

腹腔鏡下手術支援用高出力半導体レーザー治療デバイス

Medical Device of High Output Power Laser Diode for Laparoscopic Surgery

○ 宮後暁 (東京大学) 金田道寛 (スパークリングフォトン) 小林英津子 (東京大学)

橋爪誠 小西晃造 田上和夫 富川盛雅 豊田和孝 (九州大学) 佐久間一郎 (東京大学)

Satoshi MIYAJIRI, University of Tokyo

Michihiro KANEDA, Sparkling Photon

Etsuko KOBAYASHI, University of Tokyo

Makoto HASHIZUME, Kozo KONISHI, Kazuo TANOUE, Morimasa TOMIKAWA, Kazutaka TOYODA,
Kyushu University

Ichiro SAKUMA, University of Tokyo

Key Words: Laser Diode, Laparoscopic Surgery, Minimally Invasive Surgery

1. 背景

レーザー治療は「熱により血管が凝固・収縮されるため出血が少ない」「微細な照射が行える」「患部と非接触で治療が行えるため低侵襲かつ感染の拡大を防止できる」というメリットや、「治療の際に反力がかからないためロボット手術への応用が容易」という将来への展望もある。

一方、腹腔鏡下手術は低侵襲手術の一つであり、患者に対する負担の軽減という点において優れている。しかし、腹腔鏡下手術は視野が狭く、一般的に術具の操作も難しいため、内視鏡の視野を広くするといった改善や、術具の自由度を増やすなどの操作性の向上が求められている。腹腔鏡下手術用のレーザー鉗子においても、多自由度屈曲可能なものが開発されているが、現状では光ファイバを用いてレーザーを導光しているため、光ファイバの剛性のために屈曲に限界があり、操作性の向上が難しい。そこで、本研究では鉗子先端に取り付け可能な半導体レーザー治療デバイスを開発した。

半導体レーザーは一般的に、Nd:YAG レーザなどに比べ出力が弱いため、これまでは凝固・止血治療に用いることが出来るほどの出力を出すことが難しかった。また、比較的高い出力のものであっても熱に弱く、鉗子先端に取り付けた際の発熱対策が課題であった。本研究では、極めて高出力な半導体レーザーチップを用い、電流の制限値を設けることで熱による破損を防止し、レーザー出力・レーザー強度分布をシミュレーション及び実験によって調べ、*in vivo* 実験により治療能力の評価を行った。

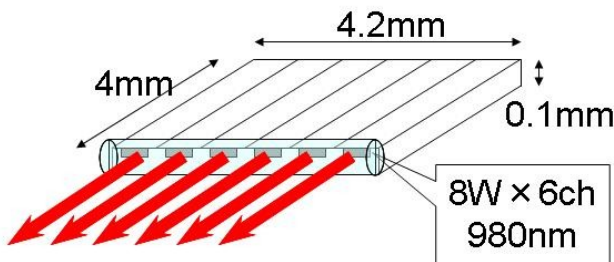


Fig 1 半導体レーザー

2. システムの構成

本研究で用いたレーザーチップは 980nm, 8W のものを横に 6ch 並べたものであり、円柱状のシリンドリカルレンズ (底面の直径 2mm) を設置して、縦方向のレーザー光の拡散を防いだ。(Fig.1) 半導体レーザーチップを銀ブロックにマウントし、銅電極をつけたものが Fig2 であり、銀ブロックには画像取得用の CCD や、光源、エアノズルを設置するための穴を開けた。エアノズルはレンズ類の汚れを防止するためのものである (Fig3)

