

エルビウム YAG レーザーによるスクレロストミー —照射エネルギーとの関係—

溝田 淳¹⁾, 高相 道彦¹⁾, 津山 嘉彦¹⁾, 小林 克彦²⁾, 初内 正幸²⁾

¹⁾千葉大学医学部眼科学教室, ²⁾株式会社トプコン

要 約

目 的: エルビウム YAG レーザーによるスクレロストミーを行うための最適な条件を求める。

材料および方法: 摘出ブタ眼を用い, レーザーの照射エネルギーを 0.5, 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7 mJ と変化させ, エネルギーの伝達および組織に対する障害を検討した。

結 果: 角膜内で照射したときのエネルギーの伝達の様子を観察すると, 照射エネルギーが大きくなるとプローブの周囲にまで影響が及ぶ。閾値となるようなエネルギー (1 mJ) では全層のスクレロストミーができるまでの総エネルギーは有意に高いが, 2 mJ 以上のエネルギーでは総エネルギーに差はなかった。スクレロスト

ミーの断面を観察すると, 低いエネルギーのときには周囲に 20~30 μm の熱変性があるのみであるが, 照射エネルギーが高くなるにつれ, 離れた所にも障害がみられるようになった。

結 論: スクレロストミーを本装置で行う際に適したエネルギーは, 2 mJ であると思われた。(日眼会誌 104: 453—457, 2000)

キーワード: エルビウム YAG レーザー, スクレロストミー, 熱障害, 照射エネルギー

Sclerostomy with an Erbium YAG Laser —The Relationship with Pulse Energy—

Atsushi Mizota¹⁾, Michihiko Takasoh¹⁾, Yoshihiko Tsuyama¹⁾
Katsuhiko Kobayashi²⁾ and Masayuki Momiuchi²⁾

¹⁾Department of Ophthalmology, Chiba University School of Medicine

²⁾TOPCON Corporation

Abstract

Purpose: To investigate the optimal pulse energy to do sclerostomy with an erbium YAG laser.

Materials and Methods: The experiments were performed in enucleated porcine eyes. We changed pulse energy and examined the effects on surrounding tissue.

Results: With the increase of pulse energy, the effects of the laser extended to the area surrounding the laser probe. At the threshold energy for doing full-thickness sclerostomy, the total energy was significantly higher than with higher pulse energy. And

with pulse energy higher than 2 mJ, the total energy did not show any significant change. Histopathologically, the damaged area around sclerostomy became larger with the increase of pulse energy.

Conclusion: The optimal energy to do full-thickness sclerostomy with this system seemed to be 2 mJ. (J Jpn Ophthalmol Soc 104: 453—457, 2000)

Key words: Erbium YAG laser, Sclerostomy, Thermal damage, Pulse energy

I 緒 言

エルビウム YAG レーザーは波長 2.94 μm の赤外光のレーザーで, 熱作用により組織を蒸散させる。他の赤外光

のレーザーであるホルミウム YAG レーザーやネオジウム YAG レーザーと比較して, 2.94 μm という波長は水への吸収がよく, 水中では僅か十数 μm しかそのエネルギーが到達しないという特性がある。つまり, 一般的な組

別刷請求先: 260-8670 千葉市中央区亥鼻 1-8-1 千葉大学医学部眼科学教室 溝田 淳

(平成 11 年 10 月 25 日受付, 平成 12 年 1 月 13 日改訂受理)

Reprint requests to: Atsushi Mizota, M.D. Department of Ophthalmology, Chiba University School of Medicine, 1-8-1 Inohana, Chuo-ku, Chiba 260-8670, Japan

(Received October 25, 1999 and accepted in revised form January 13, 2000)

