

YAG レーザによる歯科治療に関する研究 (第1報)

—レーザ照射部の温度—

上田 隆 司** 山田 啓 司** 古本 達 明***

Study on Dental Treatment with YAG Laser (1st Report)
— Temperature of Dental Tissue Irradiated with Laser Beam —

Takashi UEDA, Keiji YAMADA and Tatsuaki FURUMOTO

The flash temperature of a dental hard tissue irradiated with pulsed Nd:YAG laser is measured using a two-color pyrometer with an optical fiber. This pyrometer consists of a chalcogenide optical fiber and a laminated infrared detector. The influence of the laser power on the temperature of the dental tissue is investigated, and the relationship between the laser power and the removal volume of the dental tissue is obtained. In order to examine the thermal damage on the dental tissue, hardness and bending strength of the tissue are measured after being heated electrically at various temperatures. FEM thermal analysis is conducted to estimate the temperature distribution in a teeth and to discuss the influence of heat flux on the dental pulp. The results obtained are as follows. The appearance of the tissue begins to change at about 150°C and its hardness decreases with the increase of temperature. Its bending strength starts to decrease at about 50°C. Only the carious tissue can be removed from the cavity due to the large difference of energy absorptivity between the tissue and the carious one. It is possible to protect the dental pulp from thermal damage, because the temperature gradient in the teeth is very steep due to the small thermal conductivity of the dental tissue.

Key words : dental treatment, Nd:YAG laser, decayed tooth, temperature measurement, two-color pyrometer, finite element method.

1. 緒 言

最近、歯科治療に砥石の代わりにレーザ光を用いることが注目されている。レーザ光による治療では、砥石を用いた場合のような音や振動がなく患者に不必要な恐怖感を与えることがない。また、う歯の変色部位の吸収率が違うことから、健全な組織に及ぼす影響を最小限に抑え、う蝕した組織のみを除去することも可能と考えられる。さらに、非接触型の治療法となることから、血液を通して感染する病気予防にもなる。

ところが、レーザ光による治療では、照射によって歯質を溶かし蒸発させる除去形態をとることから、照射部は瞬間的にせよ相当の高温になると考えられる。レーザ照射による発熱が大きすぎると、歯髄の温度が上がり激しい痛みを感じるだけでなくその変質を招き、時には歯髄が壊死してしまう。そこで、レーザ光を用いて歯科治療を行う際、たえず患部の温度に気を配りながらレーザ照射を行う必要があるなど、その温度管理が重要な意味をもってくる¹⁾²⁾。

温度を計測するためには、口の中という特殊な環境を考慮しなければならない。歯が生体の一部であることから熱電対のようなセンサを埋め込むことは不可能であり、レンズ系を備えたサーモグラフを口の近くにセットすることは治療の邪魔になる。しかも、衛生的に問題ない方法を採用しなければならず、測定方法は限られてくる。このため現在のところ適当な温度計測法がなく、歯に照射するエネルギーは、いわゆる安全係数を大きく設定してきわめて小さく抑えられており、加工能率の点からタービンによる砥石加工に遠く及ばない。

最近著者らは光ファイバと高速光電変換素子を組み合わせた新しいタイプの温度計を製作し、種々の加工温度の測定に適用してきた。この温度計はコア径数百 μm の光ファイバ1本を用いて、対象物から輻射されてくる赤外線を受光できることから、

複雑に入り組んだ箇所からも容易に赤外線を取り出すことができる。また、一般に、治療用のレーザ光は光ファイバを使って患部に導く方法が採られていることから、その光ファイバと重ね合わせて用いれば、歯の治療の障害となることは全くない。しかも、2本の光ファイバが同じ方向を向いていることから、自動的に温度計を照射部にセットすることが可能と考えられるなどその利点は多いと思われる。

そこで本研究では、著者らが開発した光ファイバ型赤外線輻射温度計を用いて、歯にレーザ光を照射した時の照射部の温度を測定する方法について基礎的な検討を行い、その可能性について検討してみた。まず、歯の分光吸収特性、温度による強度の変化など歯組織に関する基礎的な特性を調べた。次に、レーザ光の照射エネルギーやパルス幅といった加工条件が歯の表面温度に及ぼす影響について調べるとともに、材料除去の観点から検討を加えてみた。さらに、歯内部温度を有限要素法によって推定する方法についても検討してみた。

2. 歯 の 特 性

2.1 組 織

歯の簡単な構造を図1に示す。歯はエナメル質、象牙質、セメント質の3つの石灰化組織から構成されている。石灰化組織では、有機成分にハイドロキシアパタイトが沈着している。エナメル質はエナメル蛋白などが主成分であるのに対して、象牙質およびセメント質はコラーゲンが主成分を構成している³⁾。

