レーザー治療に有用な各種の 機器並びにシステムの開発

Development of Useful Equipments and Systems for Laser Therapy

長 沢 明 範

Akinori NAGASAWA

東京都立広尾病院

Metropolitan Hiroo General Hospital, Tokyo

ABSTRACT

Technical development is essential to success and to advance in clinical application of lasers. The author has made an effort to the development of the instruments and the systems being useful for the clinical application of lasers. The main workes are as follows:

- 1) Special thermocouples for the exact temperature measurement of lased tissues and checking system for the thermal effect of lasers on tissue.
- 2) Functional laser irradiators
 - (1) Irradiation beam direction variable laser handpiece.
 - (2) Irradiation beam angle variable laser handpiece.
- 3) Fiber to fiber connector
- 4) Laser irradiation system with following a moving target.
- 5) Imaging system for near-infrared laser distribution on the lased tissue.
- 6) Others:
Body protector in laser surgery, Laser probes for a dental root canal in endodontics and a new examination systems for dental caries by photo-thermal reaction to laser irradiation.

はじめに

レーザーの臨床的応用の成功と発展には機器の開発が必要不可欠である。著者はレーザーの臨床応用に有用な機器やシステムの開発に携わってきた。

1. レーザーの組織への熱効果の検討システム^{1), 2)}

レーザーの治療応用においてもっと重要な検討課題は、レーザー光の組織作用を正確に把握することである。レーザーの組織作用特性は組織の光吸収で等価的に検討し得る場合が多く、レーザーの組織へ及ぼす熱効果の検討、即ち温度計測はレーザーの組織作用を検討する際の理想的な手段であるがこれにも難点がある。レーザー照射組織の温度計測を行なう場合、レーザー光の感温センサーにたいする直接的な影響のあるときは、正確な組織温度が指示されないことがある。そこで著者は直接光の影響をカットするため、使用するレーザーの波長に対して可及的に高い反射率をもつ物質で感温部表面をコーティングする方法を考案した。図1は各種のコーティングを施した熱電対で YAGレーザーを照射したレバーの同一部を測定したときの各熱電対の温度指示値を示したもので、YAGレーザーに対して最高の反射率をもつ金でメッキをした熱電対の指示値 (G) が、同レーザーの波長の影響を受けない放射温度計 (作動帯域 $7 \sim 11 \mu\text{m}$) の示す温度指示値 (I)、即ち組織の真温度にもつとも近似している。図2は著者のレーザー照射組織温度計測システムで、表面温度計測には放射温度計を組織内温度計測には上記の熱電対を用い、POC機構を備えた多ペンレコーダーに同時軸記録を行なう。

2. 近赤外レーザー組織分布映像システム

レーザー光の組織分布を把握することはレーザー治療の効果や安全性の検討に不可

欠である。著者は、CCD撮像素子が近赤外光に感受特性をもつことに注目して、これに応用した近赤外レーザー光の組織分布のイメージングを研究している。CCDの近赤外光感度は高いため、mWレベルの半導体レーザー光も容易に観察できるが、Wレベルの YAGレーザーの場合は光強度が強過ぎるため、その映像は過飽和状態になり易く、絞り調節による入射光強度の制御が重要なテクニックとなる。本法の特徴は対象の可視像と近赤外レーザーを重ね合わせて同時に映像できるために、レーザー光の分布の対象上での部位の対応が正確に行えることである。図3は上顎中切歯の根管治療において、YAGレーザーをファイバースコープで根管内へ照射したときの唇側面部の CCD映像でありレーザー光は散乱して、治療目的歯の周辺組織へ広範囲に分布していることがわかる。このように本法は近赤外レーザー光組織分布のモニターに応用することが可能で、臨床上利用価値が高い。

なお、CCD カメラは近赤外光強度分解能をもつことが実験的に確認され、近赤外レーザーインテンシティグラフの開発を進めている。図4はその試験データの1例で、波長 $0.79 \mu\text{m}$ 、出力 20mW の半導体レーザーを手背部へ照射したときの光強度分布を階調表示したものである。³⁾

