Er : YAG レーザー医用システム

久 保 宇 市

近畿大学理工学部電気工学科

Medical Er:YAG Laser System

UICHI KUBO

Fac. of Science & Technology, KINKI University

ABSTRACT

The wavelength of Er:YAG laser is $2.94\ \mu\text{m}$ and this ability of incising biotissues is much stronger than CO_2 laser ($10.6\ \mu\text{m}$). Furthermore, Er:YAG lasers cause much less thermal damage to biotissues than CO_2 lasers, because Er:YAG lasers are more easily absorbed by water than CO_2 lasers are. For studying possibilities of applying Er:YAG lasers to endoscopy, we tested fluoride glass fiber (ZrF_4), chalcogenide glass fiber (As_2S_3) and hollow light guide all of which may be used in Er:YAG laser delivery system. The transmittance of the fluoride and the chalcogenide fibers we measured was 90% and 75% at 1 m long, respectively. The test shows that these fibers are applicable to Er:YAG laser endoscopes, although the fibers have a fragile mechanism and some other problems yet to be solved. On the other hand, the transmittance of the Al hollow light guide measured 75% per meter. This hollow light guide may be too large to be used for endoscopy but it will be applied to surgical laser scalpels. We proposed the solid state laser of new type. This laser have the two kinds of GSAG host crystals which are doped with Cr and Nd, or Cr and Er. The wavelength of this laser are $1.06\ \mu\text{m}$ and $2.74\ \mu\text{m}$, also this have photocoagulation and incision capability for biotissues.

1. はじめに

Er : YAG レーザーは Nd : YAG レーザーと同じ YAG 結晶に、Nd の代わりに Er をドーピングしてレーザー発振を行わせるものである。発振波長は $0.85\ \mu\text{m}$ 帯、 $1.5\ \mu\text{m}$ 帯、 $2.7\sim 2.9\ \mu\text{m}$ 帯などに強い発振線を持つ。従来はこ

の内で、 $1.5\ \mu\text{m}$ 帯が光ファイバー通信用の光源として用いられている。医療応用としては波長 $2.94\ \mu\text{m}$ が水による光吸収が最も強い波長域であることから、レーザー医療機器として注目されるようになった。1988 年、 $2.94\ \mu\text{m}$ Er : YAG レーザー装置が HOYA ㈱¹⁾、日本電

気候²⁾で開発され、その医療応用については、著者らが本学会大会で報告した³⁾。本論文ではEr:YAGレーザーと生体組織の相互作用および伝送系の開発現状をまとめ、将来のレーザー医用システムとしての可能性について述べる。

2. Er:YAGレーザー装置

Er:YAG ロッドのサイズは $6\phi \times 80 \sim 100$ mmである。励起ランプにはXeフラッシュランプが用いられている。原理的に連続発振はできず、繰返しも最大20 pps程度である。励起ランプ入力に対するレーザー出力のスロープ効率は、2.0～2.5%である。最大平均出力は数10 W、1パルスのエネルギーは数J程度である。パルス半値幅は、200 μ s程度である。レーザー本体のサイズはHOYA製では、 $240^W \times 190^H \times 660^D$ mmと気体レーザーに較べてコンパクトであり、電源のサイズは $570^W \times 1070^H \times 530^D$ mmである。3相電源および水冷が必要である。ビームサイズは6 mm ϕ 、ビーム広がり3 mm rad程度である。実用機器としては効率向上、高繰返し、電源の小型化、冷却方式の改善が必要である。

3. Er:YAGレーザーと生体^{4,5)}

Er:YAG、パルスNd:YAGおよびパルスCO₂の各レーザーをほとんど同じ条件で、牛の肉片、肝臓に照射して切開の違いを比較した結果、Nd:YAGレーザーは、切断面に著しい炭化を起こさせ、熱凝固層も厚いが、他のレーザーでは炭化は認められず、鋭利な断端になることが明らかになった。

上記3種のレーザーの牛肉片赤身に対する穿

孔能力を比較して図1に示した。図のように、Er:YAGレーザーの穿孔能力はNd:YAG、パルスCO₂の両レーザーに較べて約10倍強いことが明白になった。特に、Nd:YAGレーザーは穿孔が始まる照射エネルギー密度が高く、生体の穿孔、切開には適さない。

同様に、生体硬組織に対する穿孔能力を比較した。牛大腿皮質骨の場合の結果を図2に示した。3種のレーザー何れも断端面は炭化するが、Er:YAGレーザーによる場合は炭化の度合いが軽く、炭化層が薄い。穿孔能力は図のごとく、Er:YAGはパルスCO₂レーザーに較べて4倍以上高い。Nd:YAGレーザーは穿孔能力が最も低く、比較が困難であった。

