Osaka University Knowledge Archive

Title	レーザーの医歯学領域への利用 第1報 硬組織に対する効果
Author(s)	古本, 啓一; 堅田, 進; 前多, 一雄 他
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1968, 28(3), p. 229-239
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/14739
rights	
Note	

Osaka University Knowledge Archive : OUKA

https://ir.library.osaka-u.ac.jp/

Osaka University

レーザーの医歯学領域への利用

第1報　硬組織に対する効果

（昭和42年9月12日受付）

日本歯科大学放射線学教室（主任　古本啓一教授）
古本啓一，堅田　進
前多一雄，関　孝和

Medical and Dental Use of Laser
Report 1. Effect of Laser on hard tissue

By

Keiichi Furumoto, Susumu Katada, Kazuo Maeda, Takakazu Seki
Department of Radiology, Nippon Dental College
(Chief: Prof. Keiichi Furumoto)

The effect of ruby laser, which was 6 joules—output and 1200 joules/cm^2—energy density, on the dental hard tissue, soft tissue and coloring resins was investigated for elucidating the essential qualities of its action and amassing the basic data for clinical application. The results of the aforementioned investigation were as the follows.

1) As microscopic view of laser impact on biological materials was classified in defect and charring, bigger influence was exerted over dentin rather than enamel in the teeth. Its effect was probably mainly a thermal action. The main effect on bones was presumed that shock wave action was existed besides the thermal action.

2) A change was weakened on the surface layer in the tongue of mouse, but hemorrhagic foci was noted in the depth. In soft tissue, its effect was presumed to be a shock wave action and biological reaction rather than thermal one.

3) In the coloring resins, the biggest influence was exerted over the resins of green group which were the complementary color of the ruby laser. In the case of transparent and opaque resins, an internal change was mainly noted in the former and an external one in the latter.

はじめに

レーザー（Laser: Lightwave Amplification by Stimulated Emission of Radiation の頭文字をとる.）とは，一口にいえば，光の増巾・発振のことである．これは1958年に Shawlowと Townes[1] がメーザーの原理を光の波長領域に拡大し，光の増巾・発振が可能だと予言して，1960年にMaiman[2] がルビーに光をあててパルス状のコヒーレントな光を発振させた．これがレーザー光の誕生である．

このレーザーは高出力と優れた単色性と平行性，ならびに干渉性のために，通信上，精密測量上，軍事上，および検出器や分析器としての分野で応用されつつある．

医学・生物学領域でも，上記の諸性質にあわせレンズ系を用いてレーザー光のエネルギーを微小

スポット焦点に集束すると膨大なエネルギーが得られることから，各科領域でも次第に応用が試みられてきている．即ち，Zaret[3]（1963），Flocks[4]（1964）らは，photcoagulator に利用して網膜剝離の治療を試み，現在では装置の実用化もおこなわれている．本邦でも桐沢[5]（1964），野寄[6]（1965）らによる報告がみられる．Bessis[7] らは赤血球を破壊させ，細胞レベルの外科（Micro surgery）への可能性を論じており，McGuff[8]，Minton[9]，Goldman[10] らは腫瘍細胞の破壊を試みているが，実用化は将来の問題であろう．そのほか，レーザーの生体組織の影響を知るため，皮膚[11]，さらにビタミンや酵素などの生体高分子[12]，血液，脳神経系，各種臓器などに照射した報告も多数ある[13]．このように多くの研究によつて，レーザーが生体組織に対してどのような影響を及ぼすかは次第に明らかにされてきたが，この生物学的作用の本態は未だはつきりと究明されているとはいえず，諸家の報告などを総合すると，熱，圧力，光，電磁界の4つの効果が考えられる[13]．

歯学領域では，Goldman[14] ら（1964）が齲蝕病変にルビーレーザーを照射して，その効果をみたのが最初の報告で，次でStern[15][16]，Kinersly[17]，Schulte[18] らによつて歯牙硬組織および歯科材料に対する影響が明らかにされている．レーザーによる歯牙硬組織の病理組織学的変化は Vahl[19] ら（1967）によつて報告され，Scherman[20]（1965）はレーザーを用いて，歯牙，骨および歯肉の化学成分を分析している．Gordon[21]（1967）はルビーレーザーの発振時間が瞬間であることに注目して，窩洞形成器として齲蝕治療への利用を試みているが，最近では，エナメル質にルビーレーザーを照射すると照射部エナメル質の耐酸性が増す[22]ことなどから，予防歯科学領域への応用も期待される．

著者らも，Goldman[14] らに先立つて，光のエネルギーの利用ともいうべきレーザー光線の歯牙や骨など硬組織に対する作用を中心に，軟組織に対する生物学的作用との比較，ならびに色彩の違いによる影響を着色樹脂を用いて調べ，これらを歯牙の穿孔や歯石の除去，腫瘍の焼灼など臨床へ応用するための基礎的実験を行なつて来たので，ここにその概要を報告する．

I. 実験材料と実験方法

a）レーザー発生装置

レーザーには，レーザー光の発生物質の種類によつて，ルビーに代表される固体レーザー，He-Ne混合ガスなどを使用するガスレーザー，ベンゼンやニトロベンゼンを用いる液体レーザー，および半導体レーザーに分類される．著者らはこのうち固体レーザーに属するルビーレーザーを使用した．これは，1）ガスレーザーに比較して出力が大きい．2）微小スポット焦点である．3）発振時間が瞬間である．などの理由からである．

このルビーレーザー装置の全貌は Fig. 1 の如くで，その構造はレーザー光の発振部であるレーザーヘッドと，励起用キセノン管の電源部から成り立つている（Fig. 2）．レーザーヘッドの内面は反射鏡となつており，キセノン閃光ランプからの光をむだなくルビーに吸収させるようになつている．中心部のルビーの母体は，0.05%程度の Cr_2O_3 を含んだ Al_2O_3 の結晶で，ピンクルビーと称せられ宝石のそれよりわずかながら色が薄い．ルビーの形は円筒状で直径約1㎝，長さ約15

Fig 1. NEC-made Middle-output ruby laser unit used for ezperiments. Arrow shows laser head.