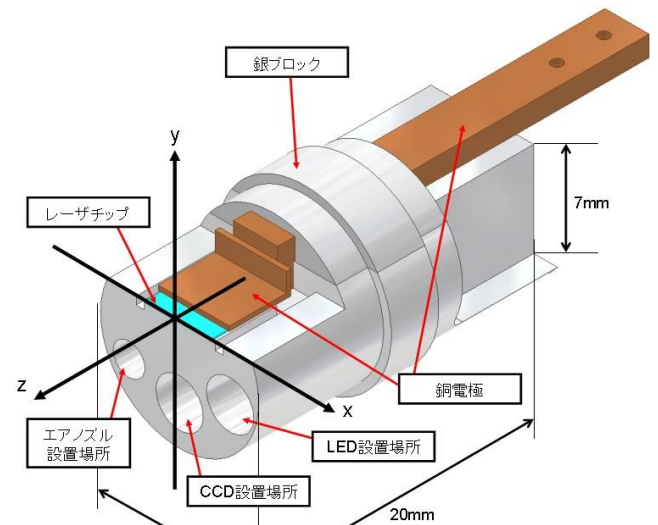


Fig 2 デバイス

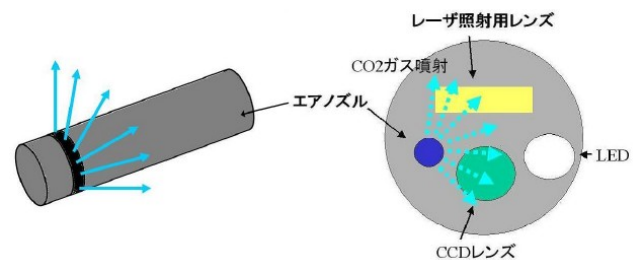


Fig3 エアノズル

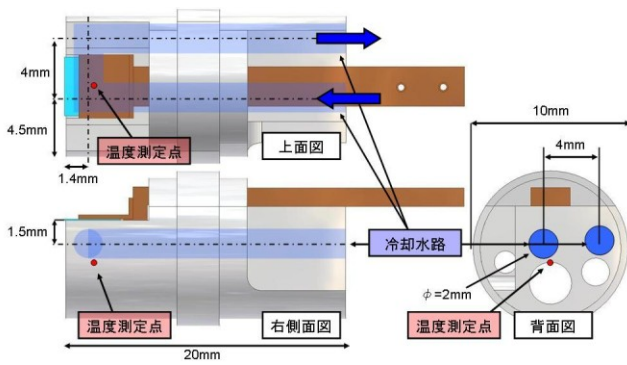


Fig.4 冷却水路

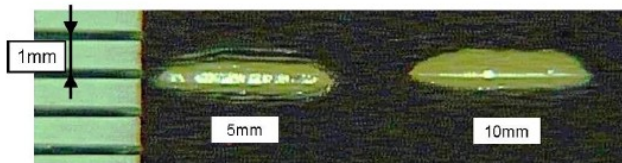


Fig.5 レーザアラインメントペーパー

また銀ブロックには、半導体レーザーチップが熱によって破損するのを防止するために冷却水路が設けられており、デバイスを使用するときには氷水で冷やした冷却水（生理食塩水）を循環させる。予備実験時には、CCD用の穴にアルメルクロメル型熱電対を入れ温度測定をした（Fig.4）。

3. 熱解析

半導体レーザーチップは熱に対して弱く、予備実験において破損してしまった。そのときの条件は、半導体レーザーチップに流した電流は75A、温度測定点における温度が25°Cであった。Autodesk Inventorを用いて作成した3D CADデータと、有限要素法解析ソフト ANSYS を用いて熱解析を行った。

解析条件は、半導体レーザーチップの素材は全て GaAs であるとし、チップ全体が一様に発熱するとした。発熱量 $[W] = \text{入力電圧}[V] \times \text{電流}[A] - \text{レーザーパワーメータの出力}[W]$ とした。過去の実験データでは、流量 500ml/min の条件で流入部での温度 4°C の冷却水が流出部で 7-9°C に上昇した。解析では単純化のため冷却水路の温度を 6.5°C で一定と仮定した。

解析結果では、破損時の半導体レーザーチップの最高温度は約 67°C に達していたため、安全性を重視し、解析上約 50°C となる電流 60A を使用限界と決定した。

4. レーザ特性

4-1 出力

シリンダリカルレンズを設置し、レーザーの電流-出力特性を調べた。電流 12A で出力が 2.6W から、電流 48A で出力が 32.9W までのデータを 3A ごとに記録した。レンズによるレーザーの吸収は約 14% であった。

4-2 レーザ強度分布

レーザー特性の中で、組織に対する治療能力を調べる上で重要なのがエネルギー密度である。本デバイスではレーザーの拡散を防止するためにシリンダリカルレンズを用いている。レーザーアラインメントペーパーによって照射痕を調べ、シミュレーションによりレーザー強度分布を調べ、実験により確かめた。

