



## CO<sub>2</sub> レーザーによるマイクロサージェリー

炭酸ガスレーザーは発振効率が高く、かつ 9~10 μm 帯の光が生体物質にきわめて吸収されやすいゆえに医療分野においても生体組織の切開、蒸発、凝固等の目的で用いられてきている。切開の場合に必要なパワーは切開の速度  $V$ (mm/sec), 深度  $X$ (mm), 部位の特性因子  $K$  を用いて経験的に  $P=(X/K)^2 \cdot V$  と表わされる<sup>1)</sup>。この式により肝臓の場合ビーム径 0.4 mm のレーザーメスを用いて 3 cm 厚さを 10 mm/sec の速度で切開するのに 5 kW の出力 (39.7 kW/mm<sup>2</sup>) を要することになるが、一方マイクロサージェリーにおいては 3 mm 厚さを 1 mm/sec で切開するとき 5 W の出力 (39.7 W/mm<sup>2</sup>) で目的を達する。また凝固や止血の場合、照射時間  $t$ (sec), 凝固深度  $X$ (cm), スポット径  $d$ (cm) とすると  $p=2.47 \times 10^3 \cdot d^2 \cdot X/t$  と表わされ<sup>1)</sup>,  $X=0.1$ ,  $d=0.2$ ,  $t=1$ ,  $p=9.9$  W (3.15 W/mm<sup>2</sup>) というのが代表的な値である。このように医用炭酸ガスレーザーの開発は高出力化と低出力化の二方に分かれてきていた。最近、顕微鏡下にて行なうマイクロサージェリーに炭酸ガスレーザーを用い、0.3~1 mm 径の血管を吻合する方法が紹介され低出力炭酸ガスレーザーの新しい利用分野として注目されている<sup>2,3)</sup>。切開や凝固に用いる場合に比べて吻合の場合には血管組織の修復という観点から装置面においても今までのレーザーメスとは異なる配慮が必要と思われるので、以下に紹介する。

血管は図 1 に示すように内膜、中膜、外膜の 3 層構造を持っており血管吻合の場合内膜損傷を起こさないようにしなければならない。炭酸ガスレーザー光の組織内浸透深さはせいぜい 100 μm の程度であるから、外膜からの光透過による内膜損傷は起こり難いが、外膜におけるパワー密度が手術中一定しないと、表面における熱損傷が部分的に大きくなり内膜にまで影響を与える可能性がある。

吻合を完成させるために必要なパワー密度と照射部位におけるスポット径との関係を図 2 に示す。これより、吻合領域は切開や凝固の領域とまったく異なる条件下に実現することがわかる。吻合を可能にするために

- 1) 照射スポット径は約 0.3 mm 以下であること、
- 2) 照射光パワー密度はスポット径に応じて決まるある範囲になければならないこと、

が装置に課せられる。スポット径が 0.3 mm に近くなると、許容パワー密度幅がせまくなり、この条件を吻合術中一定に保つことが困難なところから現実には可能な条件はさらに径の小さな側になる。スポット径を小さくすれば吻合可能条件が緩和されるが、スポット径は収束用レンズ形状と焦点距離および入射光径と形状により定まるので、0.1 mm というのが実用上の限界である。0.1 mm 径のとき許容パワー密度は 2~4.5 W/mm<sup>2</sup> である。これは 20~35 mW の光出力に相当する。血管上でビーム径と同等の拡がりをもつ一点に注目すると、掃引速度 1 mm/sec のとき 20 mW のレーザー光照射によりこの微小部位は約  $5 \times 10^{-4}$  cal の熱量を吸収するが、これは 0.1 mm 径、厚さ 0.1 mm の水塊 (0.8 μg) の蒸発潜熱と同程度である。

最適パワーは血管の太さや種類、光収束径、掃引速度に依存する。術者はこれらの要因を配慮して操作を行なうが、その際、約 5 mW 単位でパワーを変化させて様子を見る必要があり、一連の操作中この条件は一定に保たれねばならない。医用炭酸ガスレーザーとしては吻合専用でなく止血や切開領域にも兼用できることが望ましいので、10 mW~10 W のパワーを 5 mW 単位 (低出力域の安定度 1 mW 程度) で設定できる装置が要求されるが、現状のレーザーメスでは 1 W 以下を安定に出力するのは困難な状況である。