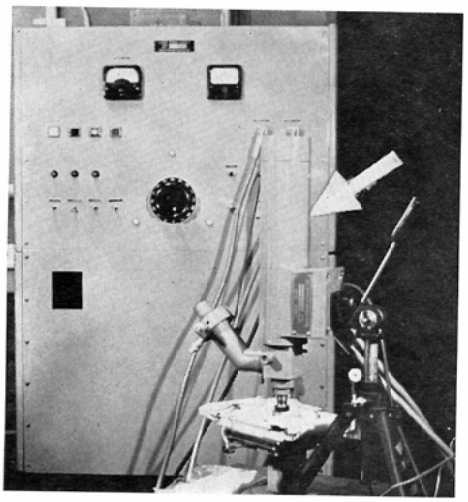
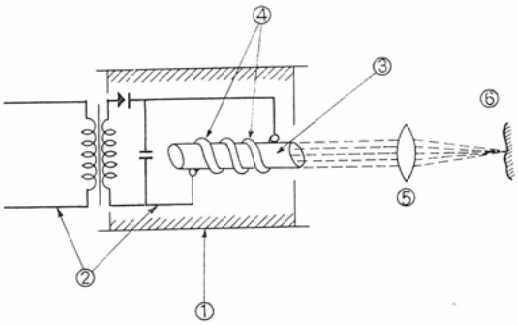


Fig 2. Schematic diagram of a solid-state ruby laser.



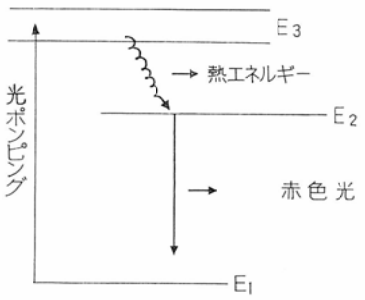
① laser head ② electric part
③ ruby rod ④ xenon flash tube
⑤ optical lens ⑥ specimen

cmであり，両端は平行平面の反射鏡で，一方が反射率 100%，他方が99%である．このルビー棒の周囲には，Cr^{3+} 原子の励起に必要な光を提供するキセノン閃光ランプがある．

b）ルビーレーザーの発生原理

ルビーレーザーの発生原理については，成書[23)24)]に詳しく述べられているので，ここでは簡単に記するに止める．まず，ルビーにキセノン閃光ランプの光をあてると，この光のうちで特に波長が 5,500Å 附近の緑色光がルビー結晶内の Cr^{3+} に吸収されて，Fig. 3 のように Cr^{3+} は高いエネルギー準位，E_3 に励起される（光ポンピング）．この励起状態にあるCr^{3+}は熱エネルギーを放出して準安定準位 E_2 へ降下し，そこでプールされる．準安定状態の Cr^{3+} の数が基底準位 E_1 の Cr^{3+} の数より多くなると（Cr^{3+} の反転分布），Cr^{3+} は準安定準位から赤い光を放出（自然放出）して基底準位に降下する．この赤色光が準安定準位にプールされている他の Cr^{3+} を刺激して瞬間的に全ての Cr^{3+} を誘導放出させることになり，6943Å の赤色光の急激な放出がおこる．この誘導放出された赤色光は，ルビー結晶内の反射鏡によつて往復し，位相が整えられる．即ちルビー結晶は共振器として作用し，その間に光は一層強力なものとなり，ある一定量に達し，共振器の損失に打ち勝つと，一度に瞬間的に反射率99%のルビー結晶面から赤色光として外部へ発振される．これがルビー発生装置から発振されるレーザー光である．

Fig. 3 Diagram showing the principle of the emission of ruby laser.



c）実験方法

1） 照射条件

著者らの使用したレーザー発生装置は，NEC中出力ルビーレーザーである．

入　力	：3,800V
出　力	：6 joules
照射時間	：10^{-3}sec.
target area	：0.5mmφ 以下
beam の拡がり	：1 / 100 radian
焦点距離	：30mm
波　長	：6943Å（赤色光）

2） 照射方法

レーザー発生装置のレンズより約3cmの場所に実験材料を固定し，その表面に焦点を合わせて照射した．

d）実験材料

1． 硬組織

1） 歯牙

イ）人抜去歯牙

成人の抜去歯牙で，前歯および大臼歯を用いた．レーザーの照射は直接歯牙表面へ照射した群と，歯牙をダイアモンド切断機により切断し，これを 150μ程度の厚さとした研磨標本に照射した群とに大別した．両者とも照射面に何らの処置を加えないものと，反射防止のためにゲンチアナ紫，メチレン青で染色したものを用意して，両者ともエナメル質，象牙質，およびエナメル象牙境へ照射した．

齲蝕歯牙への照射は，上顎前歯の隣接面が選ばれた．これは隣接面のエナメル小柱の走向が象牙

質に対して直角であり観察に便利なためである．歯石は下顎前歯部に付着したものを用いた．

ロ）ラット歯牙

ラット下顎前歯を用いた．トリパンブルーを腹腔内注射して生体染色を行つたものと，対照群とに分類して，各々に照射した．

腹腔内に注射して24時間後に照射し，直ちに実体顕微鏡で観察，その後抜歯し，10%ホルマリンで固定，脱水後 Polyester resin で包埋し，35～40 μの研磨標本を作製した．

