レーザーオリジナル 2

脳外科用炭酸ガスレーザーメス実用機開発の研究Ⅱ

滝 澤 利 明*

(1978年 6 月 7 日 受理)

Studies on the Development of the Carbon Dioxide Laser
Surgical Unit for Neurosurgery (Part Ⅱ)

Toshiaki TAKIZAWA*

(Received June 10, 1978)

前号第一部において著者らの開発した脳外科用CO₂レーザーメス実用機の機構と、その前身となった試作1号機と2号機について記述した。これらの開発改良の発展過程は常に動物実験、及び手術等の臨床経験に裏打ちされている。本論文第二部ではこれらの医学生物学的知見の記述を主とし、安全性に関する実験と考察を加える。

1. CO₂レーザー照射時の組織像

Fig. 1 は猫の脳を出力25W, 焦点直径0.5mmで0.5秒間照射した組織標本である。焦点直径に一致した楔状の組織欠損がみられ、その表面に厚さ25 μ 程度のcharred layerがある。charred layerの直下には、組織液が水蒸気となって爆発し脱出した蜂の巣状の壊死組織が25~50 μ の厚さでみられる。更にその下には厚さ50 μ の熱凝固層がみられ、それに続いて厚さ250 μ の脳浮腫層がある。焦点に一致した組織欠損は後述の温度実測によれば約1500℃の高温で気化消滅した部分でありlaser surgeryでは、この作用を“vaporization”と呼んでいる。vapor-

Fig. 1 Light micrograph of the cortex of a cat vaporized by the CO₂ laser with an output of 25 W and an exposure time of 0.5 sec. The width of the necrosis is 50 μ and the width of brain edema is 250 μ . The influence of the heat was confined within a width of 0.3mm. The small arrows show the necrosis while the large arrows show the edema. Hematoxylin-Eosine staining.

izationのprocessは、まずCO₂レーザーの光子が組織液の水に100%吸収されて熱を発生し、組織液が急速に水蒸気となり、爆発的に組織を破壊する。水蒸気が脱出したあとの固体成分はひきつづいて燃焼し、ガス化して消滅する。

Fig. 1にみられる最表層のcharred layerと

* 東京大学医学部脳神経外科, 中央鉄道病院脳神経外科

* Department of Neurosurgery, Faculty of Medicine, University of Tokyo.

* Department of Neurosurgery, Central Hospital of Japanese National Railways.

その下の honeycomb structure はその process の名残りである。それに続く熱凝固層と脳浮腫層は高温の水蒸気により二次的にもたらされたものである。Fig. 1 で注目すべき点は、熱作用によって変化を受けた各層が極めて限局的であることである。壊死層は $50 \sim 100 \mu$ で、それに つづく脳浮腫層とはつきり区別され、また脳浮腫層は、その下の正常組織との間に極めて明瞭な境界を画している。焦点の部分が $1,500^\circ\text{C}$ の高温で気化消滅したのにもかかわらず、そこから 300μ はなれた点の組織は少なくとも急性実験である限り、intact である。この限局性こそ CO_2 レーザーのすぐれた生物学的特性であり、脳外科など精密さを要求される手術に用いられるゆえんである。

以上は光学顕微鏡による所見であるが、電子顕微鏡による検索も同様に行なわれた。Fig. 2

Fig. 2 Electron micrograph of the necrotic layer produced on the cortex of a rabbit by CO_2 laser irradiation with an output power of 15 W. Destruction of myelin sheaths and of the fine structure of axons is observed. Dissociation of myelin sheaths is prominent. Glutaraldehyde and osmic acid fixation.

は、家兎の脳に CO_2 レーザーを照射した際焦点に接した部分の組織の電顕像で myelin 層の離開等、激しい破壊像がみられるが、そこから 1 mm 離れた点の電顕像は Fig. 3 の如く intact である。

2. 温度実験

CO_2 レーザー照射中の温度を焦点、焦点周囲の脳表、及び組織内で実測した。

Fig. 3 Electron micrograph of the cortex of a rabbit at a point 1 mm from the laser focus. Both myelin sheaths and other fine structures remained intact. Glutaraldehyde and osmic acid fixation.

2.1 焦点温度

Fig. 4 は非接触性赤外線温度計である。焦点を telescope でとらえて直読することができるが、著者らは、これを polygraph に接続して記録した。実験は二種類の温度 range の温度計を用いて行われた。レーザー照射前の温度は温度

Fig. 4 Measurement of the temperature at the focal point on the cortex of a rabbit using the non-contact infrared thermometer: Mikron-57.

range $+20^\circ\text{C} \sim +40^\circ\text{C}$ の Mikron-25 Infrared Thermometer を用いて測定された。レーザー照射中の温度は $750^\circ\text{C} \sim 1750^\circ\text{C}$ の温度 range をもつ Mikron-57 Infrared Thermometer を用いて実測された。温度が上限を越えて scale out する時は filter を用いて測定し、補正する。焦点の温度は出力と焦点直径を一定にして power density を同一に保つと言う条件下で行なった場合、照射を受ける対象物によって異なる。

なることがわかった。出力15W, 焦点直径 0.5 mmの場合家兎の脳では 1,500℃を記録した。しかし, 同一の条件下でスレート板を照射すると, 2,500℃と言う値が得られ, 骨組織はスレートと軟部組織の中間の値である 2,000℃前後である。

2.2 脳表の温度分布

上記の照射条件で家兎の脳表の焦点周囲の温度分布を thermography にて記録した。(Fig. 5) Fig. 6はその analog 表示である。温度勾配の立ち上がりは急峻でCO₂レーザーは温度的には極めて限局的であり, 組織所見と一致する。

Fig. 5 Thermography on the cortex of a rabbit during laser irradiation. Thermograph: Canon CT-4A.

Fig. 6 Temperature gradient on the cortex of a rabbit around the laser focus. Note that the area of temperature rise is restricted (upper part of the picture), and the corresponding analog curve is very steep (bottom).