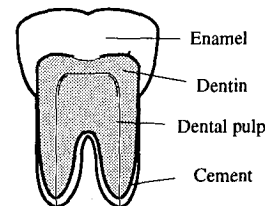


Fig.1 Structure of tooth

* 原稿受付 平成11年11月1日
** 正会員 金沢大学工学部 (金沢市小立野2-40-20)
*** 学生会員 金沢大学大学院 (現, 正会員, 石川県工業試験場; 金沢市戸水町口1番地)

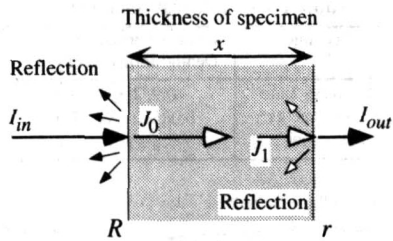


Fig.2 Absorption model of semitransparent specimen

2.2 赤外線吸収特性

歯は半透過性の物質であることから、図2のような試料にレーザー光が照射された場合、エネルギーの一部は表面で反射されるが、残りが材料内部へ入射する。入射光は組織内で徐々に吸収され、残りが材料を透過する。入射光の強さのレーザー光が照射される時、試料内部へ入射するエネルギー J_0 は次式となる。

$$J_0 = (1-R)I_{in} \quad (1)$$

ここで、 R は入射面における反射率を示す。

入射光は試料の厚さ x だけ進む際に、材料による吸収のため減衰し、出射光 J_1 は次式となる。

$$J_1 = J_0 \exp(-\beta x) \quad (2)$$

ここで、 β は試料材料のエネルギー吸収係数である。

出射面においても、反射が生じるため、試料裏面からの出射エネルギー I_{out} は、次式で表される。

$$I_{out} = (1-r)J_1 \quad (3)$$

ここで、 r は出射面における反射率を示す。

したがって、式(1)~(3)より、入射光と出射光の関係は、次式となる。

$$I_{out} = (1-r)(1-R)I_{in} \exp(-\beta x) \quad (4)$$

厚さが x_1 、 x_2 の2つの試料を考え、それらからの透過出射光をそれぞれ I_1 、 I_2 とすれば、吸収係数 β は式(5)で表され、反射率の影響なく、材料の吸収係数を求めることができる。

$$\beta = -\frac{\ln(I_1) - \ln(I_2)}{x_1 - x_2} \quad (5)$$

そこで、モノクロメータ（島津製作所製、型式：SPG-100IR）を用いて、エナメル質、象牙質の赤外線波長における吸収係数を測定した。試料には厚さ0.61mmと0.76mmのエナメル質、0.83mmと1.23mmの象牙質を用いた。図3に測定結果を示す。本研究に用いるNd:YAGレーザーの発振波長は1.06 μ mであり、この波長におけるエナメル質の吸収係数が $\beta=3.43\text{mm}^{-1}$ 、一方象牙質の吸収係数が $\beta=1.68\text{mm}^{-1}$ であることがわかる。この結果より、エ

