미세경도는 건전 상아질에서 Nd : YAG가 7%, Ho : YAG가 6%, 그리고 Er : YAG가 4%로 각각 유의성 ($P < 0.05$) 있게 증가하였다. 그러나 이환 상

아질, 감염상아질, 그리고 경화 상아질에서는 미세경도가 오히려 감소하거나 약간 증가하였지만 통계학적으로 유의할만 한 차이는 없었다 (Fig. 3).

3. 광학현미경 소견

Nd : YAG 레이저의 경우 물리적 변형역치에서의 변형부의 경계부위가 불분명하였으며 건전상아질의 물리적 변형역치로 조사한 경우 이환 상아질, 감염 상아질 등 상아질의 형태에

Variable=MJ

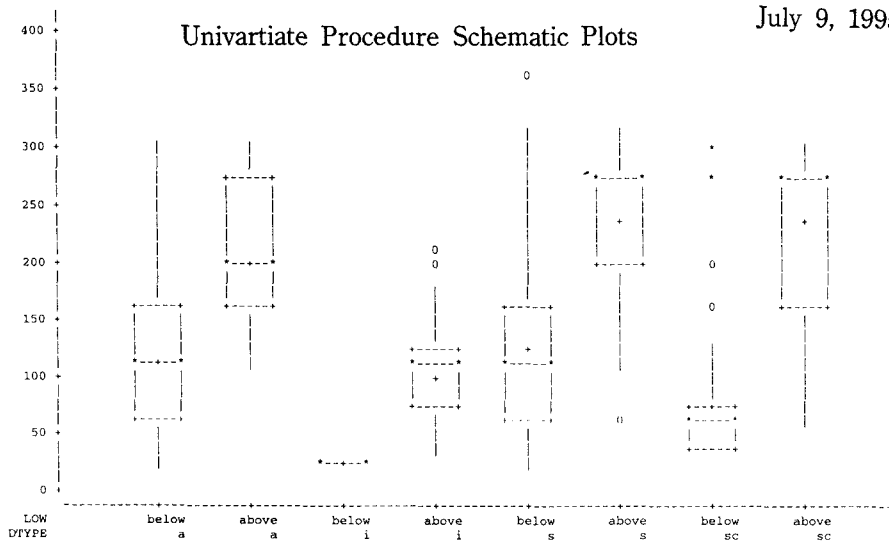


Figure 1. Schematic box plots of the physical modification and ablation thresholds by univariate procedure(Low threshold). Vertical lines cover 95% of data