2）骨

マウスの大腿骨の新鮮なものを使用した．

2．軟組織

生体ラットの舌を使用した．エーテル麻酔下に，ラットを固定し，舌の側面へ照射した．照射6時間後にラットを屠殺し，舌を取り出し，10%ホルマリンで固定し，パラフイン連続切片を作製し，ヘマトキシリン染色，ワンギーソン染色，パス染色などの組織学的染色により検鏡した．

3．着色樹脂

赤・橙・緑・青・茶・黒などに着色したメタアクリル系樹脂板を使用した．大きさは，4 cm × 4 cm，厚さ4 mmで，透明着色樹脂と不透明着色樹脂の2種に各々照射し，レーザーと色彩との関係，透明樹脂に対する効果と不透明樹脂のそれとの比較を実体顕微鏡で観察した．

II. 実験成績

歯牙

人抜去歯牙表面へルビーレーザーを1回照射して照射部を実体顕微鏡により観察測定すると，照射部のエナメル質表面に小白斑状の変化を認めるだけで深部への到達は殆んど観察できなかつた．しかしエナメル質表面をメチレン青などで染色した歯牙では，直径 0.5mm程度，深さ約 0.3mmの小孔と，その周囲に直径1mmの同心円状の鉢状の部分をうがつことができた（Fig. 4）．

Fig. 4　Effect of ruby laser on extracted human incisor stained with methylenblue (arrow).

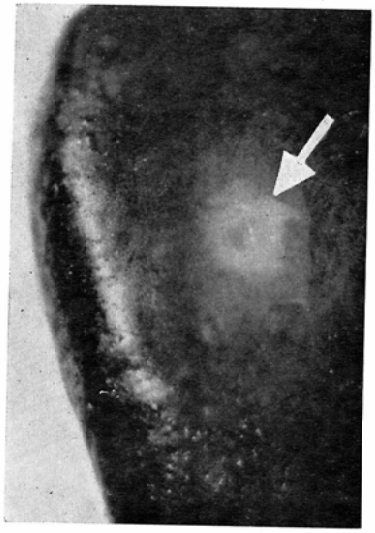
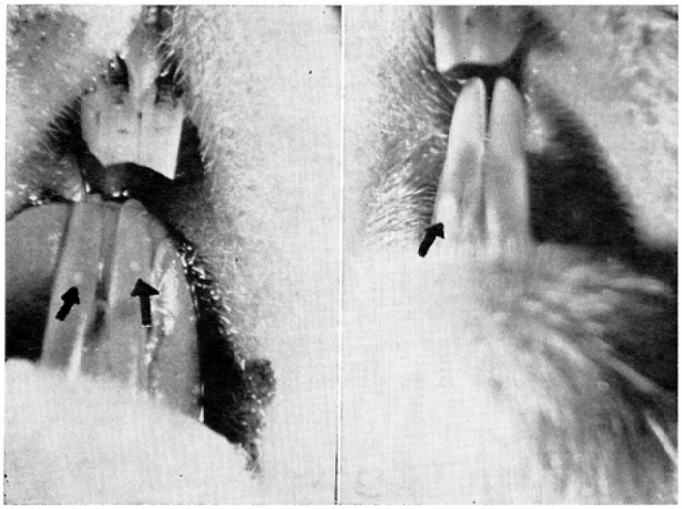


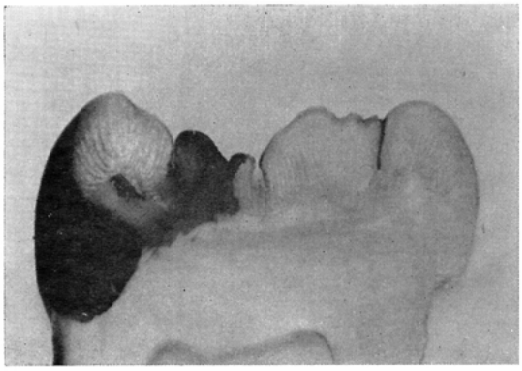
Fig. 5　Biological effect of ruby laser to color. left: control. right: tooth of rat treated with vital staining. Arrows show laser-impact areas.



ラット歯牙では，トリパンブルーで処置したものは，対照群に比較して影響が数倍強く，エナメル質は飛散し，象牙質が露出していたが，脱灰標本では歯髄への影響は観察できなかつた（Fig. 5）.

染色した歯牙研磨切片に照射した場合は，照射を受けた中心部は無色となり，歯質の欠損がみられた（Fig. 6）．特に厚さ 150μ以下の研磨切片では象牙質に穿孔が認められた.

Fig. 6 Ground section of human lower molar. Ruby laser was irradiated on stained enamel-dentin junction.



しかし，エナメル質では小量の歯質の欠損を生じたが穿孔することは殆どなかつた．このように，ルビーレーザーの照射によつて，エナメル質より象牙質が強く影響を受け，その表面に黒色，または褐色の炭化部が生じた．照射を受けた歯牙の研磨切片を偏光顕微鏡，microradiographyで観察すると，象牙質は一部焼失して実質欠損を示しており，欠損部の辺縁には，黒化して亀裂を示す層があり，その部は正常象牙質より偏光が弱く，その一部では radiopacity が正常部のそれよりもわずかであるが高い．一方，エナメル質では，歯質の欠損は極く微かであるが，その周囲部は広汎に黒化しており，その部の偏光は正常のそれよりも種々の程度に弱まつている．しかしその部のradiopacityは正常部のそれよりかなり高く，一見無構造で，一部に気泡状に radiopacity の低い部分を含み，照射によつて歯質の結晶構造の乱れが生じた（Fig. 7，8）.