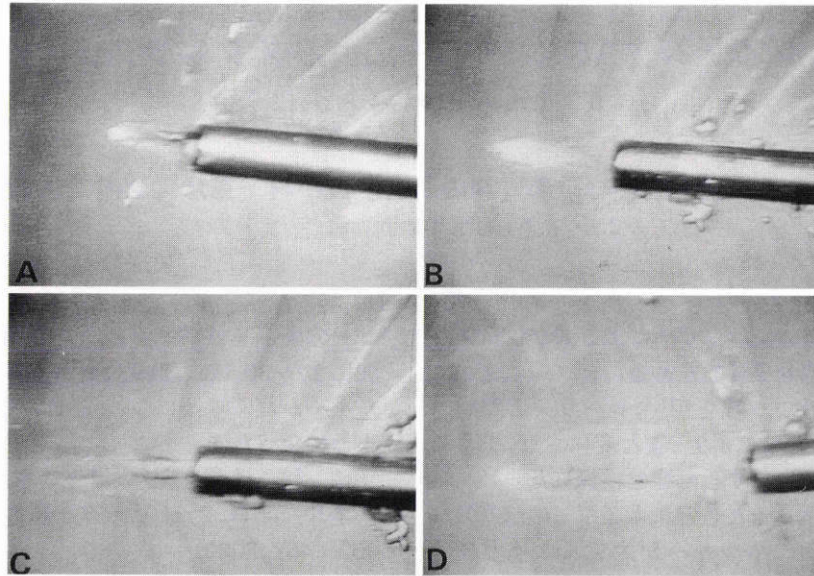


図1 照射エネルギーを変化させたときのエネルギーの伝達。

照射エネルギーが1.0 mJ(A)の場合はプローブの前にエネルギーが伝達している部位があり,照射エネルギー,3.0 mJ(B),5.0 mJ(C),7.0 mJ(D)と増加するに従って,その範囲が大きくなっている.特に5.0 mJ,7.0 mJの場合はプローブの前方だけではなく,周辺にも影響の及んでいる.プローブの外径は400 μm .

織は水分を多く含んでいるため,周辺組織への熱障害が少ないという特徴がある.眼科領域においても熱障害が少ないため,周辺組織の癒着化が少ないとの観点から緑内障に対する応用^{1)~7)}あるいは網膜硝子体手術^{8)~11)},角膜手術¹²⁾¹³⁾,白内障手術^{14)~16)}への応用などいくつかの報告がある.我々⁴⁾も実験的にブタ眼を用いて眼内内視鏡下でエルビウム YAG レーザーを用いて緑内障の濾過手術に対する応用を報告した.エルビウム YAG レーザーによる熱障害はレーザー自体のエネルギーの到達する範囲は少ないが,それ以外に,組織が蒸散する際に出現する高温の気体による障害の存在も考えられるため⁸⁾,レーザー特性のみから単純には判定はできない.また,照射エネルギーを変化させ,その組織に対する影響の違いを報告したものもない.今回,エルビウム YAG レーザーの照射エネルギーと周辺組織に対する影響を検討した.

II 実験方法

今回の実験は摘出ブタ眼を用いて行った.エルビウム YAG レーザーの発生装置は試作機(トプコン)を用いた.レーザーの術野までの導出には,2.94 μm のエネルギーの吸収が少ないふっ化物ファイバーを,眼内プローブの先には直径200 μm の無水石英ファイバーを用いた.石英ファイバー自体かなりもろいもので,容易に折れてしまうため,金属で先端をカバーした⁴⁾.レーザーのパルス幅は75 μs で頻度は5 Hzで照射した.これらの操作は手術用顕微鏡下で行い,強膜切開(sclerostomy:以下,スクレロストミー)は眼内から行い,その部位は,線維柱帯から眼外に向かって作製した.照射エネルギーは眼内プローブの先端で計測した.

