エキシマレーザー光ファイバー伝送路の開発

中野人志、渡辺 泉、河合 浩、中川義典、
野村直人、田中紘幸*、久保宇市

近畿大学理工学部電気工学科

*三菱電線工業株式会社

Development of an Optical Fiber for Power Delivering of Excimer Lasers

H. Nakano, I. Watanabe, H. Kawai, Y. Nakagawa, N. Nomura, H. Tanaka*, and U. Kubo
Department of Electrical Engineering, Faculty of Science & Technology, KINKI University,

*Mitsubishi Cable Industry Co., Ltd.

Abstract

Power delivering of excimer lasers has been studied to a medical application. We adopt the quartz optical fiber for the application of laser scalpel and endoscopy. The transmittance of OH doped optical fiber was measured in excimer lasers. In the high OH doped fiber, transmittance was gradually reduced for increasing the number of laser shots due to the laser induced defect in a core material. On the other hand, transmittance of low OH doped fiber increased gradually, which is due to the extrication of the Oxygen deficient center. The delivering power for one shot base was 1 J/cm^2 in KrF excimer laser. Furthermore, the possible approaches to obtain higher transmittance has been considered. Gradual index change of the fiber clad was quite effective for suppressing the induced defect, so that the reasonable transmittance would be obtained. From the experimental results, we have to consider that the coupling optics at the outlet of the optical fiber should be installed for a hard biotissue incision.

1. はじめに

レーザーの医用応用において、特定の位置へ正確にレーザービームを照射し、さらに照射位置が自在に変化可能な操作を行うには導光技術の確立が重要となる。特に、内視鏡的な利用に関しては光ファイバーが最適であり、工学的応用も含めて現在多方面の研究が行われている¹⁾。医用応用の興味はパワー伝送にある。エキシマ

レーザーのような紫外レーザーのパワー伝送が困難となる理由は、ファイバーコア材質に用いる石英ガラスの耐レーザー損傷しきい値が他の長波長レーザーに比較して低いこと、短波長であるがゆえの大きなレイリー散乱損失と紫外吸収損失が本質的に存在すること等が挙げられる。これらは、エキシマレーザーの医用応用において検討すべき重要な課題である。

石英コア端面のレーザー損傷しきい値は、表面状態や不純物の混入割合によって大きく変化する。表面粗さが大きい場合や研磨剤の残留があると局部的にレーザー電界強度が大きくなり、比較的低いレーザー強度で損傷が生じる。我々が以前に実験的に得た損傷しきい値は、KrFエキシマレーザー（波長248 nm）において43 MW/cm²である。パルス幅は23 ns（半値全幅、以下FWHM）であったのでエネルギーフルエンスは1 J/cm²となる。現状ではこれ以上のパワー伝送を行うことは物理的に不可能となっている。

紫外吸収損失は波長0.1 μm近傍の電子遷移に起因したものである。石英ガラス中の局在欠陥の代表的なものに酸素欠乏型欠陥（以下ODC）があり、これがパワー伝送において大きな障害となる。ODCによる吸収帯は中心が5.03 eV（波長247 nm）のローレンツ型を有し、種々のエキシマレーザー発振帯域に一致する。ODCは、エキシマレーザーを繰り返し照射することによって解離することができる。特にFなどのハロゲンをドーピングするとその解離効率は上昇する²⁾。したがって、レーザー照射開始直後の透過率は低いが、繰り返して使用すると時間の経過とともに透過率は上昇する。一般的な手法として、石英にOH基をドーピングすることによってODCが低減できることがわかっており³⁾、高OH基ファイバーについては各種の報告がある⁴⁾。

本論文は、エキシマレーザーの医療への応用を実現するために行った実験的研究を従来からあまり報告されていない低OH基ドーピングファイバーを中心にして述べるものである。

2. エキシマレーザーの生体組織への影響

まず、エキシマレーザーを内視鏡的利用あるいはレーザーメスとして利用するために必要なレーザー強度を検討する。図1にKrFレーザーにおける生体組織との相互作用に必要なレーザーフルエンスを示す⁵⁾。大別して、光化学反応、生体軟組織、硬組織穿孔としている。光化学反応は、蛋白組織であるゼラチン膜照射後の分光スペクトル計測結果をベースにしており、分子構造を変化させるには20 mJ/cm²が最低必要である。

図1 生体相互作用に必要なレーザーエネルギー

生体軟組織は水分を多く含む牛肝臓などの切開特性、硬組織は牛骨の穿孔特性の計測結果をベースにしている。それぞれ必要なフルエンスは200, 500 mJ/cm²である。また、生体組織からの質量噴出は約100 mJ/cm²程度から生じる。図1の内容は、石英ガラスのエキシマレーザー損傷しきい値以下であるので、効率的な導波と結合損失低減の達成により、医療への応用は現状においても可能であると考えられる。

