

## 人為的な歯の移動に及ぼす半導体レーザーの効果に関する実験的研究

森 本 徳 明

### Experimental Study on the Effects of Semi-Conductor Laser Irradiation on Artificial Tooth Movement

Noriaki Morimoto

(平成5年9月30日受付)

#### 緒 言

歯科矯正臨床においては歯の位置異常の改善を目的として種々の力系を用いた歯の移動が行われている。このような治療の究極の目標は、歯および歯周組織の損傷や過度の疼痛を惹起することなく、より効率的な歯の移動を達成することにある。効率的な歯の移動を達成する上で第一に考慮すべき点として、至適矯正力の適用が挙げられる。この点に関しては、種々の生体力学的研究により、持続的な弱い矯正力を用いることの重要性が明らかにされてきた<sup>1-4)</sup>。一方、矯正力の負荷との併用として、種々の薬剤や電磁力を用いることにより、さらに至適な歯の移動を達成しようとした試みがなされてきた。すなわち、矯正治療における歯の移動を促進する目的で、プロスタグランディン等の局所投与<sup>5-8)</sup>、微小電流や磁力の局所的な適用が歯槽骨の改造に与える影響<sup>9-14)</sup>についての検討がなされてきた。その結果、いずれも歯の移動の促進効果を発揮するものの、その効果の持続時間が短いという欠点があり、また、微小電流や磁力を加える場合には、その装置が大型であるという問題点が指摘されてきた。

そこで、このような問題点を改善し、かつ歯の移動促進効果を有する可能性が考えられるレーザーの応用に着目した。近年、歯科領域においても各種レーザーの応用が試みられ、その組織照射効果として、生活歯髄切断後のデンチンブリッジの形成促進<sup>15,16)</sup>、抜歯窩

の治癒促進<sup>17)</sup>、骨組織の修復促進<sup>18-21)</sup>、線維芽細胞あるいは骨芽細胞様細胞の活性化<sup>22-26)</sup>などが明らかにされてきた。矯正治療における歯の移動もこれらの機序と同様に歯槽骨およびその周囲組織の吸収・添加などの一連の再構築過程の繰り返しによって行われるため、低出力レーザーの照射が歯の移動に対する促進効果を有することが示唆される。したがって、実験的歯の移動に対するレーザー照射の効果を明らかにすることは歯科矯正臨床に極めて意義のあることと考えられる。

しかし、低出力レーザーの照射効果に関する過去の研究においては、その影響を客観的数値に基づいて評価したものはほとんどなく、その有効性については不明な部分が多く見られた。その理由として、レーザーに対する生体反応が複雑であること、ならびに目的とする照射部位のパワー密度が不明であること<sup>27)</sup>が示唆される。現在、歯科領域で利用されているレーザーは機種により発振装置や導光系が異なるため、照射部位の正確なパワー密度の決定が不可能である。したがって、パワー密度を測定することにより照射部位のエネルギー密度を明らかにすることが、レーザー照射の効果をより明確に判定し、異なる実験系における組織反応との比較検討を可能にするものと考えられる。

そこで、本研究においては、新たに製作したパワー密度測定器を用いて歯周組織の照射目的部位における低出力レーザーのパワー密度分布を検討し(実験1)、さらに実験的歯の移動に対するレーザー照射の効果を明らかにすること(実験2)を目的とした。

広島大学歯学部歯科矯正学講座(主任:丹根一夫教授)本論文の一部は第1回日本レーザー歯学研究會(平成元年12月,大阪市)および第4回日本レーザー歯学会(平成4年11月,仙台市)において発表された。

## 研究方法

### 実験1 パワー密度測定器の製作およびその精度検定と歯周組織各部におけるレーザーのパワー密度の測定

#### I. パワー密度測定器の製作とその精度検定

##### 1. パワー密度測定器の具備条件

低出力レーザーの組織内における分布を測定するため、以下の具備すべき条件を基にしてパワー密度測定器の製作を行った。

- 1) 簡便でかつリアルタイムの測定が可能であること
- 2) 測定精度が高いこと
- 3) 組織内での測定が容易に行えるようにセンサーの大きさが可及的に小さいこと
- 4) 感光部は可及的に小型であること
- 5) 半導体レーザーの波長に感受性が高いこと
- 6) レーザー光の散乱、反射が起きた場合にも、細胞が受けるあらゆる方向からのレーザー光を感受できるよう指向性が広いこと
- 7) 感受したレーザー光の減衰が極力生じないように、センサーに導光系を用いないこと
- 8) 生体内での測定を行うため、センサーは耐水性を有すること

##### 2. パワー密度測定器の構成

上記の条件を参照しながらパワー密度測定器を作製した。パワー密度測定器はセンサーと本体より構成される(図1)。

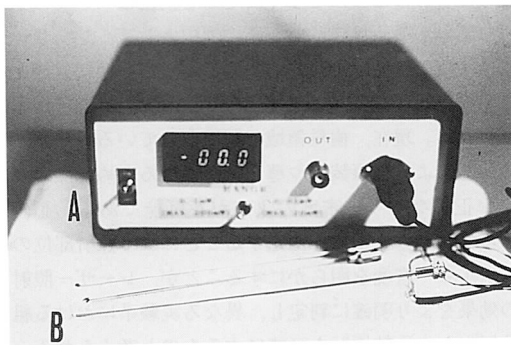


図1 パワー密度測定器。  
A: 本体, B: センサー

##### 1) センサー

すでに述べた条件をすべて満足するセンサーとして、フォトセンサー (KPD 706C, 京都セミコンダクター) を選定した。センサーの受光面は 0.7 mm×0.7 mm と微小であり、表面にレジソコートングを施し

て耐水性を有する構造になっている。

センサーの機能的特徴に関しては、以下の3点が挙げられる。

① 相対出力が50%以上を示す波長の範囲が 530-1040 nm, 感度波長のピークが 820 nm であることより、本センサーは半導体レーザーの波長 790 nm の測定に適している(図2-A)。

② センサーの光電流-照度特性より、同特性は直線関係を呈し、照度に比例した光電流が得られることが示された(図2-B)。

③ 光電流-周囲温度特性より、25°Cを基準とし、周囲温度が1°C上昇するごとに同一光源に対する光電流が0.5%増加することが認められた(図2-C)。

測定に際しては、本センサーを直径 2 mm, 長さ 152 mm のステンレス製のプローブの先端に固定した。

##### 2) 測定器本体

センサーの電流変化を増幅するセンサー増幅部、セ

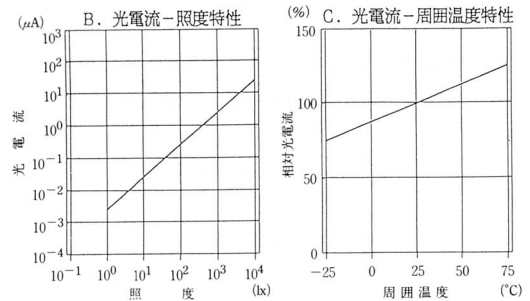
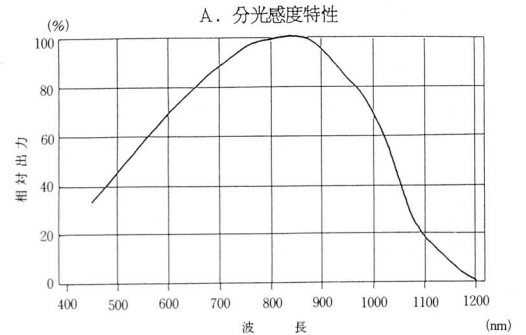


図2 フォトセンサーの特性。

分光感度特性は室温 25°C で測定された。相対出力が50%以上を示す波長域は 530-1020 nm であった。

光電流-照射特性は室温 25°C のもとで、光源としてタングステンランプ (色温度 2586°K) を使用して測定された。その結果、照度に比例した光電流が得られた。

光電流-周囲温度特性は 1,000 lx の光源を使用して測定された。その結果、25°C を基準に 0.5%/°C の変化が認められた。

ンサーの特性補正を行う特性補正部、増幅率を調整する増幅調整部、電気信号をコンピュータへ出力する出力部、パネルメーターにより出力値を表示する表示部からなる。なお、表示部では  $0.01 \text{ mW/mm}^2$  までのパワー密度の直接読み取りが可能である。測定に際しては、出力部からの電気信号が A/D コンバータを介してコンピュータに入力され、さらに経時的、三次元的解析が行われる。

### 3. パワー密度測定器の較正

本機器の表示値を、電流変化量からパワー密度に換算するために、実験2で使用する半導体レーザー（コンパクトレーザー、公称出力約  $30 \text{ mW}$ 、波長  $790 \text{ nm}$ 、モリタ製作所、図3）を用い較正を行った。まず、図4に示すパワーメーター（AQ-2101とAQ-2704、安藤電気）を用い較正用レーザーの全出力  $P_t$  の測定を行った。その結果、全出力  $P_t$  は  $29.6 \text{ mW}$  であった。さらに、ビームスキャン（1080型、フォトン、図5）を用い、レーザー光の光度分布と、空気中でのファイバー先端からの距離とレーザーのピーク値の  $1/e^2$  のビーム径  $\omega$  の関係を測定した。その結果、レーザー

