THE CARBON DIOXIDE LASER SURGERY

SHIGENOBU MIHASHI, M.D.

*Department of Otolaryngology, Kurume University, School of Medicine, Kurume**(Director: M. Hirano, M.D.)*

The present paper describes fundamental knowledge on the carbon dioxide laser and its clinical applications.

The CO₂ laser which has a wavelength of 10.6 micrometer is almost completely absorbed by any biological tissue regardless of its pigmentation and is directly converted into heat energy. The mechanisms in destructing the soft tissue with CO₂ laser irradiation consist of rapid vaporization of water component of the tissue and thermal denaturation of tissue protein.

The advantages of CO₂ laser as a light knife are as follows;

- 1) Tissue removal by vaporization with extraordinary hemostatic effect.
- 2) Excellent visualization without mechanical contact.
- 3) Exact localization of destruction within an extremely small area. Furthermore, one can utilize CO₂ laser for microscopic surgery by coupling the laser to a surgical microscope with a specially designed delivery manipulator and micromanipulator.

A78—1244. 00094

炭酸ガスレーザー外科

(耳鼻咽喉科領域における炭酸ガスレーザーの臨床的応用)

久留米大学耳鼻咽喉科学教室 (主任: 平野 実)

三 橋 重 信

はじめに

1960年, Maiman がルビーレーザーの発振に成功して以来, 現在ではレーザー光を生じるものとなる物質により, 紫外線, 可視光線, 赤外線の高い領域において諸種の波長のレーザー光が開発されている。

医学領域における応用においては, レーザはそのユニークな光学的特質ゆえに当初より注目を集め, 1963年, McGuff がハムスターの黒色腫に対するルビーレーザー照射の効果を報告して以来, 幾多の実験的報告がなされている。しかし, パルスレーザー* による実験腫瘍破壊は, その衝激効果による腫瘍細胞の周囲組織への散布および脈管系への流入などの可能性ゆえに⁵⁾⁹⁾, 臨床応用に関しては眼科領域における網膜病変に対する凝固療法, 皮膚

科領域における刺青, 母斑などの限られた疾患に応用されているのみである。

ところが一方, 炭酸ガスレーザー連続波は, 10.6 μ mの波長を有し, 赤外線領域に属し, 衝激効果なく, 可視光線領域のレーザーがその補色に吸収されやすいのに比し, 色調に関係なく生物組織にほぼ完全に吸収され, 熱エネルギーに変換される。すなわち, 炭酸ガスレーザーの生物組織に対する基本的作用機序は熱効果であり, 組織内水分の瞬間的蒸発により病変部の破壊, 凝固, 除去を容易に行えるという点で外科的治療の一手段としてきわめてユニークなレーザーの一つである。

著者は1972年より1974年までボストン大学にて炭酸ガスレーザーを使用して研究する機会を得たので, 本レーザーについて若干の紹介を試みる。

I レーザ光発生原理

*レーザー光発振様式の一つで, 発振時間が数m秒ときわめて短時間なもの。

図1 自然放射，誘導放射，吸収の模式図

LASER という名前の由来は “Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation” という各語の頭文字を組み合わせて作られた頭字語であり，誘導放射による光増幅を意味している。誘導放射とは光子が原子より放射される一様式であり，光子が原子より放射される様式および光子が原子に作用する様式には，図1に示すごとく自然放射，誘導放射，吸収の3つの様式がある。自然放射とは，より高いエネルギー状態にある原子が自然により低いエネルギー状態にもどる時に光子を放射することをいい，誘導放射とは，高位状態にある原子に同じ波長の光子が作用した場合，高位より低位への移行を増加させ，その際光子が放射されることをいい，吸収とは低位状態にある原子に同じ波長の光子が作用した場合，このエネルギーは原子に吸収され，原子が低位より高位エネルギー状態に移行することをいう。

通常の状態では多くの原子は低位状態にあるので，誘導放射を起させるためには，より多くの原子を低位状態より高位状態に移行させる必要がある。そのためには，外部より何らかの入力エネルギーが必要であり，それには電氣的，化学的あるいは機械的エネルギーが利用される。入力エネルギーにより低位状態にある原子はつぎつぎに高位状態へ移行し，その結果高位状態にある原子の数が低位状態にある原子より多くなる。この状態を Population inversion, 反転分布という。この反転分布の状態においてはじめて誘導放射による光の増幅が可能となってくる。すなわち，両端に反射鏡を有する円筒の中にレーザー光を発生するもとになる物質がみだされている場合，入力エネルギーによりこの物質の原子は反転分布の状態となり，高位状態の原子は自然放射により光子を放射し，この光は両端の反射面で反射し往復運動をくりかえすうちに，他の高位状態の原子よりの光の誘導をつ