3. 石英光ファイバーの条件とレーザー条件

実験に用いた光ファイバーはドーピング元素、ドーピング量、コア径など多種にわたって変化させているが、ここでは乱雑さをさけるため以下に示すファイバーのみにについて検討を行う。光ファイバーのドーパントはOH:5 ppm、F:3000 ppm、コア径は300 μm、屈折率分布は階段状型（Step Index型、以下SI）である。レーザーは、KrF、ArFエキシマレーザーを用いる。条件は、KrFレーザーの入射フルエンスが1000 mJ/cm²、ArFレーザーは400 mJ/cm²、パルス幅はKrFレーザーが23 ns（FWHM）、ArFレーザーが15 ns（FWHM）、繰り返し周波数と伝送ショット数は共に4 ppsとした。

4. 実験結果

KrF, ArFエキシマレーザーを用い、石英ファイバー透過率の計測を行った。結果のみを中心に記述し、データの検討、考察は次項に譲る。

図2 ArF, KrFレーザーの伝送特性

光ファイバーの伝送特性を計測した結果を図2に示す。図の縦軸、透過率はカットバック法により計測し、ファイバー1 m当りの値に換算した。ODCの吸収帯が起因して、初期の透過率が両者ともに低下しているが、吸収帯の解離により透過率は徐々に向上している。特に、ArFレーザーの場合では伝送エネルギーが低いにも関わらず解離が促進されている。解離効率は光子エネルギーの大きさに依存することを示唆する。最終的な透過率は、一度ピーク値に達してから再び低下し、両者ともに70%程度となった。

5. 実験結果の検討

ODCの解離によるファイバー透過率の上昇は安定なパワー伝送の可能性を示唆する。ODCの吸収によるエキシマレーザーの選択励起は4.3, 2.7 eV (波長288, 460 nm) の発光を伴い、解離とともに発光量は減衰する。ハロゲンの高濃度添加は解離を促進し、発光の量子収率を低下させる。低OH基ドープ光ファイバーでは、ODCの発光による損失の低減に尽きるが、伝送初期の透過率が極めて低く医用応用においては重大な欠点となる。また、ODCは解離後、室温で放置するだけで量子力学的トンネル効果により元の状態へ緩和する。図2において、透過率が一度上昇してから漸近するのは、熱的平衡状態における緩和過程を示しているものと推測できる。いずれにしても、今後は、ODC解離過程とその緩和を詳細に調べることが必要である。

図3 無焦点光学系による光伝播

6. 結論

本論文における実験結果と生体との相互作用に関する考察を行い結論とする。

KrFレーザーの伝送限界は1000 mJ/cm²であることを先に述べた。光ファイバーの射出光は開口数程度の大きな発散角を有するため、効果的な生体照射を行うためには射出レンズ系の検討が重要となる。つまり、生体硬組織の穿孔を念頭に、安定に高いフルエンスを得るためにはファイバーのコア径より小さな集光スポットを得ることが必要となる。図3に示すような、無焦点光学系における光伝播では集光スポットがコリメータレンズと主レンズの焦点距離の比のみで決定される。また、主レンズの焦点面はファイバーコアの像転送面に相当するため、高開口レンズの使用においても収差の影響を減ずることができる。

図2におけるレーザー伝送実験の結果より、透

図4 光ファイバー伝送KrFレーザーによる生体相互作用の可能性

過率を伝送パワーに換算して生体との相互作用を検討したのが図4である。3つの曲線は●がコア径の1/2まで集光が可能となった場合のレーザーフルエンス、○はコア径におけるレーザーフルエンス、■はコアから2 mm離れた面でのレーザーフルエンスを示している。コアからわずかに離れるだけで、レーザーフルエンスは大幅に低下するが、結合光学系の導入により生体硬組織の穿孔に応用可能なフルエンスまで達成できることが明らかに見て取れる（図1参照）。導波技術の確立は無論のこと、現状ではマイクロ光学系などを用いた光結合技術の進展も重要であると考えられる。

参考文献

- 1) 久保宇市、岡田和之、日本レーザー医学会誌 10(1989)463.
- 2) 渡辺 泉、久保宇市他、応用物理学会講演予稿集(1993年秋季) p.1052.
- 3) 田中紘幸他、電子情報通信学会予稿集 (1982) p.326.
- 4) R. N. Schwartz et al., Proc. of MRS symp., 61(1986)349.
- 5) 中山斌義、久保宇市、レーザー研究 20(1992)845.