齲蝕部への照射では，遊離エナメル質が破折，

Fig. 7 Polarizing microscopic riew of Fig. 6.

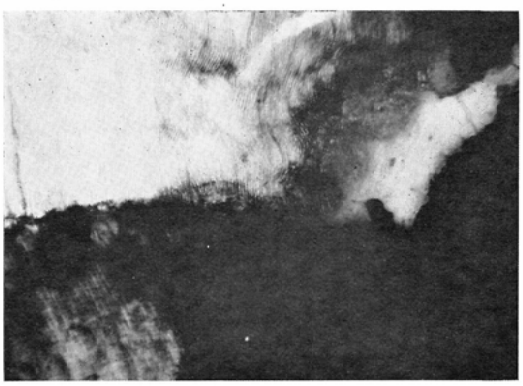


Fig. 8 Microradiogram of Fig. 6.

飛散し，象牙質の脱灰部（軟化象牙質）が除去されるとともに，その下部の正常象牙質にも黒色の炭化がみられた.

歯石では，歯石が剝離されるとともにその周囲が熱により炭化し，同時に歯根表面に軽度の欠損が認められた.

骨

マウスの大腿骨を使用したが，照射部に直径約2㎜の欠損がみられ（Fig. 9），それを研磨標本にして検鏡すると，照射部に骨欠損は認められるが，照射部の周囲組織および下部組織には変化はみられず，正常であり，歯牙に照射した場合のような熱によると考えられる周囲の変化は認められなかつた（Fig.10）.

舌

照射を受けた舌の表面を，実体顕微鏡で観察すると，舌の表層よりやや深部の組織に，約3㎜の白斑化が認められた（Fig.11）．組織の連続切片で

Fig. 9　Effect of ruby laser on thigh bone of mouse.

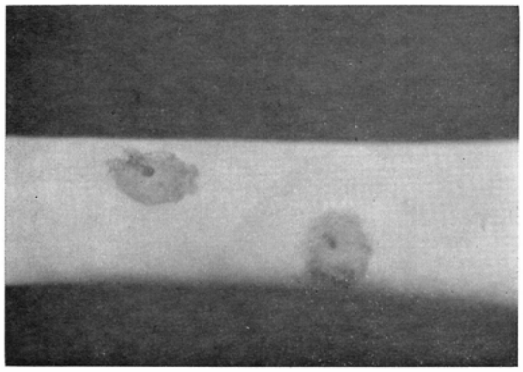


Fig. 10　Microscopic section of Fig. 9. Arrow shows laser impacted area.

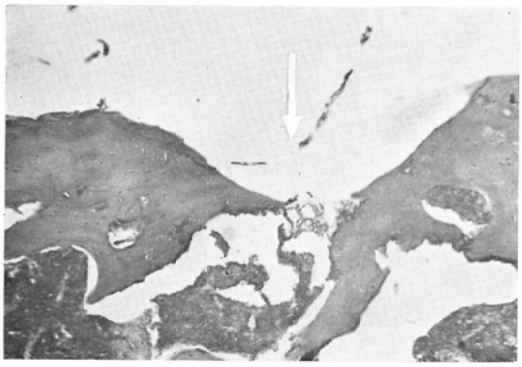
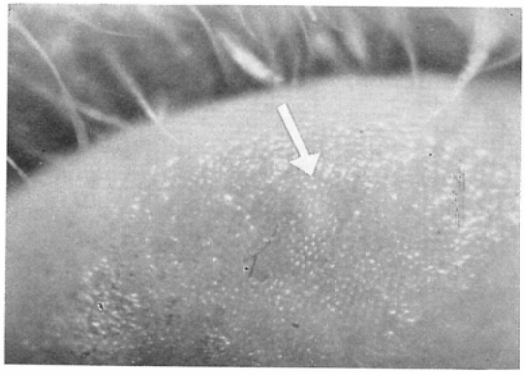
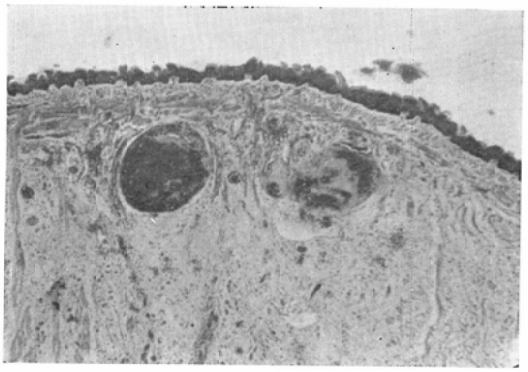


Fig. 11　Lateral surface of rat tongue irradiated with ruby laser. Arrow shows chalky spot produced by ruby laser.



は，舌の表層にはほとんど変化がなく，その下層部に限局した出血巣が認められた．その出血巣は，薄いフイブリン組織で被れて，その周囲には炎症性の細胞浸潤，すなわち白血球，リンパ球の

Fig. 12　Microscopical section of Fig. 12 shows intramusclarhemorrhage of rat tongue.



浸潤が著明であつた．しかしその変化は限局し，周囲の筋層にはほとんど変化が認められなかつた (Fig.12).

