

Nd:YAG레이저조사가 경화상아질에 미치는 영향에 관한 주사전자현미경적 연구

전북대학교 치과대학 구강내과학교실¹ 및 구강생체과학연구소²

김문현¹ · 신금백^{1,2}

목 차

- I. 서 론
- II. 재료 및 방법
- III. 결 과
- IV. 총괄 및 고찰
- V. 결 론
- 참고문헌
- 영문초록
- 사진부도

I. 서 론

치과병(의)원에 내원하는 환자중에서 상아질 지각과민증(dentinal hypersensitivity)을 호소하는 환자가 많은데, 상아질지각과민증은 다양한 물리적, 화학적, 미생물적 외부자극에 대한 치수의 과민반응으로서¹⁾, 음식물섭취시와 호흡시²⁾ 미약한 불쾌감으로부터 심한 동통에 이르기까지 다양한 정도로 나타난다³⁾. 상아질지각과민증은 관련 역학조사자료에 의하면 성인의 약 18%에서 나타나며⁴⁾, 그리고 20대와 30대에서^{5,6)}, 특히 치주질환을 가진 환자에서 호발하는 것으로 보고되고 있다^{5,6)}.

상아질지각과민증의 기전에 관해서는 완전히 이해되고 있지 않으나, 현재 널리 인정되고 있는 Brännström의 유체역학설(hydrodynamic theory)

에 따르면, 다양한 외부자극에 의해 상아세관내 액체가 치수쪽 또는 치아표면쪽으로 이동되며, 이러한 상아세관내액체의 이동에 의해 상아질과 치수 경계의 신경말단이 활성화되어 상아질지각과민증이 유발되는 것으로 알려져 있다⁷⁻⁹⁾.

그러나 상아세관이 물리적, 화학적, 미생물적 외부자극 등에 지속적으로 노출될 경우 일종의 생리적 방어반응으로 상아세관의 협착 내지 폐색이 일어나게 되면 상아세관내액체의 이동이 감소되거나 일어나지 않음으로써 상아질지각과민증이 완화되거나 발현되지 않기도 한다¹⁰⁾. 상아세관의 협착 내지 폐색이 일어난 상아질은 X 선흡수시험, 투과성시험, 경도시험 등에서 정상 상아질보다 더 단단한 것으로 나타났다^{11,12)}. 이러한 결과는 상아세관의 협착 내지 폐색이 일어난 상아질이 정상상아질보다 더 경화되어 있음을 의미하며, 따라서 상아세관의 협착 내지 폐색이 일어난 상아질의 경우 흔히 경화상아질(sclerotic dentin)로 불리우고 있다¹⁰⁾. 경화상아질은 methylene blue와 같은 vital stains에 불투과적이며, 광학현미경적으로 반사광에서 어둡게 보여진다¹⁰⁾. 이러한 경화상아질은 마모층이 있는 치아¹³⁾, 완만히 진행되는 치아우식 부위의 하부, 고령자의 치아 등에서 관찰된다¹⁰⁾.

치과임상에서 흔히 관찰되는 상아질지각과민증은 해당 부위의 상아세관이 물리적, 화학적, 미생물적 자극 등에 지속적으로 노출된 환경에서

도 바로 이러한 생리적 방어반응으로서의 상아세관의 협착 내지 폐색이 일어나지 않은 결과로 사료된다. 따라서 이러한 연구결과에 근거하여 상아질지각과민 부위의 상아세관을 인위적으로 폐색함으로써 상아세관내액체이동 또는 상아세관투과성을 제한하여 상아질지각과민증을 치료하려는 다양한 시도가 있어 왔다¹⁴⁾. 실제 이러한 시도의 일환으로서 상아질지각과민성 치아에 세치제, 불화물, 수산염(oxalate), 상아질결합제, 치과수복치료 등을 적용해 왔다¹⁵⁻¹⁷⁾. 그러나 상아질지각과민 부위 상아질의 상아세관을 인위적으로 폐색하고자 하는 이러한 시도는 임상적으로 그 효과가 매우 다양하게 나타나고, 또한 상대적으로 단기간에 걸친 효과만 나타내므로^{18,19)} 보다 장기적이고 근본적인 효과를 나타낼 수 있는 술식의 개발이 요구되고 있는 실정이다.

그 일환으로서 Nd:YAG레이저의 적용을 통해 상아질지각과민증을 보다 근본적으로 치료하고자 하는 시도가 있어 왔다²⁰⁻²⁴⁾. 그런데 이러한 시도는 Nd:YAG레이저의 상아질적용효과에 근거하였으며, 이에 관한 연구로서 Dederich등²⁵⁾, Cooper등²⁶⁾이 Nd:YAG레이저조사에 의한 상아질 표면의 용융과 재결정화에 관한 주사전자현미경적 관찰(scanning electron microscopy) 소견을 보고한 바 있으며, Nelson등²⁷⁾이 Nd:YAG레이저조사에 의한 상아세관의 폐색에 관하여, Featherstone과 Nelson²⁸⁾이 Nd:YAG레이저조사에 의한 상아질의 구조적, 화학적 성분변화에 관하여, 조등²⁹⁾이 Nd:YAG레이저조사에 의한 치근상아질의 물리적 변화에 관하여 보고한 바 있다. 또한 Miserendino등³⁰⁾이 Nd:YAG레이저를 이용하여 발거된 치아의 근관내 상아질벽에 5W, 5Hz로 45초간 조사한 후 전자현미경과 색소침윤법을 이용하여 관찰한 결과 상아질벽에 유리같은 물질이 침착되면서 상아질벽이 막히게 되어 상아질의 투과성이 감소되었음을 보고한 바 있다.

이상의 선행학들의 연구결과로 미루어 보아 상아세관의 협착 내지 폐색이 일어나지 않은 상아질지각과민증 부위의 상아세관을 Nd:YAG레이저의 조사적용에 의해 인위적으로 폐색함으로써 상아질지각과민증을 보다 근본적으로 치료할 수

도 있을 것으로 사료된다. 그러나 일반적으로 상아질지각과민증의 치료는 1935년 Grossman³¹⁾에 의해 제안된 이상적 상아질지각과민증치료기준을 따르는 것이 바람직할 것으로 사료된다. 즉, 상아질지각과민증에 대한 이상적 치료는 치수를 자극해서도 안되며, 동통을 유발해서도 안되며, 적용하는데 용이해야 하며, 단시간에 효과가 나타나되 그 효과가 오랫동안 지속되어야 하며, 치아에 변색을 초래해서도 안된다. 한편 레이저가 조직에 미치는 효과는 적용 레이저의 파장, 펄스 지속시간, 펄스당에너지 및 에너지전달방식에 따라 달라지므로³²⁾, 치료 목적을 달성하는데 필요한 최소량의 에너지를 얻기 위한 레이저의 변수 즉 최적의 레이저조사조건을 찾아내는 것이 레이저 기기의 종류에 관계없이 무엇보다 중요할 것으로 사료된다. 이러한 관점에서 볼 때 Nd:YAG레이저를 정상상아질과 우식상아질에 적용한 후 해당 상아질에서의 물리적 변화정도를 광학현미경적으로 관찰하여 관찰가능한 변화를 최초로 야기한 레이저에너지밀도(energy density: J/cm²)를 물리적 변화 역치(physical modification threshold)로 정의하고, 상아질 유형에 따른 물리적 변화 역치를 보고한 바 있는 Koopah등³³⁾의 연구의 의의가 있는 것으로 사료된다.