Fig. 7はそのdigital表示で一直線上に並んだ5ヶ所の温度を表示している。第3回目のsca-

Fig. 7 Temperature gradient printed out in digital form. The temperature was recorded on the five points arranged horizontally in a straight line. The value 99.9℃ in the third scanning of thermography indicates that it scaled out at the point of the laser focus. These values correspond to Fig. 6

ningで左から2行目に99.9とprint outしたのは焦点に一致してscale outしたことを示している。しかし, それに近接した点では, 低温を示している。比較として, 同様の実験を電気メスの monopolar electrode を用いて行なった。その記録の analog 表示と digital 表示をそれぞれ, Fig. 8とFig. 9に示すがCO₂レーザーに較べると温度勾配はゆるやかで熱の影響の範囲が広いことを示している。

Fig. 8 The temperature gradient on the cortex of a rabbit during monopolar coagulation. Note that the area of temperature rise is wider than that of laser photocoagulation (upper part), and the corresponding analog curve shows a gentle slope (bottom).

2.3 組織内温度

焦点部分の組織が気化されて楔状組織欠損が

Fig.9 Temperature gradient during monopolar coagulation. Note that the distribution of high temperature points in the third scanning. The values correspond to Fig.8.

生ずる時、組織内で組織欠損部の壁より、1mm離れた点の温度の経時的変化 microthermistor で測定した。Fig. 10はこの目的のために特別に作製した microthermistor Model MGA-3 type 215である。感温部は径 0.7mmの probe が 0.3mmの間隔で3本並列に設置されている。

Fig.10 Microthermistor specially made for this experiment: Model MGA-3, Type 215. The sensitive probes have a diameter of 0.7mm each and are arranged in a straight line at interval of 0.3mm.

実験は家兎の脳と筋を用いて行われ、温度変化は polygraph に接続して記録された。

2.3.1 CO₂ レーザー照射時の組織内温度変化

Fig. 11は出力15W、焦点直径0.5mmで2秒間家兎の脳を照射した時、気化消滅した組織欠損部の壁より1mm離れた組織内温度を polygraph で記録したものである。照射開始と同時に温度は上昇しはじめ、2秒後には、最大限10℃上昇

Fig.11 Temperature measurement inside the cortex of a rabbit during laser irradiation. The power output of the laser was 15W and the exposure time 2 sec. The distance between the laser focus and the tips of the microthermistor was 1mm. The difference in the values of the temperature rise was due to the difference in the distances from focus to the tips of the sensitive probes.

家兎の脳を照射した時、気化消滅した組織欠損部の壁より1mm離れた組織内温度を polygraph で記録したものである。照射開始と同時に温度は上昇しはじめ、2秒後には、最大限10℃上昇して peak に達し、照射終了と共に下降しはじめ、約30秒かかってゆっくり照射前の値に戻る。10℃以内の温度上昇が30秒前後あっても生体組織にはなんらの変化もみられない。

生体組織には血流があり、これが常に熱を奪い去るため短時間にわずかな温度上昇を認めるにとどまっている。CO₂ レーザーの熱的限極性は血流の冷却効果によって十分発揮されと言

Fig.12 Temperature measurement inside the muscle of a rabbit during laser irradiation. The interval of the time marker is 1 sec.

と言えるであろう。Fig. 12は家兎の筋に15W、1秒間照射した場合の記録で、同様に6～7℃の温度上昇を認めている。

2.3.2 電気メスによる組織内温度変化

microthermistorによる組織内温度測定は、比較のため電気メスについても行なわれた。Fig. 13はmonopolar electrodeを家兎の脳内

Fig. 13 Temperature measurement inside the cortex of a rabbit during monopolar coagulation. The distance between the probes and the coagulation forceps was 3 mm. The curve was superimposed with electrical noise until the current was cut. The curve was triphasic.

でmicrothermistorの感温部より3mm離れた点に設置して出力2Wで、2秒間通電した時の記録である。電極とthermistorの感温部を3mmも離れたのは、monopolarの電気メスでは出力と通電時間の積に比例して熱の影響範囲が大きく、ひろがり、CO₂レーザーのように限極的でないので容易にthermistorの感温部が高温域にとり込まれて破壊されてしまうことを予備実験で知ったからである。polygraphで得られた温度曲線は3相をなしている。通電後、ただちに温度は上昇してpeakに達したあと電流を切ると同時に下降をはじめ、通電前のlevelより、更に下降したあと、再び上昇して基準のlevelをわずかにovershootし、その後、ゆっくり下降して以前のlevelに復帰する。Fig. 12にみられるごとく、polygraphではscale outしているが温度計のメーターを直読するとピーク時の温度上昇は17～18℃である。またFig. 12では通電時に電氣的noiseが重畳して温度上昇の立

ち上がりがわからないが、家兎の筋で行なわれた同様の実験 (Fig. 14) では通電後0.5秒以内にすでにscale outしている。monopolar electrodeの場合、Fig. 12でもFig. 13でも曲線

Fig. 14 Temperature measurement inside the muscle of a rabbit during monopolar coagulation. The temperature scaled out because the distance between the probes and the coagulating forceps was only 1 mm.

はtriphasicである。その理由は、speculationであるが、通電により電極周囲の血管はvasoconstrictionを来し、血流が減少するためスイッチoffの直後は通電前よりも温度がやや下がり、その後reboundとしてvasodilationが血管壁の一過性のparalysisによって生じ血流が増加して温度は基準のlevelよりovershootし、やがて、paralysisの回復に伴ってゆっくり元のlevelに復帰するためと考えられる。Fig. 15

Fig. 15 Temperature measurement inside the cortex of a rabbit during bipolar coagulation. The curve was monophasic.

はbipolar electrodesを家兎の脳内に設置した。microthermistorの感温部より1mm離れた点に

Fig. 16 Temperature measurement inside the cortex of a rabbit. The tips of the microthermistor were inserted into the cortex to a depth of up to 3 mm from the surface and the tips of the coagulation forceps were set at a point on the surface 3 mm from the tips of the microthermistor.

挿入して (Fig. 16), 出力 2 W で 2 秒間通電した時の polygraph による記録である。monopolar electrode と異って、曲線が monophasicなのは電流が止血ピンセットの両脚の間のみに限局されており周辺の血管に影響を与えないためと考えられる。しかし、血流の冷却作用によって温度がもとの level に戻るまでには同様に時間を要し、全経過 23 秒である。家兎の筋組織内にて行なわれた bipolar electrodes の温度実験でも同じく monophasic の曲線が得られた。

3. CO₂ レーザーメス、電気メス、鋼メスの比較

3.1 電気メスとの比較

電気メスは CO₂ レーザーメスのライバルであると言われるように両者には互いによく似た機能がある。すなわち、凝固止血と切離であり、組織断端を凝固しながら同時に切離せる機能である。しかし、同じ熱凝固でも CO₂ レーザーメスと電気メスでは熱凝固による壊死層の大きさと広がり方に相違がある。CO₂ レーザーと monopolar 及び bipolar の電気メスの各々による熱凝固層の厚さとそれに伴う脳浮腫層の厚さを比較すると Table 1. の如くである。侵襲の大きさの小さい方から CO₂ レーザー, bipolar,

Table 1 The extent of the lesions produced on the brain surface of the cat.