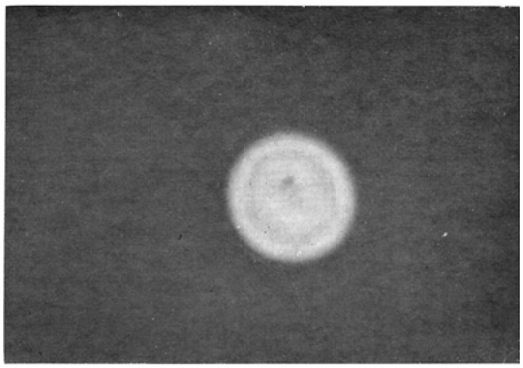
着色樹脂

着色樹脂への照射した場合，その影響は表面的なもので，深部へはあまり効果をおよぼさないようだが，照射部位の隣接部位には影響が及んでいる．

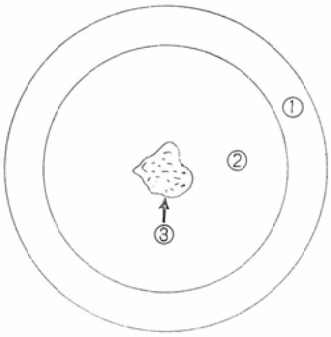
不透明着色樹脂では，レーザーの作用の受けかたは，色彩別によつて多少違うようで，黒色樹脂では，レーザーの影響を受けた部位は周囲から隆起しており，隆起部は直径約0.21㎜の正円形で3地帯から成り立つている (Fig.13). 即ち，中心部に半径約 0.035㎜の円形をした亀裂帯があり一部炭化している．その外側には巾 0.035㎜の気胞状の白色帯があり，亀裂帯を取り囲んでいる．最外側の隆起部はただ周囲から隆起しているだけで，色彩においても特に変化は認められなかつた．褐色樹脂でも同様な所見を認めた．緑色樹脂では，照射部の中心に，底の半径約 0.035㎜，頂点を樹脂内部に置く円錐形の欠損が生じ，この欠損の周囲を巾0.02㎜の気泡状の白色帯が取り囲んでいる (Fig.14). 青色樹脂も，緑色樹脂とほぼ同様な様相を程した．赤系樹脂では，黒系，緑系樹脂の場合と異なつて，照射を受けた部分は不正円形を示し，レーザーの直接照射された部位は欠損しているが，緑系樹脂に比較するとかなり小さく，周囲は鋸波状を呈し，照射部以外の樹脂面にも，熔解し，再凝結したと考えられる樹脂片が飛散していた (Fig.15). そのほか，白色樹脂の場合はその

Fig. 13 Effect of ruby laser on black resin

A



B



A: gloss view
B: schematic diagram of A.
① rizing zone from surrounding surface
② white zone
③ creft zone

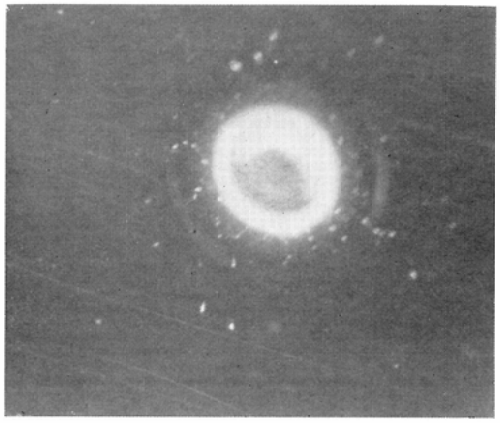
Tab. 1 Effect of Luby laser on color resin

unit. mm

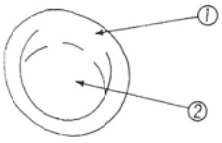
Color of resin	Diameter	
	outside	inside
Black	1.5	
Green	1.1	0.8
Chromegreen	1.1	0.3
Navyblue	1.3	0.9
Violet	0.9	0.5
Scarlet	0.8	0.6
Pink	1.0	0.5
Orange	1.2	0.7
Brown	1.5	1.0
Chromeyellow	1.1	0.4
Ivory	2.7	0.7

Fig. 14 Effect of ruby laser on green resin.

A



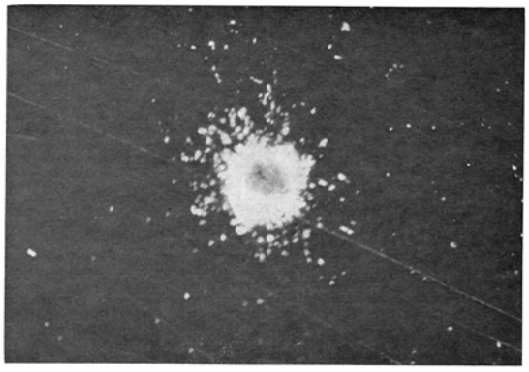
B



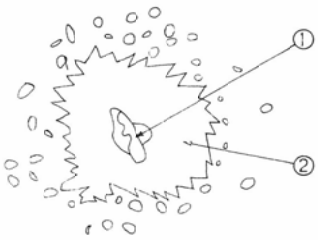
A: gloss view
B: schematic diagram of A
① white zone
② cone-shaped defect.

Fig. 15 Effect of ruby laser on red resin

A

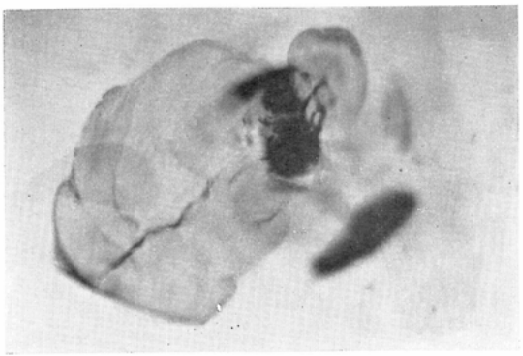


B



A: gloss view
B: schematic diagram of A
① creft zone
② white zone

Fig. 16　Effect of ruby laser on transparent resin.