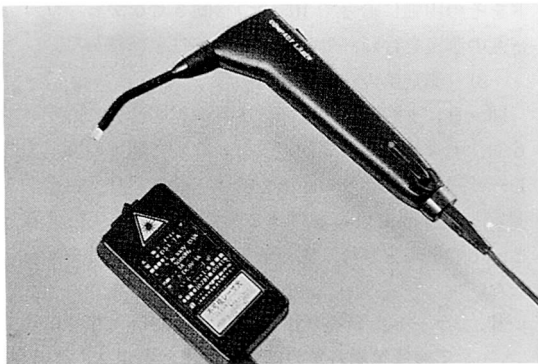


図3 使用した半導体レーザー。



図4 パワーメーター。  
(AQ-2101とAQ-2704、安藤電気)



図5 ビームスキャン（1080型、フォトン）。

光の分布は中心光路上をピークとするガウス分布<sup>28)</sup>を示し、レーザー光に垂直な断面では楕円形の分布を呈した。また、レーザー光の分布が楕円形であることより長軸と短軸が存在し、ファイバー先端からの距離とビーム径  $\omega$  はほぼ比例関係を示した（図6）。

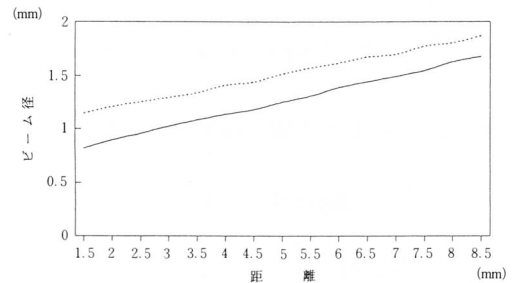


図6 ファイバー先端からの距離とレーザー光のビーム径の関係。  
..... 長軸径 —— 短軸径

次に、センサー上に積算されるパワーの幾何学的算出方法を図7に示した。ガウス分布を示す曲線と  $r=0$  と  $r=r_1$  の線分で囲まれる部分を  $r=0$  を軸として  $360^\circ$  回転してできる立体の体積が、中心光路上にある半径  $r_1$  のセンサーに積算されるパワー  $P$  になる。

以上のことから、ガウス分布の式  $I = I_p \text{EXP} \{-2(r/\omega)^2\}$  を積分し、測定した全出力  $P_t$ 、中心からの距離  $r_1$  における照度を  $I_1$  より、 $1/e^2$  のビーム径  $\omega$  とパワー  $P$ 、パワー密度  $PD$  との関係を以下のごとく求めた。

$$\begin{aligned}
 P &= \int_0^{I_p} \pi r^2 dI + \pi r_1^2 I_1 \\
 &= \int_0^{I_p} \frac{1}{2} \pi \omega^2 \log(I_p/I) dI + \pi r_1^2 I_1 \\
 &= \frac{1}{2} \pi \omega^2 [I \log I_p - I \log I + I]_0^{I_p} + \pi r_1^2 I_1
 \end{aligned}$$

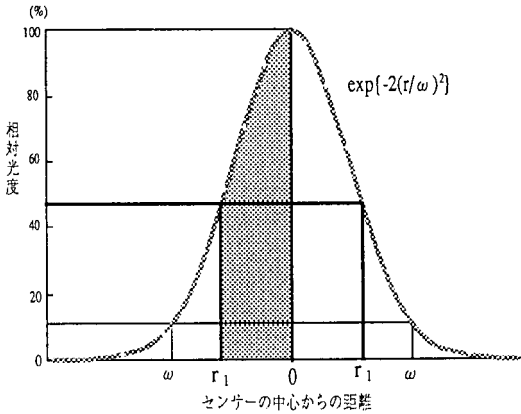


図7 センサーに積算されるレーザー光のパワー計算方法。

曲線はレーザー光の分布を示す。中心光路上にある半径  $r_1$  のセンサーには、薄く塗りつぶした領域を  $r=0$  を軸として  $360^\circ$  回転した立体の体積がパワーとして積算される。

$$= \frac{1}{2} \pi \omega^2 (I_p - I_1 \log I_p + I_1 \log I_1 - I_1) + \pi r_1^2 I_1 \quad \dots\dots ①$$

ガウス分布の式  $I = I_p \text{EXP} \{-2(r/\omega)^2\}$  より、

$$\pi r^2 = \frac{1}{2} \pi \omega^2 \log (I_p/I) \quad \text{となり}$$

$$P_t = \int_0^{I_p} \pi r^2 dI \\ = \frac{1}{2} \pi \omega^2 I_p$$

よって

$$I_p = 2 P_t / \pi \omega^2$$

$$I_1 = I_p \text{EXP} \{-2(r_1/\omega)^2\} \\ = 2 P_t \cdot \text{EXP} \{-2(r_1/\omega)^2\} / \pi \omega^2$$

となる。

これを①式に代入し、

$$P = P_t [1 - \text{EXP} \{-2(r_1/\omega)^2\}]$$

ここで正方形を呈するセンサーの一辺  $L$  が  $0.7 \text{ mm}$  と微小なため、センサーが受ける光量  $P$  が、半径  $r_1$  の円が受ける光量と等しいと仮定すると、

$$L^2 = \pi r_1^2 \quad \text{となる。}$$

また、半導体レーザーのビーム径は楕円であるので面積  $\pi \omega^2$  の代わりに楕円の面積  $\pi ab$  を用いると、

$$P = P_t \{1 - \text{EXP}(-2 L^2 / \pi ab)\}$$

パワー密度 PD は

$$PD = P/L^2$$

となる。この式に、楕円の長軸径  $a$  と短軸径  $b$ 、全出力  $P_t$  を代入し、距離とパワー密度 PD の関係を求めた。

そして、レーザー先端とセンサーの距離が  $10 \text{ mm}$  と  $15 \text{ mm}$  の二点で表示値が理論値と一致するよう本装置の増幅率を調節した。

#### 4. パワー密度測定器の精度検定

##### 1) センサーの精度

半導体レーザーを固定し、その中心光路とセンサーの中心が一致するように微動載物台 (A3 型, ニコン) 上にセンサーを固定した。中心光路に沿ってセンサーをファイバー先端からの距離が  $3.5 \text{ mm}$  から  $28.5 \text{ mm}$  の範囲で  $0.5 \text{ mm}$  づつ移動させながらパワー密度を測定し、理論値との比較を行った。

##### 2) センサーの指向性

センサーを固定した状態で、センサーに垂直な平面上にセンサーを中心とする半円を描き、発光ダイオードをその円弧に沿って  $10^\circ$  づつ移動させながらパワー密度の測定を行い、センサーの指向性を検討した。

##### 3) 測定値の安定性・再現性

同一日に1時間ごと3回、1日後に同様に3回の計6回、センサーの精度検定で行ったのと同様の方法でレーザーとセンサーの距離を変化させてパワー密度を測定し、各測定点における3回の測定値の変動係数と、その平均を求め、測定値の安定性・再現性を検討した。

#### II. ラット上顎第一臼歯に照射したレーザーによる歯周組織各部のパワー密度の測定

7週齢 Wistar 系雄性ラット2匹に麻酔剤としてベントバルビタールナトリウム  $50 \text{ mg/kg}$  (ネプタール, ダイナボット), 筋弛緩剤として硫酸アトロピン  $0.5 \text{ mg/kg}$  (硫酸アトロピン注射液タナベ, 田辺製薬) を腹腔内注射し、全身麻酔を施した。測定に先立ち、左側上顎第一臼歯の口蓋側より歯槽骨, 歯根を確認しながらラウンドバーで徐々に周囲組織を削除しつつ、測定用プローブを挿入した。次いで、左側上顎第一臼歯の近心頬側から半導体レーザーを照射し、歯周組織内のレーザーのパワー密度の測定を行った。なお、レーザーのパワー密度の測定は近心口蓋根の口蓋側歯槽骨頂部付近, 同根の根尖部付近, 根分岐部付近, 近心頬側根の根尖部付近, 近心頬側根の頬側歯槽骨頂部付近の順に行った。

## 実験2 半導体レーザーが実験的な歯の移動に及ぼす影響

### 1. 実験方法ならびに実験動物

7週齢 Wistar 系雄性ラット35匹(平均体重約200g)を用い、左側上顎第一臼歯を実験歯に、反対側同名歯を対照歯とした。実験動物は異なるレーザー照射部位と照射時間に基づいて5匹ずつの7群に分類し、近心頬側部より0, 1, 3, 5, 7, 15分間照射した6群と近心頬側部および近心舌側部にそれぞれ7分間照射した群(以下7+7分群と略記)の計7群とした(表1)。実験期間は9日間とし、前述の照射方法に準じて一日一回ほぼ定時に全身麻酔下で実験歯にレーザー照射を行うと同時に体重を計測した。