	Diameter	width of necrosis	width of edema
Laser at 2 W	0.7mm	25 μ	70—100 μ
Laser at 15W	0.7mm	50 μ	250—300 μ
Laser at 25W	0.7mm	50 μ	300
Bipolar at 2 W	1.5mm	80 μ	300 μ
Monopolar at 2 W	4.5mm	300 μ	500 μ

monopolar の順である。

CO₂ レーザーの場合、2 W 程度の出力では、脳組織の熱凝固層の厚さは 25 μ でそれに伴う脳浮腫層は 100 μ 以下だが、出力がそれより大きくなると vaporization により組織欠損が生ずる。そして出力の増大に伴って組織欠損の大きさと速度が増大するが、その欠損部の壁を構成する熱凝固層の厚さは約 50 μ で一定であり、脳浮腫層も約 300 μ で一定である。この生物学的性質は CO₂ レーザーのきわだった特徴であり、侵襲の少ない精密な手術を要求される脳外科、皮膚形成外科、耳鼻咽喉科手術等にとって臨床的に極めて重要である。

一方電気メスでは熱凝固層の広がり方は出力と通電時間に応じて増大する。Fig. 17 は bipolar electrodes を用いて猫の脳表に出力 2 W で 2 秒間通電した標本の組織像である。直径 1 ～ 1.5

Fig. 17 Light micrograph of the lesion produced on the cortex of a cat by bipolar coagulation with an output power of 2 W and a current duration of 2 sec. The small arrows show the necrosis and the large arrows show the edema. The minimal scale graduation is 25 μ . Hematoxylin-Eosine staining.

mm厚さ80 μ の熱凝固層がみられる。出力を3 W、通電時間を3秒に増大させてみると Fig. 18 のように熱凝固層の厚さは増大し、180 μ になる。

Fig. 18 Light micrograph of the lesion produced on the cortex of a cat by bipolar coagulation with an output power of 3 W and a current duration of 3 sec. The necrosis is twice as wide as that shown in Fig. 17, but the width of the edema is the same. The small arrows show the necrosis and the large arrows show the edema. The minimal scale graduation is 25 μ . Hematoxylin-Eosine staining.

しかし、bipolar electrodesの場合、熱凝固の直径は止血ピンセットの双極の間隔に規定されてほぼ不変である。そして、これに伴う脳浮腫

Fig. 19 Light micrograph of the cortex of a cat coagulated with the monopolar electrode at output power of 2 W. Duration of the current was 2 sec. The minimal scale graduation is 25 μ . Wide necrotic layer accompanied by a wide layer of edema is observed. The lesion was so large that only one third could be covered with this magnification. The small arrows show the necrosis and the large arrows show the edema. Hematoxylin-Eosine staining.

層の厚さはCO₂レーザーの場合に似て一定であり約300 μ である。これに反して、monopolar electrodeの場合は、Fig. 19にみられる如く熱凝固層の厚さも拡がりも同じ出力と通電時間でbipolar electrodeの場合に比較してはるかに大きい。その直径は止血ピンセットの両脚の間隔をはるかに越えて拡がっている。出力2 Wで2秒間通電した場合、直径4.5mm、厚さ500 μ であり、bipolar electrodesの場合に比較して直径で3倍、厚さで5～6倍である。脳浮腫層も500 μ と厚い。そしてやはり出力と通電時間に応じて熱凝固層の大きさは増大する。monopolar electrodeと言っても対極板という電極と止血ピンセットの間に電流が流れるわけであり電流が生体のどの部位をどのような電流密度で流れているのか不明であるから視神経や脊髄等の近傍では不安である。更に患者の身体に設置した種々のモニター類の端子やアースの間にも電流が流れる可能性のある場合が多い。しかも、電気メスの場合はいずれも組織と接触する必要があるので電極に血液や組織の焼きこげが附着して電気効率を低下させるので、しばしばこれを取り除かねばならない。また双極ピンセットで血管をはさんで凝固した際、血管が焼きついて止血ピンセットからはなれなくなり、血管をひきちぎりそうになることがある。この点では、CO₂レーザーはnon-contactで作用するからこのようなおそれはない。また頭皮を反転した時には同時に多数の点から出血がみられるが、このような場合の止血は、このnon-contactのCO₂レーザーメスは大変speedyであり、出血部位の上を走査させるだけで効率よく短時間に止血できる。この際、適当に焦点をはずした defocused beamを用いると出血点の周辺の組織をある巾をもって収縮させながら凝固できるので止血が効率よく行なわれる。

しかし、止血操作は血管の種類、太さ、解剖学的状況に応じて最も適当なものを選ぶべきであり、monopolar electrodeの方がbipolar electrodesやCO₂ laserよりはるかに効率が良い場合もある。頭皮断端の止血や組織内に埋没

して出血点が直視下に確認できない時の止血等には **monopolar electrode** の方がよい。口径が太い血管も一般的には **monopolar electrode** の方が効率がよい。一般に直径1mmまでの血管は、CO₂レーザーでも凝固止血できると言われているが、静脈の場合はピンセットで血流を遮断すれば、太い静脈でもきわめて細くつぶれてしまうのでCO₂レーザーでも容易に凝縮できる。動脈も血流を一時的に遮断してから、凝固すれば容易に止血できる。CO₂レーザーメスで効率よく止血できないと判断したら直ちに電気メスを適用すべきである。凝固すべき血管の背景に **vital** な組織がある場合、生理的食塩水を浸した綿でその組織を保護すれば、CO₂レーザーを安心して適用できるが空間的に、又は解剖学的にそれが不可能な場合は一般的には **bipolar electrodes** の適用である。

3.2 鋼メスとの比較

組織の切離と創傷治癒の早さという点だけ考慮すれば伝統的な鋼メスの方が熱を用いる電気メスやCO₂レーザーメスより優れており、しかも軽快である。従ってCO₂レーザーの **surgical arm** をはじめて操作した外科医はその手術内容が通常の鋼メスで十分であった場合などは特に、マニピュレーターの重さやわずらわしさに不平を云うのが常である。

