原 著

象牙質に対する炭酸ガスレーザーの照射効果

菅 田 文 雄 大 森 康以知 田 中 昭 男
遊 津 隆 義 千 田 彰* 五 味 明 良*
神 谷 一 有* 長谷川 二 郎**

松下産業機器(株)*

愛知学院大学歯学部歯科保存学第一講座*

(主任: 原 学郎教授)

愛知学院大学歯学部歯科理工学講座**

(主任: 長谷川二郎教授)

(受理: 平成6年1月31日)

The Effect of CO₂ Laser Irradiation on Dentin

Fumio SUGATA, Kouichi OHMORI, Teruo TANAKA,
Takayoshi YUUZU, Akira SENDA, **Akira GOMI*,
Kazuari KAMIYA* and Jiro HASEGAWA**

Matsushita Industrial Equipment Co., Ltd.*

*Department of Operative Dentistry, School of Dentistry, Aichi Gakuin University

(Chief: Prof. Gakuro HARA)

**Department of Dental Materials Science School of Dentistry, Aichi Gakuin University

(Chief: Prof. Jiro HASEGAWA)

(Accepted for Publication: January 31, 1994)

Abstract: The purpose of this study was to examine the morphological changes and the thermal effects of the CO₂ laser irradiation on dentin. For this study, eighteen extracted human molars were used. In the experiment examining morphological changes, the irradiation power was 1 to 10 watts, the pulse times were 10 to 500 ms and the irradiation frequency was 1 to 20 times. On the dentin surface irradiated by CO₂ laser under various conditions, the carbonized area became wider, if the irradiation energy increased.

But the depth and width of the cavity was the same, when the irradiation power was constant. the irradiation energy densities were less than 153 J/cm², the dentin surface changed without making any cracking.

In the experiment examining thermal effects, dentin blocks, 1.0 and 2.0 mm in thickness, of extracted molars were prepared. These were lased by the CO₂ laser using 1 to 5 watts at 10 ms pulse mode for 30 seconds.

The thermal increase transmitted from the lased surface was measured with the thermocouple. The results indicate that the thermal increase depends on the dentin thickness and is inversely proportional to the square of the dentin thickness. For example the thermal increase should not rise more than 5 degrees for 10 seconds, when the dentin thickness is more than 2 mm and the irradiated power is less than 2 watts. This result suggests that this laser irradiation may be successfully used in clinical situation as one of dentin treatment techniques after further clarification of thermal effects on dental pulp.

(J. Jpn. Soc. Laser Dent. 5: 73~80, 1994 Reprint requests to Dr. Sugata)

* 〒561 大阪府豊中市稲津町 3-1-1 TEL 06-866-8526 FAX 06-862-3004

* 1-1, Inazu-machi 3-chome, Toyonaka 561, Japan TEL 06-866-8526 FAX 06-862-3004

Key words=CO₂ Laser : Morphoological Change : Thermal Effect

キーワード=炭酸ガスレーザー : 形態学的変化 : 熱影響

緒 言

炭酸ガスレーザーは軟組織・硬組織に呼吸が良く、一般的にレーザーメスとして医科で臨床に用いられてきた。また、発振効率が高く、実用的に優れたレーザーである。しかし、炭酸ガスレーザーを術野まで導波できる光ファイバがなく、特に狭い口腔内では操作性に難があった。そこで著者らは AgCl・Br の銀ハライド系材料で曲率半径20mmまで屈曲可能な光ファイバを開発し^{1, 2)}、これを用いてう蝕象牙質の除去、象牙質知覚過敏症の治療など様々な象牙質処置を行うことを前提にして研究を行っている³⁻⁷⁾。本研究ではレーザー照射条件による象牙質表面変化と歯髄への熱影響を検討したので報告する。

材料と方法

1. レーザー装置

実験に用いたレーザーは光ファイバ導光方式の炭酸ガスレーザー PanalasC10 (松下産業機器株式会社製 ZH-5DL10) である。また、用いたレーザープローブは集光レンズを内蔵し、2本の石英ファイバで半導体レーザー (波長830nm) を導き、焦点位置で二軸交差させる構造のものであり、本実験は試料に対し焦点位置で照射した。