3. 機能的レーザー照射システム⁴⁾

1) 照射方向可変式レーザー照射システム

レーザー光は指向性がよい狭小な体腔内においてあらゆる治療対象面に任意の方向から自由にこれを照射することは困難である。そこで著者はハンドピースの先端に回転反射鏡を設け、主光軸の変向角度を自由に調節することによって、レーザー照射光軸の角度を任意に変えることのできる照射方向可変式レーザー照射システムを考案した (図5-A)。この場合、反射損失に伴う反射鏡面での熱発生が問題となるが、

高反射率多層膜コーティングを施したガラスミラーを用いることによって、この問題を解決した。図5-Bは照射方向可変式レーザーハンドピースの実用機（モリタ製作所）である。

2) 照射野可変式レーザー照射システム

本器は体腔内のように狭小な手術野内においてもレーザー光の照射野と同時に光強度を任意に可変することのできるレーザー照射システムである。これは図6-Aに示すようにハンドピースの集光レンズにズームレンズを用い、その焦点距離を変えることによって照射レーザー光のビーム開き角度を可変するものである。この場合、ズームリングをしても照射ビームの焦点が一定位置にある方が使用上有利であるので、光学カメラにおけるズームレンズの映像面側をレーザーハンドピースの照射側に設定する。図6-Bは照射野可変式レーザーハンドピースの実用機（モリタ製作所）である。

4. ファイバー対ファイバーコネクタ⁵⁾

レーザー治療の用途が拡大するにつれて治療用プローブの種類も多くなり、それらをレーザー装置と容易に着脱、交換する方法が重要な課題である。著者は各用途の治療用プローブの入力側ファイバー端面とを接続するコネクタを開発した（図7）本コネクタの構造は、レーザー装置の出力ファイバーの出力端部と治療用プローブの入力端部とをコネクタの両端より挿入しコネクタ内のセルホックマイクロレンズ（口径1mm、長さ3mm）を挟んで、3者の光軸が一致するように締めつけ金具で圧着固定するが、防塵用ガスの流れを配慮して僅かな空隙を設けてある。マイクロレンズの目的は、レーザー光の伝導損失を抑制するために出力側のレーザービームを入力側のファイバー端面へ集光して入光するものである。マイクロレンズの両端面は反射防止コートが施されており、反射による伝送

損失を抑制するよう配慮されている。レーザー伝送効率は約75%の結果を得ている。

5. ターゲット自動追尾式レーザー照射システム⁶⁾

長時間に及ぶレーザー照射や乳幼児などに追尾して照射を行なうシステムを考案した。図8-Aは本システムの構成を示す。①まずレーザー照射対象をCCD TVカメラで撮影し、②その映像信号を用いて位置信号検出部（ビデオトラッカーを利用）で運動するレーザー照射対象上の指定点（輝点）の映像フレーム内での位置を時々刻々デジタル出力し、③この輝点の位置情報に基づいて、レーザー照射ターゲットの位置移動（変位）を追尾する信号をコンピュータ制御部で作り出し、④X-Yコントローラ部でこの追尾信号によってレーザー照射器を保持したX-Yステージを作動させることにより、照射ターゲットの動きに追従しながらレーザーをこれへ照射するものである。図8-Bは手背に黒色の補助ターゲットを貼布し、レーザー照射ターゲットを第2指と第3指の指間部に設定し、手をA-Dへ移動したとき、ビデオトラッカーの窓が補助ターゲットを追尾しつつ照射を続けていることがわかる。

6. レーザーを応用したむし歯検出法⁷⁾

著者はNd:YAGレーザー光に対する健全歯質とウ蝕歯質の光学特性差を利用してウ蝕の検出を検討している。

本法ではX線診断で発見不可能な初期齲蝕も検出できた。

参考文献

- 1) 長野明範：日医レ，3(1)：195, 1982
- 2) 加藤一一：JJME，21(Sp), 309, 1983
- 3) 長沢明範：BMTH，6(1)：12, 1986
- 4) 長沢明範：日医レ，5(3)：387, 1985
- 5) 加藤一一：医器学，57(Sp)：30, 1987

6) 長沢明範 : 医器学, 56 (Sp) : 32, 1986

7) 長沢明範 : BMTH, 7 (1) : 199, 1987

図 1

図 2

図 3

図 4

図 7

A

B

図 5

A

B

図 6

A

図 8