表面にはほとんど変化がなく，象牙色樹脂では，中心部に長径0.04㎜の噴火口状の小穴が生じ，その周囲に巾0.03㎜の気泡状の白色帯が観察された（Tab. 1）.

透明着色樹脂では，照射部表面にはあまり変化がなく，樹脂内部に比較的広い破折した状態が広がつており，色彩の種類によつてもあまり差はないが，特に赤系，黄色系に強かつた（Fig.16）. 透明樹脂を使用して，レーザー光の影響をおよぼす深さを測定したところ，約1㎜であつた.

III. 考　察

1960年に世界で初めて Maiman[2] がルビーレーザーの発振に成功して以来，レーザーの特徴を利用して多くの分野で応用，開発されており，医学・生物学領域への利用も1963年頃から報告されはじめている. 歯学領域でも1964年のGoldman[14]らの報告を契機として，主に歯牙硬組織に対する作用の本態の究明や，臨床応用への基礎研究が始まつている. 著者らも1964年以来，ルビーレーザーの臨床応用を目指して基礎実験を行つており，ここに著者らの実験成積を中心に，レーザーの硬組織に対する作用，ならびに臨床応用への可能性を，諸家の報告と比較しながら少しく考察を加えてみたい.

健常エナメル質に対しては，Stern[15] らが，出力・5 joules, エネルギー密度・ 625joules/cm² のルビーレーザーを照射して，エナメル質表面にガラスの熔解に似た白斑を認め，出力・25joules, エネルギー密度・ 3,125joules/cm² でも同様の所見を得ており，著者らも出力・6 joules，エネルギー密度・ 1,200joules/cm² のものを用いて，照射部位に限局した小白斑の形成を認めた. 一方Goldman[25]らは，出力・80joules, target area 0.02 cm²，エネルギー密度・4,000joules/cm²，および出力・67joules, target area 0.005cm²，エネルギー密度・13,400joules/cm² のルビーレーザーを照射した結果，前者では照射部位に小白斑が形成されたが，後者ではドリルで穿孔させたようなかなり深い小穴が生じたと報告している. Peck[26]らもエネルギー密度・ 200,000joules/cm² のルビーレーザーで，エナメル質表面に，深さ約 1.1㎜の噴火口に似た小穴の形成をみており，Gordon[21] は出力・50joules, エネルギー密度・12,000～50,000 joules/cm² のルビーレーザーで，人抜去歯牙に窩洞形成を試みて，この程度のエネルギー密度のものを連続発振することができれば，エナメル質表面に窩洞を形成することが可能であろうと推論している. つまり，エナメル質にルビーレーザーを照射する場合，その効果を高めるには出力を増すこと自体にはあまり意味がなく，寧ろエネルギー密度に左右されるようである. そのほか，エナメル質の色調が白色で光沢があるため，レーザー光の反射の影響も強いと考えらる. このため著者らは，反射防止のために歯牙の表面をメチル青などで染色して照射したところやや良好な結果を得ている. しかし 1,200joules/cm² 程度では染色が深部まで至らぬためかエナメル質を完全に穿孔するまでには至らなかつた. またラットに生体染色をして，歯髄側から染色を行つた場合は，対照群に比較して表面的な影響は数倍強く現われ，エナメル質は穿孔され象牙質が露出した. Lobene[27]らも歯牙表面に墨を塗つてルビーレーザーを照射したところ，照射部のエナメル質は対照の5倍も融解したと報告しており，エナメル質表面を染色することは，反射防止，ならびにレーザ光は着色物によく吸収[7)8)10)11)14)]されることを考えると仲々興味ある所見である.

象牙質では，エナメル質に比べると影響は大きく，照射した中心部は欠損し，その周囲に黒色，褐色の変化が観察された. これはエナメル質の有機質の含有が2～4％の小量に対して，象牙質で

は約40%と多量の存在しているためなどの化学的性質の差異に原因すると考えられ，Stern[15] らも象牙質への影響が強いのは，象牙質の有機質含有量が多いためと説明している．そのほか，白色樹脂と象牙色樹脂の結果から想像のつくように，エナメル質と象牙質の色調，光沢の相違，また熱伝導率，反射率，硬度など物理的特性の違いにも大いに関係があると考えられる．これに対して，Kinersly[17] らは，出力・0.5joules, エネルギー密度・約 348joules/cm² のルビーレーザーを歯牙に照射した結果，エナメル質，象牙質ともに，直径約25μの円形の小白斑を認め，両者の効果はほぼ同じであつたと報告している．

Kinersly[28] らは，100μ前後の歯牙研磨切片に，0.1～0.6joules のルビーレーザーを使用して，Microperforation を試みたが，エナメル質を穿孔するに充分なエネルギーでも象牙質を確実に穿孔できるとは限なかつたと述べており，Peck[26] らは，エネルギー密度 200,000joules/cm² のルビーレーザーを用いたところ，象牙質よりエナメル質に強く影響を及ぼすことを認めた．これらの結果から，或るエネルギー密度以上で初めて，エナメル質と象牙質との間にレーザーの効果の大小が現れる．また，エナメル質に強く作用するエネルギー密度と，象牙質のそれとは等しくはなく，互々に効果的に働く至適エネルギー密度の存在が予想される．

また健常歯牙と齲蝕歯牙では，齲蝕歯牙が影響を受け易い．レーザー光の特色の1つは，色彩に対してある程度の選択性をもち，着色された材料は，着色されぬものよりエネルギーを多く吸収する．Kinersly[23] らは，健常エナメル質と初期のエナメル質齲蝕歯牙にルビーレーザーを照射したところ，齲蝕部では，約2倍も強く影響を受けたと報告している．Goldman[14] らは，出力・90joules, エネルギー密度・9,000joules/cm² のルビーレーザーを齲蝕病変にあて，齲蝕部が完全に除去されたことを観察している．著者らも軟化象牙質の除去と，その下部の健常象牙質の炭化を観察し，健常歯牙に比べて強く影響を受けることを確認できた．