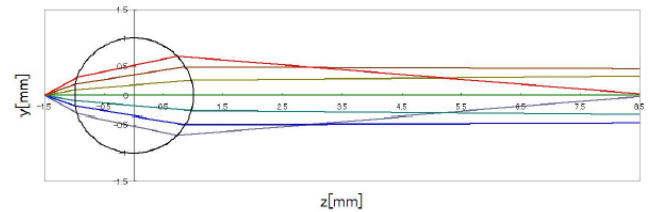


Fig.6 レーザの軌跡

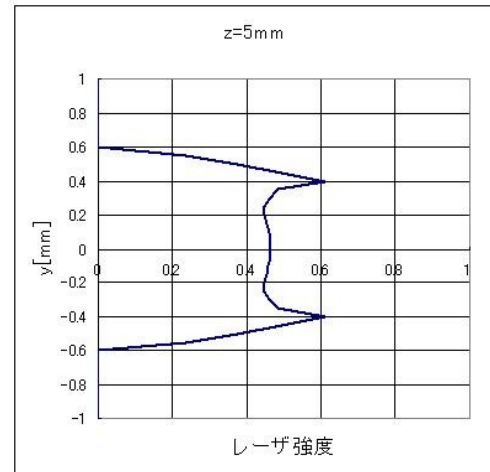


Fig.7 レーザ強度分布のシミュレーション結果

レーザーアラインメントペーパーに距離 5mm, 10mm で照射した（Fig.5）。これを見ると、距離 5mm より 10mm の方がレーザーが絞れていることが分かる。

シミュレーションでは、レーザー光を出射角 0.01rad 間隔で離散的に作成し、光線一本一本のレーザー強度比（ガウス分布に基づく）とレンズを通した軌跡を求め（レーザーの軌跡を Fig.6 に示す）、点 (y,z) に到達するレーザーの強度比の合計を求め、近似的なレーザー強度分布とした。

例として、z=5mm の y 軸方向のレーザー強度分布を Fig.7 に示す。（横軸のレーザー強度は相対的な値であり、絶対値に意味はない）

円柱状のシリンダリカルレンズは、レンズの中心近くを通る光に対してはあまり屈折させず、外側を通る光を強く屈折させるため、このように M 字型の強度分布形状になったと考えられる。

次に、パワーメータに直径 200 μm のピンホールを取り付けてレーザー出力を測定することで、レーザー強度分布形状を実験によって確認した。z=5mm, 10mm のものを Fig.8, Fig.9 に示す。

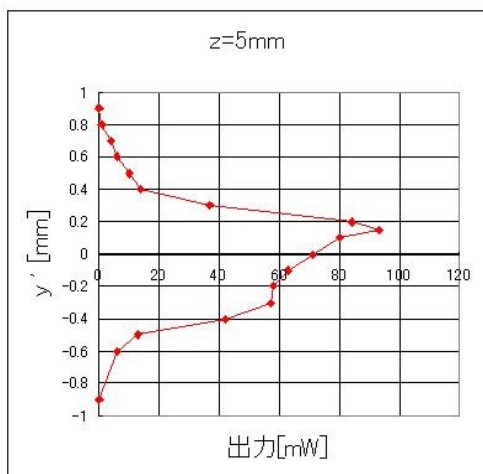


Fig8 z=5mm でのレーザー強度分布形状の実験結果

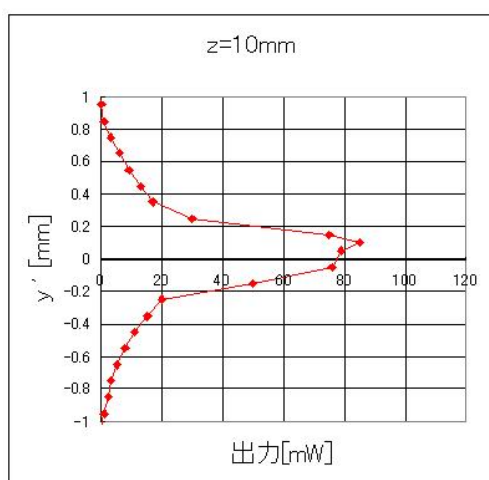


Fig9 z=10mm でのレーザー強度分布形状の実験結果

Fig8を見ると、M字型からかなり崩れていることが分かる。これはレンズの取り付け誤差のためであると仮定し、先ほどのシミュレーションでレンズ位置をさまざまに変えて試してみると、y軸方向に-0.1mm、z軸方向に約0.2mmずらすと、実験結果と良く合う結果となった。