Variable=MJ

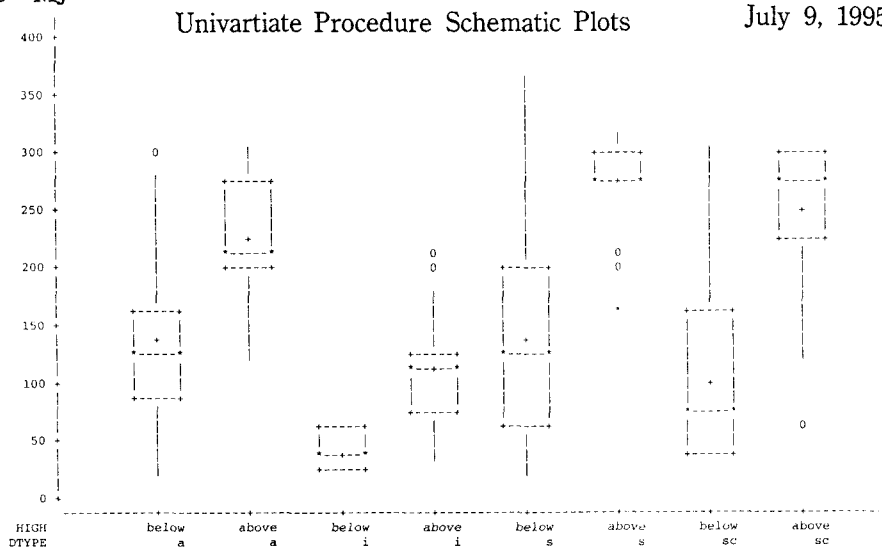
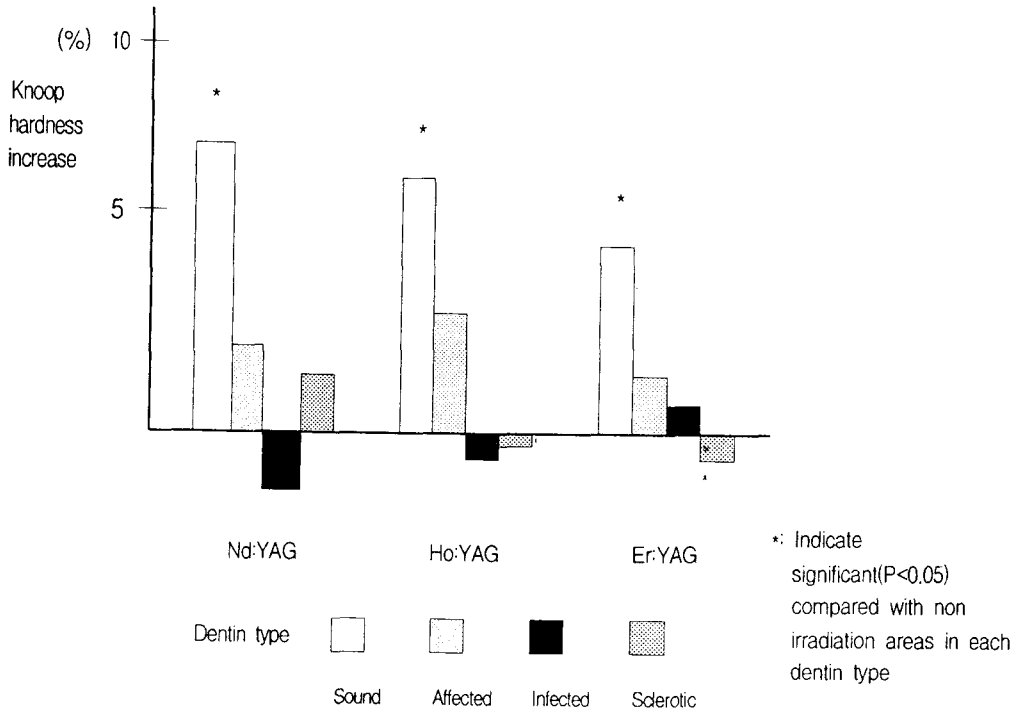


Figure 2. Schematic box plots of the physical modification and ablation thresholds by univariate procedure(High threshold). Vertical lines cover 95% of data

Table 3. Physical modification and ablation thresholds by types of the lasers and the dentins

Dentin	PMT(J/cm ²)			AT(J/cm ²)		
	Nd : YAG	Ho : YAG	Er : YAG	Nd : YAG	Ho : YAG	Er : YAG
Infected	20	19	4.1	44	31	9
Affected	165	37	5.4	304	52	12
Sclerotic	152	39	5.6	206	53	13
Sound	207	42	5.9	356	5.8	13



따른 조직소견이 다르게 나타났다(Fig. 4). Ho : YAG 레이저는 변형부위의 경계가 비교적 분명했으나 crack이 관찰되었다(Fig. 6). Er : YAG 레이저는 규칙적인 원형의 변형부위를 관찰하였으며 경계부가 깨끗하였다(Fig. 8). 절제역치에서는 Nd : YAG 레이저의 경우 조직이 제거되어 떨어져 나간 분화구의 바닥이 비교적 편평하고 깊이가 얕았으며 변연부에 탄화된 상태가 관찰되었다(Fig. 5). Ho : YAG 레이저는 분화구가 좁고 깊게 형성되어 있었으며 깊은 부위의 치질이 산화되는 과정에서

재용융되면서 분화구의 변연에 재 결합된 소견이 관찰되었다. 분화구의 변연부에 탄화가 관찰되었다(Fig. 7). Er : YAG 레이저는 분화구가 매우 일정한 형태를 보이고 있으며 내면과 변연부가 모두 명확하고 깨끗하였으며 탄화된 소견은 관찰되지 않았다(Fig. 9). 또한 절제역치를 넘어선 에너지 밀도에서도 치질이 탄화되지 않고 깨끗이 제거되는 양상, 즉 깨끗하고 명확한 경계를 갖는 분화구상이 관찰되었다(Fig. 10, 11).