그러나 Nd:YAG레이저의 적용을 통해 상아질지각과민증을 보다 근본적으로 치료하고자 하는 시도의 근거가 되는 Nd:YAG레이저의 상아질적용효과에 관해서는 아직 논란이 있는 실정이며, 또한 해당 연구의 대부분이 Nd:YAG레이저의 조사적용조건과 조사적용된 상아질의 변화정도의 평가기준에 있어 그 기준이 모호한 경우가 많은 실정이다. 더구나 Nd:YAG레이저의 조사적용에 의해 상아질지각과민증을 치료하고자 하는 경우, 치료 목적을 달성하는데 필요한 최적의 레이저조사조건을 찾아내기 위해서는 정상상아질에 대해서는 물론 기준조직으로서의 경화상아질에 대해서도 Grossman³¹⁾에 의해 제안된 이상적 상아질지각과민증치료기준과 Koopah등³³⁾에 의해 보고된 Nd:YAG레이저의 상아질에서의 물리적 변화 역치가 고려된 Nd:YAG레이저의 조사적용에 의한 상아질의 미세구조적 측면에서의

관련 기초자료가 필요할 것으로 사료되는데, 실제적으로 이에 관한 연구보고가 매우 미흡한 실정이다.

따라서 저자는 이러한 점에 착안하여 상아질 지각과민증에 대한 Nd:YAG레이저치료법의 개발 차원에서, 치료목적을 달성하는데 필요한 최적의 레이저조사조건과 관련된 기초자료를 얻기 위해, 그 기준조직인 경화상아질을 대상으로 현재 치과임상에 널리 쓰이고 있는 파장 1,064nm의 광섬유전달방식의 펄스형 Nd:YAG레이저를 이용하여, 몇가지 조건으로 조사적용한 후, 경화상아질의 표면구조의 변화 양상을 미시적 관점에서 주사전자현미경적으로 관찰하여 정상상아질에서와 비교, 분석, 평가한 결과 다소의 지견을 얻었기에 보고하는 바이다.

II. 재료 및 방법

1. 상아질 조직편 제작

사람으로부터 발거된 총 30개의 상, 하악 전치 및 소구치의 근원심 중심부를 치아장축방향으로 Low Speed Diamond Wheel Saw(SBT, South Bay Technology, U.S.A.)를 이용, 절단하여 두께 $0.5\text{mm} \pm 0.1\text{mm}$ 의 치아절편을 제작하였다. 제작된 치아절편중 반사광학현미경(SMZ-U, Nikon, Japan)을 이용한 관찰 소견에 의해, 치아 마모 또는 치아우식증이 없는 정상상아질을 가진 총 3개의 정상상아질조직편, 그리고 경화상아질을 가진 총 10개의 경화상아질조직편을 선정하였다. 선정된 상아질조직편에 남아 있는 도말층을 제거하기 위해 상아질조직편을 0.5 M ethylene diamine tetraacetic acid (EDTA, pH=7.4)로 2분간 처리한 후 증류수로 세척하였으며, 실험에 사용될 때 까지 세균증식을 억제하기 위해 0.02% thymol solution에 보관하였다.

2. Nd:YAG레이저 조사

파장 1,064nm, 펄스당 지속시간 $120\mu\text{s}$, 광섬유 직경 $320\mu\text{m}$ 인 광섬유전달방식의 펄스형 Nd:

YAG레이저(Sunrise Technologies, Fremont, CA, USA)를 이용하여, 각각 출력 0.5W, 1.0W, 1.5W, 2.0W, 초당 펄스 10Hz, 조사시간 1초의 조건에서, 준비된 상아질조직편의 정상상아질 또는 경화상아질 부위에 광섬유를 접촉하여, 초당 3mm~4mm의 속도로 직선방향으로 움직이면서 레이저를 조사적용하였으며, 각각의 레이저에너지밀도(energy density: J/cm^2)로서 $62\text{J}/\text{cm}^2$, $124\text{J}/\text{cm}^2$, $187\text{J}/\text{cm}^2$, $249\text{J}/\text{cm}^2$ 의 조건마다 한벌 3회씩 시행하였다³⁴.

3. 주사전자현미경적 관찰

Nd:YAG레이저가 조건별로 조사적용된 상아질조직편에 대해 Ion Sputter(Model E-1010, Hitachi, Japan)를 이용하여 gold coating 또는 platinum coating 처리를 시행한 후 주사전자현미경(Model X-650, Hitachi, Japan)을 이용하여 Koopah등³³의 연구에서 제시된 Nd:YAG레이저에 의한 상아질에서의 물리적 변화 정도를 나타내는 평가기준을 고려, 정상상아질과 경화상아질 부위 표면의 미세구조적 변화 양상을 관찰하였다.

III. 결 과

1. 정상상아질 부위에서의 주사전자현미경적 관찰 소견

1) 출력 0.5W, 초당 펄스 10Hz, 조사시간 1초, 펄스당 레이저에너지 50mJ , 레이저에너지밀도 $62\text{J}/\text{cm}^2$ 의 조사조건

레이저가 조사적용된 부위에서 상아세관의 부분적인 폐색과 용융이 수반되고, 레이저가 조사적용되지 않은 부위와의 경계가 약간 불명료한 표면변화가 관찰되었다(Fig. 1A, 1B).

2) 출력 1.0W, 초당 펄스 10Hz, 조사시간 1초, 펄스당 레이저에너지 100mJ , 레이저에너지밀도 $124\text{J}/\text{cm}^2$ 의 조사조건

레이저가 조사적용된 부위에서 레이저에너지

밀도 $62\text{J}/\text{cm}^2$ 의 조사조건인 경우에 비해, 상아세관의 부분적인 폐색과 용융이 더 많이 수반되고, 레이저가 조사적용되지 않은 부위와의 경계가 보다 더 명료한 표면변화가 관찰되었다(Fig. 2A, 2B).

3) 출력 1.5W, 초당 펄스 10Hz, 조사시간 1초, 펄스당 레이저에너지 150mJ, 레이저에너지밀도 $187\text{J}/\text{cm}^2$ 의 조사조건

레이저가 조사적용된 부위에서 레이저에너지밀도 $124\text{J}/\text{cm}^2$ 의 조사조건인 경우에 비해, 상아세관의 부분적인 폐색과 용융이 더 많이 수반되고, 레이저가 조사적용되지 않은 부위와의 경계가 명료한 표면변화가 관찰되었다(Fig. 3A, 3B).

