レーザー工学（医用レーザーの動向と生体作用）

菊地 眞

防衛医科大学校医用電子工学講座

Laser Engineering — Recent Medical Lasers and their Characteristics to living tissue

Makoto Kikuchi

Department of Medical Engineering, National Defense Medical College

Abstract

Lasers have contributed enormously to the advancement on evolution of medicine, taking another step in the march towards and improved therapeutic condition. Recently, the remarkable advances and emerging technologies have been appeared in research and developments not only for high-power diode laser, but also solidstate middle-infrared light laser. Short pulses from the Er:YAG have an ablative effect with little thermal damage. And also the Er:YAG offers a superior cutting tool when longer pulses are used. Moreover, the $2.9 \mu\text{m}$ output radiation can be delivered through optical fiber. The most applicable optical fiber for medical applications is the silica glass fiber. There are two other promising fibers. They are the chalcogenide glass fiber for $5 \mu\text{m}$ band and fluoride glass fiber for $3 \mu\text{m}$ band. The chalcogenide glass fiber has sufficient flexibility with small allowable bending radius despite the fluoride glass fiber has better mechanical properties than the chalcogenide in bulk glass. Furthermore, we should know the another important characteristics of tissue interactions to these infrared lasers. Ho:YAG laser ablation with the contact irradiation method has been employed for laser angioplasty and various other clinical therapies due to the capability of the silica fiber delivery and tissue ablation.

Regard to the diode laser they have already achieved the maximum output to approximately 60W. Also some manufactures developed the medical systems based on the tunable laser crystal, titanium-doped sapphire. This medium lasers in the range 650-1000 nm. The frequency-doubled YAG-KTP lasers both produce a green wavelength of light that can be delivered through an optical fiber. This advantage, along with the fact that these beams can be transmitted through fluids, has made them preferable to some surgeons. Frequency-conversion techniques, including a proprietary method of extending the range in the infrared, are expected to yield a device that tunes from 325-3000nm. This widely tunable laser may be the basis for a "universal" surgical tool that suits a variety of applications. The Japanese manufacturer(IHI Co.) developed new tunable laser consisting of YAG-OPO(Optical Parametric Oscillator) which could tune from 410 - 2650nm wavelength.

I. 医用レーザーの動向

レーザーの医学的応用は、基礎医学から臨床各科にわたって幅広く浸透してきた。しかしながら、

使用できるレーザーの種類がきわめて限定されていたことから、臨床においては必ずしも満足できる医療技術でなかった面が否定できない、最近の

レーザー工学技術の飛躍的進歩により、ようやく従来の医用レーザー装置の欠点を大幅に克服できる機器・技術が登場しつつある。加えて、レーザーの本質的特色が低侵襲治療技術の立場からも注目されており、今後はさらに技術的進歩が加速されるものと思われる。

最近の医用レーザーの進歩の特色は何といても各種の固体レーザーの実用化につきる。固体レーザーは概して小型、高効率、高ビーム品質、高信頼性などの実用上の利点を有しており、医用レーザーとして極めて魅力的な光源と言える。特に半導体レーザーの大出力化とファイバー導光化はNd:YAG レーザー装置を凌駕する可能性を秘め、また全固体レーザー（All-solid-state laser 或いは holosteric laser と呼ばれる）の出現と多様化を可能にした。Tm-YAG、Ho-YAG、Er-YAG レーザー等の中赤外固体レーザーは水の吸収係数が大きく蒸散に適するが、連続レーザーと異なりパルスレーザー固有の特異的生体作用を示す。また Er-YAG レーザーは石英ファイバーでは導光できない。最近フッ素化合物やカルコゲン化合物ファイバーの特性向上が図られたが、石英ファイバーに比べて光学的及び機械的特性は劣る。これらの、中実型（solid）ガラスファイバーに替わるファイバーとして中空導波路（中空ファイバー）も開発されている。さらにはこれらの欠点を打破すべく、ごく最近ではファイバー結合 LD 励起方式のマイクロチップレーザーの試みも見られる。

もう一つの大きな流れは、波長可変レーザー機器開発へ向けての本格的な動きである。従来の代表的な波長可変レーザーは色素レーザーであったが、OPO(Optical Parametric Oscillator)を基礎とする固体レーザーシステムが近い将来より高出力化されれば、いずれはこれらに取って替わりうる可能性をもつ。この他に YAG-KTP レーザーは $1.06 \mu\text{m}$ の近赤外光と共に Ar レーザー光に近い可視光や紫

外光が得られる。チタンサファイアやアレキサンドライト等の結晶を用いた波長可変レーザーも市販されているが、さらに最近は前述した YAG-OPO システムが装置化され可視光から中赤外光までの広範な波長範囲の光を一台で発振可能なシステムが実用化されてきた。

II. 赤外固体レーザーの生体作用

最近では生体組織での吸収率が高い赤外固体レーザーとして Ho-YAG レーザーや Er-YAG レーザーが注目されている。これらのレーザーは水に対する吸収係数が大きいので、切開や蒸散に適するが、固体レーザーの特徴としてパルス発振モードとなる。パルスレーザーを使用する際に、パルス繰り返し周波数 (Hz) を高くしてゆくと、図 1 に示す如く 1 つのパルス照射で印加された熱エネルギーが周囲の生体組織で十分放散される前に、次のレーザーパルスが印加されることになるので、照射部位では熱エネルギー収支がプラスとなり、蓄熱が生じ熱凝固層が厚くなる。したがって、水に対する吸収係数が大きいにもかかわらず、熱壊死層の薄い鋭利な切開作用が得られないことがあるので注意を要する。

各種レーザー毎に使用できる最大繰り返し周波数の大体的目安を表 1 に示す。レーザー光 1 パルスで生体組織内に生じた熱が完全に拡散するまでの時間 T_R は表 1 の特性熱緩和時間 (Thermal relaxation time) として示されるが、光侵入長 l 及び熱拡散係数 X ($=1.3 \times 10^{-3} \text{cm}^2/\text{s}$) を用いて、

$$T_R \cong l^2 / 8X$$

として示される、すなわち、レーザー光のパルス間隔が特性熱緩和時間よりも短くなると、熱が完全に拡散しないうちに次のレーザー光が照射されるため、照射部位に熱が蓄積されることになるので、使用上の注意が必要となる。また、Ho-YAG レーザーは、 CO_2 や Er-YAG レーザーに比べると切開・蒸散用レーザーとしては生体組織での吸収係

数が小さい（約 20cm^{-1} ）ので、蒸散に必要な照射フルエンスが自ずと大きくなるため、蒸散時にファイバー先端で気泡（air bubble）が形成されるので注意する必要がある。

Laser/Tissue Interaction

図1 パルスレーザーが及ぼす熱的生体作用

表1 各種医用レーザーの特性熱緩和時間と最大繰り返しパルス周波数

Penetration depth, Thermal relaxation time, and Repetition rate of various kinds of Laser

Laser	Penetration depth (μm)	Thermal relaxation time (ms)	Medical device		Max.repetition rate (Hz)
			Width (ms)	Frequency (Hz)	
Er:YAG	1	1.9×10^{-3}	0.2	~ 10	530×10^3
CO ₂	11.5	0.3			3.9×10^3
CO	41.3	3.3			305.0
XeCl	95	17.4	2.0×10^{-4}	20	57.3
Tm:YAG	160	49.0	0.25 (for industry only)	4	20.3
Dye	185	65.9	0.4	1	15.2
Ar	310	188.0			5.3
Ho:YAG	385	285.0	0.25	7~2	3.6
Nd:YAG	2000	7.7×10^3		0	0.13