含水量の異なるゼラチンに、Er:YAGレ

図1 牛肉片赤身の穿孔特性

図2 牛大腿皮質骨の穿孔特性

レーザーを照射して穿孔深さを調べると、含水量によって穿孔深さは異なり、水の影響が強いことを裏付けた。

以上の事実より、Er : YAGレーザーは切断、切開能力に優れ、Nd : YAG レーザーの熱凝固能力と対称的な性質を持つ。したがって、Er : YAGレーザーは切除を目的とした医用レーザーに適する。

4. Er : YAGレーザーの伝送系^{5, 6, 7)}

従来のNd : YAGレーザー利用のレーザー内視鏡は、凝固治療には極めて有効であるが、腹腔内患部の切開切除は困難である。これを補うのにEr : YAGレーザー内視鏡が考えられる。しかし、これを実現させるためには、伝送系として柔軟性に富んだ光ファイバーが必要である。通常の石英光ファイバーは、Er : YAG レーザーの2.94 μ m光に対して伝送損失が大きく、

使用できないので、適切な光ファイバーの開発が要求される。

フッ化物ガラスファイバーとして、ZrF₄ (フッ化ジルコニウム) をコアの主材料とした光ファイバーのEr : YAGレーザー 伝送実験を行なった。その結果、約1 mで伝送率90%、伝送出力約4 W (繰返し10 pps) が得られた。これでは実用的な切除には不十分であり、更に改善が必要である。また、ZrF₄系ガラスはハライドガラスとしては潮解性や吸湿性もなく、比較的安定なガラス状態を保つと云われているが、実験の結果、水溶性を持つことがわかった。一例として、光ファイバーの出射端を水に浸した後、空气中でEr : YAGレーザーの伝送率を調べた結果を図3に示した。図のごとく、伝送率は水に浸した時間に対して指数関数的に減少する。顕微鏡観察では、ファイバー出射端面がレーザー伝送により溶融していた。水中でレーザー伝送を行うと、更に早い時間で伝送率低下がみられた。したがって、ZrF₄ ファイバーは防水処置を施す必要がある。

図3 ZrF₄ ファイバー伝送率の水による影響

カルコゲナイドガラスファイバーとして、 As_2S_3 （硫化砒素）をコア材料とした光ファイバーでは、Er : YAG レーザーの伝送率は長さ 1 m で 75%、伝送出力 1.2 W（繰返し 10 pps）が得られているが、これまた改善が必要である。

上記 2 種のファイバーの最小曲げ半径は、ファイバー径 $500\text{ }\mu\text{m}$ で 5 cm であるが、石英系ファイバーに較べると、機械的に脆いのでその対策も必要である。

アルミ薄板を反射材料とした中空導光路では、1 m あたりの伝送率 75%、伝送出力 1.7 W（繰返し 10 pps）が得られているが、断面の縮小化と共に伝送率の向上が望まれる。

5. 2 波長同時発振固体レーザー

固体レーザー媒質のホスト結晶として、YAG 以外に GSAG（ガドリニウム・スカンジウム・アルミニウム・ガーネット）がある。これに Cr イオンを加えて Nd あるいは Er をドーピングしたレーザーが作られている。これらは発振効率が高く、発振閾値も低く、従来の YAG をホスト結晶にしたレーザーより優れた特性を持つ。更に、Nd、Cr : GSAG レーザー（発振波長： $1.06\text{ }\mu\text{m}$ ）と Er, Cr : GSAG レーザー（ $2.74\text{ }\mu\text{m}$ ）のロッドをそれぞれ半円柱にして張り合わせ、1 本のロッドに仕上げると（図 4 参照）、 $1.06\text{ }\mu\text{m}$ と $2.74\text{ }\mu\text{m}$ の 2 種の波長ビームを同時に発振させることが考えられる。 $1.06\text{ }\mu\text{m}$ ビームは凝固用、 $2.74\text{ }\mu\text{m}$ ビームは切開用であり、このレーザーが実現すると、凝固と切開を同時に行うことができる。

図 4 2 波長同時発振固体レーザー

6. まとめ

Er : YAG レーザー医用システムの実現には種々の問題を残しているが、近い将来 CO_2 レーザーに代わるレーザーメス、レーザー内視鏡切開装置となることが確信された。

参考文献

- 1) 中島、望月ほか：日本レーザー医学会誌、Vol. 9, No. 3(1988)p. 407-410.
- 2) 工藤、山根ほか：日本レーザー医学会誌、Vol. 9, No. 3(1988)p. 155-156.
- 3) 厚見、久保ほか：日本レーザー医学会誌、Vol. 9, No. 3(1988)p. 411-414.
- 4) 渡代、久保ほか：日本レーザー医学会誌、Vol. 10, No. 3(1989)p. 487-470.
- 5) U.Kubo et al.: SPIE Optical Fibers in Medicine VII, Vol. 1649(1992)p. 34-40.
- 6) U.Kubo et al.: SPIE Infrared Fiber Optics III, Vol. 1591(1991)p. 141-145.
- 7) 橋新、久保ほか：第12回日本レーザー医学大会論文集(1991)p. 172-175.