IV. 총괄 및 고찰

현재 레이저는 치의학 분야에서 주로 연조직의 절제나 응고시키는데 사용되고 있다. 그러나 치아 경조직의 적용에 대해서도 꾸준히 연구가 이루어져 오고 있다^{7,9)}. 기존의 연속형 파장을 발진하는 레이저의 경우 조사시 목표물질과의 긴 작용시간 때문에^{17,28)} 열에 예민한 치아 경조직에의 사용이 제한되고 있다. 그러나 최근 레이저 및 관련기술의 발달로 광섬유로 전달되는 단속형 파장의 빛을 발진하는 레이저들이 개발됨에 따라 치아 경조직에 대한 연구가 활발히 진행되고 있다²⁰⁾. 그중에서도 Nd : YAG를 비롯한 Ho : YAG, Er : YAG등 YAG (Yttrium-Aluminium-Garnet)계 레이저는 주기가 매우 짧은 파장을 발진할 수 있고 광섬유 등을 통한 구강내로의 도달이 용이하기 때문에 치의학 분야에서 향후 유망한 레이저의 기종으로 인정받고 있다^{35,40)}.

치아의 상아질은 법랑질과 물리-화학적 구조가 달라 복합레진과의 결합력이 떨어지고 미세누출이 많이 야기되어 임상적으로 부작용을 많이 유발한다. 이러한 상아질을 레이저에 의해 물리적 구조를 변형시킬 경우 복합레진과의 결합력을 증가시킬 수 있다는 가설이 대두되고 있다. 이와함께 레이저를 이용하여 우식상아질을 효과적으로 제거할 수 있는지에 대한 의문점이 제기되어 왔고 우식에 이환되기 시작하는 상아질의 경우 레이저를 조사하여 물리적인 구조를 변형시킬 경우 산에 대한 저항력이 증가하는지 그리고 복합레진등의 수복물과의 결합력이 증가되는지등에 대한 관심이 증가되고 있으나 현재까지 레이저의 상아질에 대한 효과, 특히 우식상아질에 대한 효과를 평가한 연구가 거의 없었다.

본 연구에서의 물리적 변형역치란 상아질의 물리적 구조변화를 야기하는 최소의 조사에너지 밀도를 의미하며 절제역치란 상아질이 제거될 수 있는 최소의 조사 에너지 밀도를 의미한다. 이런 역치는 앞으로 치아우식증의 제거, 치수과민증 등의 치료, 혹은 복합레진 등의 수복을 위한 목적으로 레이저를 상아질에 조사하여

얻고자 하는 첫 번째 목표가 될 수 있다.

이러한 물리적 변형이 이루어 질 경우 White등⁴⁰⁾은 미세경도가 증가하며 복합레진과의 결합강도가 증가된다고 보고한 바 있다. 본 연구에서도 건전상아질에서의 미세경도는 증가되었다. 그러나 이환 상아질과 경화상아질에서는 미세경도의 변화가 없었다. 이는 이환 상아질과 경화 상아질의 경우 물리적 변형역치에서의 상아질의 변화는 최표면의 구조변화와 상관없이 하부구조가 취약하기 때문인 것으로 사료된다.