また、Fig9を見ると、レーザーアライメントペーパーの実験結果である、z=5mmよりz=10mmの方がレーザーが絞れているという事実を裏付けていることが分かる。

レーザー強度分布において、強度の強い部分が広いと広範囲に渡って一度に治療ができる、狭いと微細な治療ができる、強度の弱い部分が広いと生焼けを起こし、出血事故につながる等、レーザー強度分布の形状によって治療効果に違いが生じると考えられるため、強度分布とレンズの関係をシミュレーションできるようになったことは非常に重要であり、取り付け精度の向上やレンズ位置の最適化が今後の課題である。

5. in vivo 実験

レーザーによる凝固・止血は、レーザー光を熱に変えて行うため、血流があるとその冷却効果により治療効果が低下する。そこで、血流のある組織に対して、レーザー照射実験を行い、本デバイスの性能を評価した。

実験に使用した動物は、ブタ（ラージホワイト）のメスで体重は38.5kg、生後約3ヶ月である。麻酔下に開腹し、肝臓、腸間膜、脾臓に対してレーザーを照射した。腸間膜とは、腸をつりさげるように定着させている腹膜の一部であり、腸に向かう血管や神経が通っており、手術するには止血が難しいことがある組織である。

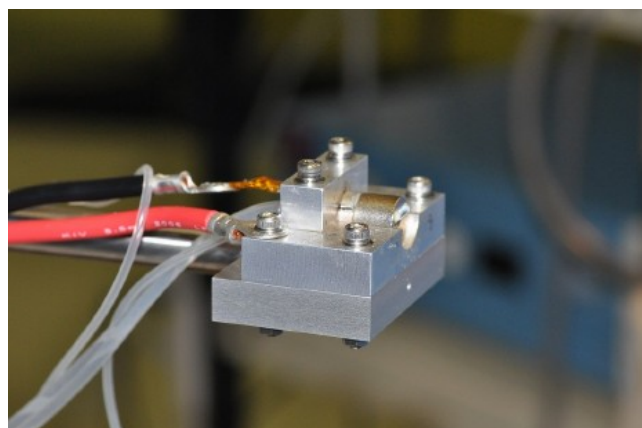


Fig10 デバイスを乗せた様子

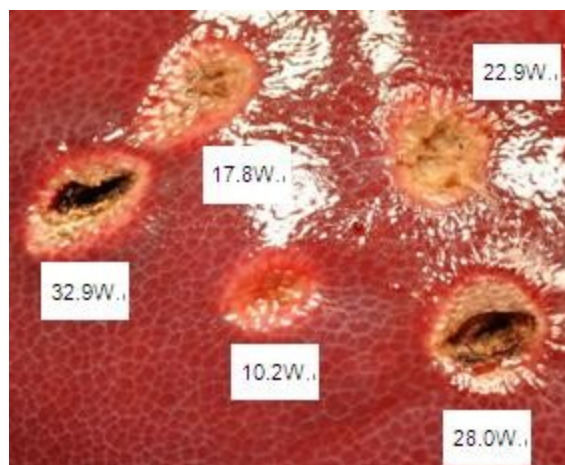


Fig11 肝臓凝固実験結果

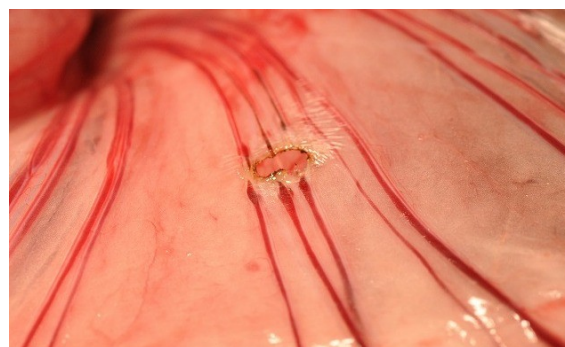


Fig12 腸間膜止血実験結果



Fig13 出血した脾臓に対する止血実験結果

デバイスには半導体レーザーチップ、シリンダリカルレンズ、エアノズル、冷却水用チューブを搭載し、手持ちにて照射を行った (Fig10). 冷却水の流量は 500ml/min, エアノズルのガス流量は 3l/min である. この実験により, レーザの評価とエアノズルの評価を行った.