10 W クラスの炭酸ガスレーザーを低出力域で安定に動作させようとするとき考慮すべき要因は次のようなものである。(1)ガス圧、(2)ガス流量、(3)放電管管壁温度、(4)放電電流、(5)共振器の変形、(6)光出力検出部の温度係数、(7)光ガイド中の減衰。

ガス圧、ガス流量については自動調節により十分に安定化できるし、配管に起因するガス圧変化が光出力変動となって現われる分については放電電流制御により処理できる。封止型レーザー管を用いた場合の管内ガス圧変

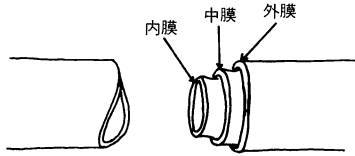


図1 血管の構成図

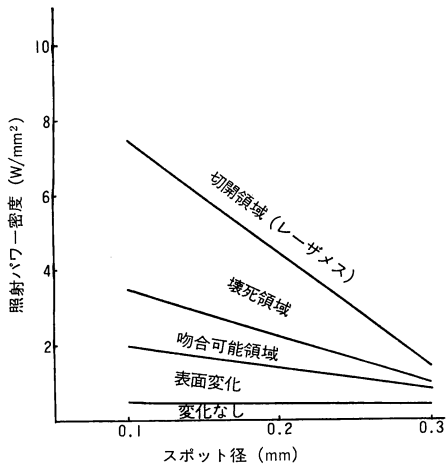


図2 血管吻合における照射エネルギー密度 (照射速度約 2 mm/sec)

化や放電管壁温度の光出力に及ぼす影響も通常の使用状態では放電電流制御回路で処理できる大きさである。

光ガイド中の減衰については、多関節ミラーを使用するときには曲げ方によらず減衰率が一定なので、あらかじめその分を考慮して出力値を取り扱えば良いが、ファイバーを用いる場合には曲げ方により減衰率が変化するので注意を要する。

共振器の変形については十分に留意する必要がある。低出力化に伴い放電管長が短くなり、共振器長も短くな

る場合、縦モード間隔が開き、ゲインバンド幅と同程度になると局部の温度係数により共振器長が変化し、出力変動が大きくなる。この変動は放電電流制御で処理できない程度に大きくなりうるので、縦モード位置が常にゲイン最大の条件を満たすよう共振器長に負帰還安定化を施す必要が生じる。

3桁にわたる光出力調整法として種々の方式が考えられるが、放電電流制御により行なうのが最も簡便である。10 mW~10 Wの光出力に対する放電電流はおおよそ0.1~10 mAの程度であるが、0.1 mAのとき放電管インピーダンスは $10^6 \Omega$ 程度の値となるので、放電を安定に維持させるために放電管構造と電流制御方式の両面で工夫が要ることになる。

吻合装置としては炭酸ガスレーザー光とガイド用の可視レーザー光との光軸の一致についても完全さが要求される。100  $\mu\text{m}$ のスポット径に対し、ガイド用 He-Ne レーザー光は10  $\mu\text{m}$ 程度以上の光軸のずれを起こさぬよう調整することが望ましい。

以上、新しいニーズとして現われてきた血管吻合という目的に適うための炭酸ガスレーザーが満たすべき条件について紹介した。炭酸ガスレーザーの微小パワー領域の本格的な応用は装置の改良とともにこれから急速に広がってゆくことと思われる。

## 文 献

- 1) 渥美和彦：レーザー医学 (中山書店, 1980) p. 143.
- 2) R. H. Freeman, J. A. Gordon and C. B. Thomson: *Technical Digest, Conference on Lasers and Electro-Optics (CLEO '82)*, No. THC 4, Phoenix, Arizona (1982) p. 60.
- 3) 林 成之, ほか: 脳神経外科, 11 (1983) 17.

(東北リコー 熊野勝文, 1983年2月28日受理)