レーザー技術ノート

マルチスポットレーザー光凝固装置の試作

藤 居 仁*・朝 倉 利 光*・辻 寿 彦*・松 本 敏 明**・大 浦 武 彦**

(1982年2月1日 受理)

Multispot Laser Photocoagulation System

Hitoshi FUJII*, Toshimitsu ASAKURA*, Toshihiko TSUJI*,
Toshiaki MATSUMOTO** and Takehiko OHURA**

(Received February 1, 1982)

1. はじめに

近年、医学の諸分野で、レーザー光を用いた基礎および臨床研究が活発に進められている^{1)~3)}。特に外科手術においては、CO₂、YAGレーザー等の熱作用を利用した無血手術が、早くから話題になり、最近では、ガンの診断と治療、レーザー内視鏡等が注目を集めている⁴⁾。形成外科の分野においては、単純性血管腫 Port Wine Stain (俗称、赤アザ)の治療法として、高出力アルゴンレーザー光の照射が有効であることが示されて以来⁵⁾、レーザーの最も効果的な利用の一つとして、米国、西独、日本などを中心に、数多くの臨床例が報告されている。Fig. 1は、下肢における血管腫の一つの例であるが、正常組織にくらべ、毛細血管の層が厚く形成されているために、その部分が赤いアザになって見える。これに対して、数Wのアルゴンレーザー光を、一本の光ファイバーを通して照射し、血管腫を構成する毛細血管の層に、選択的に吸収させて、これを熱凝固破壊しようとするものである。こ

の新しい方法は、従来の切除縫合、植皮等の外科的手術法や、放射線療法と比較して、皮膚表面の性状を変えずに、アザの色調のみを消退させる安全かつ確実な方法として有望視されて

Fig. 1 Port wine stain on lower leg.

* 北海道大学応用電気研究所 (〒060 札幌市北区北12条西6丁目)

** 北海道大学医学部形成外科 (〒060 札幌市北区北15条西7丁目)

* Research Institute of Applied Electricity, Hokkaido University (Sapporo, Hokkaido 060)

** Department of Plastic Surgery, School of Medicine, Hokkaido University (Sapporo, Hokkaido 060)

いる。

現在普及しつつある、このレーザー光凝固装置による治療法の問題点は、まずレーザースポットの有効径が、せいぜい数ミリにすぎず、患部の面積に比較して小さ過ぎることである。Fig. 1のような広範囲の血管腫に際しては、何百回となく照射を繰返すことになり、膨大な治療時間を必要とする。その理由は、血管腫に熱凝固が起るためには、ある閾値以上の光量が短時間に集中する必要がある、単純にスポット径と照射時間を大きくしても、良い効果が得られないからである。また実際の手術においては、スポットの重ね合わせが一樣にならず、個々の点としては有効であっても、全体としては色むらが生じやすい点も指摘されている。このために、ファイバー出力端を機械で保持し、皮膚面上で走査する方法が試みられてきたが、皮膚の曲率の複雑な空間的変化や、また患者の動きによる時間的変化に十分対応するためには、かなり精巧な制御を必要とし、まだ十分には実用に至っていない。

このような現状の中で、著者らは最近、短時間のうちに、広い患部にわたってレーザー光を照射しうような光ファイバー束走査装置を試作し、照射パターンの均一化に向けての基礎的な実験を行なった⁶⁻⁹⁾。現在もお改良中であるが、以下にこのシステムの現状について報告する。

2. 光ファイバー束走査系

本研究で試作したレーザー光照射装置の概略図をFig. 2に示した。点線内は、北大病院形成外科で既に使用されている、Fig. 3のレーザー光凝固装置 (Photocoagulator 770-10, Spectra Physics 社) の内部を表わしている。2本のアルゴンレーザービームを、平両鏡 M_1 , M_2 によって近接させ、レンズ L を介してファイバーに導入する。ファイバー束は、石英系GIファイバー (径400 μm , 藤倉電線) を7本束ね、入力端では、これにレーザーのパワー測定用を一本加えて、直線的に配列させる。入力端は自動ステージに取付けられ、レンズ L の焦点面で走査

Fig. 2 Schematic diagram of multispot photo-coagulation system.