肝臓への照射を距離約 10mm, 時間 5 秒で行った結果, 特に 30W 付近では明らかに炭化しており, 十分な凝固能力を持っていることが示された (Fig11)

腸間膜への照射を出力 28W, 距離約 10mm, 時間 10 秒で行った結果, 組織を蒸散させ血流を完全に止めることができた (Fig.12). ただし, 腸間膜を貫通し, その背後の組織にも焼けた跡が確認された.

出血している脾臓への照射を出力 30.2W, 距離約 10mm, 時間 10 秒で行ったが止血出来なかった. 周囲の血管を凝固し血流を減らしてから患部の止血を試みるなどの工夫が必要だと言える (Fig13).

実験後にデバイス先端部を確認すると, レンズ上側が飛散した組織で汚れていた (Fig14).

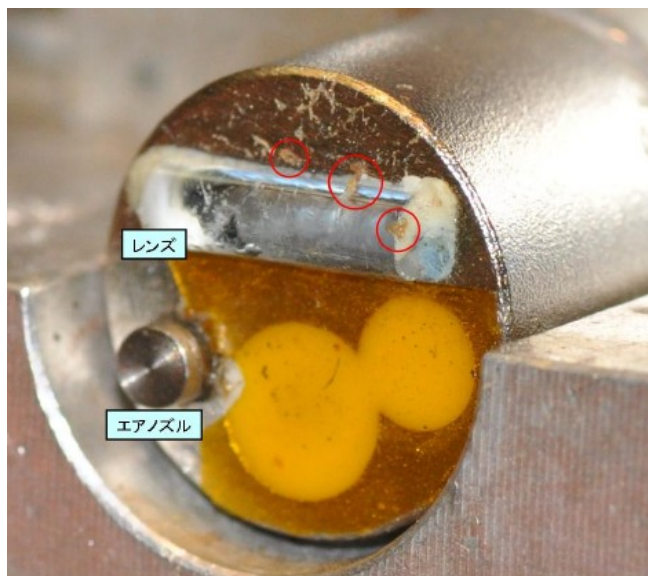


Fig14 照射実験後のデバイス先端部

6. 考察

6-1 熱対策

電流の制限値を 60A に設定し, 半導体レーザーチップの発熱による破損を防止した. 今後, 電極の形状や, 多自由度屈曲鉗子に搭載するなどの設計上の変更が行われても, シミュレーションにより電流制限値を決めることができるようになった.

6-2 レーザ特性

シリンダリカルレンズを通すことで, レンズの取り付け誤差のために理論上のレーザー強度分布形状とは異なっているが, レーザの拡散が防止できていることが分かった. *in vivo* 実験により, 肝臓の凝固や, 腸間膜の止血に対して, 十分な治療能力を持つことが分かった. 照射に最適な出力と時間に関しては実験できておらず, 照射部位ごとにさらなる実験と検討が必要である.

6-3 エアノズル

レンズの汚れを防ぎきれていなかった. エアノズルの流量を増やす, 噴出口を薄くして圧力を上げる, エアノズルをレンズより前方に取り付ける, エアの代わりに生理食塩水で汚れを洗い流す等の改善が考えられる.

7. 結論

本研究では, 鉗子先端に取り付け可能な, 腹腔鏡下手術支援用高出力半導体レーザー治療デバイスの実現を目的とし, 以下のことを行った.

- ・ 熱による破損を予防するための電流制限値を, 実験およびシミュレーションにより決定した.
- ・ 実測とシミュレーションによりレーザー強度分布を明らかにし, レンズ位置の重要性を確認した.
- ・ 動物実験により, 肝臓や腸間膜に対してデバイスが十分な治療能力を有していることを示した.

参考文献

- (1) 久保宇市, 医用レーザー入門, オーム社, 1985.
- (2) 中尾洋祐, 腹腔鏡下手術支援用 CCD 搭載型屈曲レーザー鉗子マニピュレータシステムの評価, 東京大学卒業論文, 2008