エナメル質や象牙質の照射部を肉眼所見ともに，普通顕微鏡，偏光顕微鏡，microradiography などによる病理組織学的所見と合わせ考えると，偏光の弱い部分，および radiopacity の高い部分と，歯質の無構造化，結晶構造の乱れなどの出現は，歯牙の無機塩が高温によつて一時的に熔解したものが再凝結した結果出現したものと考えられるこのように歯牙硬組織に対するレーザーの生物学的作用の本態は熱であるといえよう．

また歯質の結晶構造の乱れは，レーザーの衝撃波による歯質の可塑的な変形とも考えられる．Vahl[19] らは歯牙硬組織にジャイアントパルスのルビーレーザーを照射したところ，照射部に弾丸が打ち込まれたような怪奇な傷口に似た裂目が生じ，照射部以外のエナメル質表面にも微細な亀裂を認め，これはレーザーの衝撃波の作用に起因すると考えている．

歯髄に対する影響は，著者らのラット前歯に照射した例では認めることはできなかつたが，Taylor[29] らは，出力・35joules, エネルギー密度・11,667joules/cm² のルビーレーザーを，Syrian hamster の下顎前歯唇側面に照射したところ，歯髄に強い変性が起り，やがて出血性壊死になつた．しかも照射部から遠く離れた臼歯の歯髄にも血管増生と軽度の象牙芽細胞の変性が起つているのを認めている．しかし人の歯髄に対する影響は，未だよく知られていないが，歯牙にレーザーを照射すると高熱が発生すると考えられるので，歯髄腔内の温度上昇はレーザーを臨床に用いる場合は大きな問題となる．Goldman[25] らは，特に志願した白人の右側上顎第2大臼歯に出力・7 joules のルビーレーザーを2回照射した結果，温度は10℃上昇したが，被検者は熱感も疼痛も訴えなかつた．これは照射時間が 1 millisecond で瞬間であるためと考えられ，歯髄に熱による変化がなかつたとは断定できない．Lobene[27] らは乾燥歯牙の歯髄腔内に熱電対を入れて温度測定したところ，1 millisecond で80～90℃上昇し，10millisecond経過すると室温に降下したと報告している．いづれにしても，歯科臨床にレーザーを応用する場合，歯髄に対する熱作用は無視できないと考え

られる．

骨質に対する影響は Goldman の報告[14]以外は未だない．我々のマウスの大腿骨に対する影響は歯牙に対するそれと幾分異なる結果がでた．即ち，照射部の骨質は欠損するが，その周囲組織に黒色，褐色の炭化と考えられる変化はほとんどみられなかつた．このことは歯質に対するときのような熱によるものではなく，レーザーの衝撃に起因する衝撃波的作用を受けたためと考えられ，加うるに歯質と骨質の成分のちがい，また，その構造のちがいからこれらの現象が強く出たものであろう．

軟組織に対する作用としては，ラットの舌に対してのみの実験であつたが，表面は歯牙に照射した場合のような熱作用による変化はなく，下層に限局した出血巣がみられた．この出血巣の周囲には円形細胞浸潤はあるが，周囲の筋層は全く正常のものと等しく筋層の乱れなどはなく，骨に対する作用とよく似た衝撃波的作用によるかの如き障害所見であつた．一方Taylor[29]らは前述の条件の他に，出力・55joules，エネルギー密度・約11,667 joules/cm^2 のルビーレーザーで，Syrian hamster の舌を照射したところ，照射直後，照射部に赤褐色の着色部が生じ，3日後には周囲との境界明瞭な潰瘍が形成され，7日を経ると治癒が始まるのを認めている．更に顕微鏡で観察したところ，35 joules の場合は，比較的表面的な変化のみで潰瘍も浅いが，55joules では前者より強い病理学的な変化を生じており，舌の浮腫，腫脹，筋束の破壊，舌乳頭の扁平化などを認めている．これは組織の種類によつてレーザー光の吸収率が異なり，また組織の構成層にも波長特異性[8][30]があると考えられるので，適当な波長のレーザーを選び，出力を自由に加減すれば，軟組織においては，目的とする部位に自由自在にレーザー光を到達させることが可能で，これとレーザーのもつ熱作用や衝撃波的作用を巧みに使えば，腫瘍の焼灼などには非常に有効な手段となるであろう．

また，レーザー光が光線の1種である以上，色彩との関係は無視できず，これまでも多くの研究者によつて，レーザーは着色した物質に多く吸収されることが認められてきたが，色別に対する影響を報告したものはいない．著者らの着色樹脂による実験では，不透明着色樹脂と透明着色樹脂で，その効果は異なつており，不透明樹脂の中でも，黒系，緑系，赤系で作用が異なり，黒系樹脂では，熱による影響が大きく，気泡状の白色帯は，熱により脱色，熔解した樹脂が再凝結したと考えられ，中心部の着色部は熱による炭化と考えられる．緑系樹脂では緑は赤の補色であるため，赤色のルビーレーザー光との相互作用が最も強いと考えられ，円錐形欠損は，樹脂がレーザー光のエネルギーを最大限に吸収して，熔解しそれが気化した時に生ずる圧力によつて出現したものと想像さる．その周囲の気泡状の白色帯は，熔解した樹脂の一部が再凝固したものであろう．赤系樹脂は，このルビーレーザーと同系色であり，反射の傾向が強く，光線が吸収されないので，照射部での衝撃波の作用が強く現われ，表面に鋸波状の噴火口状の欠損が生じ，周囲の樹脂片の飛散も衝撃によるものと考えられる．これは Vahl[19]らの報告と一致する．白色樹脂では，内部にほんのわずか破折があり，表面にはほとんど変化が認められないことは，エナメル質に対する効果と併せ考えると，反射という因子がかなりの影響を与えていることがわかる．