4) 출력 2.0W, 초당 펄스 10Hz, 조사시간 1초, 펄스당 레이저에너지 200mJ, 레이저에너지밀도 $249\text{J}/\text{cm}^2$ 의 조사조건

레이저가 조사적용된 부위에서 레이저에너지밀도 $187\text{J}/\text{cm}^2$ 의 조사조건인 경우에 비해, 정상적인 상아세관구조의 소실과 상아세관의 폐색이 많이 수반된 거칠고 용융된, 그리고 레이저가 조사적용되지 않은 부위와의 경계가 보다 더 명료한 원형의 얇은 함몰 부위를 보이는 표면변화가 관찰되었다(Fig. 4A, 4B).

2. 경화상아질 부위에서의 주사전자현미경적 관찰 소견

1) 출력 0.5W, 초당 펄스 10Hz, 조사시간 1초, 펄스당 레이저에너지 50mJ, 레이저에너지밀도 $62\text{J}/\text{cm}^2$ 의 조사조건

레이저가 조사적용된 부위에서 동일 조사조건으로 레이저가 조사적용된 정상상아질 부위의 경우에 비해, 상아세관의 부분적인 폐색과 용융이 더 많이 수반되고, 레이저가 조사적용되지 않은 부위와의 경계가 약간 더 명료한 표면변화가 관찰되었으며, 또한 레이저가 조사적용된 부위에서 상당히 비후된 관주상아질(peritubular dentin)을 가진 상아세관이 관찰되었다(Fig. 5A, 5B).

2) 출력 1.0W, 초당 펄스 10Hz, 조사시간 1초, 펄스당 레이저에너지 100mJ, 레이저에너지밀도 $124\text{J}/\text{cm}^2$ 의 조사조건

레이저가 조사적용된 부위에서 레이저에너지밀도 $62\text{J}/\text{cm}^2$ 의 조사조건인 경우 및 동일 조사조건으로 레이저가 조사적용된 정상상아질 부위의 경우에 비해, 상아세관의 폐색과 용융이 더 많이 수반되고, 레이저가 조사적용되지 않은 부위와의 경계가 보다 더 명료한 원형의 얇은 함몰 부위를 보이는 표면변화가 관찰되었으며, 또한 함몰 부위 내면에서 미약한 직선형의 파절선과 매우 비후된 관주상아질을 가진 상아세관이 관찰되었다(Fig. 6A, 6B).

3) 출력 1.5W, 초당 펄스 10Hz, 조사시간 1초, 펄스당 레이저에너지 150mJ, 레이저에너지밀도 $187\text{J}/\text{cm}^2$ 의 조사조건

레이저가 조사적용된 부위에서 레이저에너지밀도 $124\text{J}/\text{cm}^2$ 의 조사조건인 경우 및 동일 조사조건으로 레이저가 조사적용된 정상상아질 부위의 경우에 비해, 상아세관의 폐색과 용융이 더 많이 수반되고, 레이저가 조사적용되지 않은 부위와의 경계가 보다 더 명료한 원형의 얇은 함몰 부위를 보이는 표면변화가 관찰되었으며, 또한 함몰 부위 내면에서 더 많은 수의 다각형의 파절선과 매우 비후된 관주상아질을 가진 상아세관이 관찰되었다(Fig. 7A, 7B).

4) 출력 2.0W, 초당 펄스 10Hz, 조사시간 1초, 펄스당 레이저에너지 200mJ, 레이저에너지밀도 $249\text{J}/\text{cm}^2$ 의 조사조건

레이저가 조사적용된 부위에서 레이저에너지밀도 $187\text{J}/\text{cm}^2$ 의 조사조건인 경우 및 동일 조사조건으로 레이저가 조사적용된 정상상아질 부위의 경우에 비해, 정상적인 상아세관구조의 소실이 전반적으로 수반되고, 또한 상아세관의 폐색과 용융이 전반적으로 수반된 얇은 함몰 부위를 보이는 표면변화가 관찰되었다(Fig. 8A, 8B).

IV. 총괄 및 고찰

상아질은 구조상 상아세관, 관주상아질(peritubular dentin), 관간상아질(intertubular dentin), 전상아질(predentin), 조상아세포질돌기의 구조물을 가지고 있으며, 상아세관의 내경은 상아세관의 벽을 이루고 있는 관주상아질이 성장함에 따라 좁아지는데, 상아질과 범랑질의 경계 인접부에서는 1 μ m 정도로 좁아진다¹⁰⁾. 특히 상아세관이 지속적인 자극에 노출될 경우 일종의 생리적 방어반응으로 상아세관의 협착 내지 폐색이 일어나기도 한다¹⁰⁾. 즉, 다양한 성질의 자극에 의해 회복상아질(reparative dentin)의 첨가적인 형성이 유도될 뿐만 아니라 상아질 자체의 변화가 초래되기도 하며, 퇴행되어 가는 조상아세포질돌기의 내부 또는 주위에 칼슘염이 침착되며, 상아세관이 협착 내지 폐색되기도 한다¹⁰⁾.

그러나 치과임상에서 흔히 관찰되는 상아질지각과민증은 해당 부위의 상아세관이 다양한 자극에 지속적으로 노출된 환경에서도 바로 이러한 생리적 방어반응으로서의 상아세관의 협착 내지 폐색이 일어나지 않은 결과로 사료된다. 따라서 상아질지각과민 부위의 상아세관을 인위적으로 폐색함으로써 상아질지각과민증을 치료하려는 시도는 의의가 있다고 사료된다. 그러나 상아질지각과민 부위의 상아세관을 인위적으로 폐색하고자 하는 이러한 시도는 적어도 Grossman³¹⁾에 의해 제안된 이상적 상아질지각과민증치료 기준을 따르는 것이 바람직할 것으로 사료된다. 특히 레이저적용을 통한 상아질지각과민증치료의 시도에 대해서는 치수손상의 위험성을 고려해 볼 때 Grossman³¹⁾기준의 적합성 여부를 포함하여 다양한 각도의 심도있는 평가가 이루어져야 할 것으로 사료되며, 본 연구도 그러한 취지에서 시행되었다.

레이저가 조직에 조사적용될 경우 레이저는 조직내로 흡수되거나, 조직내에서 산란되거나, 조직에 반사되거나, 또는 조직을 투과하게 되는데, 레이저와 조직의 상호작용은 주로 레이저의 흡수정도에 따르며, 그 효과는 광화학적 상호작용(photochemical interactions), 광열적 상호작용

(photothermal interactions), 광역학적 상호작용(photomechanical interactions) 또는 광전기적 상호작용(photoelectrical interactions)에 의해 임상적으로 다양하게 관찰된다³²⁾. 본 연구에서 관찰된 Nd:YAG레이저에 의한 상아질조직에서의 구조적 변화는 바로 Nd:YAG레이저가 상아질조직내로 흡수되어 나타난 광열적 효과에 기인한 것으로 사료된다. 레이저는 레이저광의 방출방식이 연속파형인가, 또는 펄스형인가에 따라 조직에 미치는 영향이 다르다. 펄스형 Nd:YAG레이저의 경우 기종에 따라 90~800 μ sec로 다양하다³²⁾. 이처럼 짧은 펄스당 지속시간은 긴 휴지기를 허용하는데 이는 레이저의 조사적용에 의해 순간적으로 가열된 조직이 냉각할 수 있는 시간을 허용함으로써 결과적으로는 조직의 불필요한 손상과 동통발생을 방지할 수 있음을 의미한다³²⁾. 따라서 본 연구에서도 이러한 점에 근거하여 펄스당 지속시간이 120 μ s로 짧은 펄스형 Nd:YAG레이저를 사용하였다.