表1 レーザーの照射部位と時間による実験動物のグループ化と各群の試料数

照射部位 照射時間 (分)	0	1	3	5	7	15	頬+舌 7+7	計
実験歯数	5	5	5	5	5	5	5	35
対照歯数	5	5	5	5	5	5	5	35

7週齢 Wistar 系ラット35匹を用い、実験歯として左側上顎第一臼歯を対照歯として反対側同名歯を用いた。

### 2. 実験的歯の移動方法

ペントバルビタールナトリウム 50mg/kg(ネンブタール, ダイナボット), 筋弛緩剤として硫酸アトロピン 0.5mg/kg(硫酸アトロピン注射液タナベ, 田辺製薬)を腹腔内注射し、全身麻酔下でラットの両側上顎第一臼歯の舌面溝にラウンドバーで小窩を形成し、これにU字型に屈曲された直径0.014インチのナイティンオールワイヤーを挿入、固定した。この際、頬側方向へ作用する相反的な矯正力の大きさが約20gになるよう調節した(図8)。

### 3. 歯の移動量の計測

歯の移動実験前後において、シリコン印象材を用いて上顎歯列の精密印象を採得した。作製した石膏模型上で両側第三臼歯舌側歯頸部歯肉縁と切歯乳頭部の3点を通る平面(基準平面)を設定した。次に、これに垂直な方向より万能投影器(V-16E, ニコン)を用いて10倍拡大像の透写図を作製した。透写図上で、切歯乳頭を通り両側上顎第三臼歯舌側歯肉縁を結ぶ直線に垂直な正中線から上顎第一臼歯中心窩までの距離をコンピュータ(PC-9801RA, 日本電気)に接続したディジタイザ(A4-10型, オスコン電子)を用い、移動前後で計測するとともに、以下の2項目について比較検

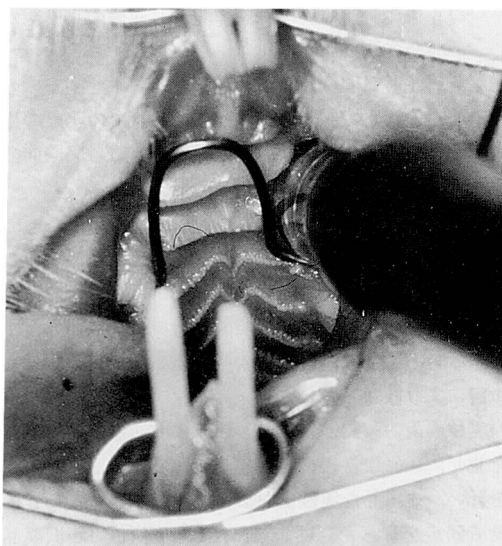


図8 装置の装着と実験歯へのレーザー照射。0.014インチナイティンオールワイヤーを用い、頬側への約20gの矯正力を加えた。予め定めた各群の照射方法にしたがってレーザー照射を行った。

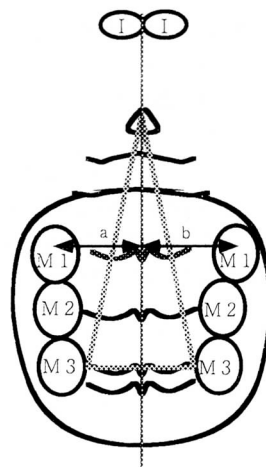


図9 歯の移動量の計測。基準平面を両側上顎第三臼歯舌側歯頸部歯肉縁と切歯乳頭部の3点を通る平面とした。実験開始直前および終了時の正中線から対照歯(a)および実験歯の中心窩までの距離(b)を計測した。

討した(図9)。

#### 1) 歯の移動量

実験期間中の実験歯および対照歯の移動距離を求め、両歯の移動量をt-検定により比較した。

2) 実験終了時の実験歯および対照歯の正中線からの距離の比

実験終了時における正中線から対照歯中心窩までの距離に対する正中線から実験歯中心窩までの距離の比を求め、t-検定を用いて非照射群に対する各実験群の比について有意性を検討した。

4. 組織学的観察

レーザー照射による経日のな組織変化を検討するため、同週齢の Wistar 系雄性ラット 9 匹を用い、7+7 分群と同じ方法でレーザー照射を行い、実験開始後 1 日、5 日および 9 日経過時の歯周組織の変化を光学顕微鏡により観察した。

実験的歯の移動が終了後、前述の方法に従って麻酔を施し、10%中性緩衝ホルマリン溶液による灌流固定を行い、摘出した実験歯および対照歯を含む上顎骨の浸漬固定を行った。固定後、K-CX 脱灰液（藤沢薬品工業）にて脱灰し、通法に従いパラフィン包埋の後 6 μm の水平断薄切片を作製し、ヘマトキシリンエオジン染色を施した。次いで光学顕微鏡を用いて近心根の頬側歯頸部と舌側歯頸部に近接した歯根膜および周囲歯槽骨の組織学的観察を行った。

研究結果

実験 1 パワー密度測定器の精度と歯周組織各部分におけるレーザー分布

I. パワー密度測定器の精度

1. センサーの精度

図10は、レーザーとセンサー間の距離を変化させた場合のパワー密度の実測値と理論値を表示したものである。各測定点における実測値と理論値はほぼ一致し、その誤差の平均は2.1%、最大誤差は9.3%であった。

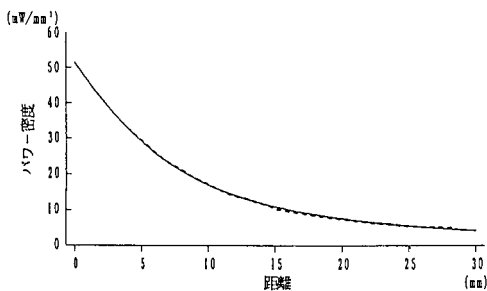


図10 パワー密度の理論値と実測値。  
センサーを3.5 mm から 28.5 mm まで 0.5 mm ずつ移動させて測定した。各測定点での誤差の平均は2.1%であり、誤差の最大は9.3%であった。  
理論値 —— 実測値 - - - -

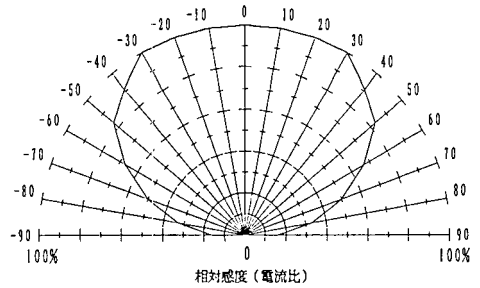


図11 センサーの指向特性。  
室温 25°C のもとで、光源として波長 656 nm の発光ダイオードをセンサーの中心から 10° ずつ移動させ測定した。その結果、-30°~30° の範囲で相対感度が100%であった。

2. センサーの指向性

図11に指向特性の測定結果を示す。これによりセンサーを中心に約 ±30° の範囲で相対感度が100%となり、この範囲内ですべてのレーザー光が測定できることが確認された。

3. 測定値の安定性・再現性

各測定点における 3 回の測定値の変動係数は、1 日目 0.438%、2 日目 0.435% であったことより、測定値の安定性・再現性が確認された。なお、この結果は通電して 45 分以上経過したときの値であり、センサーに通電直後においては安定した値が得られなかった。

II. ラット上顎第一臼歯の歯周組織各部分におけるレーザーのパワー密度分布

レーザーを照射した時、レーザーは肉眼的には実験歯周囲に広がり、歯冠全体が赤色を呈していた。また、レーザーのパワー密度の平均は近心頬側根歯槽骨頂部付近で 110 mW/cm<sup>2</sup> を示し、口蓋側に移行するにしたがってパワー密度が減少し、近心口蓋根尖部では 44 mW/cm<sup>2</sup> の値を示した (図12)。

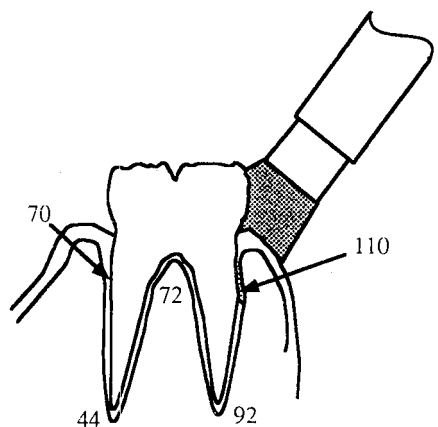


図12 ラット上顎第一臼歯に半導体レーザーを照射した時のパワー密度の分布 (単位: mW/cm<sup>2</sup>)。

## 実験2 半導体レーザーが実験的な歯の移動に及ぼす影響

### I. 実験期間中の体重変化

レーザー照射の有無および照射方法の差異による体重変化の差異は、実験期間のいずれの段階においても認められなかった(図13)。また、いずれの群においても著しい体重の減少は認められなかった。

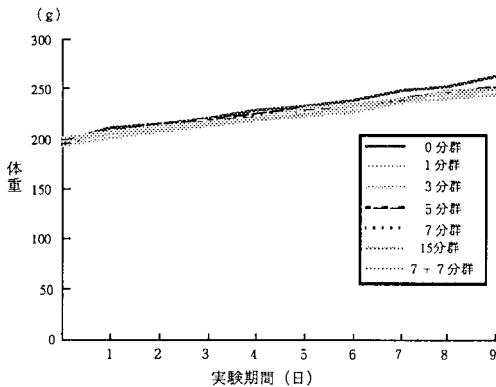


図13 実験期間中の体重変化.