透明樹脂では，色彩の如何にかかわらず，表面に熱作用を受けたような所見はみられず深部に破折がみられ，強いていえば，淡色のものほど大きな破折が観察された．これは樹脂が透明なため，表面でレーザー光が吸収されることなく入射し，内部で，熱および衝撃波が周囲に広がつた結果であろう．

以上，著者らはルビーレーザーの歯牙硬組織におよぼす影響や色に対する効果などを中心として，レーザーの生体に対する作用の本態，ならびに臨床応用への可能性を検討しているわけであるが，著者らの使用した，出力・6 joules，エネルギー密度 1,200joules/cm^2 程度のものでは，窩洞形成器や歯石除去器としての利用は程遠いが，Gordon[21]が示唆しているように，ある程度の出力を持ち，しかもエネルギー密度の非常に強力で，

連続発振が短い間隔でできるようなルビーレーザー発生装置ができれば，臨床利用も可能で，とりわけ，発振時間が10^{-8}秒程度で，疼痛を感じさせないこと，さらに Optical fiber などを利用すれば，レーザー光を自由に操作出来るようになるので，臨床利用が大いに期待される光線である．

むすび

著者らは，出力・6 joules，エネルギー密度・1,200 joules/cm² のＮＥＣ中出力ルビーレーザーを用いて，歯牙硬組織，軟組織，着色樹脂に対する効果を検討し，その作用の本態，および臨床応用への基礎資料を得ることを試みた．

その結果，

1) 硬組織のうち，歯牙ではエナメル質より象牙質への影響が大きく，何れも歯質の欠損以外に周囲の炭化作用が比較的よくみられ，その効果は熱作用が主であつた．

骨に対しては，欠損が主で周囲の炭化作用は少なく，熱作用以外の衝撃波的，および生物学的作用が推定された．

2) 軟組織の舌では，表層の変化は少なく，深部での出血像などがみられ，熱作用とは異なり衝撃波的作用と考えられた．

3) 着色樹脂では，ルビーレーザーの補色である緑系樹脂への影響が最も強く，また，透明樹脂と，不透明樹脂では前者で内部変化，後者では外部変化が主であり，作用が違つていた．

稿を終るに臨み，病理組織標本について御指導を賜つた本学病理学教室須賀昭一教授に深謝します．

また本研究におけるレーザー発生装置の使用に対し多大の便宜を計つていただいたＮＥＣ生産技術研究所加藤敏郎氏に厚く感謝する．

文　献

1) Shawlow, A.L., et al.: Phys. Rav. 112, 1940. 1958.
2) Maiman, T.H., et al.: Nature (London) 187, 493—494, 1960.
3) Zaret, M.M., et al.: Arch. Ophtal. 69, 97—104, 1963.
4) Flocks, M., et al.: Arch. Ophtal. 72, 604—11, 1964.
5) 桐沢長徳，浦山晃：臨床眼科，18, 1090, 1964.
6) 野寄達司，et al.: 臨床眼科，19, 1395—1401. 1965.
7) Bessis, M., et al.: Compt. Rend. Acad. Sci. 225, 1010, 1962.
8) McGuff, P.E., et al.: Ann. N.Y. Acad. Sci. 747—757. 1964.
9) Minton, J.P., et al.: Fed. Proc. 24 (1), Part (Ⅲ), 14, 155—158, 1965.
10) Goldman, L., et al.: Cancer, 18, 533—545, 1965.
11) Goldman, L., et al.: Nature (London) 197, 913—914, 1963.
12) Rounds, D.E.: Fed. Proc. supple., 24, 116—121, 1965.
13) 渥美和彦，桜井靖久，他：医用電子と生体工学，4, 370—392, 1966.
14) Goldman, L., et al.: Nature (London) 203, 417, 1964.
15) Stern, R.H., et al.: J. Dent. Res., 43, 873, 1964.
16) Stern, R.H., et al.: Dental Abstracts, 10, 233—234, 1965.
17) Kinersly, T., et al.: J.A.D.A., 70, 593—600, 1965.
18) Schulte, W., et al.: Dtsch. zahnärzt. Z., 20, 289—301, 1965.
19) Vahl, J., et al.: Dtsch. zahuärzt. Z., 22, 386—395, 1967.
20) Sherman, D.B., et al.: Ann. N.Y. Acad. Sci., 122, 767—772, 1965.
21) Gordon, T.E.: J.A.D.A., 74, 398—402, 1967.
22) Stern, R.H., et al.: J.A.D.A., 73, 838—843, 1966.
23) 電気通信学会編：量子エレクトロニクス，東京，電気通信学会，1965.
24) 小林謙二，中村宏樹，訳編：量子エレクトロニクス，東京，総合図書，1967.
25) Goldman, L., et al.: J.A.D.A., 70, 601—606, 1965.
26) Peck, S., et al.: J. Pros. Den., 17, 195—203, 1967.
27) Lobene, R.R., et al.: J. Pros. Den., 16, 589, 1966.
28) Kinersly, T., et al.: J. Dent. Res., 45, 199—203, 1966.
29) Taylor, R., et al.: O.S., O.M., O.P., 19, 786—595, 1965.
30) Wolbarsht, et al.: Science, 150, 1453, 1965.