본 연구에서 Nd:YAG레이저가 조건별로 조사적용된 상아질조직편에 대한 반사광학현미경적 소견상 레이저가 조사적용된 정상상아질 부위가 암갈색으로, 그리고 경화상아질 부위가 담황색으로 변화되었음이 관찰되었다. 이러한 색조의 변화는 상아질의 화학적 조성 가운데 하나인 교원질이 Nd:YAG레이저에 의해 순간적으로 연소되어 생성된 다양한 종류의 연소생성물이 Nd:YAG레이저의 조직효과와 하나인 광역학적 효과에 의해 주변의 상아질조직에 침착되었기 때문으로 사료된다^{35,36)}. 또한 본 연구에서 Nd:YAG레이저가 조건별로 조사적용된 상아질조직편에 대한 주사전자현미경적 소견상(Fig. 1A~8B) 레이저가 조사적용된 부위가 밝은 흰색으로 변화되었음이 관찰되었는데, 이러한 색조의 변화는 레이저가 조사적용된 부위에서 레이저에 의해 상아질내 많은 양의 교원질이 제거되고 주로 인산칼슘(calcium phosphate)이 잔존되었기 때문으로 사료된다^{35,36)}.

본 연구에서 Nd:YAG레이저가 조건별로 적용된 상아질조직편상 정상상아질과 경화상아질 부위 표면의 미세구조적 변화 양상을 주사전자현

미경을 이용하여 관찰한 결과, 정상상아질의 경우(Fig. 1A~4B) 레이저에너지밀도 $62\text{J}/\text{cm}^2$ 에서 상아세관의 부분적인 폐색과 용융이 관찰되었으며, 적용된 레이저에너지밀도가 $124\text{J}/\text{cm}^2$, $187\text{J}/\text{cm}^2$, $249\text{J}/\text{cm}^2$ 로 증가될수록 대체적으로 그 변화 정도가 더 강하게 나타났다. 그리고 레이저에너지밀도 $124\text{J}/\text{cm}^2$, $187\text{J}/\text{cm}^2$, $249\text{J}/\text{cm}^2$ 에서 상아질표면조직이 다소 소실되었으며, 특히 레이저에너지밀도 $249\text{J}/\text{cm}^2$ 에서는 얇은 함몰 양상으로 상아질표면조직이 소실되었다. 따라서 본 연구에서 정상상아질 상아세관의 부분적인 폐색과 용융을 야기한 Nd:YAG레이저의 에너지밀도 $62\text{J}/\text{cm}^2$ 를 Koopah 등³³⁾의 연구에서의 Nd:YAG레이저에 의한 정상상아질의 물리적 변화 역치의 개념으로 간주할 수 있을 것으로 사료된다. 이로 미루어 보아 치과임상적으로 상아질지각과민증의 치료 차원에서 지각과민 부위의 정상상아질에 Nd:YAG레이저를 조사적용할 경우 상아질의 구조적 손상을 피하기 위해서는 레이저에너지밀도를 $62\text{J}/\text{cm}^2$ 이상 초과하지 않음이 바람직할 것으로 사료된다. 한편 경화상아질의 경우(Fig. 5A~8B) Nd:YAG레이저의 에너지밀도 $62\text{J}/\text{cm}^2$ 에서 동일 조사조건으로 레이저가 조사적용된 정상상아질에 비해 상아세관의 부분적인 폐색과 용융이 더 많이 수반되고, 레이저가 조사적용되지 않은 부위와의 경계가 약간 더 명료한 표면변화가 관찰되었으며, 또한 레이저가 조사적용된 부위에서 상당히 비후된 관주상아질을 가진 상아세관이 관찰되었다. 경화상아질의 경우 적용된 레이저에너지밀도가 $124\text{J}/\text{cm}^2$, $187\text{J}/\text{cm}^2$, $249\text{J}/\text{cm}^2$ 로 증가될수록 대체적으로 그 표면변화 정도가 더 강하게 나타났다. 또한 레이저에너지밀도 $124\text{J}/\text{cm}^2$, $187\text{J}/\text{cm}^2$, $249\text{J}/\text{cm}^2$ 에서 상아질표면조직이 얇은 함몰 양상으로 소실되었으며, 함몰 부위 내면면에서는 많은 수의 다각형의 파절선과 매우 비후된 관주상아질을 가진 상아세관이 관찰되었다. 따라서 본 연구에서 경화상아질 상아세관의 부분적인 폐색과 용융을 야기한 Nd:YAG레이저의 에너지밀도 $62\text{J}/\text{cm}^2$ 를 Koopah 등³³⁾의 연구에서의 Nd:YAG레이저에 의한 경화상아질의 물리적 변화 역치의 개념으로 간주할 수 있을 것으로 사료

된다. 이로 미루어 보아 치과임상적으로 상아질지각과민증의 치료 차원에서 지각과민 부위의 부분적으로 경화된 상아질에 Nd:YAG레이저를 조사적용할 경우 상아질의 구조적 손상을 피하기 위해서는 레이저에너지밀도를 $62\text{J}/\text{cm}^2$ 이하로 정상상아질의 경우에서 보다 낮게 적용함이 바람직할 것으로 사료된다.

본 연구에서 동일 조사적용조건인 Nd:YAG레이저에 의한 상아질조직편의 정상상아질(Fig. 1A~4B)과 경화상아질(Fig. 5A~8B) 부위에서의 표면구조의 변화에 있어 경화상아질에서의 변화가 더 강하게 나타났던 바, 이는 Nd:YAG레이저와 상아질의 특성에 기인한 것으로 사료된다. 즉, Nd:YAG레이저는 파장의 특성상 어두운 색소에 흡수가 잘 되는 반면 물에는 흡수가 잘 안되며³²⁾, 상아질은 화학적 조성상 물함량이 매우 낮다^{10,13)}. 그런데 경화상아질은 색조에 있어 갈색 내지 암갈색으로서 정상상아질에 비해 더 어둡다^{10,13)}. 따라서 경화상아질의 이러한 어두운 색조는 Nd:YAG레이저의 흡수를 강화시키는 역할을 하게 되어, 정상상아질과 경화상아질에 동일 조건으로 Nd:YAG레이저가 조사적용될 경우 정상상아질에 비해 경화상아질에서 그 표면변화가 더 심하게 야기될 것으로 사료되며, 본 연구에서도 대체적으로 동일한 양상을 관찰하였다.