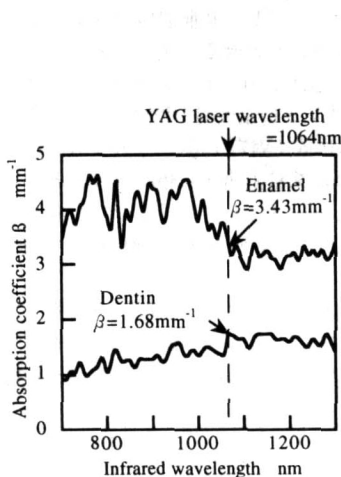


Fig.3 Absorption spectrum of tooth

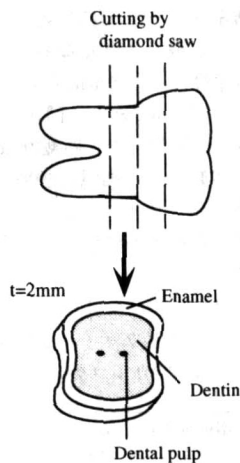


Fig.4 Specimen for heat test

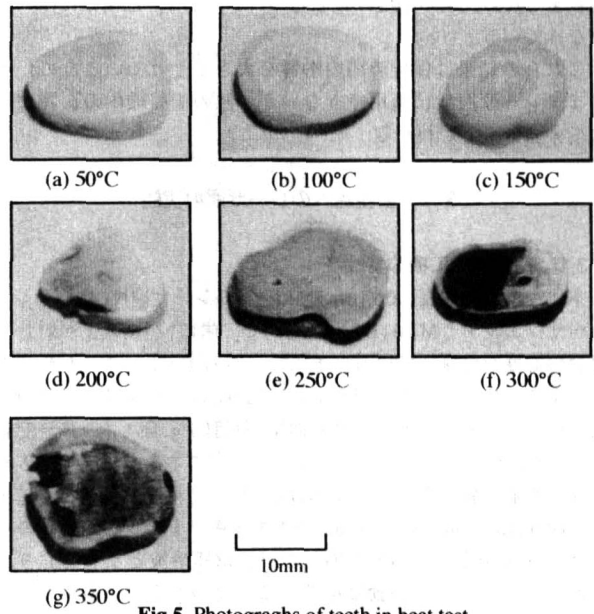


Fig.5 Photographs of teeth in heat test

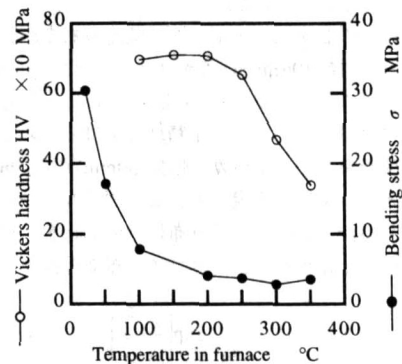


Fig.6 Results of heat tests

ナメル質に比べ象牙質の方が吸収係数が小さく、試料内に入射したレーザー光がより深部まで透過することになる。

2.3 熱による損傷

歯は生体組織であるため、表面層から水分が蒸発してしまうだけでその性質が変化するとされており、温度上昇により組織が大きく影響されることが予想される。そこで、試料を加熱してその影響を調べてみた。図4に、本実験で用いた歯組織試料の切り出し方法を示す。組織に方向性があると考えられるため、ここでは図に示す破線方向に歯を電動ダイヤモンドソーで切断した後、切断面を研削加工して表面状態を均一にし、厚さ2mmの試料を作製した。切り出した試料は恒温状態(室温~350°C)の炉内に一定時間保持した後徐冷し、観察を行った。

保持時間によって組織の状態は大きく影響されるが、5分間一定温度に保持したときの観察結果を図5に示す。象牙質の場合、保持温度が100°Cまでは試料表面に変化が見られないが、150°C、200°Cと温度が上昇するに伴い試料表面は徐々に変色していき、300°Cを越えると全体に炭化していることがわかる。一方、エナメル質の場合、保持温度が200°Cまでは試料表面に変化が見られないが、250°C、300°Cと温度が上昇するに伴い表面が徐々に黒く変色し、350°Cになると表面が炭化している。

このときの硬さと曲げ強さを測定した結果が図6である。図より、硬さは試料保持温度が200°Cまでは変化しないが、200°Cを越えると急激に低下し始め、350°Cになると約半分まで低下している。一方、構造敏感性の曲げ強さは硬さよりも低い温度から熱付加の影響があらわれ、わずか50°Cですでに常温のおよそ1/2まで低下している。保持温度が200°Cを越えると試料の内部まで

変質するため、その強度は常温時の1/8となり、以後はほぼ一定となっている。

これらの結果は保持時間の影響を大きく受けているため、そのままレーザー照射に適用できないが、熱の歯組織への影響が極めて大きいことがわかる。

3. 歯組織へのレーザー照射実験

3.1 レーザ加工機の特徴

本研究では、波長1.064μmのNd:YAGレーザー（NEC製：ミニレーザーウェルダ：M801B2）を用いて、歯に1パルスを照射した場合の温度を計測している。そこで、照射する1パルスレーザーのエネルギーを次のように定義する。図7(a)に1パルスレーザーのモデル図を示すが、パルスの囲む面積が照射する全エネルギーを表しており、J(ジュール)単位で表す。この全エネルギーをパルス幅で除した値が強度を表し、W(=J/s, ワット)単位で表すことにする。図7(b)は2.3msの間に0.885Jのエネルギーを照射した場合のパルス形状を測定した結果であるが、ほぼ矩形波となっており、照射中のエネルギー変動は小さいことがわかる。エネルギーをパルス幅で除することにより、この場合、385Wのレーザーパワーが与えられていることになる。

レーザービームの2次元エネルギー強度分布を測定した結果が図8である。コア径130μmの石英光ファイバを150μm間隔で2次元的に走査し、光ファイバが受光するエネルギーを光電変換素子(InSb素子)で計測している。測定精度を上げるため太いビームを測定する必要があり、フォーカス位置(50mm)から29mm近接側にデフォーカスした位置で測定している。図より、中心部で若干の凹凸は見られるが、ほぼガウス分布に近い形状をしていることがわかる。この測定結果を次式のガウス分布で近似すると、