레이저의 기종에 따른 물리적 변형역치는 건전 상아질에서 Nd : YAG, Ho : YAG, Er : YAG가 각각 207, 42, 5.9J/cm²로 Nd : YAG 레이저가 가장 큰 에너지 밀도가 요구되어 그만큼 치아에 열작용을 많이 가할 것으로 추정되며 Er : YAG 레이저는 매우 밀도를 보이는 바, 치수나 치질자체에 최소한의 열작용을 가할 것이라고 추정된다. 또한 절제역치도 Er : YAG가 13J/cm²로 Nd : YAG의 356J/cm²에 비해 3.6%에 지나지 않아 열작용 없이 치질삭제를 효과적으로 할 수 있음을 보여주고 있다. 또한 절제역치에서의 현미경 소견을 보면 Nd : YAG, Ho : YAG 레이저는 분화구(crater)의 형태가 불규칙하며 분화구의 변연이 명확하지 않고 탄화된 소견이 관찰되나 Er : YAG 레이저의 경우 분화구의 모양이 일정하며 변연 또한 매우 명확하고 깨끗하며 탄화된 소견이 관찰되지 않았다. 이는 적은 에너지 밀도에 의해 효과적으로 치질이 제거되기 때문이라고 생각된다. Er : YAG 레이저의 치질 제거기전이 가른 레이저 기종과는 다르다는 주장을 여러학자들^{15,25)}이 피력하고 있다. 즉, Er : YAG 레이저는 물에 매우 잘 흡수되어 상아질에 조사할 경우 상아질내의 수분을 단시간내에 증발시켜 수증기의 폭발하는 압력에 의해 치질을 제거하는 것으로 알려져 있다. 따라서 치질제거가 고온에 의한 용융이나 연소에 의한 것이 아니기 때문에 경계부가 명확하고 상아질의 탄화를 야기하지 않는 것으로 생각된다. 이와같은 결과로 볼때 건전 상아질의 치료목적, 치아삭제 목적의 경우 Er : YAG 레이저가 앞으로 다른

기종에 비해 유용하게 사용될 수 있을 것으로 기대되는바, 차세대 레이저 기종으로 사료된다.

건전상아질 이외에 감염상아질, 이환상아질, 경화상아질의 경우도 역시 물리적 변형역치 및 절제역치가 Nd : YAG 레이저가 가장 높고, Er : YAG 레이저가 가장 낮게 나타났다(Table 3). 그러나 감염상아질의 경우 물리적 변형역치는 Nd : YAG, Ho : YAG, Er : YAG 레이저가 각각 20, 19, 4.1J/cm², 절제역치는 Nd : YAG, No : YAG, Er : YAG 레이저가 각각 44, 31, 9 J/cm²로 다른 상아질에 비해 가장 낮게 나타났으며 각 기종에 따른 차이도 최소로 나타났는데, 이는 감염상아질의 경우 적은 열작용으로 제거될 수 있음을 보여주고 있다. 특히 Nd : YAG 레이저의 경우 감염 상아질과 건전 혹은 이환 상아질과의 물리적 변형역치 및 절제역치가 현저히 차이가 나 우식상아질은 잘 제거되고 건전 상아질은 잘 제거되지 않음으로써 우식 상아질 제거시 안정성이 높을 것으로 사료된다. 이와같이 Nd : YAG 레이저가 상아질에 따른 물리적 변형역치 및 절제역치의 차가 많은 것은 상아질의 광학적 특성(optic property)에 영향을 많이 받기 때문으로 생각된다. 감염 상아질의 경우 착색에 의해 검정색을 많이 띄므로 레이저 광선의 흡수도가 높으나 건전상아질의 경우 무색이나 흰색을 나타내므로 상대적으로 흡수가 잘되지 않는다^{1,6,10}. 따라서 Nd : YAG를 치아, 특히 법랑질에 적용할 경우 검정색 잉크를 도포해 주는 것을 권장하기도 한다. Armstrong¹⁾은 건전상아질과 우식상아질에서의 빛의 흡수 spectrum이 다르다고 하였는데 이는 이 둘 사이에 광학적 특성이 다를 수 있음을 의미한다.

Ho : YAG 레이저는 건전 상아질 및 우식상아질에서 Nd : YAG 레이저 보다 물리적 변형역치와 절제역치가 낮게 나타났는데 이는 White⁴⁰⁾, Cernavin⁸⁾ 등의 연구에서 Ho : YAG 레이저는 Nd : YAG 레이저 보다 파장이 길기 때문에 상아질에 흡수가 더 잘된다는 사실에 근거할때 본 연구 결과는 이들의 견해와 일치되는 결과를 보이고 있다.