### II. 歯の移動量の比較

#### 1. 歯の移動量

1, 3分群においては、対照歯と実験歯の移動量はほぼ同じで、両者に有意な差は認められなかった。一方、5, 7, 15, 7+7分群においては対照歯に比べ実験歯の移動量が5%レベルで有意に大きな値を示した。さらに、その差は照射時間の延長にともない、増加する傾向を示し、7+7分群では対照歯と実験歯の移動量の差が0.32mmと最大であった(図14)。

#### 2. 実験終了時における正中線から対照歯への距離に対する実験歯の距離の比

照射時間が0, 1, 3, 5, 7, 15分と長くなるにし

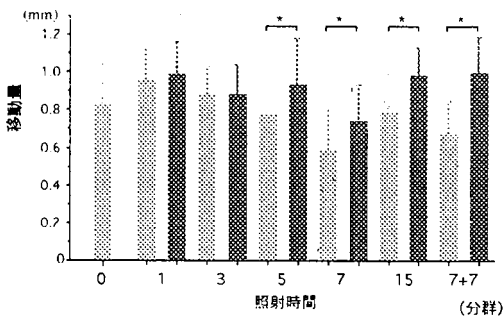


図14 歯の移動量.

照射時間5, 7, 15, 7+7分群で実験歯の移動量が有意に大きかった。

■：対照歯 ■：実験歯 (\*: p<0.05)

たがって距離の比が0.995, 0.992, 1.005, 1.008, 1.052, 1.064と大きくなる傾向を認め、7+7分群では1.073であった。また、非照射群と比較して15分群、7+7分群の値は5%レベルで有意に大きく、実験歯の距離が対照歯の距離に比べ有意に大きな値であることが認められた(図15)。

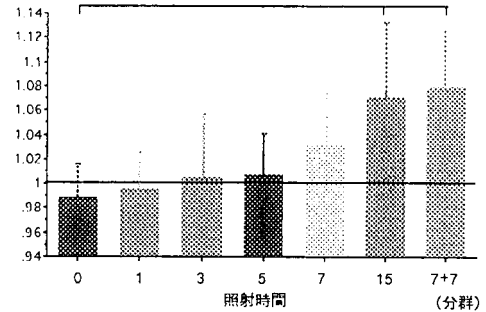


図15 実験終了時の対照歯の距離(a)に対する実験歯の距離(b)の比(b/a) (\*: p<0.05).

### III. 組織学的変化

実験歯と対照歯における移動量が最も大きな差を示した7+7分群について、経日的な組織学的所見を示す。

#### 1. 移動1日目の組織変化

圧迫側では末梢血管の存在が認められたが、歯根膜腔の狭小にともない歯根膜細胞の核濃縮、消失等の退行性である硝子様変性帯が広範囲に出現していた。

一方、牽引側では、歯の傾側移動に伴って歯根膜腔が拡大し、伸展された歯根膜線維に沿った類骨の骨膜形成がすでに見られた。しかし、実験側と対照側の間にこれらの変化に関する明確な差異は認められなかった(図16)。

#### 2. 移動5日目の組織変化

対照歯の圧迫側では歯根膜に出現した硝子様変性帯の周囲に、少数の細胞成分や血管が認められた。実験歯の同部では、対照歯と同様に硝子様変性帯が出現したが、その周囲に多数の血管の新生、拡張を示す像が認められた。

牽引側では多数の骨芽細胞あるいは線維芽細胞がみられ、伸長された歯根膜線維に沿って新生骨および類骨の形成が認められたが、両群に著明な差は認められなかった(図17)。

#### 3. 移動9日目の組織変化

対照歯の圧迫側では、歯根膜の硝子様変性帯を歯槽骨側から取り囲むように多核細胞が多数出現し、変性帯の吸収が起こっていた。実験歯の圧迫側では、歯根

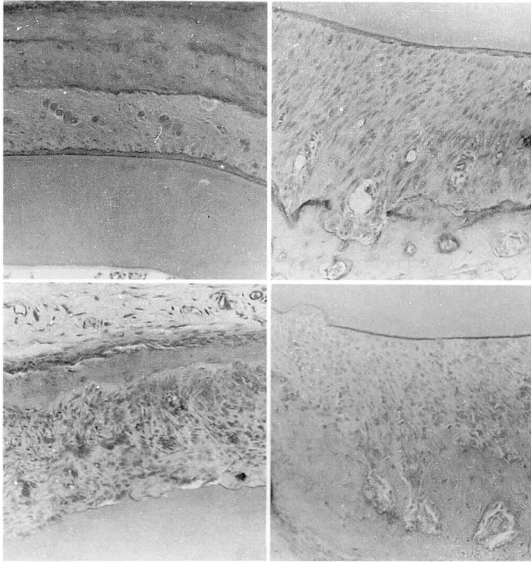


図16 実験開始後1日目の組織変化。(×100)  
 上段が対照歯, 下段が実験歯, 左が圧迫側, 右が牽引側  
 対照歯, 実験歯とも圧迫側において硝子様変性が, 牽引側において線維の伸展が生じていたが, 両者について明確な差異は認められなかった。

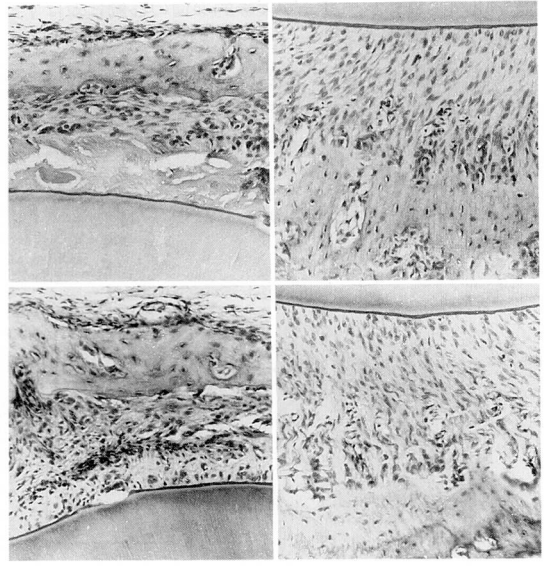


図18 実験開始後9日目の組織変化。(×100)  
 上段が対照歯, 下段が実験歯, 左が圧迫側, 右が牽引側  
 対照歯の圧迫側の硝子様変性帯を取り囲むように多核細胞が多く見られ, 変性帯の吸収が生じている。実験歯の同部では硝子様変性帯はほとんどなく, 線維芽細胞が多数出現していた。実験歯の牽引側では対照側の同部に比べ, 新生骨の形成が進み, 骨面の凹凸が著明であった。

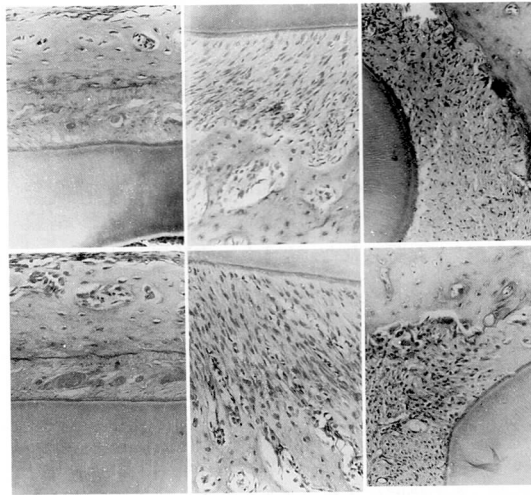


図17 実験開始後5日目の組織変化。(×100)  
 上段が対照歯, 下段が実験歯, 左が圧迫側, 中が牽引側, 右が硝子様変性帯周囲  
 対照歯の圧迫側の硝子様変性帯周囲には, 細胞成分が少なかったが, 実験側の同部では血管の新生, 拡張を示す像が認められた。