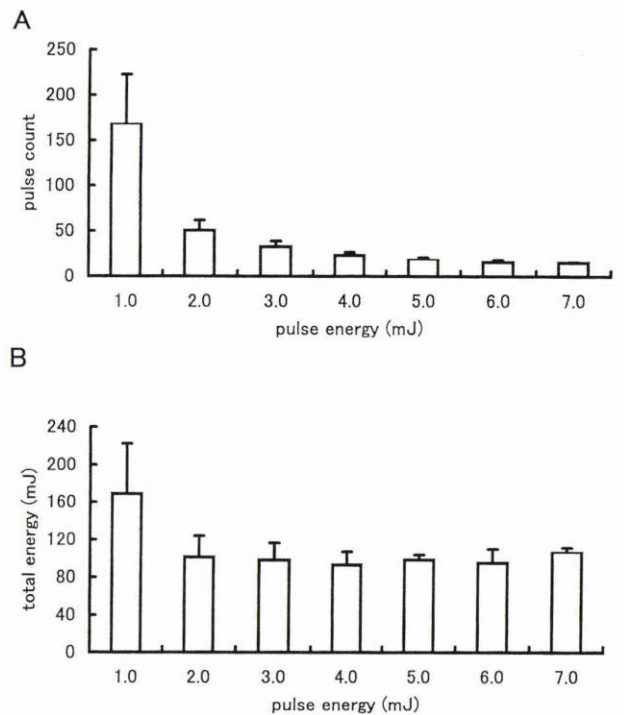


図2 照射エネルギーと全層のスクレロストミーを作るのに必要な照射数(A)および総エネルギー(B)の関係.照射数は照射エネルギーの増加とともに減少するが,総エネルギーは照射エネルギーが1.0 mJの場合に有意に高く,その他の群では有意差はない.平均値 \pm 標準偏差.

1. 照射エネルギーとエネルギー伝達の関係

眼内プローブを角膜内に挿入し,そこで1パルス当たりのエネルギーを1.0,3.0,5.0,7.0 mJと変化させ,プローブの先からエネルギーの伝達の様子を手術用顕微鏡