またCO₂レーザーメスの出力が不十分な場合は切離のスピードがそれだけおそくなるので、鋼メスのようなスピード感とリズム感がないという不満もある。手術は **procedure** によりその状況に最も効率の良い手段を組み合わせ用いればよいのであり、このような不満はCO₂レーザーの適応の誤りか、又は、その時点でのその装置の性能不足に起因している。

切離に際してのスピードは、焦点直径が一定ならば出力が大きい程速い。すなわち **power density** が高いほど速い。切開創も小さい焦点直径で高い **power density** のもとに早いスピードで切った方がきれいである。スピードが遅いと **handpiece** を持つ手のふるえが影響するから

である。この際CO₂レーザーの **non-contact** という点が **demerit** として働く。鋼メスでは直接、組織に接触しながら刃を走らせるのでこれが一種の **feed back** となって手のふるえを抑制している。そこでCO₂レーザーで切離を行う場合、Fig. 20の如き、**attachment** を **handpiece** の先端に装着することにより、手のふるえを抑制し、

Fig. 20 Various attachments to the handpiece.

The right one and the left one are for skin incision, and the middle one is for the protection of the cortex during the dural incision.

且つ、焦点を常に切離すべき組織の表面に保ちながら切離を行うことができる。切離の深さに関しては鋼メスでは一気に意図した一定の深さに切ることができるがCO₂レーザーでは時間に比例して深くなるのでゆっくり切るほど深く切れる。その際、**power density** が大きいほど早いのは言うまでもない。また **multiple mode** より **single mode** の方が切れ味は良いと思われる。しかし、腹膜とか硬膜の切開の場合のように腸管や脳のような直下の組織を保護しながら切開をすすめるためには、Fig. 20の如き **protector** を **handpiece** の先端に装着する必要がある。

創傷治癒に関しては早い方から鋼メス、CO₂レーザーメス、電気メスの順である。鋼メスで皮膚を切開し縫合した場合は通常7日目に抜糸するがCO₂レーザーメスでは用心のため、7日目に半抜糸を行い、10日目から14日目に全抜糸を行っている。しかし、最終的には、両者共癒合の状態には差がない。Fig. 21は家兎の背部の皮膚をCO₂レーザーメス（焦点直径0.5mm出力

Fig. 21 Scar formation in the skin of a rabbit 3 weeks after the incision with the CO₂ laser scalpel. Note the complete covering of the keratose layer and the thin scar tissue (0.5mm).

25W) 切開した直後に縫合し、3週目の組織標本である。巾 0.5mmの瘢痕組織が形成されているが、表面は完全に角質層が再形成されている。

Fig. 22は鋼メスで切開縫合した場合であるが scar は0.5~0.75mmの巾を持ち、同様に角質層が再形成されている。

Fig. 22 Scar formation in the skin of a rabbit 3 weeks after the incision with the conventional steel scalpel. The width of the scar is about 0.5mm to 0.75mm.

現在のところ皮膚切開を形成外科手術の目的で行うなら鋼メスの方が優れている。しかし、CO₂レーザーメスは無血の切開とか、アザの気化消滅など、鋼メスでは不可能な手術が容易に行える。手術の種類によっても異なるが、鋼メスと電気メスの組合わせで行った場合に比較して、CO₂レーザーメスでは出血量が約 $\frac{1}{4}$ で済んでいる。

4. 実験腫瘍

Fig. 23はmethylcholanthreneにて誘発した glioblastoma(石田203GL)をC-57 black mouse の大腿皮下に移植して4週間目の実験腫瘍にCO₂レーザーを出力15~60Wの連続波で照射したところである。腫瘍は無血的に気化消滅し、発生した煙は吸引管にて排除される。この際、血管もリンパ管も凝固により閉塞されるばかりでなく、機械的な力を腫瘍に加えずに任意に腫瘍を除去できるので手術操作により腫瘍細胞を血管やリンパ管に押し込んで遠隔転移を来すおそれがない。この点は、癌や肉腫等の悪性腫瘍の手術にCO₂レーザーメスを適用する時の重要な merits の一つになっている。

Fig. 23 Vaporization of glioblastoma (Ishida-203 GL) induced by methylcholanthrene and transplanted into the subcutaneous tissue of C-57 black mouse. The tumor tissue is bloodlessly vaporized by the CO₂ laser with an output power of 15 to 60 W and the smoke is removed by suction tube. The speed of vaporization is proportionate to the output power.

Fig. 24にみられる如く、CO₂レーザーで作られた楔型の組織欠損部の断面は極めてシャープで欠損部は約 1,500℃の高温で気化消滅したにもかかわらず、それに接する組織は少なくとも肉眼的にはintactに見える。Fig. 25はこの腫瘍と大腿筋組織の接点の顕微鏡写真である。図の上半は腫瘍細胞で下半の筋組織の中に、一部浸潤しているのがみられる。この腫瘍を出力15~16WのCO₂レーザーでvaponizeした直後に固

Fig. 24 The section of the experimental tumor (Ishida-203 GL) vaporized by the CO₂ laser scalpel. V-shaped defect with a sharp margin was produced hemostatically by laser irradiation.

Fig. 25 Light micrograph of the Ishida-203 GL shown in Fig. 23 and 24. The tumor tissue (upper part) infiltrated into the striated muscle (bottom). Hematoxylin-Eosine staining.

定した組織標本がFig. 26である。腫瘍組織は完全に消滅し、表面に厚さ10~20 μ charred layerがあり、その下に組織液が急速に蒸発して爆発脱出したためにできたhoneycomb structureが30 μ ぐらいみられる。この両者合わせても熱壊死層全体で50 μ である。その直下の筋組織はまったくintactで出血も細胞浸潤もみられない。腫瘍の除去をCO₂レーザーメスで行う際、術者がlasingを中止した時に残った組織は表面が50 μ だけ熱凝固層がみられるだけである。この事実はCO₂レーザーの侵襲が極めて限極的でcontrolableであることを示しており、脳腫瘍

Fig. 26 The tumor tissue shown in Fig. 25 was completely vaporized by the CO₂ laser. Charred layer and network necrosis of a honeycomb type were observed. This honeycomb structure is thought to be produced by acute dehydration or bursting of cellular and intercellular fluid. It should be pointed out that there is no bleeding or cellular infiltration under the necrotic layer. The width of the necrosis is 30 to 40 μ . Hematoxylin-Eosine staining.