膜の硝子様変性帯は消失し, 少数の多核細胞と, 楕円形の核が淡く染まった線維芽細胞が多数出現し, 歯槽骨の表層は対照歯と比べて平坦であった。

一方, 牽引側では, 歯根膜繊維の伸長に伴う新生骨および類骨の形成が両群において認められた。これに対し, 骨新生量は対照歯に比べて実験歯で多く認められ, その骨表面の凹凸がより著明であった (図18)。

## 考 察

### I. 実験方法について

#### 1. 半導体レーザーについて

レーザーはその出力により, 100 mW までの低出力レーザーとこれを超えた出力を有する高出力レーザーの2つに大別される<sup>29)</sup>。高出力レーザーは主として熱による作用を有しているため, 切開, 蒸散, 変性壊死を目的として使用されている。一方, 低出力レーザーでは熱効果ではなく光刺激作用が知られている。

半導体レーザーの中には, 現在では1 W 以上の出力を有する高出力レーザーも開発されているが, 歯科で応用されているものは30 mW 前後の低出力レーザーがほとんどである。半導体レーザーの特色として, (1)小型で軽量である, (2)発振効率がよい, (3)衝撃に対して強く, 耐久性が高い, (4)大量生産が可能で, 安価である, (5)レーザーを発振させるための電圧が他



のすべてのレーザーに比べ小さい、(6)導光系に光ファイバーを用いることができるため、操作が容易である、(7)水、血液による吸収を受けにくい波長を発振できる、などが挙げられる<sup>30-32)</sup>。

以上の特長より、半導体レーザーは歯科領域において知覚過敏の治療にしばしば使用されており、さらに疼痛緩和、創傷治癒促進に対する応用が進められている。

本研究では、(1)深部の組織への透過性がよい、(2)周囲組織に為害性を及ぼさない、(3)歯科領域に広く普及している、(4)小型で操作が容易である、などの点を考慮し、半導体レーザーを用いた実験を行うこととした。

## 2. パワー密度測定の意義

低出力レーザー照射では組織の温度上昇はほとんど認められず、器官を構成する細胞あるいは分子に対する光エネルギーの光化学効果および光子による光圧力効果が考えられている。低出力レーザーの生体への効果がレーザーの光刺激作用であるとすれば、照射部位の細胞の受光量はその効果の発現に強く関与しているものと考えられる。しかし、実際にはレーザーのパワー密度の分布は様ではなく<sup>27,28,30-33)</sup>、組織内ではレーザーの吸収や散乱が起こり、組織内部の目的とする部位におけるレーザーの受光量の定量化は不可能である。このように、生体内のレーザーの分布を測定することは極めて困難であるため、低出力レーザーの効果を検討した従来の研究の多くは、レーザーの照射エネルギーとしてメーカー公称の出力とビーム径を代用してきた。

本研究において新たに作製したパワー密度測定器を使用したことは、低出力レーザーが生体内でどのような細胞変化を惹起するのかを明らかにするとともに、これに必要なレーザーのパワーとの関連を検討し、さらに低出力レーザーの効果がレーザーのどのような特性(パワー密度、波長、コヒーレンス)によって惹起されるかを明らかにしていくうえでも重要であると考えられる。また、これらの点の解明がなされたならば、新たなレーザー機器の開発および照射法の改良などに有効と考えられる。

## 3. パワー密度測定器について

レーザーのパワーの測定について、藤居ら<sup>33)</sup>は犬の脳組織に照射したレーザーを、石英ファイバーを通過させ外部のフォトセンサーで測定した。さらに、透過光と照射光の比率を求めることによりレーザーの透過特性を検討した。しかし、本測定に用いたセンサーに導光系が存在していたことより、パワー密度の減衰の可能性が指摘された。また、パワー密度を透過

光と照射光の比率で表示したため、組織内のパワー密度の絶対的の大きさは不明であった。一方、松本ら<sup>27)</sup>はパワーメーターのセンサーの先端にピンホールを取り付け、パワー密度を絶対的な大きさとして測定可能な手法を報告したものの、パワーメーターのセンサーヘッドが大きいと、組織内での測定は不可能であった。さらに、渡辺ら<sup>34)</sup>は、ヒトの抜去歯の菌冠近遠心部を切削して歯質の厚さを変化させた試料を用い、試料の厚さおよび He-Ne レーザーの照射方向と透過光量の関係を検討したものの、組織内部におけるレーザーの絶対量は明らかにされなかった。

レーザーの出力測定法<sup>35-37)</sup>を大別すると熱的測定法と光電的測定法がある。さらに、熱的測定法には、透過レーザーを受光部吸収体に吸収させ、熱量に変換して、受光部の温度変化をもとに直接測定する方法と、吸熱による体積、圧力変化、物質の蒸発量などをもとに間接的に測定する方法が挙げられるが、測定時間が長いものが多い。一方、光電的測定法は特定の波長域では極めて高い感度を示し、測定時間も短く、かつ取り扱いが非常に容易であるものの、レーザー出力の絶対的の大きさの測定における感度の波長依存性が大きいという欠点を有している。

以上のことより、すでに述べた測定器の必要条件も考え併せ、本研究では光電的測定法のひとつであるフォトセンサーを用いることとした。本研究においてはパワーメーター、ビームスキャンを用いて波形、ビーム径および全出力を測定した後に、パワー密度の理論値を求めて測定器の較正を行ったことにより、波長依存性が大きいという光電的測定法の欠点が解消され、さらにレーザーの絶対値の測定が可能となった。

## 4. パワー密度測定器の特性

### 1) パワー密度測定器の精度

本研究における実測値と理論値はほぼ一致し、各測定点における誤差の平均が2.1%、誤差の最大が9.3%といずれも小さな値であった。一般に、出力測定器のエネルギー測定精度は熱的測定法においても±5%程度と言われており<sup>35)</sup>、本研究で求められた誤差より判断すると十分な精度を持った測定器と考えられた。また、誤差に関してもセンサーとレーザー射出口の距離が小さい、すなわち、ビーム径が小さいほど誤差が大きくなり、距離が大きくなるほど誤差は小さくなった。その理由として、センサーとビームの形状がそれぞれ正方形、楕円形と異なるため、センサーにおける光量の分布が様でなくなり、センサーとビームの形状の差が近距離であるほど大きくなったことが挙げられる。

しかし、組織内においてはレーザーの拡散が生じる

ため、微小なセンサーが実際に受けるレーザーの光量分布はほぼ均一と考えられる。このことより、光量の分布が一様でないことに起因する真の誤差はさらに小さくなると考えられるため、本測定器による値は十分な信頼性を有していることが認められた。

## 2) センサーの指向性

組織内部で、レーザーは散乱、反射、屈折を起こしているため、目的とする細胞の受光量を測定するためには、広い指向性が必要である。本研究において、センサーを中心とした $-30^{\circ}\sim+30^{\circ}$ の範囲で100%の測光が可能であることが確認されたことにより、レーザーの光源にセンサーを向けて測定すれば、目的とする組織の受光量は十分測定できるものと考えられた。

## 3) 測定値の再現性・安定性

センサーに電源を通して45分後には、測定値の再現性・安定性には問題のないことが示された。一方、電源の投入直後では回路の急激な温度変化により増幅装置等の特性が安定しなかったことより、実際の測定に際しては安定した値を示すための時間が必要となることが示唆された。

なお、赤外線センサーを用いているため外界の温度により測定値に誤差が生じる可能性が考えられたため、測定時の室温は $25^{\circ}\text{C}$ に設定した。また、センサーが可視光をも感受しうるため、測定は暗室で行う必要のあることが示唆された。

## II. ラット上顎第一臼歯にレーザー照射した場合のパワー密度について

レーザーは組織内では、組織の透過率により形状の変化を呈するもののほぼ球状に分布し、光源からの距離が遠くなるにしたがって減衰することが報告されており<sup>27,32,33</sup>、本研究においてもこれと同様の結果が得られた。

レーザー光の組織透過率はレーザーの波長によって決定される。すなわち組織中の水分とヘモグロビンの吸光波長の違いが関係しており、水に対しては波長が長いほど、ヘモグロビンに対しては波長が短いほど吸光度が高くなると言われている。今回使用した半導体レーザーの波長 $790\text{ nm}$ は両者の吸光度が比較的低い波長であり、生体での光浸透長が炭酸ガスレーザーで $0.05\text{ mm}$ 、Nd-YAGレーザーで $0.8\text{ mm}$ であること、ならびに、本研究においてはさらに深部にある歯根周囲組織においてレーザー光が測定されたことより、組織浸透度は高いことが確認された。

本研究では、周囲組織を徐々に削除しつつ順に測定した。周囲組織を削除することにより目的とする組織後方からの反射が減衰するため、生体内では実測値よ

りやや大きい値が生じていると考えられた。

本研究で明らかとなった上顎第一臼歯の歯根周囲組織におけるパワー密度の実測値は、ファイバー先端に近い頬側根歯槽骨頂部付近で $110\text{ mW/cm}^2$ と最も大きな値を示し、ファイバーから最も離れた位置にある口蓋根根尖部付近で $44\text{ mW/cm}^2$ と最小の値を示した。