본 연구에서는 건전상아질의 경우 물리적 변형역치에서 Nd : YAG, Ho : YAG, Er :

YAG 레이저 공히 미세경도가 각각 7%, 6%, 4% 증가되었는데 이는 물리적 혹은 화학적 변화에 기인하는 것으로 추정되는데, 무기질이 많은 법랑질의 경우 레이저 조사시 결정구조가 변화되기 때문에 미세경도가 증가된다고 알려져 있다. 상아질의 경우 무기물질의 함량이 적어 결정 구조에 영향을 미치는데 대해선 알 수 없으나 열작용에 의해 수분이 빠져나가고 일부 유기물질이 탄화되므로써 상대적으로 무기물질의 함량이 높아졌기 때문으로 사료된다. Marquez²⁰⁾ 등은 Nd : YAG 레이저를 법랑질에 조사할 경우 미세경도가 증가되는 이유에 대해 레이저를 법랑질에 조사할 경우 결정구조의 변화는 물론 이와같은 유기물질과 무기물질의 비율의 변화에 의해서도 미세경도가 변화할 수 있음을 시사하였다. 이와같이 상아질에서도 레이저의 조사에 의해 미세경도가 증가할 경우 와동형성시 노출되는 상아질의 이차적인 치아 우식증에 대한 저항성을 높여줄 수 있을 것으로 기대된다.

Pashley²⁰⁾ 등은 CO₂ 레이저 조사후 상아질에서의 투과도가 감소되는 현상을 관찰 하였는데 이와같이 YAG계 레이저를 상아질에 조사하여 상아질의 투과도를 감소시킬 경우 상아질 노출에 의한 치아과민증의 치료도 가능하리라 사료된다.

한편 물리적 변형역치 이하에서는 물리적인 조직의 변화는 야기되지 않을지라도 화학적 변화는 기대될 수 있는데, 그 이유는 상아질을 구성하고 있는 섬유성 기질은 단백질이므로 보다 낮은 온도에서도 영향을 받을 수 있기 때문이다. 앞으로 이러한 상아질의 화학적 변화가 임상적으로 어떻게 이용될 수 있을지에 대한 연구가 더욱 진행 되어져야 할 것으로 사료되며 이러한 화학적 변화를 규명하기 위해서는 앞으로 FTIR, X-ray 회절법 등의 다양한 연구가 병용 되어져야 할 것으로 생각된다.

V. 결 론

2.10μm 파장의 Nd : YAG, 2.10μm 파장의 Ho : YAG, 2.90μm 파장의 Er : YAG 레이저등

근적외선계 파장을 갖는 YAG계 레이저를 이용하여 건전 상아질, 감염 상아질, 이환 상아질, 그리고 경화 상아질을 대상으로, 이들 레이저의 상아질에 대한 물리적 성질의 변화 및 절제특성을 비교, 분석하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 레이저 기종으로 본 상아질의 물리적 변형역치 및 절제역치는 Nd : YAG 레이저가 가장 높게 나타났으며 Er : YAG 레이저가 가장 낮았다.
2. 상아질 형태로 본 물리적 변형역치 및 절제역치는 Nd : YAG, Ho : YAG, Er : YAG 레이저 공히 건전상아질에 가장 높았으며 감염상아질에서 가장 낮았다.
3. 물리적 변형역치에서의 상아질의 미세경도는 건전상아질 경우 Nd : YAG, Ho : YAG, Er : YAG 레이저가 조사전보다 각각 7%, 6%, 4% 증가하였으며 감염 상아질, 이환 상아질, 그리고 경화상아질에서의 조사전 후의 미세경도의 차이는 없었다.
4. 절제역치에서의 분화구상은 Er : YAG 레이저가 가장 명확하고 깨끗한 형태를 보였으며 탄화도 관찰되지 않았다. Nd : YAG와 Ho : YAG 레이저는 분화구의 형태가 불규칙하고 탄화된 소견을 보였다.

이상의 결과로 볼 때 건전한 상아질의 삭제는 Er : YAG 레이저가 가장 효과적으로 생각되며 감염 상아질의 제거는 상아질의 광학특성에 따른 차이를 가장 많이 보인 Nd : YAG 레이저가 그 효율성과 안정성에서 우수하다고 사료된다.