や脊髄腫瘍の手術のように精密さを要求される環境の中で行われる手術においてはCO₂レーザーメスが極めて有力な手段であることがわかる。この実験腫瘍をCO₂-cryosurgical unit (Mochida Cryos-A) を用いて-47℃に凍結させてからCO₂レーザーを照射した (Fig. 27)。CO₂レーザーによるvaporizationの効率は組織が凍結されても低下せず、組織は氷結の状態から、直接気化された (Fig. 24)。この実験の意義は、出血性脳腫瘍にCO₂レーザーメスを効率よく適用するために cryosurgery を併用することの可否を問うことにある。CO₂レーザーの特性として水に100%吸収されるという性質があり、これがレーザーメスとしての基本的な作用機序になっているが、反面、腫瘍が高度に出血性で手術野が血液のプールに常時覆われる状態になると、CO₂レーザーはそれに吸収され、その下の腫瘍組織に達しなくなる。それを防止する手術手技の一つとして組織と血液を一過性に凍結し、固体に変え (cryo-solidification) そのまま気化すると効率がよい。石田203 GLは

Fig. 27 Cryolaser surgery. Solidification of the tumor by the cryosurgical unit prior to the laser irradiation is effective in the cases of highly vascularized tumors. The frozen tissue can be easily vaporized by the CO_2 laser.

出血性腫瘍ではないが、この cryolaser surgery は後述の如く実際にヒトの出血性脳腫瘍である髄膜腫に応用され有効であることがわかった。

このように CO_2 レーザーが腫瘍の手術に有用なのは術者の意図するだけ腫瘍組織をその場で気化消滅 (vaporize) させることができるからである。現在のところ vaporization という能力を備えているレーザーは CO_2 レーザーだけである。著者は CO_2 レーザーメスの実用化に着手する以前に ruby laser の実験腫瘍に対する生物学的作用につき検討していた。Fig. 28 は Rous sarcoma virus で induce した C_3H mouse の実験脳腫瘍を腹腔に注入した Evans blue で選択的に染色したものである。健常な脳組織は血液脳関門 blood-brain barrier の存在のため、血中の色素をとり込まず、血液脳関門を欠いている脳腫瘍にのみ色素がとり込まれる。このようにして作製したマウスの脳腫瘍に ruby laser (波長 $6943\text{\AA}$, 焦点直径 1mm , 出力 $3\sim 16\text{Joul}$ パルス巾 3 msec) で照射した。照射は Fig. 29 のように径 100μ の glass fiber 2,500 本束を熱縮チューブに入れて束ねた light guide を通して行われた。ruby laser は赤色の可視光であり、白色の脳組織では反射され、青色に染色された脳腫瘍に吸収される。しかし、一回の照射で約 1mm^3 程度の壊死をつくり得るのみであり、パ

Fig. 28 Experimental brain tumor of C_3H mouse induced by Rous sarcoma virus. The tumor was selectively stained with Evans blue injected into the peritoneal cavity prior to the laser irradiation. The normal brain tissue remained unstained due to the blood-brain barrier and reflected the beam of the ruby laser.

Fig. 29 Irradiation of the experimental brain tumor shown in Fig. 28 by the ruby laser through fiber optics. Wave length $6943\text{\AA}$, focal diameter 1mm , output power 3 to 16 Joul, pulse width 3 msec.

ルスとパルスの間隔が charge のため 30 秒を要する。しかも壊死組織の一部は衝撃波で、周囲にとび散るが、ほとんどは壊死組織としてそのまま残る。つまり CO_2 レーザーのように気化して消失することはない。そのため大きな腫瘍を消失させることができない。しかも家際問題として、臨床では腫瘍のみを十分染めわけることができないから、色依存性のレーザーは実用的ではない。

これらの理由から著者は ruby laser の脳外科手術への応用を give up し、色依存性がなく

vaporizationという特性を備えたCO₂レーザーの臨床用実用機開発を開始したのである。

5. clinical laser surgery

著者らが2号機と3号機の開発と改良の過程で経験した臨床症例は、これまでに総計、83例である。その内分けは脳外科32例、皮膚形成外科27例、婦人科16例、外科8例、である。脳外科手術は一つの手術の中で要求される power range が広く、大出力から極めて微少な出力まで一台の装置で正確に、且つ、迅速に切り替える必要があり、また手術用顕微鏡に接続できなくてはならない。このように severe な条件を満たすように設計された脳外科用CO₂レーザーメスを他の臨床領域に応用するのは比較的容易である。臨床症例数を数字の上だけで比較するのは無意味である。なぜなら脳外科手術のように大勢のスタッフが数時間から十数時間かけて必死の努力をしても、数分で数了するような簡単な手術と同じ1例と数えられるからである。それに著者らの場合は完成した装置を与えられて臨床経験を重ねるのではなく、1例経験するたびに判明した性能上の欠陥を改良しながら次の症例でその成果をテストするという手順をふんで、真の意味の実用機に一步一步近づく努力を重ねて来たので数年と言う年月に比して症例数は多くないのである。

5.1 脳外科臨床例

脳外科手術症例31例の内分けは、脳腫瘍24例、脳膿瘍1例、脳動脈瘤4例、頭蓋骨欠損3例である。この内で、脳腫瘍を除く8例は開頭術に用い、脳腫瘍症例は開頭術と腫瘍除去の双方にCO₂レーザーを適用した。脳動脈瘤そのものはclippingが最善の方法であるので、レーザーを照射しなかったがbroad neckのaneurysmでclippingのためにneckを縮めたい場合には、利用し得ると思われるので、今後の課題として残してある。

