高出力パルスレーザー光の光ファイバー透過特性

High Powered Laser Pulse Transmittance in Optical Fiber

○平野 達*, 宮本末雄*, 本間 厚*, 加藤治文**

會沢勝夫**, 山下幹雄***, 佐藤卓蔵***

○Toru Hirano*, Sueo Miyaki*, Atsushi Honma*, Harubumi Kato**, Katsuo Aizawa**, Mikio Yamashita***, Takuzo Sato***

浜松ホトニクス㈱*, 東京医大**, 電総研***

Hamamatsu Photonics*, Tokyo Medical College**,

Electrotechnical Laboratory***

ABSTRACT

An excimer laser pumped dye laser system is used for fluorescence photoradiation or photodynamic therapy using HpD which has an affinity for cancer. In this system high powered laser pulse must transmit through an optical fiber to obtain good results of cancer treatment. Quartz fiber of 400 μm core diameter could transmit 600 kw laser pulse ($\lambda = 620 \text{ nm}$) without damage.

1. HpD とエキシマ・色素レーザーによるガンの診断・治療

HpD とレーザー光を用いるガンの診断・治療に於いて、診断用のクリプトン・レーザー（波長 $\lambda = 405 \text{ nm}$ ）、治療用のアルゴン・色素レーザー（ $\lambda = 620 \text{ nm}$ ）、の代りにエキシマ・色素レーザーを用いる事が出来る¹⁾。この場合には診断、治療のそれぞれに適した色素を用いることにより、レーザー装置は共通に使うことが出来る。このレーザ

ー方式の特長は 1) レーザーが小型で消費電力が少い、2) 低価格、3) 高出力パルス光（ピーク出力約 1 MW）による深い部位迄の光化学反応治療が期待出来ること等にある。図 1 にこのレーザー方式を用いたガンの診断・治療実験装置のブロック図を示す²⁾。

エキシマ・レーザー（ $\lambda = 308 \text{ nm}$, 最大エネルギー 50 mJ/パルス）の励起によって得られる診断用レーザーには DPS 色素のジオキサン飽和溶液が用いられ、エネルギー変換効率 η は最大 38% が

図1 ガン診断・治療の実験装置

得られている。治療光としてはローダミンB色素のエチルアルコール溶液を $2 \times 10^{-3} \text{ M/l}$ 濃度で使用し、 η は最大26%が得られる。色素溶液はパルス繰返し特性を良くするためにセルと溶液溜めの間をステンレス鋼製のポンプで循環されている。図2はこれらのレーザー光の分光スペクトルを示すもので、DPS色素は中心波長 $\lambda_0 = 406.9 \text{ nm}$ 、半値波長幅 $\Delta\lambda = 11.1 \text{ nm}$ 、ローダミンB色素は $\lambda_0 = 624.0 \text{ nm}$ 、 $\Delta\lambda = 12.9 \text{ nm}$ となる。レーザー共振器にグレーティング等の分散素子を用いていないので、両者共波長幅の広いレーザー光となっているが、本実験の目的には差し支えはない。また中心波長は厳密には 405 nm 、 620 nm と異なるが、この程度の違いは実用上問題にはならない。

診断時には、あらかじめHpDを取り込ませた組織に、 405 nm レーザー光を照射する。ガン部位は正常部に比べ10倍以上のHpDを取り込むので、分光器（ポリクロメータ）を用いて 630 、 690 nm にピークを有するHpD特有の蛍光パターンを検出する事により、ガンの診断が可能となる。

この蛍光パターンは微弱であるので、イメージ増倍管（I.I.）で増幅され、更にSIT撮像管を用いてTVモニタ上に蛍光パターンを表示する事が出来る。一方レーザー光照射部のイメージを得るために、白色光（クセノンランプ光）が照射さ

図2 ローダミンB色素レーザー、DPS色素レーザーの分光スペクトル。エキシマ・レーザーエネルギー： 30 mJ/パルス

DYE LASER SYSTEM

図3 色素レーザー光学系

れる。反射，散乱光がTVカメラに導かれ，TVモニタ上にイメージが表示される。

これらの405 nm レーザー光と白色光は交互に照射され，白色光点灯時にはIIへの印加電圧の供給を停止して，IIを保護している。この様にTVモニタ上にはHpDの蛍光パターンとイメージの双方が表示されるので診断が適確となる。

治療時には620 nm レーザー光がガン部位に照射され，光化学反応による治療が行われる。現在ネズミ乳ガンに対して深さ10～15mm位までのガンに治療効果が得られている。

図3は色素レーザーの光学系を示すもので，移動ステージ上のミラーM₁とM₆の連動操作により光ファイバーに診断時には405 nmが，治療時には620 nm 光が導びかれる。

2. 光ファイバーの透過特性

内視鏡法によって体内にレーザー光を導くときには，光ファイバーの透過特性が問題となる。診断用レーザー光には大きな出力は必要なく，むしろ低出力の方が望ましいが，治療光には光化学反応を有効に行わせるために高出力が必要となる。

パルスレーザー光に対する石英光ファイバーの最大許容エネルギーは308 nmのレーザー光の場合に，10 J/cm²の値が知られている³⁾。405，620 nm 光に対してもこの値が適応されるとすると，コア径200，400，600，800 μmのファイバーに対してはそれぞれ3.1，12.6，28.3，50.3 mJ となり，これ以上の光エネルギーに対してはファイバーの破損が予想される。実際には長波長光の方がファイバーの吸収損失は少なくなるので，もっと大きな値が許容されるものと思われるが，現時点での一応の目安となる。