紺<sup>21)</sup>の報告によれば、頭蓋骨に形成した骨欠損部では、半導体レーザー照射による骨組織形成促進作用が10分間の照射で認められた。この時の10分間のレーザー照射によるエネルギー密度を歯根周囲に分布させるために必要な時間を、本研究で明らかとなったパワー密度から換算すると、頬側根歯槽骨頂部では約4分、また、口蓋根根尖部では約10分となった。よって、骨組織形成促進作用がエネルギー密度にのみ依存すると考えると、本研究で用いた照射方法においては頬側からの10分以上の照射か、頬側および舌側からの7分づつの照射が骨改造に対する効果を発揮しうるものと考えられた。

## III. レーザー照射が実験的な歯の移動に及ぼす影響について

### 1. 歯の移動のための装置について

従来の研究において、ラットに矯正力を加えることにより人為的な歯の移動実験を行う場合、Waldo法<sup>38)</sup>がしばしば用いられてきた。しかし、今回の実験においてWaldo法を用いると、レーザー照射により歯の移動量が実験歯と対照歯で異なった場合、その移動距離の変化によって、矯正力を発現しているエラスティクの効力の程度が変わり、実験歯、対照歯に作用する矯正力の大きさが異なることになる。そこで、同一個体の実験歯、対照歯に加わる矯正力の大きさが両歯の移動量が変化しても同一となるように、上顎第一臼歯の舌側に小窩を作成し、U字型に屈曲した直径 $0.014$ インチのナイティノールワイヤーを小窩にはめ込み、相反的な力を作用させた。

本ワイヤーは、他の歯にはまったく接触しないため、完全な相反力のみが作用し、また、大きなたわみを有するワイヤーを用いたことで、実験期間中の矯正力の減衰を可及的に小さくすることができたものと考えられる。本装置による歯の移動様式は傾斜移動であるものの、U字型に屈曲したワイヤーの長さ比べて、移動量が極めて小さいため正中線に対しほぼ垂直な方向への移動が達成されたものと考えられる。さらに、本装置は一本のワイヤーのみを用いているため、非常に簡便で小型であることより、食物摂取等の障害にはならなかったものと考えられる。また、実験終了

時の組織標本において軽度の炎症細胞浸潤を認めたものの、歯髄全体に波及するような炎症症状はまったく生じていなかったことより小窩形成の歯髄への影響はほとんどなかったものと考えられる。

## 2. レーザー照射の全身への影響

歯の移動が促進されたとしても、低出力レーザー照射により全身および口腔領域に有害作用があれば、臨床応用は不可能となる。周囲組織への低出力レーザー照射の有害性については、奈良ら<sup>39)</sup>の報告にみられるように正常細胞には影響がなく、損傷を受けた細胞、未分化な細胞にのみ影響が及ぶといわれている。伊藤ら<sup>40)</sup>はレーザー照射時の皮膚および組織内温度の変化について、Wistar系ラットの背部の皮膚に5mmの距離からレーザーを照射し、サーモグラフを用いて温度変化を測定した結果、100mWでは15分間の照射により温度上昇は認められず、300mW以上で温度上昇が始まったことを明らかにした。さらに、病理組織学的には800mWの照射によりはじめて変化が生じ、1,000mWでは水疱形成、硝子様変性及び炎症性細胞浸潤などを認めたと報告している。

本研究では、30mWのレーザーを用いており、実際にレーザー照射時の頬側粘膜には肉眼的変化がまったく認められなかったことより、レーザーの熱による口腔粘膜への有害作用はないものと考えられた。また、実験期間中はレーザー照射の有無、照射時間の違いによる体重変化の差異は認めなかった。さらに、実験開始時から終了時まですべての実験動物がほぼ直線的な体重増加を示したことより、本実験におけるレーザー照射を含む外的因子による影響はほとんどないことが認められた。以上のことより、レーザー照射を臨床的に応用しても、患者の全身状態に及ぼす影響はほとんどないものと判断でき、今後の歯科矯正領域での臨床応用の可能性が示唆される。

## 3. 歯の移動量の計測方法について

歯の移動量の計測に際しては、上顎歯列の精密印象を採得し、作成した石膏模型上で両側第三臼歯舌側歯頸部歯肉上縁と切歯乳頭部の3点を通る平面を基準平面として設定し、これと垂直な方向から、万能投影器で10倍に拡大し、その透写図を作成した。基準平面を構成する3点を、歯冠上の点に設定した場合には、第一臼歯の移動により基準平面がわずかでも変化しうる可能性があるため、軟組織上の点をもとに設定した。また、万能投影器で拡大し、基準とする3点が同時に焦点のあった位置において、臼歯に焦点を合わせることで、基準平面に対して垂直な方向より見た透写図が正確に作成されたものと考えられる。

歯の移動量については、透写図上で正中線から上顎

第一臼歯中心窩までの距離を移動前後で測定することにより求めた。従来の研究においては、移動歯より離れた位置にある歯からの距離を測定する方法がしばしば用いられてきた。しかし、このような方法では基準となる歯がなんらかの変位を呈する可能性もあり、より不動の基準を設定するために、基準平面とこれにおける正中線を設定し、歯の移動量を計測した。さらに、正中線から対照歯までの距離に対する正中線から実験歯までの距離の比率を求め、各照射群について比較した。これにより、各個体間での移動量の変動が取り除かれ、歯の移動に対するレーザー照射の効果をより明確に判定することが可能となった。

## 4. レーザー照射が歯の移動に及ぼす影響

Mesterら<sup>41)</sup>がレーザーを医学の分野に導入して以来、レーザーの臨床応用に関する様々な研究が行われてきた。レーザーの生体への光化学作用に関しては、創傷治癒促進や疼痛緩和など、主としてその治療効果について多くの報告がなされてきた。また、Mesterら<sup>41)</sup>は低出力レーザーの生体活性効果として、(1)コラーゲン新生の促進、(2)酵素活性の亢進、(3)血管の再生促進、(4)血流の改善、(5)細胞分裂の活発化、(6)生体活性化合物の産生などを挙げている。

富永ら<sup>22)</sup>は、ヘリウムネオンレーザーを口蓋粘膜の創傷および同部の培養線維芽細胞に照射し、その生体活性効果の検討を行った。その結果、口蓋粘膜の創傷治癒に関しては照射後8日目に上皮化の促進が見られ、肉芽組織内に紡錘形の線維芽細胞がより多く出現して創面に配列したことを明らかにした。さらに、口蓋粘膜瘢痕組織由来の線維芽細胞に対して照射24時間後のDNA合成が1.4倍に増加したが、コラーゲン合成能には有意差はなかったことを報告した。また、那須ら<sup>42)</sup>は創傷を加えた舌の基底細胞層に低出力レーザーを照射し、照射1日後にDNA合成が活発になるとともに、分裂期にある細胞の増加も見られたことを示した。車田ら<sup>23)</sup>は、マクロファージと線維芽細胞に低出力レーザーを照射して、その変化を形態学および生化学的に観察した結果、細胞障害の指標となるLDH値はレーザー照射群では対照群での値と比較してマクロファージ、線維芽細胞ともに有意に小さく、グルコース消費率はマクロファージでは有意に低く、線維芽細胞では有意に高いことを明らかにした。細胞数については、マクロファージおよび線維芽細胞ともに有意な差が認められず、形態学的には、マクロファージでレーザー照射群に円形のものが多かったこと、レーザー照射時間はその効果に大きな影響を与えなかったこと、を報告した。庄司<sup>24)</sup>は歯根膜由来の培養細胞に半導体レーザーを照射することにより、出

力、照射時間に対して容量依存性に細胞増殖が抑制されたと報告している。しかし、同時にレーザー照射により、細胞の大きさだけでなく、細胞の形態や核、顆粒などの細胞内構造も変化したことを報告し、さらにその原因として、細胞内カルシウムイオンの増加を挙げ、これが細胞数や細胞形態に影響を与えた可能性を示唆した。

以上のように、軟組織における創傷治癒過程にある細胞について、低出力レーザー照射による細胞数の増加の有無は個々の研究によって異なるものの、細胞分裂能の亢進、細胞内構造の変化、細胞の形態変化などの生化学的特性の変化はいずれの報告においても明らかとなった。