ぎつぎにうながし，この過程をくりかえすうちに同一波長の光が連続的に発生し，その結果光は増幅される訳である。

このようにして生じたレーザー光の特徴はタングステン電球の光と比較してみると容易に理解できると思われる。タングステン電球により生じた光の波長は同一でなく，しかも平行に放射されずあらゆる方向に放射される。これに反し，レーザー光はほぼ単一の波長でしかも平行に放射されるので光が広がらず，きわめて遠距離まで到達できるし，平行光線をレンズにより集光させれば微小な一点に集中でき，単位面積あたりにきわめて高いエネルギーを与えることができるという特長を有している。

II 外科用炭酸ガスレーザー

以下著者がボストン大学にて使用していたアメリカン・オプティカル社製の外科用炭酸ガス装置¹³⁾について紹介する。

本機は，(1)レーザー発生装置 (2)レーザー光を術野へ導くためのマニプレータ (3)レーザー光を術野へ集光させるためにレンズを内蔵した諸種の附属部品よりなる。

(1)レーザー発生装置

レーザー発生装置は図2の模式図に示すごとく，

a) レーザ光を発生させるもとになる物質である炭酸

図2 アメリカン・オプティカル社製の外科用炭酸ガスレーザー模式図

図3 アメリカン・オブティカル社製
外科用炭酸ガスレーザー

ガス、窒素、ヘリウムの高圧タンクおよびその圧流量調節装置。

- b) 入力エネルギー源としての電気系では変圧器およびその調節回路。
- c) 誘導放射を起こさせ光を増幅するためのガス放電管兼共振器および生じた熱を冷却するための冷却系。

よりなり、これらは図3に示すごとく、すべて幅58cm、奥行75cm、高さ193cmのボックス内にまとめられており、移動が容易であり、使用にあたっては電源および冷却用水道水に直結すればよい。

(2) マニプレーター

レーザー発生装置共振器内部に生じたレーザー光はその上端の半透明の反射鏡を透過して本体上部に装着されたレーザー光マニプレーターにより術野へ導びかれる。このマニプレーターは長さ2mで、内部に反射鏡を内蔵しており、6つの回転によりあらゆる方向の操作においてきわめて良好な可動性を有している。

(3) 附属部品

マニプレーターを介して導びかれたレーザー光はその末端部に装着されたレンズを内蔵した附属部品により術野に集光される。これらの附属部品は諸種の型のものが開発されており、目的に応じて適宜選択が可能である。

図4 ハンドピースを使用して舌ロイコプラキーに対し照射を行なっているところ

図5 顕微鏡下のレーザー手術
術者はボストン大学耳鼻科ストロング教授

a) ハンドピース

図4に示すごとく、ハンドピースを使用した場合通常の外科メスと同じように切開ができ、レンズの焦点距離外にて操作すればレーザー光の単位面積あたりの作用エネルギーが減少して、組織浅層の壊死組織除去などを容易に行うことができる。このハンドピースに内蔵されているレンズは、5cmの焦点距離のものを使用した場合集光面における直径は約500 μ mで、15cmのものを使用した場合は約1mmの直径が得られ、目的に応じて変換ができるようになっていいる。

b) マイクロマニプレーター

図5に示すごとく、マイクロマニプレーターにより手術用顕微鏡とレーザー光誘導マニプレーターを連結して狭視野における顕微鏡下の微細手術が可能である。炭酸ガスレーザー光は不可視光線であるので、術野のどの部分に作用するかを確認するために図6の模式図に示すごとくマイクロマニプレーター内の反射板上にレーザー光の光軸

図6 マイクロマニプレータの模式図

図7 レーザブロンコスコープ

に一致して緑色の指標点を合致させてあり、この指標点は顕微鏡の接眼レンズを通して明確に確認できる。またレーザー光の移動操作は附着の操作つまみによりレーザー光反射板を動かし全方向に対し微細なコントロールができるようになっている。

c) エンドスコープ

主として管腔臓器の病変，なかでも子宮頸部，消化管，気管，気管支などの病変に応用できるよう設計されている。図7に示すものはLaser Bronchoscopeで，2倍の接眼レンズ下に観察しながら，XおよびY軸方向におけるレーザー光の移動が可能であり，乳頭腫の声門下腔，気管進展例および気管狭窄その他の気管，気管支病変に対して応用できる。

III 臨床的応用

1966年 Yahr, Strully¹⁸⁾ 等が炭酸ガスレーザーによる切

開能およびそれに伴う止血効果を認め，1968年にはMullin¹²⁾ 等が猿の肝切除における無血手術を報告している。それ以来炭酸ガスレーザーの“Light Knife”としての有用性に関する実験的報告¹⁾²⁾⁴⁾⁶⁾¹¹⁾¹⁴⁾¹⁵⁾ がなされてきた。