$$q(r) = \frac{Q}{\pi a^2} \exp\left(-\frac{r^2}{a^2}\right) \quad (6)$$

ここで、 Q ：全レーザーパワー、 r ：中心からの距離、 a ：最大強度

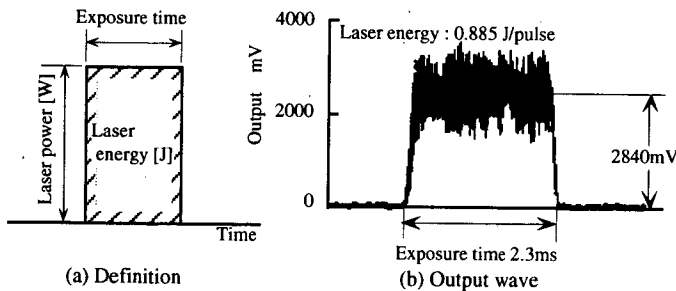


Fig.7 Power intensity during exposure time

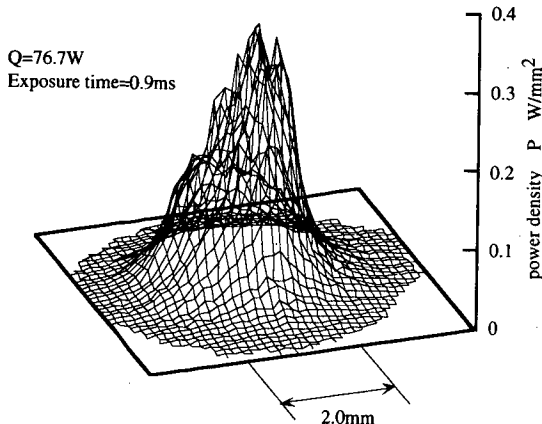


Fig.8 Laser power distribution

Specimen	Enamel(normal/decayed) Dentin(normal/decayed)
Exposure time	0.9, 2.3, 3.3 ms
Laser energy	0.085-2.284 J/pulse
Laser spot	a=0.5 mm

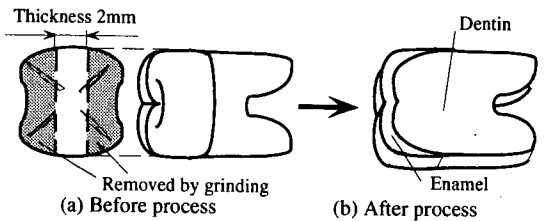


Fig.9 Specimen for laser irradiation

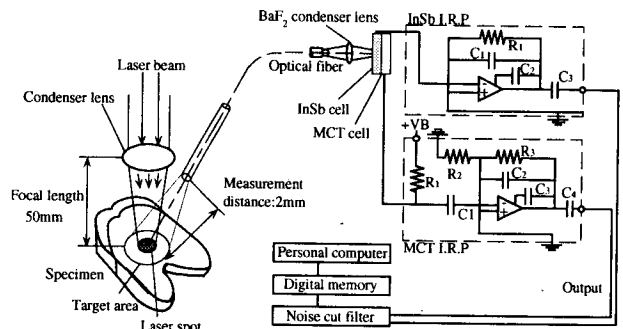


Fig.10 Experimental setup

の1/e倍(37%)となる半径、 $q(r)$ ：単位面積当たりのレーザー強度であり、図8では、 $Q=76.7W$ 、 $a=0.98mm$ となる。この結果より、歯に照射したフォーカス位置でのビーム半径を求めると $a=0.5mm$ となる。

なお、後述するFEM熱解析では $a=0.5mm$ として式(6)で表されるエネルギーが歯に照射されたものとして、解析を行っている。

3.2 温度測定実験

3.2.1 実験試料

歯は、ヒトより抜歯した後ただちに生理食塩水中に保存し、実験開始直前に生理食塩水から取り出して用いている。1本の歯でエナメル質と象牙質を試料にできるようにするため、図9に示すようにハッチング部分を#400ダイヤモンド砥石で除去し、厚さ2mmの試料を切り出した。一方、歯は加工を施さず原形のまま実験に用いている。

3.2.2 実験装置

実験装置の概略を図10に、実験条件を表1に示す。試料を3軸精密ステージ上に接着して固定し、レーザー照射時に残るスポット痕が最も小さくなる焦点位置に合わせる。焦点位置でのビーム半径は $a=0.5mm$ であるが、試料に残るレーザー痕の大きさはおおよそ0.2mmである。図10に示すように温度測定用のファイバは、レーザー照射部から距離2mmの位置に固定する。1パルスレーザーの照射により高温に加熱された試料表面から放射された赤外線は、光ファイバによって受光、伝送され、集光レンズを介して光電変換素子に導かれ、電気信号に変換される。照射条件を表1に示す。

光ファイバにはコア径が300μm、受光角 $2\theta=48^\circ$ のTe系カルコゲナイドファイバを使用した。光ファイバの分光透過率を図11に示す。カルコゲナイドファイバは4μm以下の短波長の赤外線

※本研究では工業用レーザー加工機を用いているため、温度計測用光ファイバをレーザー用光ファイバと束ねて用いることはせず、斜め上方から照射部をのぞき込む位置に配置しているが、この方法を歯科治療にそのまま適用することができる。