一方、骨組織の修復に関して、中谷ら<sup>26)</sup>は、レーザー照射による ALP 活性の上昇による骨芽細胞分化促進効果を認め、その効果は光刺激作用によることを報告した。松岡ら<sup>17)</sup>は、半導体レーザーをラット抜歯窩に照射し、その骨性治癒過程を検討した結果、非照射群と比較してその骨性治癒過程に若干の差異はあるものの、X線写真による肉眼的所見ならびに骨塩定量に関しては、著しい違いがなかったことを示した。しかし、抜歯後初期の段階で3分、5分照射群において一部の血管の新生、拡張を示す所見と、microradiogramにおける新生骨梁の出現が抜歯窩底部および窩壁部全体から認められ、そのX線不透過性がやや亢進したことを報告した。さらに、中野ら<sup>19)</sup>は、人工歯根用結晶化ガラスをラット大腿骨部に埋植し、半導体レーザーを照射した場合の変化を非照射群と比較した。レーザー非照射群では埋植10日目に、照射群では埋植7日目に試料周囲に多量の幼若新生骨が形成され、新生骨の石灰化もレーザー照射により安定した。埋植8週目には、両群において周囲新生骨の成熟化が見られ、その幅が減少したものの、レーザー照射により成熟の程度がより亢進したと報告した。また、紺<sup>21)</sup>はラット頭蓋骨に人工的に造られた骨欠損に対し、低出力レーザーを10分以上照射することにより骨組織修復過程が促進され、20分以上の照射ではその効果はプラトーに達したことを明らかにした。広瀬<sup>20)</sup>は7週齢のWistar系ラットのpremaxillary sutureの拡大後に、Ga-Al-As半導体レーザーを毎日3分間照射したところ、非照射群と照射群の骨新生は1日目から3日目までは差がなかったが、7日目以降、特に10日目で照射群において明らかな違いが生じたことを示した。

このように、低出力レーザー照射による骨組織の形成においても、細胞分裂能の亢進、周囲毛細血管の増生、酵素活性の変化などの機序により石灰化の促進効果が示された。

一方、歯科矯正治療における歯の移動は圧迫側における歯槽骨の吸収と牽引側における骨新生の繰り返しにより引き起こされる。歯の移動初期には圧迫された歯根膜に硝子様変性帯が出現し、時間の経過とともに変性帯が吸収され新生された幼若な肉芽組織に置換されることが知られている。また、牽引側では伸展された歯根膜線維に沿って新生骨が形成される。すなわち、歯根膜に生ずる応力や歪みにより種々の変形を受けた細胞の修復過程の連続により歯の移動が行われると考えられる。したがって、レーザー照射によりこの過程が促進され、ひいては歯の移動が促進される可能性が示唆される。そこで、かかる点の解明をめざして本研究に着手することとなった。

本研究において、実験期間中の歯の移動量は照射しなかったものに比べ5分以上照射した群で対照歯と実験歯の移動量に有意の差がみられた。また、実験開始時および終了時における正中線から対照歯の距離に対する実験歯の距離の比を求めた結果、実験開始時には有意な差は認められなかったが、実験終了時には照射時間の延長により、実験歯の移動量が大きくなる傾向を認め、15分群および7+7分群は非照射群に対して有意に大きな値を示した。以上の結果より、レーザーのエネルギー密度に応じて歯の移動が促進されていることが示唆された。すなわち、7+7分群と15分群の歯根周囲のレーザーのエネルギー密度はパワー密度と時間の積であることより、7+7分群の頰側根歯頸部では76J/cm<sup>2</sup>、舌側根根尖部では57J/cm<sup>2</sup>であり、15分群の頰側根歯頸部では99J/cm<sup>2</sup>、舌側根根尖部では40J/cm<sup>2</sup>であった。このエネルギー密度は、紺<sup>21)</sup>の報告した骨組織修復促進作用に必要なエネルギー密度にはほぼ一致する値であった。また、15分群より7+7分群で移動量が大きい傾向を示したことは、エネルギー密度測定結果より、歯根周囲におけるエネルギー密度が均一になるように照射した方が歯の移動をより促進することが明らかにされた。

また、歯の移動量により明らかとなったレーザーの歯の移動促進効果を組織学的に検討したところ、移動開始後1日目においては歯根膜の圧迫側および牽引側の所見には両群に明らかな差異は認められなかった。しかし、移動開始5日目では、実験歯の圧迫側で硝子様変性帯周囲に著明な血管の増生、拡大がみられた。移動開始後9日目の圧迫側歯根膜をみると、対照歯では歯槽骨の穿下性に吸収が開始していたものの、硝子様変性帯の吸収は完了していなかった。一方、照射側の歯槽骨では硝子様変性帯の吸収が進み、骨改造の進展をうかがわせる所見が認められた。また、実験歯の牽引側では、対照歯のそれに比べ、伸長された歯根膜

線維に沿って新生骨がより多く形成され、かつその骨表面の凹凸が著明であった。

Rygh<sup>43-45)</sup> は本実験系と同様に、ラット第一臼歯に約 10 g の頬側への矯正力を作用させ、硝子様変性の出現時期とその推移について詳細に検討した。これによると、移動開始後 6～12 時間で圧迫側歯根膜に硝子様変性が出現し、5～7 日で変性帯周囲より細胞増殖および血管新生が生じることにより、これが徐々に吸収され、14 日目では変性組織がほとんど吸収されていたと述べている。

本研究では 9 日目の対照歯では変性帯の吸収像が観察されたが、実験歯では血管新生や硝子様変性の吸収が対照歯より著しく、Rygh<sup>43-45)</sup> の報告の 14 日目に相当する組織像が認められた。

Davidovitch ら<sup>9,10)</sup> は微小電流を歯槽骨に加えることにより、歯の移動量が促進されたと報告した。また、この際の組織変化として、圧迫側に出現した硝子様変性帯が早期に吸収されたことと、牽引側に形成された新生骨表面の凹凸が著明であったことを挙げた。本研究で明らかとなった実験群における組織学的所見がこれに極めて類似していることより、レーザー照射により骨改造が促進した結果、歯の移動量の増加が惹起されたものと考えられた。

さらに、低出力レーザー照射により、歯科矯正治療中の歯の痛みが軽減するという報告<sup>46)</sup> もあり、本研究結果より、歯科矯正臨床において低出力レーザーを照射することにより、すでに明らかにされたごとく全身および局所への有害作用を惹起することなく、疼痛を緩和しながら歯の移動を促進することの可能性が示唆され、今後の歯科矯正臨床への応用の道が開けたものと考えられる。

## ま と め

1. 低出力レーザー用パワー密度測定器を試作し、測定器の精度を検討した。その結果、本測定器は半導体レーザーの組織内の微小部分のパワー密度を平均誤差 2.1%、最大誤差 9.3% という十分な精度で測定することが確認された。

2. 半導体レーザーの照射時間を長くし、歯根周囲のエネルギー密度を増すことにより、歯の移動が促進されることが明らかとなった。また、歯の移動を促進するエネルギー密度は、試作したパワー密度測定器で測定した結果、40 J/cm<sup>2</sup> 以上であった。さらに、歯根周囲のエネルギー密度が均一になるように照射した方が、歯の移動がより促進されることが明らかとなった。

3. レーザー照射の歯の移動促進効果は、圧迫側に

おいて血管の新生、拡張により硝子様変性帯の吸収が促進され、牽引側において類骨および新生骨の形成が促進されることによりもたらされた結果と考えられた。

## 謝 辞

稿を終えるにあたり、終始御懇切なる御指導と御校閲を賜った、広島大学山内和夫名誉教授ならびに広島大学歯学部歯科矯正学講座丹根一夫教授に深甚なる謝意を表すとともに、貴重な御助言、御校閲を賜った同学部小児歯科学講座長坂信夫教授、ならびに同学部歯科保存学第一講座新谷英章教授に深謝致します。

また、レーザーおよびフォトセンサーの御提供および測定器の製作に関する御助言を賜った(株)モリタ製作所レーザー開発部藤村芳三郎様はじめレーザー開発部の各位、(株)京都セミコンダクター社古市修平様に深謝致します。

さらに、本研究を進めるにあたり、全面的御支援をいただきました本学歯科矯正学講座の教室員各位、ならびに関係各位に心から感謝致します。

## 文 献

- 1) Burstone, C.J.: The biophysics of bone remodeling during orthodontics -optimal force considerations; in *The Biology of Tooth Movement* (Norton, L.A. and Burstone, C.J. editors). CRC Press Inc., Boca Raton, 321-333, 1989.
- 2) Smith, R.J. and Burstone, C.J.: Mechanics of tooth movement. *Am. J. Orthod.* 85, 294-307, 1984.
- 3) Reitan, K.: Effects of force magnitude and direction of tooth movement on different alveolar bone types. *Angle Orthod.* 34, 244-255, 1964.
- 4) Rygh, P. and Moyers, R.E.: Force systems and tissue responses to forces in orthodontics and facial orthopedics; in *Handbook of Orthodontics* (Moyers, R.E. editor), ed. 4, Year Book Medical Publishers, Inc., Chicago, 306-331, 1988.
- 5) Sandy, J.R. and Harris, M.: Prostaglandins and tooth movement. *Eur. J. Orthod.* 6, 175-182, 1984.
- 6) Yamasaki, K., Miura, F. and Suda, T.: Prostaglandin as a mediator of bone resorption induced by experimental tooth movement in rats. *J. Dent. Res.* 59, 1635-1642, 1980.
- 7) Yamasaki, K., Shibata, Y. and Fukuhara, T.: The effect of prostaglandins on experimental tooth movement in monkeys (*Macaca fuscata*). *J. Dent. Res.* 61, 1444-1446, 1982.
- 8) Yamasaki, K., Shibata, Y., Imai, S., Tani, Y., Shibasaki, Y. and Fukuhara, T.: Clinical applica-