앞에서 언급한 바와 같이 본 연구에서 Nd:YAG레이저가 조사적용된 상아질조직편에 대한 주사전자현미경적 소견상 정상상아질(Fig. 1A~4B)과 경화상아질(Fig. 5A~8B) 부위에서 표면구조의 물리적 변화와 함께 상아질조직이 일부 제거되었음이 관찰되었는데, 일반적으로 레이저에 의한 치아경조직 제거의 주된 과정은 수분매개성 조직제거(water-mediated explosive tissue removal)와 플라즈마매개성 조직제거(plasma-mediated tissue removal)로 이루어진다³⁶⁾. 특히 수분매개성 조직제거의 경우 레이저가 조사되는 조직표면 아래 수분층이 급속히 가열됨으로써 생성된 고압에 의해 매개된다³⁶⁾. 폭발성 수분매개성 조직제거과정은 치아경조직의 용융점($900^{\circ}\text{C} \sim 1,200^{\circ}\text{C}$) 아래의 표면온도에서 잘 일어날 수 있다³⁷⁾. 한편 표면온도가 치아경조직

의 비점(沸點, 1,250°C)까지 또는 그 이상으로 상승되면 기화를 통한 표면 제거가 일어나기도 한다³⁶⁾. 따라서 본 연구에서 관찰된 Nd:YAG레이저에 의한 상아질조직편의 정상상아질과 경화상아질 부위에서 표면구조의 물리적 변화와 상아질조직의 일부 제거는 바로 이러한 폭발성 수분매개성 조직제거과정의 결과로 사료된다. 또한 본 연구에서 Nd:YAG레이저에 의해 상아질조직편의 정상상아질(Fig. 1A~4B)과 경화상아질(Fig. 5A~8B) 부위에서 얇은 함몰 부위가 형성되었는데, 이러한 함몰 부위의 내벽에는 칼슘과 인의 농도가 더 높은 것으로 알려져 있으며³⁷⁾, 이는 Nd:YAG레이저에 의해 유기질 성분이 기화되면서 무기질 성분이 증가되었기 때문으로 사료된다. 한편 Koort와 Frentzen³⁸⁾의 연구보고에 의하면 100mJ/pulse의 역치 이상의 Nd:YAG레이저에너지가 사용되면 상아질에 미세균열이 나타나는 것으로 알려져 있는데, 본 연구에서는 경화상아질의 경우 출력 1.0W, 초당 펄스 10Hz, 조사시간 1초, 펄스당 레이저에너지 100mJ, 레이저에너지밀도 124J/cm²의 조사조건에서 미세균열이 관찰되었으며(Fig. 6A, 6B), 출력 1.5W, 초당 펄스 10Hz, 조사시간 1초, 펄스당 레이저에너지 150mJ, 레이저에너지밀도 187J/cm²의 조사조건에서는 더 심한 균열상이 관찰되었다(Fig. 7A, 7B). 그러나 상호 실험조건이 다른 점을 감안할 때 Nd:YAG레이저에 의한 상아질의 미세균열 발생역치에 대한 단순비교는 곤란할 것으로 사료된다.

레이저를 조사받은 치아 표면의 변화에 관한 기전은 명확하지 않지만, Gordon³⁹⁾은 치면에 대한 레이저의 작용은 열작용이라 하였으며, Peck⁴⁰⁾은 초기에 물리적 변화가 일어나고 후기에는 화학적 변화가 일어나서 수산화인회석 결정체의 성분 변화로 새로운 복합물이 형성된다고 하였다. 한편 Dederich등²⁵⁾은 주사전자현미경적 연구에서 Nd:YAG레이저를 근관 상아질에 조사한 후 용융되고, 재결정화되고, 활택된 상아질 표면을 보고하였다. 또한 Nelson등은²⁷⁾ 레이저조사에 의해 탄산염이나 수분이 소실되어 무기성분의 산에 대한 용해도가 감소되고, 불소,

칼슘, 인에 대한 친화력이 내, 외인성으로 높아진다고 하였으며, Moshonovo와 Yamauchi⁴¹⁾는 치근단절제술 후 치근침 부위 상아질에 Nd:YAG레이저를 조사하는 경우 용융 후 재고체화된 상아질을 발견하여 레이저를 조사하지 않은 것에 비해 투과도가 감소함을 보고하였다. 따라서 본 연구에서 관찰된 Nd:YAG레이저에 의한 상아질조직편의 정상상아질(Fig. 1A~4B)과 경화상아질(Fig. 5A~8B)부위에서의 표면구조의 변화는 상기한 제반 물리적 및 화학적 기전의 결과로 사료된다.

한편 치아에 대한 레이저 조사시 치면의 온도상승과 도달 심도는 조직과 치수에 영향을 주기 때문에 매우 중요하다. Yosida⁴²⁾는 73.1J/cm²의 Nd:YAG레이저 조사시 6.42°C의 치수강 온도상승을 보고하면서, 생체내의 치아에서는 혈액순환이라는 완충작용으로 열이 신속히 확산되므로 65J/cm² 이하의 조사시 치수에 대한 손상은 거의 없을 것이라고 하였다. 따라서 본 연구에서 상아질조직편에 적용된 Nd:YAG레이저의 에너지밀도 124.40J/cm², 186.60J/cm², 248.80J/cm²의 경우 실제 치과임상적으로 상아질지각과민치아에 적용 가능한 조사조건인지에 대한 판단이 요구되는바, 이에 관해서는 각 조사조건별 온도상승 양상에 관한 연구가 뒷받침되어야 할 것으로 사료된다.

본 연구내용을 총괄하건대, Nd:YAG레이저가 조건별로 적용된 상아질조직편상 정상상아질과 경화상아질 부위 표면의 미세구조적 변화 양상을 주사전자현미경을 이용하여 관찰한 결과, 정상상아질의 경우 레이저에너지밀도가 62J/cm², 124J/cm², 187J/cm², 249J/cm²로 증가될수록 대체적으로 상아세관의 부분적인 폐색과 용융이 더 많이 수반되고, 레이저가 조사적용되지 않은 부위와의 경계가 보다 더 명료한 표면변화가 관찰되었다. 한편 경화상아질의 경우 역시 레이저에너지밀도가 62J/cm², 124J/cm², 187J/cm², 249J/cm²로 증가될수록 대체적으로 상아세관의 폐색과 용융이 더 많이 수반된 얇은 함몰 부위를 보이는 표면변화가 관찰되었으며, 또한 함몰 부위 내면에서 더 많은 수의 다각형의 파절선과 매우 비후된 관주

위상아질을 가진 상아세관이 관찰되었다. 또한 경화상아질의 경우 동일 조사조건으로 레이저가 조사적용된 정상상아질 부위의 경우에 비해 대체적으로 그 표면변화가 더 심하게 야기된 것으로 관찰되었다.

