半導体レーザーを用いたコンタクトレーザーメスの開発

鎮西恒雄、阿部裕輔*、米沢卓実*、鈴木正之*、河野明正*、
小野俊哉*、満洲邦彦、井街 宏*、渥美和彦*、藤正 巖

東京大学先端科学技術研究センター

*東京大学医学部医用電子研究施設

Development of Contact Laser Scalpel with High power Semiconductor Laser

T. Chinzei, Y. Abe*, T. Yonezawa*,
M. Suzukawa*, A. Kouno*, T. Ono*, K. Mabuchi,
K. Imachi*, K. Atsumi*, I. Fujimasa
*Research Center for Advanced Science and
Technology, The University of Tokyo*
**Institute of Medical Electronics, Faculty of
Medicine, University of Tokyo*

We developed contact laser scalpel with high power semiconductor laser for surgical operation. Output power of this equipment was 4.5W maximum at the fiber end. This compact laser equipment (W300xD500xH330mm) was operated with 100VAC (900VA, air-cooled).

The laser unit consisted of 4 CW laser diode. First, laser beam was superimposed together using difference of polarization and wave length. Next, laser beam was collimated and introduced to 400 μ quartz fiber (NA 0.37). At the end of the fiber, a sapphire surgical rod with metal implantation was attached to convert laser power to heat effectively.

Incision and coagulation was performed with this equipment on abdominal skin with muscle tissue, cartilage of femoral joint and liver of rabbits under anesthesia. The operation was performed easily in all cases and bleeding was controlled with additional cauterization for several second. Histological finding showed that sharp surgical rod gave best incision surface.

【はじめに】

レーザー装置を手術室へ導入する際、1)重量、サイズ、2)電源、3)冷却水、4)ガス供給、排気系などの点が問題となる。これらの問題点に回答を与えるレーザー素子として、半導体レーザー素子が注目を集めている。われわれは、以前、単一の

半導体レーザー素子を用いた高効率小型のレーザー手術装置を開発し、マイクロサージェリ用レーザー装置として発表した¹⁾。本報告では、複数の半導体レーザー素子を集積し高レーザー出力を得た装置に関し報告する。本装置により、半導体レーザー素子の応用分野を通常の外科手術にまで広げることが可能であることが示された。

【装置の構成】

装置の概観を図1に示す。装置は装置本体、レーザーファイバ、ハンドピースで構成される。装置の仕様を表1に示す。本装置では、4素子の連続発振半導体レーザー光出力を合成し、0-4.5W(0.1Wステップ可変)のファイバ端出力を得ている。レーザー素子はペルチェによる電子冷却を介して空冷され、水冷は用いていない。電源は通常の商用電源(AC100V、900VA)を用いている。装置の大きさ、重量とも電気メスをやや上回る程度であり、手術室への設置も容易である。

図1 高出力半導体レーザー装置

合波ユニットの構成を図2に示す。合波ユニットは偏光、波長の違いを利用して4素子の半導体レーザーの出力を合成する。半導体レーザー素子からのレーザー光はシリンドリカルレンズを用いてダイバージェンシを補正される。それぞれ、P、Sの偏光をもったレーザー光をビームスプリッターを用いて合波する。この2素子合波ユニットを波長を違えて（730nm、830nm）2組用意し、これらの出力をダイクロイックミラーを用いて合波する。こうして合波された4素子のレーザー出力をレンズを用いて光ファイバーへ集光する。光ファイバーはコア径400 μ m、NA0.37の石英ファイバーを用いた。半導体レーザー素子および合波ユニットはSONY（株）により開発されたものである。

サージカルロッドの外観を図3に示す。サージカルロッドはいずれも人工サファイアを研磨成形し、先端に金属をインプラントしたものである。サージカルロッドの形状は効率よく先端にレーザー光を集光できるよう選ばれた。また、先端の金属インプラントはレーザー出力を有効に熱に変換するとともに、組織への不要なレーザー光の漏洩を防ぐ効果がある。インプラント法は基材表層中に金属原子が打ち込まれるため、蒸着あるいはスパッタによる金属膜形成に比べ強い膜接着強度が得られる。