臨床的にはGoldmanが黒色腫に対して炭酸ガスレーザーによる治療を最初に試みており，1969年にはStellar¹⁴⁾ 等が姑息的治療として脳腫瘍(malignant glioblastoma multiforme)に応用している。1970年Goodale⁹⁾ はストレス潰瘍による胃出血に対し内視鏡下にレーザー照射を行い，その止血能・有効性を報告している。その後，Stellar¹⁶⁾, Levine¹⁰⁾, Kaplan, Ger⁸⁾ 等はそれぞれ火傷後および褥創性潰瘍の壊死組織除去に応用し，出血量ならびに体液損失が少なく，その後の移植皮膚片の生着も良好であり，治療成績の向上を認めている。Kaplan, Ger⁸⁾ 等は子宮頸部ビラン患者に応用し良好な結果を得たとしている。

耳鼻咽喉科領域では1968年Jako⁷⁾ が犬声帯に対する顕微鏡下レーザー手術の実験を基礎として，1972年Strong, Jako¹⁷⁾ 等が初めて臨床的応用を試み良好な成果を得ている。

しかし，臨床応用に関する有用性については，まだ現在スタートの糸口についたばかりで個々の適応に関してはさらに詳細な研究が望まれ今後発展が期待される分野である。

IV むすび

10.6 μ mの波長を有する炭酸ガス連続波は、色調に関係なく生物組織にほぼ完全に吸収され熱エネルギーに変換される。その基本的作用機序は熱効果による組織内液体成分の瞬間的蒸発と組織内蛋白の凝固である。

臨床的にはその著明なる止血効果ゆえに火傷あるいは褥創性潰瘍などの壊死組織除去、あるいは肝臓などの通常の方法では止血が困難な部位の切開、切除に有利である。他方手術顕微鏡に接続することにより望みの組織をきわめて正確かつ迅速にしかもほぼ無血下に除去することができ、とくに狭視野で手術操作が困難な管腔臓器の病変部除去、止血に適しており、外科的治療手段としてきわめてユニークな特長を有している。

REFERENCES

- 1) Fox, J.L.: The use of laser radiation as a surgical "Light Knife." J. Surg. Res., 9; 199-205, 1969.
- 2) Gonzales, R., et al.: Rapid control of massive hepatic hemorrhage by laser radiation. Surg. Gynec. and Obstet., 121; 198-200, 1970.
- 3) Goodale, R.L., et al.: Rapid endoscopic control of bleeding gastric erosions by laser radiation. Arch. Surg., 101; 211-214, 1970.
- 4) Hall, R.R., et al.: A carbon dioxide surgical laser. Ann. Roy. Coll. Surg. Engl., 48; 181-188, 1971.
- 5) Hoyer, R.C., et al.: The air-borne dissemination of viable tumor by high-energy neodymium laser. Life Sci., 6; 119-125, 1967.
- 6) Hughes, B.F., et al.: Preliminary report on the use of a CO₂ laser surgical unit in animals. Investigative Urology, 9; 353-357, 1972.
- 7) Jako, G.J.: Laser surgery of the vocal cords. Laryngoscope, 82; 2204-2216, 1972.
- 8) Kaplan, I. and Ger, R.: The carbon dioxide laser in clinical surgery a preliminary report. Israel J. Med. Sci., 9; 79-83, 1973.
- 9) Ketcham, A.S., et al.: A surgeon's appraisal of the laser. Surg. Clin. North Amer., 47; 1249-1263, 1967.
- 10) Levine: Use of a carbon dioxide laser for the debridement of third degree burns. Ann. Surg., 179; 246-252, 1974.
- 11) Litwin, M.S., et al.: Burn injury after carbon dioxide laser irradiation. Arch. Surg., 98; 219-222, 1969.
- 12) Mullins, F., et al.: Liver resection with the continuous wave carbon dioxide laser. Ann. Surg., 34; 717-722, 1968.
- 13) Polanyi, T.G., et al.: A CO₂ laser for surgical research. Med. & Biol. Engng., 8; 541-548, 1970.
- 14) Stella, S. et al.: Experimental studies with the carbon dioxide laser as a neurosurgical instrument. Med. & Biol. Engng., 8; 549-558, 1970.
- 15) Stellar, S. et al.: Carbon-dioxide laser for excision of burn scars. The Lancet, 1; 945, 1971.
- 16) Stellar, S. et al.: Carbon dioxide laser debridement of decubitus ulcers. Ann. Surg., 179; 230-237, 1974.
- 17) Strong, M.S. and Jako, G.J.: Laser surgery in the larynx, early clinical experience with continuous CO₂ laser. Ann. Otol. Rhinol. Laryngol., 81; 791-798, 1972.
- 18) Yahr, W.Z. and Strully, K.J.: Blood vessel anastomosis by laser and other biomedical applications. J.A.A.M. I., 1; 1-4, 1966.

Acknowledgement

The author is indebted to Drs. M. S. Strong and G. J. Jako who have given an opportunity to perform investigations with a carbon dioxide laser at Boston University.

稿を終るにあたり、研究の機会を与えて下さったボストン大学ストロング教授、ヤーコー教授および平野実教授に深謝の意を表します。

なお本論文の要旨は第356および第357回日耳鼻九州地方会にて口演した。

(原稿受付 昭和50.2.4日)