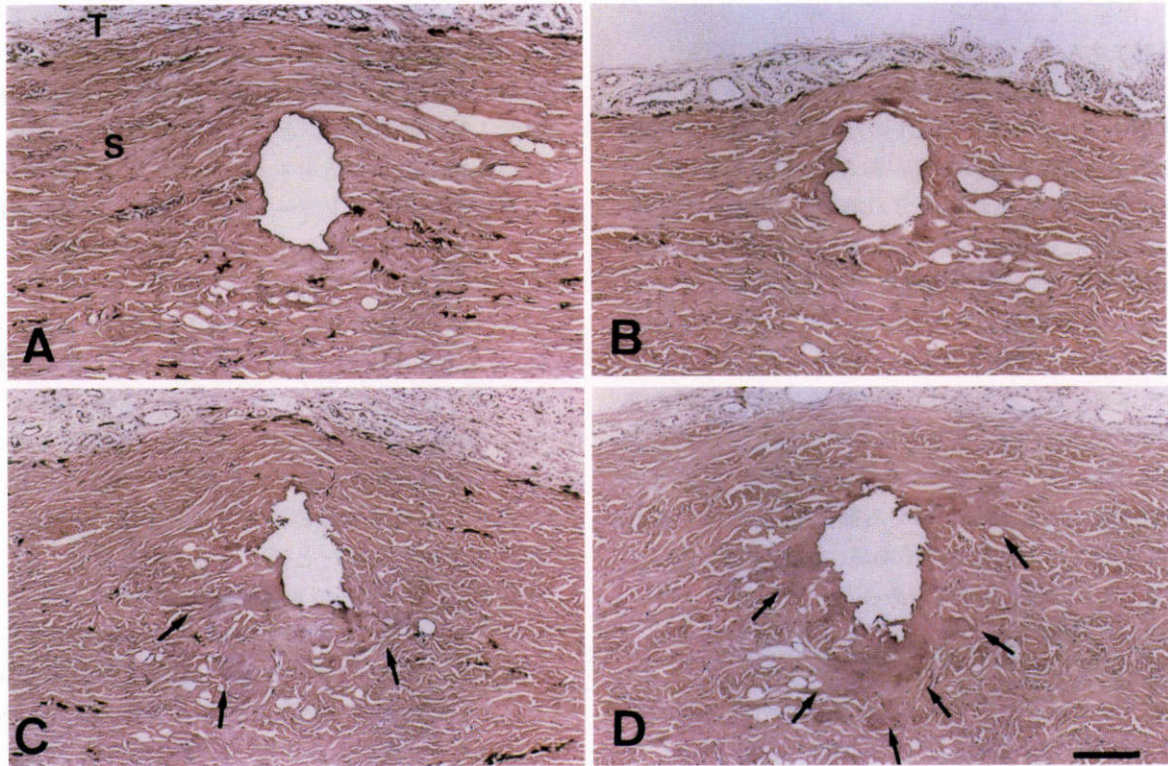


図3 照射エネルギーを変化させたときの組織変化(スクレロストミーの横断像)。

照射エネルギーが1.0 mJ(A), 2.0 mJ(B)の場合, スクレロストミーを行った所の周囲に20~30 μm の熱変性の部位が全周にあるが, 3.0 mJ(C)と照射エネルギーが増加するにつれて, スクレロストミーの位置から離れた所に熱変性がある(矢印)。照射エネルギーが7.0 mJ(D)となると, スクレロストミー周囲の熱変性の部位も部分的に50~60 μm と増加しており, また離れた部位の変性も多い。バーは100 μm

T: テノン囊, S: 強膜。

を介してビデオカメラで観察した。

2. 照射エネルギーとスクレロストミーに必要な総エネルギーの関係

照射エネルギーを0.5, 1.0, 2.0, 3.0, 4.0, 5.0, 6.0, 7.0 mJとし, 同一のプロープで眼内から, ほぼ同一部位で, 全層のスクレロストミーができるまでの照射数を求め, また, 照射数から全層のスクレロストミーを作るのに必要な総エネルギーを求めた。各群5眼ずつ行い比較検討した。

3. 照射エネルギーと組織からみた熱変性の関係

実験2でスクレロストミーを作製した眼球を, 10%のホルマリンで固定し, パラフィンに包埋し, 厚さ6 μm の切片を作り, ヘマトキシリン・エオジン染色を行い光学顕微鏡で観察した。

III 結 果

1. 照射エネルギーとエネルギー伝達の関係

照射エネルギーが1.0 mJの場合(図1A), プロープの先端にはほぼファイバーと同じ幅のエネルギーが伝達した部位があるが, 3.0 mJの場合(図1B)はファイバーより少し太くなっている。また, 1 mJの場合でもプロープの外径(400 μm)と比較するとわかるが, エネルギーが前方

に数百 μm 到達しているようにみえる。これは, 直接レーザーのエネルギーが伝わっているわけではなく, 熱によって蒸散された組織が高温の気体となって前方に侵入するためと思われる。照射エネルギーが5.0 mJ(図1C), 7.0 mJ(図1D)と上昇するに従って, エネルギーがプロープの前方だけでなく, その周囲にも伝達されている様子が顕著となっている。

2. 照射エネルギーとスクレロストミーに必要な総エネルギーの関係

照射エネルギーが0.5 mJでは, 全層のスクレロストミーを作ることができなかったため, それ以上のエネルギーで全層のスクレロストミーを作るのに必要であった照射数を図2Aに示した。照射エネルギーが1.0 mJのときには照射数は126~249回, 平均168回となっており, それ以降は照射エネルギーの上昇とともに照射数は減少している。また, 照射エネルギーと全層のスクレロストミーを作るのに必要な総エネルギーとの関係を図2Bに示す。照射エネルギーが1.0 mJのときには126~249 mJ, 平均168 mJとなっているが, 照射エネルギーが2.0 mJになると70~120 mJ, 平均100 mJと統計学的に有意($p < 0.05$)に総エネルギーが減少する。それ以上の照射エネルギーの場合は, 総エネルギーはほぼ100 mJ前後

と一定した値となっている。

3. 照射エネルギーと組織からみた熱変性の関係

スクレロストミーの部位の横断像について検討してみると、照射エネルギーが1.0 mJ のときには(図3A)周囲に20~30 μm の熱変性の部位がある。照射エネルギーが2.0 mJ でも(図3B)離れた所での熱変性の像はないが、3.0 mJ になると(図3C)スクレロストミー周囲の熱変性の範囲は変わらないが、一部離れた所にも変性している部位がある。組織が蒸散する際に発生する高温の気体が周囲に侵入することによるものと考えられる。それ以上のエネルギーでは、スクレロストミーから離れた所の変性の範囲が3.0 mJ のときと比較して増加していた。7.0 mJ の場合(図3D)、スクレロストミーの周囲の熱変性の範囲も50~60 μm に増加している部位もあり、また離れた部位にも熱変性の部位が多くある。また、各群5眼について観察したが、同様の傾向があった。