Fig. 3 Photocoagulator Model 770-10 (Spectra Physics).

される。ステージは、ステップモーターで駆動され、小型のワンボードマイクロコンピュータ (VSC-MINI, 吉喜工業) によるプログラム制御が行なわれている。出力端は図のように六方稠密に配列され、入力端の走査によって、レーザー光が各スポットに向かって次々に放射される。

システムを始動すると、ステージがリセット位置から、一番端のファイバーにビームが入る位置まで移動する。この状態でフートスイッチを一段目まで踏むと、シャッターが開き、低出

力のレーザー光（ガイド光，Aiming Beam）が，出力面の中心スポットに向けて放射される。これを用いて，アザの一部にビームの照準を合わせる。次にフットスイッチを二段目まで踏込むと，レーザーが高出力に励起され（Treatment Beam），中心スポットに光凝固が始まる。一定の時間（約0.2秒）が経過すると，ステージが移動して2番目のファイバーをレーザーが通過し，外側の一つのスポットに向かって放射される。以下次々に，高出力レーザーが各ファイバーを通り，7個のスポットに全部放射された後，最後のモニター用のファイバーを通して，パワーメーターに出力が指示される。フットスイッチから足をはなすと，レーザーが低出力となり，ステージが元の位置まで後退し，再び中心スポットにガイド光が出て，待機状態となる。このようにして従来通り，術者は出力端部（マニピュレーター）を手で保持し，ビームの照準合わせと，フットスイッチの操作を繰返しながら，従来より7倍近い，広いスポット面積をもって，レーザー光照射を続けることができる。またこの走査系では，中心スポットに照射した後，入力端を逆方向に進めることによって，レーザー光を患部から遮断できるようにしてある（シングルスポットモード）。これは従来の一つのスポット照射と等価であり，アザの周辺部や，色むらの細かい処理に必要となる。本体に組込まれている照射時間の制御系（Fig.3のパネル面）に手を加えずに操作できるように，便宜的にこのような走査方法を取っているが，別にシャッターを設けてもよい。

Fig.4は，試作したファイバー束走査装置の写真である。右側にあるのが，入力端部で，小型の自動ステージに取付けられている。長さ6mのファイバー束の先端部にある，マニピュレーターが左側に見える。出力端では，ファイバー束部の間隔を固定したまま，内部に設けたスリーブの位置を変えることによって，ファイバー束の開き角を変え，放射スポットの間隔を調節できるようにしてある。この調節は，後述するように，7個のスポットの重ね合わせを最適

Fig.4 Fiber bundle scanner.

Fig.5 Controller of scanning stage using one-board microcomputer.

にするために重要となる。

Fig.5は，走査系をプログラム制御するために構成した電気系で，マイクロコンピューター，ステップモーターの駆動回路，電源からなっている。パネル面には，モード（マルチスポット/シングルスポット）と，照射時間（0.14～0.28秒）を指定するスイッチが見える。

3. マルチスポットの強度分布

ファイバー束の出力端から次々に出射されたレーザービームは，伝搬するにしたがって，相互に重なり合い，一つの露光パターンを作る。Fig.6はその例で，左端の列(a)はシングルスポットモードの時の強度分布を表わし，(b)，(c)はマルチスポットモードの場合である。(b)と(c)の

Fig. 6 Spot pattern at various distances.

違いは、前節で述べたように、出射端におけるファイバー束の開き角を変え、観測面でのスポットの間隔を変えたものである。行(1)―(3)は、伝搬距離の増加によるスポット径の変化を示している。(2, b)や(2, c)が、(3, b)などよりも臨床実験で良い結果になっていたが、これはあまりスポットが重なり過ぎると、その部分は比較的弱いレーザー照射を何度も受けることになり、深部にまで損傷が及ぶからである。

Fig. 7は、スポットの強度分布を実験室内で測定した例である。(a)がシングルスポット、

Fig. 7 Intensity distribution of spot patterns.
(a) single spot, (b1) multispot and (b2)
multispot with less overlap of spots.