5.1.1 開頭術 craniotomy

5.1.1.1 頭皮切開

頭皮は人体中最大の厚さを有し、数mmから1cm程度ある。その上、血管網が発達しており血流は豊富である。これは脳を日射などの輻射熱より防禦する上でラジエーターの役割を果たしているものと思われる。通常、頭皮の切開は、鋼メスで行うが、この際激しい出血がみられるので直ちに止血クリップを断端に順次かけながら皮切を進める。特に激しい出血点はモノポラーの電気メスで、その度止血している。頭皮の切開をCO₂レーザーメスで行うと、切離と同時に止血されるので、出血が少ない。しかし、focused beamを用いるため、太い血管（特に動脈）を切離した場合は出血するので、この場合は電気メスを併用して止血すべきである。頭皮切開に際して常時、焦点を切離面に保ちながら切離を進めなければならないのでFig. 20の左端の如くball-pointedのattachmentを手pieceの先端に装着して行う。頭皮切開の速度は、焦点直径が一定なら出力に比例する。血流が豊富で厚い頭皮を実用的なスピードで切離するには焦点直径を0.5mmとすると60W以上必要である。通常、鋼メスを用いる場合の切開速度は約3cm/秒であるがCO₂レーザーメスで止血を兼ねながら切開するには60Wで約1cm/秒程度である。出力が90W程度になるとほぼ鋼メスのそれに近ずきスピード感が術者にとって満足のいくものになる。切開に際して頭皮を手で緊張させておくとよく切れる。そして切れ口が哆開して次々に深い層が直接レーザー照射を受けることになる。切れ味に関与するfactorとしてはpower densityを決定する焦点直径と出力の他に、もう一つ横モードが影響し、いわゆるsingle mode, TEM₀₀がもっともよいと思われるが、そのmerit, demeritに関してはPart Iに述べたので当略する。頭皮切開をfree handで行うと手のふるえの他にbeam径の不同により切り巾がひろがり、且つ、ギザギザになって縫合後のwound healingが更に遅れるので必ず前述の如きattachmentを用いるべきである。さて頭皮を反転すると通常galea aponeurotica（帽状腱膜）側と骨膜側双方よりに多数の出血

点が見られるが、この止血にCO₂レーザーメスはきわめて効率がよい。通常、電気メスで止血を行うが多数の出血点にいちいち止血ピンセットをあて、これに電気メスの電極を接触させるという描作をくり返さねばならない。しかし、CO₂レーザーメスではnon-contactにdefocused beamで出血点を狙ってscanするだけですむから止血が容易且つ迅速である。特に再手術で肉芽組織よりジワジワ出血する場合などには特に有効である。同じ頭皮切開でも前頭、側頭、頭頂部と後頭、後頭下開頭では縫合後のwound healingの成績が異なる。術後、患者は一定期間、仰臥位でねているので後頭、及び、後頭下開頭術の患者においては脳脊髄液が創部を常時浸して、創部癒合の妨げとなり髄液漏になる危険性をはらんでいる。それに反して、前頭、側頭部の皮切部は常時dryに保たれるのでwound healingがよく、通常の鋼メスの場合とほぼ等しく1週間目に抜糸をしようと思えば可能であるが用心して一週間目に半抜糸し、2～3日様子をみて全抜糸をしている。皮切を避けるか、又は2週間目に全抜糸をするようにする。その際硬膜外ドレーンをはなるべく長時間、留置しておく方がよい。

5.1.1.2 骨膜、筋、筋膜

筋膜も骨膜もうすいので20～30W程度の出力で極めてspeedyに切れ電気メスと変らない。筋組織は軟かいので無血的に効率よく切れる。出力は30W～50W程度で迅速に切れる。

5.1.1.3 頭蓋骨

現在のところ、CO₂レーザーをそのままosteotomyに用いることは効率が悪く危険を伴うので著者らはair turbineによるエアトームを用いている。

CO₂レーザーのfocused beamを骨に照射すると炎をあげて燃焼する。炎による二次的な熱が伝導して直下の硬膜と脳に火傷を与える可能性がある。この炎を防止するには窒素ガスを焦点部に噴出させ酸素を遮断すればよいが厚さ1cm前後の頭蓋骨を切る速度はエアトームにはるかに及ばない。なんでもかんでもレーザーで

行うのはむしろマイナスである。

5.1.1.4 硬膜

硬膜を切開する時はhandpieceの先端にFig. 20の真中に示されているattachmentを装着し、硬膜に尖刃で数mmの小切開をおき、そこからこのattachmentの下端を硬膜下に挿入する。このattachmentの下端にはさじ状の受け皿があつてレーザー光はここで反射されて下の脳表は完全にintactに保たれる。出力は小さくてもすみ、20W～30W程度で硬膜動脈よりの出血もなく迅速に切開することができる。

5.1.1.5 クモ膜及び脳

corticotomyを行うに際してクモ膜下腔の太い血管はピンセットで2ヶ所はさみ血流を一過性に遮断しておいてその間を2～5W程度のdefocused beamで凝固してからvaporizationを行うと出血せずにすむ。脳実質は灰白質も白質も差がなく迅速に気化される。その際の熱凝固層の厚さは50μであり、それに伴う脳浮腫は250μである。出力は30～50W程度で実用速度が得られる。

5.1.2 脳腫瘍

現在のところ、脳外科領域でCO₂レーザーメスの最もよい適応は脳腫瘍である。著者らが行った脳腫瘍のlaser surgery 24例の内分けはTable 2の如くである。

Table 2 24 cases of brain tumors treated with the CO₂ laser scalpel

meningioma	8
acoustic neurinoma	5
glioblastoma	5
pituitary adenoma	1
pinealoma	1
ependymoma	1
plexus papilloma	1
metastatic brain tumor	1

CO₂レーザーメスが脳腫瘍の手術に有用であるのは次のような場合である。

- 1) 高度に出血性の腫瘍
- 2) 硬くて吸引できないか切除が困難な腫瘍
- 3) 機械的な力を加えると危険な場合

4) 手術操作中に転移を来たすおそれのある場合

5) ごく少量ずつ除去する必要がある場合

6) 骨に浸潤している場合

CO₂レーザーは止血性が高く、固い腫瘍でも任意に気化消滅でき、吸引可能な程度に組織をもちくすることもできる。しかも非接触性にこれらの操作を行うので電気メスのように血液が電極にこげついて能率を下げることもないし、また、脳幹や血管に機械的な力を加えずに静かにおだやかにその場で腫瘍を無血的に気化消滅できるので術中吸呼中枢に影響を与えたりvitalな血管を損傷することも避けられる。CO₂レーザーメスは特に頭蓋底、眼窩、脳室の髄膜腫の難治例に有用である。これらの腫瘍で従来のmodalitiesで摘出困難な症例は第一に解剖学的位置関係、第二に腫瘍の性質（高度に出血性か、または硬くて取りにくい）、第三に大きさのいずれか、またはそのいくつかの組み合わせが厳しい状況になっている場合であろうと思われる。以下その典型的な症例を述べる。