[生体組織での評価]

家兎を用い、本装置の性能を肉眼的、組織学的に検討した。

1. 腹壁の切開、止血凝固

本装置を用いて麻酔下家兎腹壁の皮下、筋層組織を出力4.5Wで切開した（図4）。切開創約10cmの切開に要する時間は平均約20秒であり、電気メスに比較してやや所用時間が長い、スムーズな操作が可能であった。一部の出血部位ではさらに数秒接触焼灼を追加することで止血できた。組織標本では、切開端で平均約0.1mmの薄い炭化層、平均約0.4mmの熱融解層を伴う熱変性層が観察された（図5）。熱変性層は電

表1 装置の仕様

レーザーダイオード	830/780nm 2波長合成
レーザー出力	0-4.5W(ファイバー先端)
導光	400 μ m 石英ファイバー
プローブ長	300mm
消費電力	AC100V 900VA 空冷
本体寸法	W300 x D500 x H330 mm
本体重量	26kg

図2 合波ユニット基本概念図

図3 先端に金属膜をインプラントしたサファイアチップ

図4 家兎腹壁の切開

気メスに比較して薄く、連続発振YAGレーザーによるコンタクトレーザーメスとはほぼ同等の厚さであった。

2. 軟骨面の焼灼

家兎股関節軟骨面を出力4.5Wで焼灼した。組織像では、薄い炭化層を伴う軽度の熱変性層が観察された(図6)。

3. 肝表面の切開、止血凝固

家兎肝表面を出力4.5Wで切開した(図7)。図では上下2本の切開創が示されている。上方の

図5 腹壁皮下、筋層切断面

切開創は、図3で示したサージカルロッドのうち最も鋭利なものを用いて得たものである。下方の切開創では先端が半球形のサージカルロッドを用いた。いずれの切開創でも止血不能な出血はなかった。組織像では、先端が鋭利なサージカルロッドを用いた例では、炭化層、熱融解層が比較的薄く、良好な切開面が得られた(図8上)。逆に先端が半球形のサージカルロッドを用いた例では、熱が拡散し、高度熱変性層が広い範囲に見られた(図8下)。サージカルロッドの形状は効率よく先端にレーザー光を集光できる先端が鋭利な形状が最も適していることが判った。

〔結語〕

以上、本装置は、一般の外科手術用レーザーメスとしてほぼ満足すべき性能を持つことが実証された。電気メスと同等な切開、凝固性能を満たすには、連続発振YAGレーザーでは本装置と同様なサージカルロッドを用いて約8~10W程度のレーザー出力が必要である。従って、本装置で

図6 軟骨の焼灼像

も8～10W程度までレーザー出力を引き上げる必要があると思われる。現在、合波ユニット、ファイバ入射端への集光部、サージカルロッドなど光伝達損失の多い部分の改良を行い、さらに高光出力が得られるよう開発を進めている。

[まとめ]

1. 小型高出力半導体レーザー手術装置を開発した。
2. 本装置は、皮下、筋層、軟骨、肝など各臓器で迅速な切開が行え、また止血も十分であった。
3. 先端が鋭利なサージカルロッドを用いた例では、炭化層、熱融解層が比較的薄く、良好な切開面が得られた。逆に先端が半球形のサージカルロッドを用いた例では、熱が拡散し、高度熱変性層が広い範囲に見られた。

図7 肝表面の切開、止血凝固

図8 肝表面の熱変性層 尖鋭なチップ（上）と鈍なチップ（下）による相違

謝辞

本装置の開発にあたり、協力をいただきました長田電気工業株式会社、ソニー株式会社に深謝いたします。

[文献]

- 1) 鎮西恒雄、阿部裕輔、米沢卓実、他：マイクロサージェリーのための半導体レーザー装置の開発 日本レーザー医学会誌 9(3)、p387-390、1988