IV 考 按

エルビウム YAG レーザーは、その特性から周囲の組織に及ぼす熱障害が少ないという特徴があり、照射した部位のみ蒸散されて周辺組織への影響が少なく、各種領域において臨床応用が検討されている。しかし、その特性ゆえ、レーザーエネルギーを術野に伝達することは、ホルミウム YAG レーザーやネオジウム YAG レーザーなどの他の赤外レーザーと比較して困難である。今回実験し使用したファイバーやプローブで安定してレーザーエネルギーを術野に照射することが可能であった。そのため、従来ホルミウム YAG レーザーなどで行われていたスクレロストミーをエルビウム YAG レーザーで行うことにより、より組織障害が少なく、術後の炎症も少ない可能性があるため、エルビウム YAG レーザーの臨床応用に向けて、その条件設定を考え本実験を行った。

Özler ら¹⁾はネオジウム YAG レーザー、ホルミウム YAG レーザー、エルビウム YAG レーザーによる熱障害の範囲に関して家兎眼および摘出人眼で検討している。波長2.94 μm のエルビウム YAG レーザーでは熱障害があったのは20 μm 前後で、ネオジウム YAG レーザーの10分の1以下、ホルミウム YAG レーザーの約5分の1の熱障害の範囲であるとしている。今回の実験では、照射エネルギーが増すと、組織像でスクレロストミーを行った周辺に、直接レーザーによって傷害された部位と、また、そこから離れた所に所々、レーザーによる熱障害以外の障害部位があり、手術用顕微鏡からの所見と一致した結果となった。本来のレーザーによる熱障害に関しては、Özler ら¹⁾の報告のごとく数十 μm と思われるが、Lin ら⁸⁾は蒸留水と生理的食塩水の中でエルビウム YAG レーザーを照射し、低いエネルギーではプローブの前に半球状に気泡ができただけであったが、強いエネルギーにすると気泡の大きさが増加すると述べており、実際はレー

ザーにより急速に蒸散された組織が気体となって周辺組織へ障害を及ぼす可能性があると思われた。これらの結果から考えると、照射エネルギーが低い方が周辺組織に対する熱障害が少ないというエルビウム YAG レーザーの特性を生かして活用することができるわけであるが、実際にスクレロストミーを行うとなると、ある程度以上のエネルギーを照射しなければ、照射数を増やしても全層のスクレロストミーを作ることはできなかった。また、全層のスクレロストミーができる最低限のエネルギーでは、総エネルギーがそれ以上の照射エネルギーの群と比較して有意に高くなっているため、効率が悪いものとなっている。それらのことを考えると、閾値よりも高いエネルギーが必要なことは当然であるが、それより少し高いエネルギー、本実験装置でブタ眼を用いる場合は2 mJ が最適なエネルギーと考えられた。Onda ら¹⁷⁾はホルミウム YAG レーザーで家兎眼に4種のエネルギーでスクレロストミーを行い、周囲組織の障害の程度から、下から2番目のエネルギーの強さの120 mJ が最適なエネルギーとしている。レーザーの種類や装置の違いがあるが、やはりあまり強いエネルギーでは周辺組織への障害が出る可能性のあるということは、今回のエルビウム YAG レーザーの場合も同様であると思われた。

エルビウム YAG レーザーは、赤外レーザーの中でもその特性ゆえに扱いにくい面もあるが、同時に組織に対する障害が少なく、スクレロストミーや他の眼科に対する応用においても適正な条件で行うことにより、よりその長所を生かすことができるものと考えられた。