참 고 문 헌

1. Armstrong, W.G. : Fluorescence characteristics of sound and carious human dentin preparations, Arch. Oral Biol., 8 : 79-90, 1963.
2. Bassi, G. : The Nd : YAG laser in caries removal, Brit. Dent. J., 177 : 248-250, 1994.
3. Blankenau, R.J. : Degree of composite resin polymerization with visible light and argon laser, Am. J. Dent., 4 : 40-42, 1991.
4. Boehm, R.F., Chen, M.J., Blair, C.K. : Temperature in human teeth due to laser heating, The American Society of Mechanical Engineers, 75-WA/Bio-8, 1975.
5. Brune, D. : Interaction of pulsed carbon dioxide laser beams with teeth in vitro, Scand. J. Dent. Res., 88 : 301-307, 1980.
6. Brune, E.N. : Histopathology of dental caries, Cariology, 2nd. edition, William & Williams Co. Baltimore/London, 1985.
7. Burkes, E.J. : Wet versus dry enamel ablation by Er : YAG laser, J. Prosthetic Dent., 67(6) : 847-851, 1992.
8. Cernavin, I. : A comparison of the effect of Nd : YAG and Ho : YAG laser irradiation on dentin and enamel, Australian Dental Journal, 40(2) : 79-84, 1995.
9. de Jong, E. : A new method for in vivo quantification of changes in initial enamel caries with laser fluorescence, Caries Res., 29 : 2-7, 1995.
10. Foreman, P.C. : The excitation and emission-spectra of fluorescent components of human dentine, Archs Oral Bio., 25 : 642-647, 1980.
11. Fowler, B.O., Kuroda, S. : Changes in heated and in laser-irradiated human tooth and their probable effects on solubility, Calif. Tissue Int., 38(4) : 197-202, 1986.
12. Goldman, L., Hornby, P., Meyer, R., Goldman, B. : Impact of the laser on the dental caries Nature, 203 : 417-425, 1964.
13. Goodman, B.D., Kaufman, H. : 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) : 1201-1210, 1977.
14. Kappany, N.S., Peppers, N.A. : Photocoagulation by laser, Nature, 199 : 146-153,