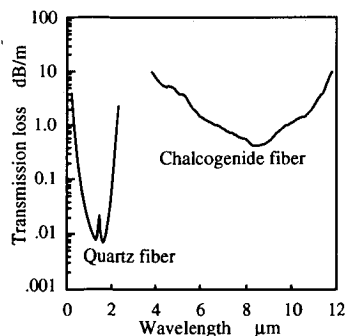


Fig.11 Spectral transmission loss of optical fibers

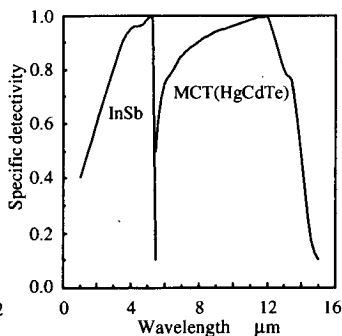


Fig.12 Spectral sensitivity of photocells

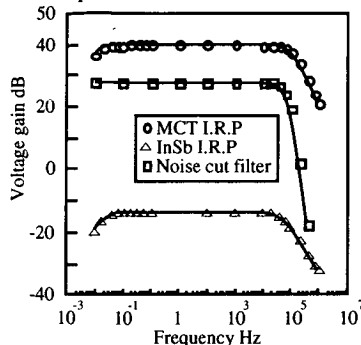


Fig.13 Frequency characteristics of amplifiers

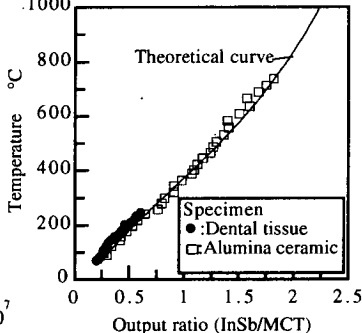


Fig.14 Calibration curve of two-color pyrometer

に対して透過損失が大きくなっている。このため、照射部から反射する波長1.06 μm のレーザー光を光電変換素子へ導く恐れは小さく、実験においても反射光が測定温度に影響を及ぼすことはなかった。

本温度計には、図10に示すように、MCT(HgCdTe)素子上にInSbを積層した2色素子を用いている。それぞれの素子の分光感度特性を図12に示す。波長5 μm 以下の赤外線を表層のInSb素子で電気信号に変換し、波長5 μm 以上の赤外線はInSb素子を透過して、下層のMCT素子によって電気信号に変換される。2層構造とすることにより、従来の2色温度計⁵⁾のように光路を分岐する必要がなく、簡便な取扱いが可能となる。本温度計の出力増幅回路の周波数特性を図13に示す。図より約100kHzまでを帯域幅としており、各素子の応答速度が1 μs と速いため、レーザー照射部で短時間に生じる温度変化に十分追従できる性能を有している。

温度計からの出力信号は、フィルタによって高周波ノイズをカットし、デジタルメモリに保存後、パーソナルコンピュータでそれらの比を取り、温度計の校正曲線により温度に換算する。

図14に校正曲線を示す。図5に示したように、250 $^{\circ}\text{C}$ を越えると歯表面が変色し始めるため、250 $^{\circ}\text{C}$ 近辺までしかデータをとることができなかった。そこで、アルミナを試料として約800 $^{\circ}\text{C}$ まで校正実験を行い、理論値との対応から校正曲線を求めた。その校正曲線を歯を試料とした実験データに当てはめた結果が図14である。実験値と理論曲線はよく一致していることから、この曲線によって高温部分の温度校正を行うことにした。

4. 実験結果

4.1 温度計出力波形

図15にレーザーパワー500W、パルス幅が2.3msのレーザー光を象牙質に照射したときの測定波形を示す。(a)がInSb素子

からの出力、(b)がMCT素子からの出力、(c)は各素子からの出力の比を取ることにより温度に換算した波形である。横軸は時間を示し、レーザー照射開始時を原点としている。図(c)より、試料の温度は急速に上昇するが次第に飽和し、照射終了時に最高温度678 $^{\circ}\text{C}$ に到達している。照射終了後は急速に低下している^{††}。なお、図において照射初期に出力が得られていないが、レーザー照射面が素子の反応する温度に達していないためである。

以後、この到達最高温度を測定温度として扱っていくことにする。

4.2 照射エネルギーの影響

エネルギーの照射方法を変えて、その影響を調べた結果が図16(a),(b)である。図(a)は照射した総エネルギー量を横軸に、到達最高温度を縦軸にとって整理しており、パルス幅をパラメータとしている。歯の材質は1本1本微妙に異なるため、データに多少のばらつきはあるが、エネルギー量が同じ場合、パルス幅の短い方が温度が高くなっている。図7(a)のエネルギーの定義より、強いエネルギーパワーを短時間与えていることになり、レーザー光の強さが温度に大きく影響することがわかる。