稿を終えるに当たり、ご校閲を賜りました千葉大学医学部眼科学教室安達恵美子教授に深謝いたします。

文 献

- 1) Özler SA, Hill RA, Andrews JJ, Baerveldt G, Berns MW: Infrared laser sclerostomies. Invest Ophthalmol Vis Sci 32: 2498—2503, 1991.
- 2) Hill RA, Özler SA, Baerveldt G, Viscardi JJ, Keates RH, Lee M, et al: Ab-interno neodymium: YAG versus erbium: YAG laser sclerostomies in a rabbit model. Ophthalmic Surg 23: 192—197, 1992.
- 3) Wetzel W, Häring G, Brinkmann R, Birngruber R: Laser sclerostomy ab externo using the erbium: YAG laser. First results of a clinical study. Ger J Ophthalmol 3: 112—115, 1994.
- 4) Mizota A, Takasoh M, Asanagi K, Suguro K, Kobayashi K, Momiuchi M, et al: Internal contact sclerostomy with an erbium laser and intraocular fiberoptic. Laser Light Ophthalmol 7: 57—64, 1995.
- 5) Wetzel W, Schmidt-Erfurth U, Häring G, Roeder J, Dröge G, Birngruber R: Laser sclerostomy ab externo using two different infrared lasers: A clinical comparison. Ger J Ophthalmol 4: 1—6, 1995.
- 6) Dietlein TS, Jacobi PC, Schroder R, Krieglstein GK: Experimental erbium: YAG laser photoabla-

- tion of trabecular meshwork in rabbits: An *in vivo* study. *Exp Eye Res* 64:701—706, 1997.
- 7) **Dietlein TS, Jacobi PC, Krieglstein GK**: Erbium: YAG laser trabecular ablation (LTA) in the surgical treatment of glaucoma. *Lasers Surg Med* 23: 104—110, 1998.
 - 8) **Lin CP, Stern D, Puliafito A**: High-speed photography of Er: YAG laser ablation - Implication for vitreous surgery. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 31: 2546—2550, 1990.
 - 9) **D'Amico DJ, Moulton RS, Theodossiadis PG, Yarborough JM, Erbium**: YAG laser photothermal retinal ablation in enucleated rabbit eyes. *Am J Ophthalmol* 117: 783—790, 1994.
 - 10) **D'Amico DJ, Brazitikos PD, Marcellino GR, Finn SM, Hobart JL**: Initial clinical experience with an erbium: YAG laser for vitreoretinal surgery. *Am J Ophthalmol* 121: 414—425, 1996.
 - 11) **Kawasaki A, Ohji M, Lewis JM, Marcellino G, Hida T, Tano Y**: Subretinal fluid drainage with the erbium: YAG laser in rabbit eyes. *Ophthalmic Surg Lasers* 28: 1011—1016, 1997.
 - 12) **Peyman GA, Badaro RM, Khoobehi B**: Corneal ablation in rabbits using an infrared (2.9- μm) erbium: YAG laser. *Ophthalmology* 96: 1160—1170, 1989.
 - 13) **Belgorod BM, Ediger MN, Weiblinger RP, Erlandson RA**: Tangential corneal surface ablation with 193- and 308-nm excimer and 2936-nm erbium-YAG laser irradiation. *Arch Ophthalmol* 110: 533—536, 1992.
 - 14) **坪田一男**: Erbium: YAG レーザーによる水晶体の破壊. *あたらしい眼科* 6: 1713—1716, 1989.
 - 15) **三宅謙作**: Holmium YAG Laser など蒸散凝固作用を有する Laser による水晶体前囊切開. *眼科手術* 4: 49—55, 1991.
 - 16) **Gailitis RP, Patterson SW, Samuels MA, Hagen K, Ren Q, Waring GOIII**: Comparison of laser phacovaporization using the Er-YAG and the Er-YSGG laser. *Arch Ophthalmol* 111: 697—700, 1993.
 - 17) **Onda E, Jikihara S, Kitazawa Y, Honbe K, Ando H**: Determination of an appropriate laser setting for THC-YAG laser sclerostomy ab externo in rabbits. *Ophthalmic Surg* 23: 198—202, 1992.