3. 実 験

(1) ファイバー透過測定

光ファイバーにどの位の出力のレーザー光パルスが透過出来るか検討した。使用したレーザーは前記のエキシマ・レーザー励起色素レーザー ($\lambda = 405, 620 \text{ nm}$) で、光パルス幅はそれぞれ 4.6 ns , 5.8 ns である。従って光エネルギー 1 mJ は $405, 620 \text{ nm}$ 光でそれぞれ $217, 172 \text{ KW}$ のピーク出力に相当する。光ファイバーは、大出力用にはコア径の大きなものが適すが、内視鏡鉗子口を通して可とう性良く使用するには $400 \mu\text{m}$ コア径のものが適している。大日本電線㈱のステップインデックス型ファイバー SM 400-SY (コア径 $400 \mu\text{m}$, クラッド径 $500 \mu\text{m}$, 長さ 3 m) をプラグコネクタ (D-80HP) に取付けたものを使用した。レーザー光エネルギーの測定にはエネルギーメーター (Gen-Tec, ED-200) を使用した。

620 nm のレーザー光を石英レンズ (大日本電線, D-80HL, 焦点距離 $f = 20 \text{ mm}$) で集光してファイバー入射面に微小点で入射すると、出力 100 KW (0.58 mJ) 程度のレーザー光でもマイクロクラックが生じてファイバーが破損する。これは集光部のスポット径を $50 \mu\text{m}$ とすれば、この部分でのエネルギー密度は 30 J/cm^2 にもなり、 10 J/cm^2 の破損・許容エネルギーを越すからである。

ファイバーを破損しないためには、図4の様にレンズ焦点よりファイバー端面を離して、コア面全体でレーザー光を受けてやればよい。本実験の 620 nm 色素レーザー光のビーム径は約 1.5 mm (ビーム開き角は半角で約 0.5 mrad) であるので $f = 20 \text{ mm}$ のときには、コア部全面でレーザー光を受光するにはレンズ焦点とファイバー端面間距離を $20 \times 0.4 / 1.5 = 5.3 \text{ mm}$ にして配置すればよい。現在この方法でパルス出力 600 KW 迄使用しているが破損は無い。レンズを含めたファイバーの透過率は 74% の値が得られている。これは連続発振する He-Ne レーザー光 ($\lambda = 633 \text{ nm}$, 出力 1 mW) の透過率 78% と同程度の値であり、遜色は無い。

図4 光ファイバーへのレーザー光入射

405 nm 光の場合には、 620 nm と同じ方法で、パルス出力 396 KW 迄ファイバーの破損無く使用している。

(2) ファイバーの散乱測定

光ファイバーに強いレーザー光を通すとラマン散乱が生ずる事が知られている。Pini等はエキシマ・レーザー (XeF, $\lambda = 351 \text{ nm}$, ピーク出力 150 KW ; XeCl, $\lambda = 308 \text{ nm}$, 350 KW) N_2 レーザー ($\lambda = 337 \text{ nm}$, 500 KW) の紫外レーザー光をコア径 $200 \mu\text{m}$, 長さ 180 m の石英ファイバー (Quartz and Silice 社製) に通して顕著なラマン散乱光を得た³⁾。3つのレーザーに対する1次ストークス・シフトは $463 \sim 499 \text{ cm}^{-1}$ の間にあった。

我々は透過測定に使用した石英ファイバー (コア径 $400 \mu\text{m}$, 長さ 3 m , 大日本電線製) を用いて、散乱の検討を行った。診断用の DPS 色素レーザー光 (ピーク出力 396 KW) をレンズで集光してファイバーへ入射し、その透過光を分光して図5に示すようなスペクトルを得た。レーザー波長 (406.9 nm) より短波長側 (315.7 nm) と長波長側 (498.5 nm) に散乱と思われるスペクトルが現われている。但し、両者のシフト波数は大きく異なっている。治療用のローダミンB色素レーザー (ピーク出力 600 KW) を用いたときには、レーザー波長 (615.0 nm) より長い波長 (750.0 nm) でスペクトルを観測した。

これらの結果は Pini 等のものと異なり、シフト波数の統一性も認められないが、ガンの診断・治療を行うときの実用上の問題は少ないものと思わ

1. DPS Laser(396 kW)

2. Rhodamin B Laser(600 kW)

図5 石英ファイバーの散乱特性

参 照 文 献

- 1) 會沢, 加藤, 伴野, 大畑, 酒井, 斎藤, 高橋, 大多和, 河手, 小野, 小中, 早田, 山下, 佐藤, 第4回日本レーザー医学会, Sib-3 (1983)
- 2) 平野, 竹島, 本間, 土屋, 會沢, 加藤, 山下, 佐藤, 第44回応用物理学会予稿集 p. 181 (1983)
- 3) R. Pini, M. Mazzoni, R. Salimbeni, M. Matera and C. Lin, Appl. Phys. Lett., 43 (1), p. 6 (1983)

れる。

4. ま と め

1) コア径 $400\mu\text{m}$, 長さ 3 m の石英ファイバーにピーク出力 600 KW のパルスレーザー光が問題なく透過出来ることを示した (図5の測定では約 10,000パルス光をファイバーに入射している) が, 今後更に高出力パルス光の透過, ファイバー耐久性等の問題が検討されなければならない。

2) ファイバー散乱が何に起因するのか明確にする必要がある。散乱光の定量化も必要である。