(b1), (b2)がマルチスポットで、(b2)は(b1)より重なり合いを小さくした場合である。これらは、テレビカメラ(C-1000, 浜松テレビ)からの画像をデジタル化し、特に(b1), (b2)では、各スポットの強度分布をメモリー上で加算した上で、矢印の部分の断面をプロットしている。(b2)では、ピークが分離しており、全体的にかなり変動しているが、実際に皮膚に照射してみると、(b1), (b2)の間であまり顕著な差は見られなかった。その理由は、次のように考えられる。Fig. 7における強度分布は、ファイバーを振動させ、モードミキシングを行なって平均化したものをプロットしているが、実際の強度は、レーザー光が一本の場合、左側の写真のように、かなりランダムなスペckル状となっている。Fig. 2のように、実際の光凝固装置では、光源に2本のレーザーを使用しており、ノイズ成分は減少するが、それでも得られる照射パターンの強度分布に、かなり強いスペckル変動が残る。したがって、各スポットの中心においても、また周辺部の重なり合っている部分においても、光の強い所、弱い所がランダムに生じることになる。その意味では、Fig. 7 (b2)程度の変動は無視できる。さらに、受光側の皮膚の細胞や、毛細血管の分布のミクロなゆらぎをも考慮に入れるならば、その熱作用が、空間的に均一になるはずがない。それにもかかわらず、臨床において一様な治療効果があるように見えるのは、血管腫手術が対象としているのは、毛細血管そのものではなく、そこにある血液の流れであり、これを止めることは、確率的にみて可能だからである。

Fig. 8は、下肢における血管腫に対して、本装置によるレーザー光照射を試みたものである。左側中央部がマルチスポットで、右側下部がシングルスポットで照射している。重要なことは、シングルでは、十数分の時間を要しているのに対して、マルチで行なうと、数分以内で終了することである。

本装置で使用しているファイバー束は、まだ出射端におけるレーザーの発散角が、各ファイ

Fig.8 Clinical test of multispot irradiation to port wine stain on lower leg of 6 years old girl.

バーで10%程度異っており、皮膚面との距離が大きくなると、特定のスポットの強度が早く減衰し、結果的に照射むらを起すことがある。この点については、ファイバーの特性が改善されるのを待たなければならない。現在は、便宜的にいくつかのファイバーについて、照射時間を多少延長することで補っている。しかし生体に及ぼす効果という点では、レーザーのエネルギー密度、照射時間などは、重要な要素であり、一様になることが望ましい。単純性血管腫といっても、部位によって性状は大きく異っており、個々のケースについて、レーザーの最適照射条件を決定する、簡便な測定手段の発見が、現在急がれている。

レーザーの医学への応用は、まだ緒についたばかりであるが、マスコミなどを通して、その効果ばかりが宣伝されすぎている傾向にある。実際の手術においては、未だ手さぐりの状態であり、定量的な検討が今後ますます重要となるであろう。

最後に、本研究を進めるにあたり、医用ファイバー束を開発、提供していただいた藤倉電線(株)通信技術開発部の辻川昭氏、福田長氏に心より感謝の意を表します。

参 考 文 献

- 1) 日本レーザー医学会誌, 1, No.1
- 2) レーザーの臨床(渥美和彦編)メディカルプランニング社(1981)
- 3) *The Biomedical Laser* (Ed. L. Goldman, Springer-Verlag, New York, 1981)
- 4) *Laser-Tokyo '81 - Transaction of The 4th Congress of the International Society for Laser Surgery* (Ed. K. Atsumi and N. Nimsakul, Japan Society for Laser Medicine, Tokyo, 1981)
- 5) L. Goldman, R. Dreffer, R. J. Rockwell, E. Perry : *J. Dermatol. Surg.* 2 (1976) 385.
- 6) H. Fujii, T. Asakura, T. Matsumoto, T. Ohura : *Opt. Laser Tech.* 14 (1982) 39.
- 7) H. Fujii, T. Asakura, T. Matsumoto, T. Ohura : 参考文献4
- 8) T. Matsumoto, T. Ohura, T. Asakura, H. Fujii : 参考文献4
- 9) 松本, 大浦, 皆川, 齊川, 藤居, 朝倉: 日形会誌, 1 (1981) 562.