- tion of prostaglandin E<sub>1</sub> (PGE<sub>1</sub>) upon orthodontic tooth movement. *Am. J. Orthod.* 85, 508-518, 1984.
- 9) Davidovitch, Z., Finkelson, M.D., Steigman, S., Shanfeld, J.L., Montgomery, P.C. and Korostoff, E.: Electric currents, bone remodeling, and orthodontic tooth movement. I. The effect of electric currents on periodontal cyclic nucleotides. *Am. J. Orthod.* 77, 14-32, 1980.
  - 10) Davidovitch, Z., Finkelson, M.D., Steigman, S., Shanfeld, J.L., Montgomery, P.C. and Korostoff, E.: Electric currents, bone remodeling, and orthodontic tooth movement. II. Increase in rate of tooth movement and periodontal cyclic nucleotide levels by combined force and electric current. *Am. J. Orthod.* 77, 33-47, 1980.
  - 11) Colacicco, G. and Pilla, A.A.: Electromagnetic modulation of biological processes: influence of culture media and significance of methodology in the Ca uptake by embryonal chick tibia in vitro. *Calcif. Tissue Int.* 36, 167-174, 1984.
  - 12) Ozawa, H., Abe, E., Shibasaki, Y., Fukuhara, T. and Suda, T.: Electric fields stimulate DNA synthesis of mouse osteoblast-like cells (MC3T3-E1) by a mechanism involving calcium ions. *J. Cell Physiol.* 183, 477-483, 1989.
  - 13) 金子一郎, 高橋和秀, 伊達宗宏, 深田栄一: パルス電磁場刺激による培養細胞の増殖促進効果. *結合組織* 18, 106-109, 1988.
  - 14) 小牧憲明, 鈴木弘之: パルス電磁場がヒト由来骨芽細胞様細胞に及ぼす影響に関する研究. *日矯歯誌* 52, 133-142, 1993.
  - 15) Nagasawa, A., Kato, K. and Yamamoto, H.: Experimental study on the histological changes in pulp of rat with exposure to argon laser. *日レーザー医学会誌* 4, 269-270, 1984.
  - 16) 長澤明範, 山本 肇, 茅野照雄, 加藤一, 大城俊夫: レーザー照射に伴う歯髓の反応性変化とその基礎的検討について. *日レーザー医学会誌* 5, 413-416, 1985.
  - 17) 松岡嘉生, 那須優則, 柴田聡彦, 代居 敬, 古本啓一: ラット抜歯窩治癒過程に及ぼす低出力レーザーの影響. *日レーザー歯学会誌* 1, 21-22, 1990.
  - 18) 本村喜代二: アルゴンダイレーザーの骨折治癒に及ぼす影響. *日レーザー医学会誌* 6, 171-174, 1986.
  - 19) 中野雅昭, 大山喬史, 茅野照雄, 山本 肇: ラット大腿骨部における人工歯根用結晶化ガラスの埋植状態に及ぼすレーザー照射の影響について. *日レーザー歯学会誌* 1, 11-12, 1990.
  - 20) 広瀬 豊: 半導体レーザー照射が側方拡大中のpremaxillary suture に及ぼす影響. *岐歯学誌* 15, 32-47, 1988.
  - 21) 紺 健一: 低出力レーザー照射による骨組織形成促進作用に関する実験的研究—とくに照射期間および照射時間による影響について—. *日レーザー歯学会誌* 3, 35-44, 1992.
  - 22) 富永礼司, 黒田敬之, 山本 肇: 培養線維芽細胞に対するヘリウムネオンレーザー照射の影響について. *日レーザー歯学会誌* 1, 20-21, 1990.
  - 23) 車田文雄, 野中修一, 森川公博, 渡貫 健: Ga-As 半導体レーザーに関する実験的研究—培養線維芽細胞及びマクロファージに及ぼす影響について—. *日レーザー歯学会誌* 1, 25-26, 1990.
  - 24) 庄司 茂: レーザー照射による細胞増殖抑制の作用機序. *日レーザー歯学会誌* 4, 102-103, 1993.
  - 25) 山田恵子: He-Ne レーザーの骨芽細胞における硬組織形成促進効果の機序について. *日レーザー歯学会誌* 4, 101-102, 1993.
  - 26) 中谷善範, 比留間信行, 木下文夫, 藤田訓也: 低出力レーザーの光刺激作用についての検討. *日レーザー歯学会誌* 1, 22, 1990.
  - 27) 松本敏明, 大浦武彦, 皆川英彦, 齊川雅久, 藤居 仁, 朝倉利光: 皮膚表在性疾患のレーザー治療におけるパワー密度の測定とその意義—新しい Laser Power Meter の試作—. *日レーザー医学会誌* 3, 385-390, 1982.
  - 28) 前田三男: レーザー光の概念; レーザー歯学 (森岡俊夫編), 医歯薬出版, 東京, 1-18, 1986.
  - 29) 成田令博: 低出力レーザーの口腔領域への応用; レーザー歯学 (森岡俊夫編), 医歯薬出版, 東京, 192-202, 1986.
  - 30) 久保宇市: レーザーの種類; 医用レーザー入門, オーム社, 東京, 33-62, 1985.
  - 31) 久保宇市: 光と生体; 医用レーザー入門, オーム社, 東京, 63-80, 1985.
  - 32) 渥美和彦: レーザー光の生体への影響; レーザー歯学 (森岡俊夫編), 医歯薬出版, 東京, 39-52, 1986.
  - 33) 藤居 仁, 朝倉利光, 金子貞男, 阿部 弘: 穿刺法と組織内光強度分布. *日レーザー医学会誌* 5, 179-184, 1985.
  - 34) 渡辺治爾, 中村幸生, 若林 始, 松本光吉: レーザーの組織透過性について—He-Ne レーザーの歯質透過性—. *日レーザー歯学会誌* 1, 26, 1990.
  - 35) 本田辰篤: 出力の測定; 新版レーザーハンドブック (矢島達夫, 霜田光一, 稲場文男, 難波進編), 朝倉書店, 東京, 258-263, 1989.
  - 36) 井上武海, 遠藤道幸: レーザー出力測定の実際 (2). *O plus E* 63, 69-77, 1985.
  - 37) 平井紀光: 実用レーザー技術. 共立出版, 東京, 122-141, 1987.
  - 38) Waldo, C.M. and Rothblatt, J.M.: Histologic response to tooth movement in the laboratory rat: procedure and preliminary observation. *J. Dent. Res.* 33, 481-486, 1954.
  - 39) 奈良美夫, 岡本勇人, 岩瀬達雄, 森 洋一, 森岡俊夫: In vitro における He-Ne レーザー照射によるリンパ球幼若化の促進について. *日レ*

- ザ-歯会誌 1, 9-10, 1990.
- 40) 伊藤暖果, 各務和宏, 吉田憲司, 深谷昌彦: 低出力レーザーの生体に及ぼす影響について—照射出力の検討—. 日レーザー歯会誌 1, 27-28, 1990.
- 41) Mester, E., Spiry, T., Szende, B. and Tota, J.G.: Effect of lower rays on wound healing. *Am. J. Surg.* 122, 532-535, 1971.
- 42) 那須優則, 松岡嘉生, 代居 敬, 古本啓一: 舌の創傷治癒過程に及ぼす低出力レーザーの影響についての実験的研究. 日レーザー歯会誌 1, 23, 1990.
- 43) Rygh, P.: Ultrastructural cellular reactions in pressure zones of rat molar periodontium incident to orthodontic tooth movement. *Acta Odontol. Scand.* 30, 575-593, 1972.
- 44) Rygh, P.: Ultrastructural changes in tension zones of rat molar periodontium incident to orthodontic tooth movement. *Am. J. Orthod.* 70, 269-281, 1976.
- 45) Rygh, P.: Elimination of hyalinized periodontal tissues associated with orthodontic tooth movement. *Scand. J. Dent. Res.* 82, 57-73, 1974.
- 46) 高橋洋樹, 吉田哲也, 杉山聡美, 中川路健司, 坂本輝雄, 野嶋邦彦, 原崎守弘, 一色泰成, 瀬端正之: 矯正治療における歯痛軽減のためのレーザー照射についての研究. 日矯歯誌 51, 267, 1992.