症例1 小○平○ 44才 男

診断： 右sphenoid ridge meningioma
(clinoidal~alar)

現症歴：昭和51年夏より、朝嘔気あり、昭和52年1月頃より嘔吐、頭痛等頭蓋内圧亢進症状が増強した。同年2月、3月頃には計算も不能になり、意識障害、歩行障害が加わった。同年4月、某大学附属病院脳神経外科受診、血管撮影、CT等より右蝶形骨縁髄膜腫と診断され、同年4月28日開頭術が行われた。腫瘍は Fig. 30, Fig. 31にみられるようにhighly vascularized tumorで電気メスを用いた従来の方法で腫瘍の上方の $\frac{2}{5}$ を除去するのに10,000mlの論血を必要としたため手術を中断しlaser surgeryを行うため、同年11月2日、当科に転送された。Fig. 32, Fig. 33はその時点のangiogramで血管に富んだ腫瘍が手拳大に残っている。Fig. 34, Fig. 35はこの時点のCT像であるが腫瘍はanterior clinoid processを含んで外方に発育している。

Fig. 30 Sphenoid ridge meningioma (R-GAG).
A-P view. Note that the tumor is highly vascularized and large.

Fig. 31 Lateral view. The tumor looks like a dumb-bell. The removal of the upper two fifths of the tumor by the conventional method with the electrosurgical unit required 10,000 ml of blood transfusion.

Fig. 32 The angiogram of the case shown in Fig. 31 before laser surgery. R-CAG, lateral lateral view.

Fig. 33 Lateral view of the case before laser surgery.

Laser surgery: この状態の残存腫瘍に対して、昭和52年11月7日、CO₂レーザーメスを

Fig. 34 CT-scanning of the sphenoid ridge meningioma before laser surgery. The tumor was of clinoidal-alar type. (enhanced)

Fig. 35 Upper slice of the enhanced CT-scanning.

用いて再開頭が行われた。再手術のため脳表、硬膜及び筋膜の癒着剥離に手間どり、そのための出血がみられたが腫瘍そのものの vaporization は、ほぼ無血的に行われた。しかし、太い血管からの出血もかなりみられたので、適宜、電気メスやCO₂-cryosurgery (-47℃) を併用し、内側の右前床突起、右内頸動脈、右視神経を含む部分を残して、腫瘍の80%を除去するのに 2,400ml の輸血を必要とした。しかしこの輸血量は電気メスで行った第一回目の手術時の 1/4 弱である。第3回目の手術は昭和52年11月21日 approach を変え subfrontal に残りの腫瘍を完全に vaporize し、腫瘍の全摘を完了した。この時の輸血量は800ml であった。視神経、内頸動脈は生理的食塩水を浸した綿で覆って保護したので完全に intact に保たれた。

Fig. 36, Fig. 37 と Fig. 38, Fig. 39 はそれぞれ術後の angiogram と CT 像で腫瘍は完全に消

Fig.36 Cerebral angiogram after the vaporization of the tumor by the CO₂ laser. Note the complete disappearance of the vascular network of the tumor. R-CAG, right side.

Fig.38 Lateral view.

失していることがわかる。

術後経過：術後経過は良好で、患者は neurological deficitなく一週間目に元の大学病院

Fig.38 Postoperative CT-scanning with enhancement. The total removal of the tumor was accomplished.

Fig.39 An upper slice, enhanced CT-scanning.

Fig.40 Histological diagnosis is a highly vascularized meningotheial meningioma. Thermal necrosis is composed of the charred layer and the honeycomb structure layer(arrows) . Hematoxylin-Eosine staining.

にリハビリテーションのため転送された。組織診断はmeningotheial meningiomaであった (Fig.40)。この症例はCO₂レーザーメスの止血性の高さを証明した例で、このように高度に

出血性の腫瘍の手術に際して無駄な出血を極力抑え、ひいては血清肝炎の発生率の低下に役立つばかりでなく、患者の自覚症状も大量の輸血を受けた第一回目の開頭術の直後と2回目以後では、はっきりした差があって、「身体が楽だ。」と患者自身で述べている。

腫瘍のvaporizationやcoagulationに用いた出力は60Wであったが、このように巨大、且つ出血性腫瘍の場合、60Wは必要最低限であり、できることなら100 W近い出力で行った方が気化消滅のスピードも早いし、defocused beamを用いてcoagulationを行う時も一度に広い面積を照射できるので効率がよいであろう。その後の改良でTAKITOM-78は90Wの出力が得られている。

症例2 小○孝○ 39才 女

診断: tuberculum sellae meningioma

現病歴: 昭和45年8月頃より左眼視力低下はじまり、昭和48年4月頃より急速に低下した。昭和49年2月には右眼中心部が見えにくくなった。昭和49年4月25日、上記診断のもとに左前頭開頭により第一回の開頭術を行ったが腫瘍は硬くsubtotal removalにおわった。視力は一時回復したが視野欠損を残し、昭和49年末より、再度視力低下を来した。昭和50年1月28日右前頭開頭にて第二回目の手術を行ったが、腫瘍の部分切除に終わった。今回もまた一時的な回復をみたが再度視力視野障害が進行したため、昭和51年5月25日、第三回目の開頭術がbifrontal approachにて行われた。腫瘍は出血性ではないが硬くて切除困難で視神経周囲の腫瘍組織を除去すべく操作中、内頸動脈より激しい出血がみられたのでこれをようやくoxycellにて止血し手術を中止した。この出血部位は、後日、脳血管撮影にてFig. 41の如くpseudoaneurysmをつくっていることが判明した。従って次の手術では腫瘍の除去に際して従来のように、機械的な力を加えることは、このまま、動脈瘤の破裂につながるのを禁忌であることがわかった。すでに、左眼は失明しているが、手をこま

Fig. 41 Pseudoaneurysm produced on the cisternal portion of the right side internal carotid artery by the dissecting procedure in the third operation (arrow).

ねいていても、右眼の視力障害が進行し、着実に失明に向かうことは明らかである。そこでnon-contactに腫瘍を気化消滅できるCO₂レーザーメスの適用が考えられた。laser surgeryのため、患者が転送されてきた時点ですでに右眼視力も眼前指数を弁ずる程度に低下しており、眼底所見は視神経萎縮の状態であった。昭和53年4月25日、第4回目の開頭術をCO₂レーザーメスで行った。腫瘍はFig. 42, Fig. 43の如くトルコ鞍部を占拠し、左右の視束、視交叉部、

Fig. 42 The enhanced CT-scanning of tuberculum sellae meningioma before laser surgery.

