

最近の技術から

クリプトンレーザーによる網膜光凝固

魚里 博・松島 省吾

奈良県立医科大学眼科学教室 〒634 橿原市四条町 840

1. ま え が き

眼科におけるレーザー応用の最もポピュラーなものは光凝固 (photocoagulation) であり, 1962年にルビーレーザー (694 nm のパルス発振) による最初の応用が試みられて四半世紀の歴史がある. 現在のレーザー光凝固 (主に網膜) はアルゴンレーザー (主波長: 488, 514.5 nm) が主流となっているが, 最近では, 網膜の選択吸収特性を利用して, 凝固すべき組織によく吸収され, 隣接組織には吸収されない安全かつ効率のよい, いわゆる選択凝固の気運が高まっており, クリプトンレーザーの将来性が期待されている.

2. 方法と装置

レーザー光源からの光束を眼内に入れ眼底に結像させると, 結像点のエネルギー密度が高まり, その熱作用により眼底組織 (網膜, 脈絡膜) が凝固される. これはいわゆる熱による蛋白凝固反応 (約 70°C 以上の温度上昇が必要) であり, その結果, 組織の凝固破壊作用やその後生ずる瘢痕組織による癒着作用, さらに血液循環の改善など多くの治療効果が生ずる. 一般的なレーザー光凝固治療法としては, 眼内腫瘍の破壊, 剝離した網膜と脈絡膜との癒着, あるいは中心性網膜炎, 糖尿病性網膜症などの浮腫, 出血の吸収などが行なわれている.

レーザー光凝固装置 (アルゴンレーザー, Nidek 社製) の例を図 1 に示す. レーザー発振部とスリットランプ (細隙灯顕微鏡) から成り, これらは光学ファイバー (または光学的関節) で結合されている. 現在市販の光凝固装置では, 角膜上での最高出力はアルゴンで 2~3 W, クリプトンで 1 W 程度であり, 凝固サイズ (直径 50 μm ~ 1 mm 程度), 凝固時間 (20 ms ~ 3 s), 出力 (30 mW ~ 最高出力) あるいは凝固回数は自由に可変できる.

光凝固の術式はきわめて容易かつ精密で, 座位の患者の眼には術前の散瞳とコンタクトレンズ (通常のものとは異なる) 挿入のための角膜表面麻酔剤の点眼以外には何の処置も必要としない. そのため現在はアルゴンレ

ザーが眼科医の常識といえるほど一般化した時代となっている.

3. 網膜の凝固効率と波長特性

光凝固は, その光源の性質 (パルスか CW かの発振方式や発振波長) や組織の分光特性などによって左右される. 一般に, 凝固部位でのエネルギー密度 (E_R) は種類の要因に依存するが, おもに次式のごとく, 凝固サイズ ($2r$: スポットサイズともいう), 入射するエネルギー量 ($P \cdot t$) および網膜の凝固効率 ($T \cdot A$) による.

$$E_R = TAPt/\pi r^2$$

ここで, P : 入射するレーザー出力, t : 凝固時間, T : 眼透光体の透過率, A : 網膜色素上皮層における吸収率.

通常は物理的入力条件として出力 (P), 時間 (t) およびサイズ ($2r$) を自由にコントロールできるようになっている. しかし, 眼の透過率 (T) や網膜色素上皮層の吸収率 (A) などは, 患者の年齢, 疾患の種類, 色素の多少や凝固部位等によって異なるため, 入力条件の選定は一義的には決定できない.

ところで, 人眼の平均的な透過吸収特性 (T) と代表的なレーザー主波長との関係を図 2 に示す. 図中 Hb は酸化ヘモグロビンの吸収特性である. 凝固効率 ($T \cdot A$) はほぼ可視域で高く, 570 nm 付近にピークがある. アルゴンおよびルビーレーザーの凝固効率は約 70% と高いが, アルゴンでは眼の透過率が多少低くなっている. 一方クリプトンレーザー (647 nm) では凝固効率は約 80% と高く, また血液 (Hb) による吸収率がアルゴンに比較してきわめて低いというすぐれた特長を有している. また, 網膜や脈絡膜の分光透過性もきわめて重要であり, 一般に長波長になるほど深層部まで光が透過するが, 短波長では網膜表層部での反射と網膜色素上皮層での吸収成分が増加するほか, 眼透光体での散乱成分も多くなり, 深層部への光の透過成分が減少する.

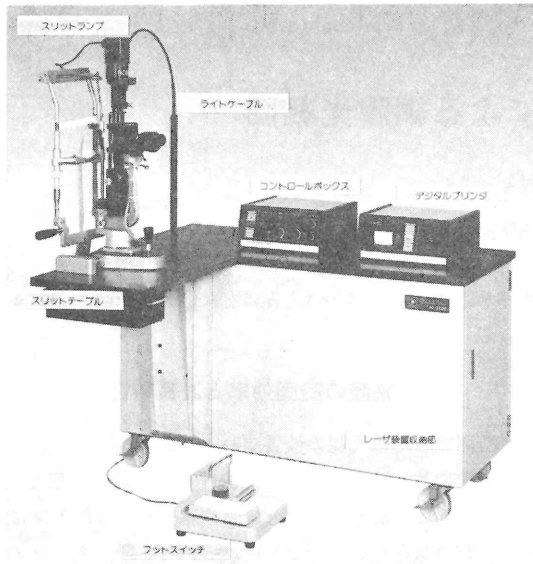


図1 レーザー光凝固装置

4. アルゴンレーザーの問題点とクリプトンレーザーの必要性

従来のアルゴンレーザー光凝固装置は、主波長が 488 nm(青)と 514.5 nm(緑)であるが、その両者の含有率が約 70%(青)と 30%(緑)である。これは、単一波長では十分なパワーが得られないためで、両者を利用する必要があった。ところで、最近アルゴン青色光の光凝固における欠点が指摘されはじめ、この青色光をカットするコーティングを施したコンタクトレンズも登場してきている。この青色光の網膜治療上の欠点を列挙すれば以下のとおりである。