そこで、エネルギーパワーで整理した結果が図16(b)である。パルス幅を3通りに変化させている。パワーが大きくなるに従い、照射部の温度は急激に上昇するが600 $^{\circ}\text{C}$ 近辺で上昇は鈍り、約620 $^{\circ}\text{C}$ に飽和する傾向を示している。パルス幅を長くして総エネルギー量を増やすと、照射部温度は高くなっている。

4.3 う歯への照射

う歯の患部を除去しようとするとき、砥石加工では健全な組織まで除去してしまう恐れがある。ところが、一般に患部は黒く変色しており、健全な組織に比較してレーザー光の吸収率に差があると考えられる。レーザーを用いれば、この吸収率の差を活用することにより、健全な

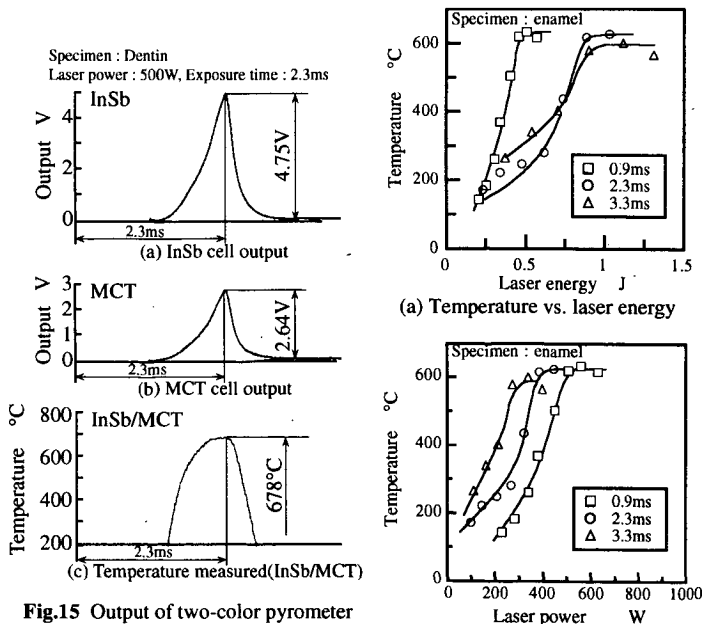
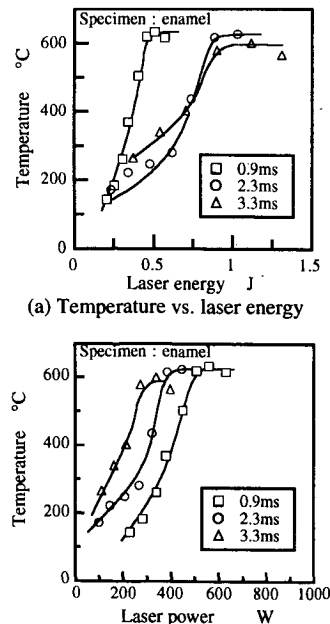


Fig.15 Output of two-color pyrometer



(a) Temperature vs. laser energy
(b) Temperature vs. laser power
Fig.16 Flash temperature of dental tissue (exposure time = 0.9 - 3.3 ms)

†† 本研究では、レーザー照射部の温度が均一であるとして温度計測を行っているが、温度分布を考慮した場合の取扱いについては文献9)を参照されたい。

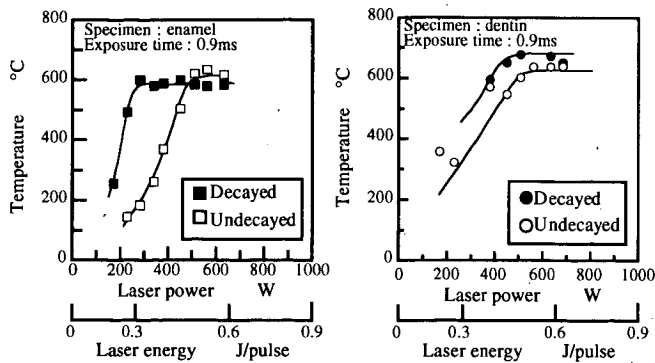


Fig.17 Comparison of flash temperature of decayed tissue with that of undecayed one (exposure time = 0.9 ms)

組織への影響を最小限に抑え、患部のみを除去できる理想的な治療が可能となる期待がもてる。

図17は健全な組織とう歯の患部に0.9msのレーザーパルス照射したときの到達最高温度を測定した結果である。(a)はエナメル質であり、同一の歯の患部と健全な組織を切り出し試料として用いている。レーザーパワーがおよそ500Wまで患部と健全な組織との間に温度差があり、患部の方が高温になっている。特に200~400Wの間では400℃近い温度差を生じている。同じレーザーエネルギーを照射しても、患部では吸収が大きいためである。一方、(b)の象牙質では、患部と健全組織の間にエナメル質ほどの大きな差を生じていないが、それでも200Wのときに100℃近い温度差を生じており、これらの温度差を利用すれば患部のみを除去することが十分可能であることがわかる。