2. 実験材料

抜歯後2週間、10%ホルマリンで固定、保存したヒト抜去上顎大臼歯を用いた。

1) 象牙質表面変化の観察

上記ヒト抜去上顎大臼歯を凍結下で切断し、切断面に対し、歯頸部表面を垂直に研磨して試料を作成した。試料は10歯とした。

2) 歯髄腔壁の温度変化測定

同様に凍結下にて切断し、歯頸部表面及び歯髄腔壁を平行に研磨し、象牙質ブロックを作成した (図1)。このブロック裏面中央にφ0.3mm、深さ1mmの穴を設け、これにアルメルクロメル熱電対を歯の切削粉と共に埋め込み、シリコンで固定した。これらを1日間、生理食塩水中に浸漬して試料とした。試料数は8歯とした。

3. 照射条件

1) 象牙質表面変化の観察

レーザープローブの焦点位置で、研磨面に対し垂直に照射した (図2)。照射出力は1W, 3W, 5W, 8W, 10Wとし、ワンパルス照射ではパルス時間を10ms, 100ms, 200ms, 500ms とした。繰り返しパルス照射では

図1 試料作成部位

図2 象牙質表面変化観察のための実験系

パルス on 時間を10ms とし、繰り返し回数を5回, 10回, 20回とした (表1)。

2) 歯髄腔壁の温度変化測定

試料の熱電対を埋め込んだ位置に対向して垂直に焦点位置でレーザー照射を行った。なお、試料はいずれも脱脂綿上に置き、この脱脂綿を37℃に保温した生理食塩水を熱電対位置まで注水して浸し、できるだけ臨床に近い条件のもとで実験を行った (図3)。照射モードはパルス on 時間10ms の繰り返しパルスを用い、照射出力は1W, 2W, 3W, 5W で照射時間を連続30s までとし、照射表面と熱電対の間隔 (図3の t) が1mm, 2mm (表2) となるように試料の厚径を調整した。なお、1試料に対し、各々1条件で照射した。

表 1 レーザー照射条件 (象牙質表面変化観察)

conditoin power (W)	One pulse irradiation (ms)				10ms Repeat pulse irradiation(times)		
	10	100	200	500	5	10	20
1	5	51	102	255	25	51	102
3	15	153	306	764	76	153	306
5	25	255	510	1275	127	255	510
8	40	408	816	2040	204	408	816
10	50	510	1020	2550	255	510	1020

(J/cm²)

図 3 象牙質の厚径と照射条件による温度変化測定の実験系

4. 観察方法

1) 象牙質表面変化の観察

照射部位を実体顕微鏡（オリンパス社製，JM）と走査型電子顕微鏡（JOEL，JSMT200A）を用いて窩洞の形成範囲，炭化の範囲及びクラックの有無を観察した。

2) 歯髄腔壁の温度変化測定

試料へレーザーを照射している間の温度変化をアルメルクロメル熱電対とレコーダ（横河電機（株）製 LR4210）で測定および記録した。

結 果

1) 象牙質表面変化の観察

各照射条件に対し，図 4 に示す様に表面の炭化の範囲 (a)，表面の窩洞の範囲 (径) (b)，窩洞の深さ (c) を測定項目として，その結果を示す (表 3)。

また，試料表面の実体顕微鏡の観察結果から照射出力，パルス on 時間，繰り返しパルス回数に依らず，エネルギー密度 153J/cm² 以下であれば象牙質にクラックは生じなかった。その例として，照射出力 3 W でパルス on 時間 10ms を 10 回繰り返し照射した場合（エネルギー密度 153J/cm²）の顕微鏡写真を図 5 に示す。

2) 歯髄腔壁の温度変化測定

温度変化測定の結果を表 4 に示す。照射出力が増加するに従い，また，試料の厚径 (t) が薄くなるに従って，温度は上昇した (図 6)。

考 察

1) 象牙質表面変化の観察

表 1 に示す照射条件で象牙質にレーザー照射した場合，

表 2 レーザー照射条件 (温度変化測定)

power (W)	dentin thickness (mm)	irradiated time (s)						
		1	3	5	10	15	20	30
1	1	102	306	510	1020	1530	2040	3060
	2	102	306	510	1020	1530	2040	3060
2	1	204	612	1020	2040	3060	4080	6120
	2	204	612	1020	2040	3060	4080	6120
3	1	306	918	1530	3060	4590	6120	9180
	2	306	918	1530	3060	4590	6120	9180
5	1	510	1530	2550	5100	7650	10200	15300
	2	510	1530	2550	5100	7650	10200	15300

10ms repeat pulse irradiation

(J/cm²)