内頸動脈をつよく圧排しているがnon-vascularizedである。再手術のためやはり癒着剝離に時間を費したが、腫瘍そのもののvaporizationは迅速に行われた。operating microscope下に視神経を生理食塩水を浸した綿で覆ってその脇ギリギリのところまでvaporizeした。出力は

Fig. 43 Cerebral angiogram shows the tumor stain (arrow).

20Wで十分であった。右の視束を外方に圧排してその直下の腫瘍組織も除去して減圧を行った。時間の制約等で視交叉部の直下や左視束の下等の除去は不十分であった。またこの時点ではトルコ鞍内部で死角にあたる部分にまでレーザー光を照射する attachment がつくられていなかったもので腫瘍の除去は partial removed に終わった。結果的には4回目の開頭ですでに視神経萎縮が高度であり、視力は回復しなかったが、このような線維性が硬くて機械的な除去が困難な腫瘍に早期からCO₂レーザーを適用すれば、成績もよいのではないかと考えられる。

症例3 岩○熙 32才

診断: Orbital meningioma

現病歴: 昭和49年10月より左眼瞼腫脹に気付いた。この頃両側の前頭部に拍動する頭痛あり、同年12月には左前額部腫張、複視あり、その後、右手の運動不全麻痺、記憶力、思考力低下が加わり、うっ血乳頭が認められた。昭和52年2月25日某病院脳神経外科にて第一回目の開頭術が行われ、両側前頭開頭にて腫瘍の subtotal removal を行った。同年3月25日、第二回目の開頭術にて腫瘍の全摘を行ったが腫瘍は再発し、昭和51年9月3日第三回目の開頭術にて、腫瘍の亜全摘を行った。しかし、その後も腫瘍は増大し、Fig. 4 5のように左 exophthalmos を来とし、また Fig. 45のように左眼窩周辺の骨肥厚と骨破壊が加わって、顔面の変形が高度にな

Fig. 44 CT-scanning before laser surgery shows the exophthalmos produced by the orbital and basal meningioma. (the left eye)

Fig. 45 Hyperostosis around the left orbita produced by meningioma.

った。左眼の神経萎縮もはじまっていた。そこで昭和52年12月20日、第四回目の開頭術がCO₂レーザーメスを用いて行われた。腫瘍は両側の前頭洞その骨壁を破壊し内腔を埋め、更に glabella の骨を破壊し、これを置換していた。出力60WのCO₂レーザーメスで、これらの部分の腫瘍組織を完全に vaporize した。腫瘍は更に左眼窩内から orbital roof, zygomatic process, ethmoid sinus にひろがっている所以この部分は日を改めて除去することにした。この症例は、前頭蓋底の骨に広範に浸潤した難治の髄膜腫であるが、CO₂レーザーメスを用いれば時間の問題で全摘可能と思われる。

以上は従来の方法では摘出困難な頭蓋底の髄膜腫の laser surgery であるがこの他に巨大な側脳室内髄膜腫で、摘出に際して正常の脳組織を損傷する可能性が大きいので、小さな corti-

cotomy をおいて腫瘍を脳室内で気化消滅させたり、また傍矢状洞髄膜腫でも高度に出血性であったので液化室素の cryosurgery を併用して無血的に全摘した症例がある。腫瘍が巨大であるか、高度に出血性の場合は60Wから90Wの高出力で coagulation や vaporization を行う方が効率が良い。

症例 4 植○力 24才 男

診断： 松果体腫瘍, pinealoma

この症例は髄膜腫のように出血性でもなければ巨大な腫瘍と言うわけでもないが Fig. 46 の

Fig. 46 The enhanced CT-scanning of pinealoma before laser surgery (arrow).

ように deep seated tumor である。また、ただ深在性というだけでなく腫瘍に接して内大脳静脈や Galen の大脳静脈のように vital な血管があるのでこれらを損傷しないように除去せねばならない。従ってこの症例は、最初から CO₂ レーザーメスを用いて手術が行われた。inter-hemispheric approach で splenium を部分的に吸引除去し腫瘍の上部を露出させたあとレーザー照射に先立ってまず前述の重要な血管を生理的食塩水を浸した綿で覆って保護した。CO₂ レーザーは水に 100 % 吸収されるからこの綿が湿っている限り、例えば誤ってレーザー光がこれらの上に照射されてもこれらの血管は完全に保護される。実際は脳脊髄液により常時、綿は浸されていて好都合である。それから出力20Wで腫瘍の vaporization が手術用顕微鏡下に行れ、同時に16mmシネフィルムに記録された。上記の

vital な血管に付着している少量の組織と死角の中にある腫瘍の一部は意図的に残し、Co⁶⁰ による術後照射を行った。Fig. 47は術後のCT像で腫瘍は完全に消失している。本症例は neurological deficit なく退院し、完全に復職し、

Fig. 47 Postoperative CT-scanning shows the complete disappearance of the tumor.

現在に至っている。レーザーは非接触性に遠くから狙えるのでこのように深くて狭い手術野で、精密な操作を必要とする場合に有用である。target は手術用顕微鏡下に He-Ne レーザーによる赤色のガイド光で正確に狙い (Fig. 48), foot-switch

Fig. 48 Micromanipulator connecting the surgical of the CO₂ laser scalpel to the operating microscope. The operator can precisely aim the laser beam at the target by handling the joystick. He-Ne laser serves as a red pilot light which can be clearly recognized on the red, bloody background of the operative field.

を踏んでレーザーを照射するが、その際このように腫瘍が小さくても且つ、慎重を要する場合は小さな出力でしかも、pulse 発振で照射する方が安全である。このため、操作板にある timer

Fig. 49 Suction tubes coated black with chrome to prevent the laser reflection.

をセットし、0.5秒から1秒のパルス巾で、1回1回確認しながら少量ずつ除去するのである。発生する煙は吸引管で排除し、視野を確保する。その際、狭い手術野の中にある吸引管にレーザー光が反射して予期せざるところを損傷するのを避けるため、吸引管はFig. 49のごとく、黒くクロムメッキをするか、ネラトン等のゴム管をかぶせるとよい。

(つづく)