4.4 除去体積へのレーザーパワーの影響

1パルス照射での歯の除去体積は極めて少ない。そこで、除去体積は表面粗さ計（東京精密社製、型名：surfcom）により照射痕を3次元的に測定して求めた。その結果を図18に示す。試料には表面を研削仕上げした象牙質を用い、レーザーパルス幅2.3msの条件下で1パルス照射を行っている。

図18において、200Wから400Wまでレーザーパワーを大きくするに伴い除去体積はほぼ直線的に増加しているが、150W以下では除去体積が少なく、計測できていない。除去能率を高めるためには、照射エネルギーを大きくする必要があるが、エネルギーを低く抑えておき、パルス回数で除去量を稼ぐ方法も考えられる。

除去体積量は治療の作業能率に大きく関係する重要な因子であり、歯内部への熱の伝搬状況、歯組織が熱によって受けるダメージなども考慮して、今後詳細に検討することとしている。

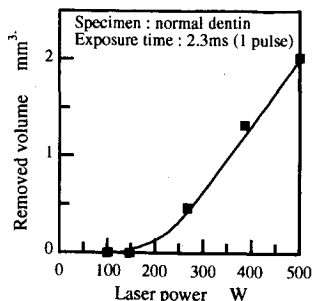


Fig.18 Relationship between removed volume and laser power

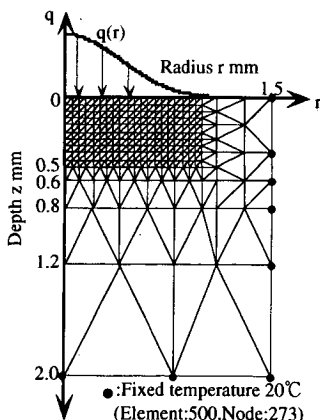


Fig.19 Finite element model

5. 歯内部温度解析

歯は生きており、その歯髄は温度が体温より6℃上昇すると回復が難しくなり、11℃上昇すると大半が壊死してしまう⁶⁾。したがって一般の治療の際、測定可能な歯の表面温度と、その時の内部温度との関係を正確に把握しておくことが安全なレーザー治療にとって最も重要となってくる。レーザー照射時の試料内部の温度分布を実験的に測定する方法については次報以降にゆずることとし、ここでは有限要素法により試料内部の温度分布をシミュレーションする方法について検討してみる。

5.1 モデル化

解析に用いた軸対称要素モデルを図19に示す。ここでは歯組織を等方均質材とし、レーザーエネルギーの分布をガウス分布として、式(6)で与える。境界条件は以下のように設定した：

- ・中心軸から半径方向に1.5mmの位置および表面から深さ方向に

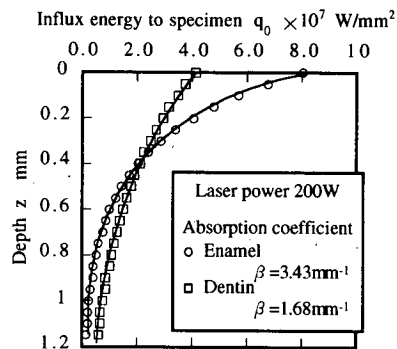
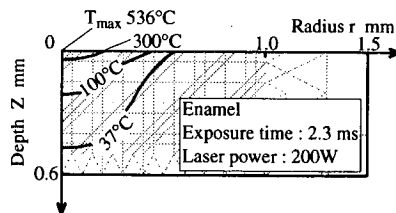


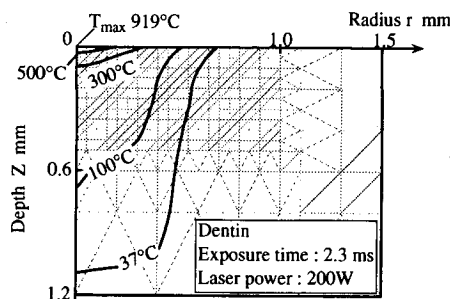
Fig.20 Influx energy distribution in specimen at center of irradiated area

Table 2 Analytical conditions

Laser power	200 W
Exposure time	2.3 ms
Specimen	Enamel, Dentin
Density	1418 X 10 ⁻⁹ kg/mm ³
Specific heat	2.089 X 10 ³ J/(kg·K)
Thermal conductivity	0.983X 10 ⁻³ W/(mm·K)
Absorption coefficient	3.43, 1.68 mm ⁻¹
Absorptivity	Enamel-17% Dentin-55%