(1) 網膜内や屈折系(とくに水晶体)において短波長の散乱効果が大きく、目的の治療部位に必要なエネルギー量が不足する。

(2) 眼球光学系の透過率が低いこと。とくに高齢化に伴い黄変水晶体での青色光の吸収が増加する。

(3) 熱作用によらない光化学的作用の網膜損傷は、一般に長波長より短波長で顕著である。

(4) 短波長の青色光は黄斑部の内層にある黄色の色素によく吸収される(図2の $T \cdot A$ 曲線)ため、黄斑部の光凝固中の網膜内層に対して網膜損傷を起こしやすい。したがって、黄斑部病巣の治療によって視野欠損を増加させるおそれが高い。

以上のアルゴンレーザーの欠点に対して、クリプトンレーザー(647 nm)の長所は、その吸収特性と透過特性にある。つまり、前者は黄斑部色素(黄色)や血液による吸収効果が少ないため次のような特長がある。

(1) 血液が存在していても中心窩へのエネルギーの照射が少なくすむ。

(2) 中心窩の損傷が少ない。

(3) 網膜血管の新生が少ない。

また後者の透過特性、つまり網膜内層や屈折系(とくに水晶体)での透過性がよく深層まで光が及ぶため以下のような特長がある。

(4) 網膜内層でのエネルギー吸収が少ない。そのため神経線維層への影響が少ない。

(5) 脈絡膜血管(網膜下新生血管の源)の閉塞が可能。

(6) 水晶体(とくに黄変水晶体)での吸収が少なく、網膜へ達するエネルギーロスが少なく、水晶体への影響

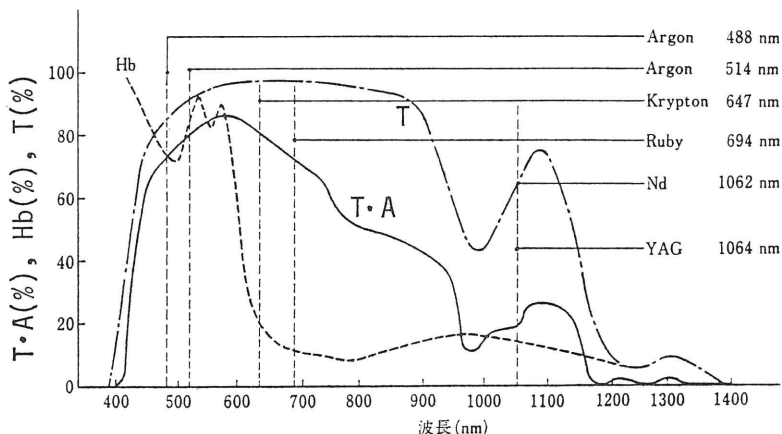


図2 レーザー発振波長と網膜凝固効率($T \cdot A$)、眼透光体の透過率(T)および酸化ヘモグロビンの吸収率(Hb)との関係

も少ない。

以上のごとく赤色クリプトンレーザーは、従来のアルゴンレーザーの網膜光凝固に比較して、数多くの長所を有しており、黄斑部疾患、網膜下新生血管膜や糖尿病性網膜症などの治療に効果的であると思われる。もちろんクリプトンレーザーの波長と網膜での選択吸収特性をうまく利用すべきであるが、入力条件（出力、時間、サイズ）のコントロールもきわめて重要である（周辺部では、0.2 W, 0.2 s, 100~200 μm , 黄斑部付近では、0.05~0.1 W, 0.1~0.2 s, 50~100 μm 程度の入力条件が大体の目安）。とくに出力を大きくするよりも凝固時間を長くとり、ゆっくり凝固させるほうが赤色クリプトンの長所を生かせる。

5. あとがき

クリプトンレーザーはその波長と網膜の選択吸収特性から、従来のアルゴンレーザーに比較してすぐれた特長

を有しており、その将来性はきわめて大きいといえる。現在、クリプトンレーザー光凝固装置は二、三市販されているが、安定性に欠けること、最高出力が低いこと（1W 程度）、ガイド光としての aiming beam が見つらいなどの難点があり、今後の改良、発展が期待される。

文 献

全般的に次の文献を参考にした。

- 1) 清水弘一, 野寄喜美春: レーザー光凝固 (医学書院, 東京, 1982).
- 2) 野寄喜美春, 清水弘一, 糸井素一編: レーザー眼科学 (医学書院, 東京, 1983).
- 3) 松島省吾: クリプトン及びアルゴンレーザーによる実験的光凝固効果. 日眼会誌, **84** (1980) 824.
- 4) 魚里 博: カラー眼底写真よりの解析. 眼科, **24** (1982) 77.
- 5) F. A. L'Esperance, Jr.: *Ophthalmic Lasers. Photocoagulation, Photoradiation and Surgery*, 2nd ed. (C. V. Mosby, St. Louis., 1983).

(1984年4月12日受理)