따라서 상아질지각과민증의 치료 차원에서 부분적으로 경화된 상아질에 펄스형 Nd:YAG레이저를 조사적용할 경우 정상상아질의 경우에서 보다 낮은 레이저에너지밀도를 사용해야 할 것으로 사료된다. 또한 본 연구에서 관찰된 Nd:YAG레이저조사에 의한 상아질조직편상 정상상아질과 경화상아질 부위에서의 물리적 표면구조의 변화는 화학적 조성의 변화를 수반한 것으로 사료되며, Nd:YAG레이저조사에 의한 정상상아질과 경화상아질 부위에서의 이러한 화학적 조성의 변화에 관해서는 향후 Fourier Transform Infrared Spectroscopy(FTIR), Energy Dispersive Spectroscopy(EDS), X-ray Diffraction 등의 방법⁴³⁾을 통한 계속적인 연구가 이루어져야 할 것으로 사료된다.

V. 결 론

저자는 상아질지각과민증에 대한 Nd:YAG레이저치료법의 개발 차원에서 치료목적을 달성하는데 필요한 최적의 레이저조사조건과 관련된 기초자료를 얻기 위해, 사람의 발거된 상, 하악 전치 및 소구치로부터 두께 $0.5\text{mm} \pm 0.1\text{mm}$ 인 치아 장축방향의 상아질조직편을 제작한 후, 파장 $1,064\text{nm}$, 펄스당 지속시간 $120\mu\text{s}$, 광섬유직경 $320\mu\text{m}$ 인 광섬유전달방식의 펄스형 Nd:YAG레이저의 광섬유를 접촉하여 초당 $3\text{mm} \sim 4\text{mm}$ 의 속도로 직선방향으로 움직이면서, 각각 출력 0.5W , 1.0W , 1.5W , 2.0W , 초당 펄스 10Hz , 조사시간 1초 , 에너지밀도 $62\text{J}/\text{cm}^2$, $124\text{J}/\text{cm}^2$, $187\text{J}/\text{cm}^2$, $249\text{J}/\text{cm}^2$ 의 조건으로 레이저를 조사적용한 후, 경화상아질에서의 표면구조의 변화 양상을 미시적 관점에서 주사전자현미경적으로 관찰, 정상상아질에서와 비교, 분석, 평가하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 정상상아질의 경우 레이저에너지밀도가 $62\text{J}/\text{cm}^2$ 에서 $124\text{J}/\text{cm}^2$, $187\text{J}/\text{cm}^2$, $249\text{J}/\text{cm}^2$ 로 증가될수록 대체적으로 상아세관의 부분적인 폐색과 용융이 더 많이 수반되고, 레이저가 조사적용되지 않은 부위와의 경계가 보다 더 명료한 표면변화가 관찰되었다.
2. 경화상아질의 경우 레이저에너지밀도가 $62\text{J}/\text{cm}^2$ 에서 $124\text{J}/\text{cm}^2$, $187\text{J}/\text{cm}^2$, $249\text{J}/\text{cm}^2$ 로 증가될수록 대체적으로 상아세관의 폐색과 용융이 더 많이 수반된 얇은 함몰 부위를 보이는 표면변화가 관찰되었으며, 또한 함몰부위 내면에서 더 많은 수의 다각형의 파절선과 매우 비후된 관주상아질을 가진 상아세관이 관찰되었다.
3. 경화상아질의 경우 동일 조사조건으로 레이저가 조사적용된 정상상아질 부위의 경우에 비해 대체적으로 그 표면변화가 더 심하게 야기된 것으로 관찰되었다.

따라서 본 연구결과로 미루어 보아, 상아질지각과민증의 치료 차원에서 펄스형 Nd:YAG레이저를 조사적용할 경우 상아질의 구조적 손상을 피하기 위해 정상상아질에는 레이저에너지밀도가 적어도 $62\text{J}/\text{cm}^2$ 이상 초과되지 않도록 적용하고, 부분적으로 경화된 상아질에는 정상상아질에서 보다 낮은 레이저에너지밀도를 적용해야 할 것으로 사료된다.

참 고 문 헌

1. Rosenthal, M. : Historic review of the management of tooth hypersensitivity, Dent. Clin. North. Am., 34:403-427, 1990.
2. Bissada, N. F. : Symptomatology & clinical features of hyper-sensitive teeth, Arch. Oral Biol., 39:31-32, 1994.
3. Curro, F. : Tooth hypersensitivity in the spectrum of pain, Dent. Clin. North Am., 34:429-437, 1990.
4. Flynn, J., Galloway, R. and Orchardson, R. : The incidence of hypersensitive teeth in the west of Scotland, J. Dent., 13:230-236, 1985.
5. Haugen, E. and Johansen, J. R. : Tooth

- hypersensitivity after periodontal treatment ; A case report including SEM studies, *Clin. Perio.*, 15:399-401, 1988.
6. Thomas, G., Wichgers and Richard, L. et al. : Dentin hyper- sensitivity, *General Dent*, 37:225-230, 1996.
 7. Brännström, M., Johnson, G. and Nordenvall, K. : Transmission and control of dentinal pain ; Resin impregnation for the desensitization of dentin, *J.A.D.A.*, 99:612-618, 1979.
 8. Brännström, M. : The hydrodynamic theory of dentinal pain ; Sensation in preparation, caries, the dentinal crack syndrome, *J. Endo.*, 12:453-457, 1986.
 9. Pashley, D. : Mechanisms of dentin sensitivity, *Dent. Clin. North Am.*, 34:449-473, 1990.
 10. Sicher, H.(ed.) : *Orban's Oral histology and embryology* (6th ed.), C.V. Mosby Co., 1966.
 11. Van Huysen, G., Hodge, H.C., Warren, S. L., and Bishop, F. W. : Quantitative roentgen-ray study of certain pathological changes in dentin, *D. Cosmos*, 75:729, 1933.
 12. Van Huysen, G., Bale, W. F., and Hodge, H. C. : Comparative study of the roentgen-ray absorption properties of normal and pathological dentin, *D. Cosmos*, 77:146, 1935.
 13. Avery, J. K. : Dentin. In Bhaskar SN, ed., *Orban's Oral histology and embryology* (7th ed.), Mosby Year Book, 1991.
 14. Pashley, D. : Dentin permeability, dentin sensitivity, and treatment through tubule occlusion, *J. Endo.*, 12:465-474, 1986.
 15. Uchida, A., Wakano, Y., and Fukuyama, O., et al. : Controlled clinical evaluation of a 10% strontium chloride dentifrice in treatment of dentin hypersensitivity following periodontal surgery, *J. Perio.*, 51:578-581, 1980.
 16. Henry, O., Trowbridge and David, R. et al. : A Review of current approaches to in-office management of tooth hypersensitivity, *Dent. Clin. North Am.*, 34:561-581, 1990.
 17. Louis, P. : Current strategies for dentist applied treatment in the management of hypersensitive dentin, *Arch. Oral Biol.*, 39:101-06, 1994.
 18. Grace : Desensitizing agents, *Clin Prevent Dent*, 8(3):1-10, 1986.
 19. David, A. Kern, Michael J. Mcquade, Michael J. Scheidt, Benjamin Hanson and Thomas E. Van Dyke : Effectiveness of sodium fluoride on tooth hypersensitivity with and without iontophoresis, *J. Periodontol*, 60(1):54-61, 1989.
 20. Myers, T. : Laser in dentistry, *J.A.D.A.*, 122:47-50, 1991.
 21. Renton-Harper, P. and Midda, M. : Nd:YAG laser treatment of dentinal hypersensitivity, *Brit. Dent. J.*, 172:13-16, 1992.
 22. Walter, C. : Nd:YAG laser treatment of dentinal hypersensitivity, *Brit. Dent. J.*, 172:177, 1992
 23. Gelsky, S. C., White, J. M. and Pruthi, V. K. : The effectiveness of the Nd:YAG laser in the treatment of dentinal hypersensitivity, *Canadian Dent. J.*, 59:377-386, 1993.
 24. 최순정, 신금백, 김문현 : A clinical study on the therapeutic effects of the pulsed Nd:YAG laser on the dentinal hypersensitivity, *대한구강내과학회지*, 23(1) : 11-20, 1998.
 25. Dederich, D. N., Zakariasen, K. L. and Tulip, J. : Scanning electron microscopic analysis of canal wall dentin following neodymium-yttrium-aluminum-garnet laser irradiation, *J. Endo.*, 10:428, 1984.
 26. Cooper, L. F. and Myers, M. L., et al. : Shear strength of composite bonded to laser-pre-treated dentin, *J. Prosthet Dent*, 60:45-49, 1988.
 27. Nelson, D. G. A., Jongebloed, W. L. and Featherstone, J. D. B. : Laser irradiation of human dental enamel and dentin, *N. Z. Dent J*, 82:74-77, 1986.
 28. Featherstone, J. D. B. and Nelson, D. G. A. : Laser effects on dental hard tissues, *Adv Dent Res*, 1:21-26, 1987.
 29. 조종희, 김병욱, 한경윤 : Nd : YAG Laser조사가 치근면 상아 세관의 노출에 미치는 효과에 관한 주사전자현미경적 연구, *대한치주과학회지*, 186-192, 1993.
 30. Miserendino, L., Levy, G. and Rizoio, I. : Effects of Nd : YAG laser on the permeability of root canal wall dentin, *J. Endo*, 21:83, 1995.
 31. Grossman, L. : The treatment of hypersensitive dentin, *J.A.D.A.*, 22:592-602, 1935.
 32. Miserendino, L. J. and Pick, R. M. : Lasers in Dentistry, Quintessence Publishing Co, Inc.,