(a) Enamel



(b) Dentin

Fig.21 Temperature distribution in specimen

2mmの位置において、室温20℃に温度固定する。

・表面は断熱とし、外部への熱輻射、熱対流、熱伝達はないものとする。

5.2 流入エネルギー

歯は半透過性材料であるため、レーザー光は表面だけでなく内部でも吸収される。そこで、図3で求めた吸収係数を用いて、表面からの深さに応じて、組織内部の節点にもエネルギーを分配しなければならない。今、試料表面に与えられるレーザーエネルギーを q 、試料表面からの深さを z 、吸収係数を β とすると、深さ z におけるレーザーエネルギー q_z は以下の式で表される。

$$q_z = q \cdot \exp(-\beta z) \quad (7)$$

式(7)において、 $\beta = 3.43 \text{mm}^{-1}$ (エナメル質)、 1.68mm^{-1} (象牙質)とし、試料表面からの各深さにおけるレーザー強度を求めた。その内、中心部($r=0$)における結果を図20に示す。図より、エナメル質は象牙質に比べてレーザー光を透過しにくいいため、試料表面の組織に多くのエネルギーが流入していることがわかる。一方、透過性のよい象牙質では試料表面層で吸収するエネルギーが小さくなるため、試料内部の組織にも比較的大きなエネルギーが流入している。

中心部以外の部分に対しても同様の取扱いをし、試料内部の各節点へ流入するエネルギーを定めている。

5.3 計算結果

表2に示す条件の下で計算した結果を図21に示す。レーザーパワー200Wを2.3ms照射した時点での温度分布を求めている。密度、比熱には歯と基本組成が同じである骨の物性値を⁷⁾、熱伝導率にはSimeralの熱伝導率を用いた⁸⁾。また、計算結果に最も大きく影響するレーザー光の吸収率は、計算温度が測定温度とよく一致する値として決定しており^{†††}、本研究ではエナメル質で0.17、象牙質で0.55とした。

図21(a)はエナメル質であるが、中心部表面で最高温度536℃となり、表面下0.5mmで体温と同じ37℃となっている。これに対し、(b)の象牙質では、最高温度が919℃とエナメル質より高く、表面下1.0mmで37℃となっている。吸収率が0.55と大きい象牙質で温度が高く、しかも透光性が良いことから深部にまで熱が到達することになり、象牙質へのレーザー照射においてより注意が必要なることがわかる。

6. 結 言

光ファイバ型2色温度計を用いて、歯にパルスレーザー照射した

†††吸収率の求め方の詳細は文献9)を参照されたい。

際のフラッシュ温度測定を行う方法について検討した。また歯組織に対する熱の影響を調べるために、電気炉による加熱後の歯組織の硬さおよび曲げ強さを測定した。さらに、FEM解析を適用して歯内部の温度分布を求め、レーザー照射時の歯髄への熱影響について検討した。得られた結果をまとめると次のようになる。

- (1) 本温度測定法により、歯のレーザー照射部の温度を計測することができる。
- (2) 照射するレーザーエネルギーが一定の場合、短時間に強いレーザーパワーを与えた方が照射温度は高くなる。
- (3) 照射するレーザー光の強さ(パワー)が一定の時、パルス幅を長くすれば、照射温度は高くなる。
- (4) う蝕部と健全部のレーザー光吸収率の差から、条件を適当に選べば400℃近い温度差を生じさせることが可能であり、う蝕部のみを除去する治療の可能性が十分にある。
- (5) 歯組織の変色は約200℃以上において観察され、硬さはその200℃から低下するが、構造に敏感な曲げ強さは50℃から低下する。
- (6) 歯組織の熱伝導率が小さいため、温度勾配が急となり内部への影響は小さくなるが、エナメル質に比べて吸収率が大きく透光性のよい象牙質では、熱が深部にまで到達するため注意を要する。

終わりに、文献の収集でお世話になった虎ノ門病院(元東京医科歯科大学)堀口尚司氏及び実験に用いる資料の提供でご協力を頂いた歯科医小竹英夫氏に深く感謝致します。

参 考 文 献

- 1) 桜庭一郎：レーザー工学，森北出版，(1984)。
- 2) 山中千代衛：レーザー工学，コロナ社，(1981)。
- 3) 歯—科学とその周辺，共立出版，(1983)。
- 4) 歯科用レーザーの臨床，医歯薬出版，(1994)。
- 5) 上田隆司，入山孝宏，杉田忠彰：レーザー照射部のフラッシュ温度測定，精密工学会誌，**61**，2(1995)278。
- 6) Leo Zach and Gerson Choen：Pulp Response to Externally Applied Heat，*Oral Surg., Oral Med. & Oral Path.*，**19**，4，(1965)515。
- 7) 横山真太郎：生体内熱移動現象，北海道大学図書刊行会，(1993)76。
- 8) R.G.Craig and F.A.Peyton：Thermal Conductivity of Tooth Structure，*Dental Cements, and Amalgam*，*Journal of Dental Res.*，**40**，3(1961)411。
- 9) T. Ueda, K. Yamada and K. Nakayama: Temperature of Work Materials Irradiated with CO₂ Laser, *Annals of the CIRP*，**46**，1(1997)117。