表 3 象牙質表面変化観察結果

conditoin power (W)		One pulse irradiation (ms)				10ms Repeat pulse irradiation(times)		
		10	100	200	500	5	10	20
1	a	0.18	0.20	0.25	0.31	0.20	0.20	0.20
	b	0	0	0.10	0.14	0	0	0
	c	0	0	0.02	0.02	0	0	0
3	a	0.26	0.32	0.37	0.73	0.25	0.27	0.27
	b	0.20	0.22	0.22	0.25	0.20	0.20	0.21
	c	0.06	0.07	0.07	0.07	0.06	0.07	0.07
5	a	0.31	0.36	0.42	0.48	0.31	0.32	0.33
	b	0.20	0.23	0.25	0.28	0.20	0.22	0.22
	c	0.10	0.12	0.12	0.13	0.11	0.13	0.13
8	a	0.32	0.38	0.45	0.52	0.34	0.36	0.36
	b	0.22	0.25	0.28	0.33	0.22	0.24	0.24
	c	0.17	0.18	0.19	0.19	0.18	0.19	0.19
10	a	0.36	0.43	0.49	0.56	0.38	0.40	0.41
	b	0.24	0.27	0.30	0.35	0.24	0.25	0.27
	c	0.24	0.26	0.28	0.27	0.26	0.26	0.28

a : carbonized area of surface

(mm)

b : cavity dia. of surface

c : cavity depth

窩洞の深さ (c) は照射出力に大きく依存していた (図 7)。しかし、照射出力一定でパルス on 時間による象牙質表面変化を見ると、例えば照射出力 3 W、パルス on 時間 10~500ms のワンパルス照射ではエネルギー密度が異なるにもかかわらず、表面の窩洞の範囲 (径) (b)、窩洞の深さ (c) はほとんど変化が見られなかった。任

意の窩洞を形成するのに必要なエネルギーに対し、過剰なエネルギーは窩洞の周囲を炭化させることに消費され、表面の炭化の範囲 (a) は広がっていく (図 8)。エネルギーを増しても窩洞が目立って形成されないのは、周囲に形成された炭化層の影響であると考えられる。以上から、窩洞の形成は単なるエネルギー密度に依るものではなく、

表 4 試料(象牙質)の厚径と照射条件による温度変化測定結果

power (W)	dentin thickness (mm)	irradiated time (s)						
		1	3	5	10	15	20	30
1	1	0.2	5.3	9.7	14.2	17.7	19.8	19.3
	2	0.1	0.4	1.3	3.8	4.8	5	5.6
2	1	0.2	6	11	17.5	21.2	22	23.5
	2	0.1	0.7	1.6	4.3	5.4	6.3	6.8
3	1	0.4	8.5	15.7	24.7	29.3	31.9	34.6
	2	0.1	1	2.8	6.1	7.8	8.3	9.6
5	1	0.8	12.2	22.3	36	41.7	44.8	47.9
	2	0.2	1.6	3.5	8	10.8	12.5	13.4

(deg)

a : carbonized area of surface
b : cavity dia. of surface
c : cavity depth

図 4 象牙質表面変化測定項目

炭化層が形成されるまでに与える瞬間的なエネルギー密度に依存すると考えられる。

また、照射出力一定でパルス on 時間10ms の繰り返しパルス照射について見ると、例えば照射出力3 W、照射回数1~20回の繰り返しパルス照射では照射回数に依らず表面の炭化の範囲 (a)、表面の窩洞の範囲 (径) (b)、窩洞の深さ (c) はいずれもほとんど変化しなかった (図9)。表面の炭化の範囲 (a) が変化しなかったのは10ms という短いパルス on 時間 (加熱) と休止時間 (冷却) によるものであると考えられる。

つまり、任意の窩洞を得るためにはパルス on 時間は10ms で1回のパルス照射で十分である。ただし、窩洞の深さ (c) は照射出力に大きく依存している。また照射部象牙質を SEM で観察すると照射エネルギー密度153J/cm² 以下であれば象牙質表面にクラックは生じないことが明らかとなった。これは象牙細管の閉鎖を目的に行った SP (スーパーパルス) 照射の実験⁵⁾ の結果と

図 5 エネルギー密度153J/cm² で照射した時の象牙質表面変化の例
(照射出力3 W, パルス時間10ms パルス回数10回)

もほぼ一致する。

2. 歯髄腔壁の温度変化測定

炭酸ガスレーザーを象牙質表面に照射した場合の歯髄腔壁の温度上昇は照射出力より象牙質の厚径に大きく依存している。照射出力と温度上昇はほぼ比例しており、象牙質の厚径と温度上昇は厚径の2乗に反比例している。これはレーザー照射部位で発生した熱の熱伝導が等方的に行われていることによると考えられる^{6, 7)} (図6)。