- 1963.
15. Keller, U. : Experimental studies of the application of the Er : YAG laser on dental hard substances : II. Light microscopic and SEM investigations, *Laser in Surgery and Medicine*, 9 : 345–351, 1989. Structural and functional changes in root dentin following exposure to KTP/532 laser, *J. Endodontics*, 19(10) : 492–497, 1993.
 16. Kimura, H., Sohmura, T., Tsutsumi, N., Okazaki, M. : Application of laser on dental treatment, *J. Osaka Univ. Dent. Sch.*, 23 : 31–39, 1983.
 17. Lobene, R.R., Bhushry, B.R., Fine, S. : Interaction of carbon dioxide laser radiation with enamel and dentin, *J. Dent. Res.*, 47 : 311–322, 1968.
 18. Longbottom, C : Laser and the diagnosis of occlusal caries : invitro study, *J. Dentistry*, 21 : 234–239, 1993.
 19. Maiman, T.H. : Stimulated optical radiation in ruby, *Nature*, 187–493–502, 1960.
 20. Marquez, F. : Physical-mechanical effects of Nd : YAG laser on the surface of sound dental enamel, *Biomaterials*, 14(4) : 313–316, 1993.
 21. Melcer, J., Chaumette, M.T., Melcer, F., Dejardin, J. : Treatment of dental decay by CO₂ laser beam : Preliminary results, *Lasers in surgery and medicine*, 4 : 311–318, 1984.
 22. Miserendino, L/J. : Effect of Nd : YAG laser on the permeability of root canal wall dentin, *J. Endodontics*, 21(2) : 83–87, 1995.
 23. Nelson, D.G.A., Jongbloed, W.L., Featherstone, J.D.B. : Laser irradiation of human dental enamel and dentin, *New Zealand Dental Journal*, 82(369) : 74–81, 1986.
 24. Nelson, D.G.A., Shariati, R.G., Glena, R., Shields, J.D.B. : Effect of pulsed low energy infrared laser irradiation on artificial caries-like lesion formation, *Caries Res.*, 20 : 289–296, 1986.
 25. Paghdiwala, A.F. : Evaluation of Er : YAG laser radiation on hard dental tissue : Analysis of temperature changes, depth of cuts and structural effects, *Scanning Microscopy*, 7(3) : 989–997, 1993.
 26. Palano, D., Martelli, M., Avi, R., Guarneri, L., Palmieri, B. : A clinico statistical investigation of laser effect in the treatment of pain and dysfunction of T.M.J., *MIR*, 2(Feb.) : 21, 1985.
 27. Parkins, F.R., Miller, R.L. : YAG laser treatment in Pediatric Dentistry, *CDA*, 19 (11) : 43–49, 1991.
 28. Pashley, E.L. : Effect of CO₂ laser energy on dentin permeability, *J. Endodontics*, 18 (6) : 257–262, 1992.
 29. Saboholz A., Neev J., Liaw L.L. : Effect of ArF-193nm excimer laser on human dentinal tubules. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.*, 75 : 90–94, 1993.
 30. Sato, K. : Relation between acid dissolution and histologic alternation of heated enamel, *Caries Res.*, 17 : 490–497, 1983.
 31. Shoji, S., Nakamura, M., Horiuchi, H. : Histopathological change by CO₂ laser : A preliminary report on laser pulpotomy, *J. of Endodont.*, 11 : 379–385, 1985.
 32. Silberman, J.J. : SEM comparison of acid-etched, CO₂ laser-irradiated, and combined treatment on dentin surfaces, *Lasers in surgery and medicine*, 15 : 269–276, 1994.
 33. Stern, R.H., Sognaes, R.F. : Laser beam effect on dental hard tissue, *J. Dent. Res.*, 43 : 873–878, 1964.
 34. Stern, R.H., Sognaes, R.F., Goodman, F. : Laser effect on vitro enamel permeability and solubility, *J.A.D.A.*, 73 : 838–845, 1966.
 35. Stevens, B. : Dentin ablation by Ho : YG

- lase : Correlation of energy versus volume using stereophotogrammetry. *J. Endodontics*, 20(5) : 246–249, 1994.
36. Stewart, L., Powell, G.L., Wright, S. : Hydroxyapatite attached by laser : A potential sealant for pits and fissures, *Oper. Dent.*, 10 : 2–9, 1985.
 37. Tagomori, S., Morioka, T. : Combined effects of laser and fluoride on acid resistance of human dental enamel, *Caries Res.*, 23 : 225–233, 1989.
 38. Thomas, E., Gordon, J.R. : Some effect of laser impacts on extracted teeth, *J. Dent. Res.*, 45 : 372–384, 1966.
 39. Weichman, J.A., Johnson F.M. : Laser in endodontics, *Oral Surg.*, 34 : 828–835, 1972.
 40. White, J.M., Goodies, H.E., Marshall, G.W. : Identification of the physical modification threshold of dentin induced by Nd : YAG and Ho : YAG lasers using scanning electron microscopy, *Scanning Microscopy*, 7(1) : 239–246, 1993.
 41. Whitters, C.J. : A clinical study of pulsed Nd : YAG laser-induced pulpal analgesia, *J. Dentistry*, 23(3) : 145–150, 1995.
 42. Yamamoto, H., Sato, K. : Prevention of dental caries by Acosto-optically Q-switched Nd : YAG laser irradiation, *J. Dent. Res.*, 59(2) : 137–144, 1980.
 43. Yu, D. : Enhancement of argon laser effect on dissolution and loss of human enamel, *J. Clinical Laser Medicine & Surgery*, 11 (5) : 259–261, 1993.