- 1995.
33. Koopah, A. R., Lee, S., Gee, L. and White, J. M. : Physical modification and ablation thresholds of dentin by YAG laser, *J. Dent. Res.* 75:91 (abstract #586), 1996.
 34. Goodies, H. E., White, J. M. and Rose, C. M. et al. : Dentin surface modification by the Nd:YAG laser, *Transactions of the Academy of Dental Materials* 2:246-247, 1989.
 35. White, J. M., Goodis, H. E., Marshall, G. W. Jr., and Marshall, S. J: Identification of the physical modification threshold of dentin induced by neodymium and holmium YAG lasers using scanning electron microscopy, *Scanning Microsc.*, 7(1):239-246, 1993.
 36. Seka, W., Featherstone, J. D. B., Fried, D., Visuri, S. R., and Walsh, J. T. : Laser ablation of dental hard tissue: from explosive ablation to plasma-mediated ablation, *SPIE Proceedings*, 2672:144-158, 1996.
 37. Kantola, S. : Laser induced defects on the tooth structure. V. Electron probe microanalysis and polarized light microscopy of dental enamel, *Acta Odont Scand*, 30:475-484, 1972.
 38. Frentzen, M. and Koort, H.J. : Histological investigation of midinfrared laser ablation of dental hard tissues. 3rd International Congress on Lasers in Dentistry ; Salt Lake City, UT:1992a.
 39. Gordon, T.E. : Some effects of laser impact on extracted teeth, *J. Dent Res*, 45:372-375, 1966.
 40. Peck, S. and Peck, H. : Laser radiation : Some effect and an evaluation of its potential in dentistry, *J. Prosthet Dent*, 17:195-211, 1967.
 41. Moshonov, J. and Yamauchi, S. : Nd:YAG laser irradiation in root canal disinfection, *Endod Dent Traumatol*, 11:220-224, 1995.
 42. Yosida and Fukaya, M. : Nd : YAG laser의 구강 영역에서의 응용, *치계전망*, 73:1551, 1989.
 43. Cecchini S.C.M., Shin K.B., Rechmann P, Hennig T, Gee L and White J.M. : FTIR analysis of enamel and dentin after Er:YAG laser irradiation, *J. Dent. Res.*, 76:216(abstract #1618), 1997.

-ABSTRACT-

A Scanning Electron Microscopic Study on the Effect of Nd:YAG Laser Irradiation on the Sclerotic Dentin

Moon-Hyeon Kim¹, D.D.S., M.S.D., Keum-Back Shin^{1,2}, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

*Department of Oral Medicine¹, College of Dentistry and Institution of Oral Bioscience²,
Chonbuk National University*

In order to obtain the basic data concerning the optimal parameters in using Nd:YAG laser as a therapeutic modality to dentinal hypersensitivity, the author prepared 3 sections of sound dentin and 10 sections of sclerotic dentin with thickness of $0.5\text{mm} \pm 0.1\text{mm}$ from human extracted teeth of anteriors and premolars, and applied the laser energy from a fiberoptic delivered, free running, pulsed Nd:YAG laser (wavelength 1064nm, pulse duration $120\ \mu\text{sec}$, fiber diameter $320\ \mu\text{m}$) to surfaces of sound and sclerotic dentin sections for 1 second with contact/unidirectional moving mode of the fiber under speed of $3\text{mm} \sim 4\text{mm}/\text{sec}$ and parameters of 0.5W/10Hz, 1.0W/10Hz, 1.5W/10Hz, 2.0W/10Hz: $62\text{J}/\text{cm}^2$, $124\text{J}/\text{cm}^2$, $187\text{J}/\text{cm}^2$, $249\text{J}/\text{cm}^2$. The author comparatively evaluated the characteristics of ultrastructural changes on surfaces of sound and sclerotic dentin sections irradiated by the pulsed Nd:YAG laser using the scanning electron microscopy.

A fairly ill-defined bordered surface of partially closed and melted dentinal tubules can be seen on the scanning electron microscopic feature of the sound dentin surface irradiated by the pulsed Nd:YAG laser with energy density of $62\text{J}/\text{cm}^2$. The physical modification of sound dentin surface extensively occurred depended on the increase of energy density from $62\text{J}/\text{cm}^2$ to $124\text{J}/\text{cm}^2$, $187\text{J}/\text{cm}^2$, $249\text{J}/\text{cm}^2$. While, a fairly well-defined bordered surface of partially closed and melted dentinal tubules with thickened peritubular dentin can be seen on the scanning electron microscopic feature of the sclerotic dentin surface irradiated by the pulsed Nd:YAG laser with energy density of $62\text{J}/\text{cm}^2$. The physical modification of sclerotic dentin surface of a fairly rough, shallow depression with many cracks, thickened peritubular dentin and structureless dentinal tubules extensively occurred depended on the increase of energy density from $62\text{J}/\text{cm}^2$ to $124\text{J}/\text{cm}^2$, $187\text{J}/\text{cm}^2$, $249\text{J}/\text{cm}^2$ compared to those of sound dentin surface irradiated by the pulsed Nd:YAG laser under the same parameters.