Zach ら⁸⁾ は炭酸ガスレーザーを用いた動物 (猿) 実験で歯髄腔壁の温度上昇が5.5 deg (持続時間5 s~20s) になると歯髄が壊死する確立は15%であると報告している。そこで本研究でもこの5 deg を温度上昇の限界と考えた。上記を考慮し、照射条件の一例を挙げれば、照

図 6 照射出力と象牙質の厚径と温度上昇の関係

図 7 照射出力と象牙質表面変化の関係 (パルス時間, パルス回数一定)

射出力 2 W で象牙質の厚径 2 mm では照射時間 10s 以内, 厚径 1 mm では照射時間 2 s 以内となる。しかし, 実際は生体の水分や組織の蒸散あるいは血流の影響のため熱エネルギーが奪われて, 歯髄腔の温度上昇は本実験より抑制される方向であると考えられる。今後, 動物実験において象牙質の厚径, 照射エネルギー密度等の歯髄に対する影響について検討していく必要がある。また, より高い安全性を確立するためにレーザー照射時の照射面の冷却方法も検討しなければならない。

これらの問題点の改善がなされれば, う蝕象牙質除去などの象牙質処置に応用できるものと考えられる。

結 論

光ファイバ導光方式炭酸ガスレーザー (Panalas C10) を用いて照射条件による象牙質表面の変化と歯髄への熱影響について検討した, その結果, 以下の結論を導いた。

1. 窩洞の形成は照射出力が同一ならばパルス on 時間 10ms, 1 回のパルス照射で効果は十分であり, それ以上のエネルギーは周囲の炭化層を増加させることになる。
2. 窩洞の形態を変化させるには照射出力を変化させる必要がある。

図 8 パルス時間と象牙質表面変化の関係 (照射出力, パルス回数一定)

図 9 繰り返しパルス回数と象牙質表面変化の関係 (照射出力, パルス時間一定)

3. エネルギー密度 $153\text{J}/\text{cm}^2$ 以下の照射であれば象牙質表面にクラックは生じない。

4. 歯髄腔温度上昇は照射出力に比例し, 象牙質の厚径の2乗に反比例する。

文 献

- 1) Ishiwatari, H., Yuuzu, T., Hayashi, Y. and Sugata, F.: Optical Prob for Endoscopic CO_2 Laser Scalpel, The 8th congress of international society for laser surgery and medicine, Nob. 1989.
- 2) Kayashima, K., Ohshima, K., Tateishi, F. and Sugata, F.: The Development of Flexible Infrared Optical

Fiber fou CO_2 Laser; The Japan Society of Applied Physics, 59-12, 1674-1680, 1990.

- 3) 神谷一有, 林 弥生, 横地賢也, 堅田尚生, 千田 彰, 原学郎, 宮島邦彰, 長谷川二郎: CO_2 レーザーの臨床応用に関する研究 第1報 照射による歯髄腔内温度上昇について, 日歯保誌, 36 (春季特別号): 125 (P-27), 1993.
- 4) 五味明良, 入野田美穂, 堅田尚生, 千田 彰, 宮島邦彰, 長谷川二郎: CO_2 レーザーの臨床応用に関する研究 第2報 レーザー照射部への影響, 日歯保誌, 36 (秋季特別号): 100 (B-48), 1993.
- 5) 菅田文雄, 大森康以知, 田中昭男, 遊津隆義, 千田 彰, 酒井敏克, 原 学郎, 長谷川二郎: 炭酸ガスレーザー照射による象牙質の形態学的変化に関する研究 (第1報), 日歯

- 保誌, 36(6) : 1590-1594, 1993.
- 6) Senda, A., Gomi, A., Hara, G., Miyajima, K., Iizuka, T., Hasegawa, J., Sugata, F. and Yuuzu, T. : Thermal changes of dentin by CO₂ laser irradiation —Thermal transmissions in lateral and vertical direction— ; Aichi-Gakuin Dent Sci, 6 : 25-31, 1993.
- 7) Senda, A., Kamiya, K., Hara, G., Miyajima, K., Iizuka, T., Hasegawa, J., Sugata, F. and Yuuzu, T. : Thermal changes of dentin by CO₂ laser irradiation —Influences of gas flow, duty and pulse—, Aichi-Gakuin Dent Sci, 6 : 1-7, 1993.
- 8) Zach, L. and Cohen, G. : Pulp response to externally applied heat, Oral Surg., 19 : 515-530, 1965.