Explanation of figures

- Fig. 4. Light microscopic view with reflecting light($\times 25$)
Physical modification threshold($207\text{J}/\text{cm}^2$) induced by Nd : YAG laser on sound dentin. Same energy density($207\text{J}/\text{cm}^2$) was given to affected, infected dentin. Infected and affected dentin were ablated.
- Fig. 5. Light microscopic view with reflecting light($\times 25$)
Ablation threshold($356\text{J}/\text{cm}^2$) induced by Nd : YAG laser on sound dentin. Same energy density($207\text{J}/\text{cm}^2$) was given to affected, infected dentin. Craters showed carbonization.
- Fig. 6. Light microscopic view with transillumination light($\times 25$)
Physical modification threshold($37\text{J}/\text{cm}^2$) induced by Ho : YAG laser on affected dentin.
- Fig. 7. Light microscopic view with transillumination light($\times 25$)
Ablation threshold($58\text{J}/\text{cm}^2$) induced by Ho : YAG laser on sound dentin. Craters were narrow, deep, and carbonized. Margins of craters were irregular.
- Fig. 8. Light microscopic view with reflecting light($\times 25$)
Physical modification threshold($5.9\text{J}/\text{cm}^2$) induced by Er : YAG laser on sound dentin.
- Fig. 9. Light microscopic view with reflecting light($\times 25$)
 $207\text{J}/\text{cm}^2$ energy density of Er : YAG laser was given to affected, infected dentin. Infected and affected dentin were ablated.
- Fig. 10. Light microscopic view with reflecting light($\times 25$)
Ablation threshold($12\text{J}/\text{cm}^2$) induced by Er : YAG laser on affected dentin. Craters were round and. Margins of craters were clear.
- Fig. 11. Light microscopic view with reflecting light($\times 25$)
Above ablation threshold induced by Er : YAG laser on affected dentin. Craters were smooth and round. Margins of craters were very clear.

사진부도

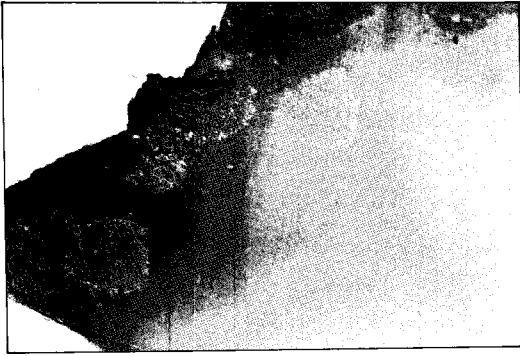


Fig. 4



Fig. 5

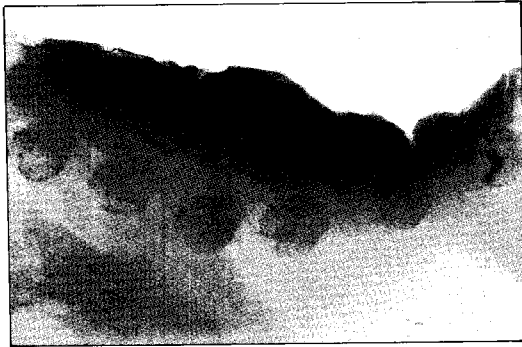


Fig. 6

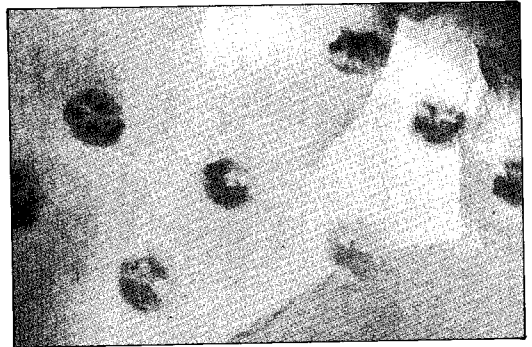


Fig. 7



Fig. 8



Fig. 9



Fig. 10

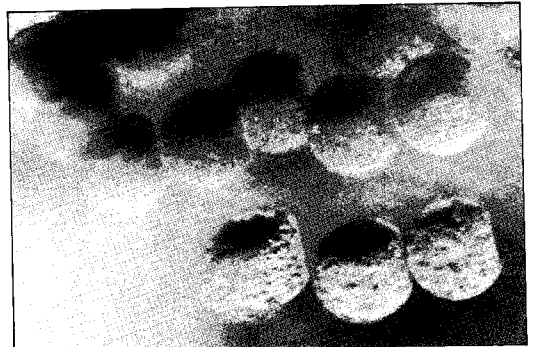


Fig. 11