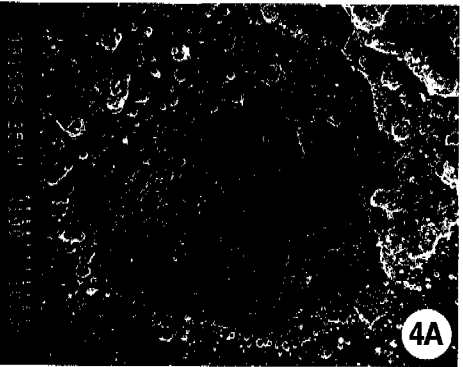
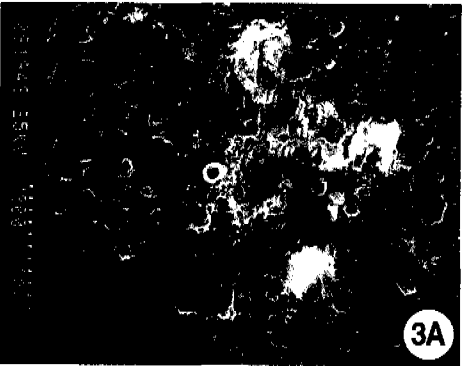
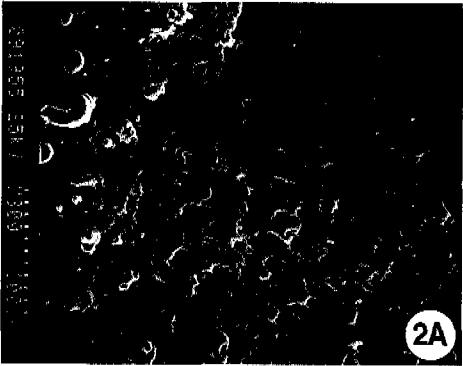
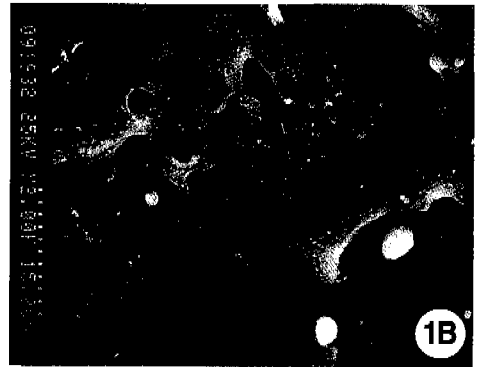
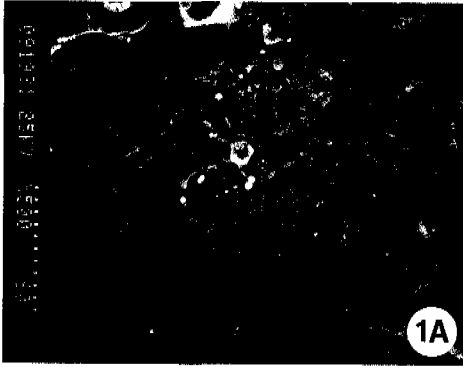
Therefore, it is recommended that the pulsed Nd:YAG laser as a therapeutic modality to dentinal hypersensitivity should be applied with the less energy density than $62\text{J}/\text{cm}^2$ on the sound dentin surface, and its energy density on the partially sclerotic dentin surface should be lower than that on the sound dentin surface to preserve tooth from unnecessary excessive structural destruction.

Key Words : Nd:YAG Laser, Sclerotic Dentin, SEM

EXPLANATION OF FIGURES

- Fig. 1A, 1B.** The scanning electron microscopic feature of the sound dentin surface irradiated by the pulsed Nd:YAG laser with energy density of $62\text{J}/\text{cm}^2$: A fairly ill-defined bordered surface of partially closed and melted dentinal tubules can be seen. (Fig. 1A: $\times 500$, Fig. 1B: $\times 2,000$)
- Fig. 2A, 2B.** The scanning electron microscopic feature of the sound dentin surface irradiated by the pulsed Nd:YAG laser with energy density of $124\text{J}/\text{cm}^2$: A fairly well-defined bordered surface of partially closed and melted dentinal tubules can be seen. (Fig. 2A: $\times 300$, Fig. 2B: $\times 2,000$)
- Fig 3A, 3B.** The scanning electron microscopic feature of the sound dentin surface irradiated by the pulsed Nd:YAG laser with energy density of $187\text{J}/\text{cm}^2$: A fairly well-defined bordered surface of partially closed and melted dentinal tubules can be seen. (Fig. 3A: $\times 300$, Fig. 3B: $\times 3,000$)
- Fig. 4A, 4B.** The scanning electron microscopic feature of the sound dentin surface irradiated by the pulsed Nd:YAG laser with energy density of $249\text{J}/\text{cm}^2$: A fairly rough, round, well-defined bordered, depressed surface of closed and melted dentinal tubules can be seen. (Fig. 4A: $\times 100$, Fig. 4B: $\times 800$)
- Fig. 5A, 5B.** The scanning electron microscopic feature of the sclerotic dentin surface irradiated by the pulsed Nd:YAG laser with energy density of $62\text{J}/\text{cm}^2$: A fairly well-defined bordered surface of partially closed and melted dentinal tubules with thickened peritubular dentin can be seen. (Fig. 5A: $\times 500$, Fig. 5B: $\times 2,000$)
- Fig. 6A, 6B.** The scanning electron microscopic feature of the sclerotic dentin surface irradiated by the pulsed Nd:YAG laser with energy density of $124\text{J}/\text{cm}^2$: A fairly rough, well-defined bordered, round, shallow depressed surface of closed and melted dentinal tubules with thin linear cracks and thickened peritubular dentin can be seen. (Fig. 6A: $\times 300$, Fig. 6B: $\times 2,000$)
- Fig 7A, 7B.** The scanning electron microscopic feature of the sclerotic dentin surface irradiated by the pulsed Nd:YAG laser with energy density of $187\text{J}/\text{cm}^2$: A fairly rough, well-defined bordered, round, shallow depressed surface of closed and melted dentinal tubules with many hexagonal cracks and thickened peritubular dentin can be seen. (Fig. 7A: $\times 400$, Fig. 7B: $\times 3,000$)
- Fig. 8A, 8B.** The scanning electron microscopic feature of the sclerotic dentin surface irradiated by the pulsed Nd:YAG laser with energy density of $249\text{J}/\text{cm}^2$: A fairly rough, shallow depressed surface of generally closed and melted dentinal tubules without normal structure can be seen. (Fig. 8A: $\times 500$, Fig. 8B: $\times 2,000$)

논문사진부도 ①



논문사진부도 ②

