

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2004-57658

(P2004-57658A)

(43) 公開日 平成16年2月26日(2004.2.26)

(51) Int. Cl.⁷

A61C 3/02

F I

A61C 3/02

テーマコード(参考)

4C052

審査請求 未請求 請求項の数 2 O L (全 6 頁)

(21) 出願番号	特願2002-222966 (P2002-222966)	(71) 出願人	396011820 HOYAフォトリニクス株式会社 東京都港区芝4丁目3番5号
(22) 出願日	平成14年7月31日(2002.7.31)	(74) 代理人	100095957 弁理士 亀谷 美明
		(74) 代理人	100096389 弁理士 金本 哲男
		(74) 代理人	100101557 弁理士 萩原 康司
		(72) 発明者	佐藤 安治 東京都港区芝4丁目3番5号 ホーヤ・コ ンテニューム株式会社内
		Fターム(参考)	4C052 AA06 BB11 CC19

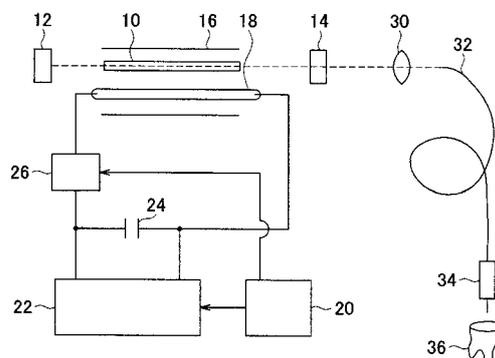
(54) 【発明の名称】 医療用レーザー装置

(57) 【要約】

【課題】 硬組織治療および軟組織治療の両方に対して、良好な切除効果を有すると共に、良好な止血効果も得られる医療用レーザー装置を提供すること。

【解決手段】 レーザ媒体10から出射されたレーザー光は、発振波長が1.5~4μmの範囲内にあり、そのパルス幅は250μs~1msの範囲内である。パルス幅の制御は、制御部20、充電用電源22、コンデンサ24、スイッチ素子26を有するパルス幅制御機構により行うことができる。このレーザー光は集光系30、伝送系32、ハンドピース34を経て治療対象の生体組織である照射物36に照射される。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項1】

医療用レーザー装置であって、
発振波長が $1.5 \sim 4 \mu\text{m}$ の範囲内であり、かつパルス幅が $250 \mu\text{s} \sim 1 \text{ms}$ の範囲内であるレーザー光を出射する手段を具備することを特徴とする医療用レーザー装置。

【請求項2】

前記レーザー光のレーザー光源としてEr:YAGレーザーを用いることを特徴とする請求項1に記載の医療用レーザー装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、例えば医科、歯科の治療、手術等に利用可能な医療用レーザー装置に関するものである。

【0002】

【従来技術】

従来、生体組織の切開、止血、凝固、蒸散による切除等を目的として、医療用のレーザー装置が提供されている。医科では例えば、内臓組織、筋肉、皮膚等の軟組織治療にレーザー装置が使用されている。歯科では軟組織治療だけでなく硬組織治療もレーザー装置による治療の対象となる。レーザー装置は、軟組織治療では例えば歯肉切除、余分な歯肉あるいは疾患のある歯肉の除去、歯肉の整形、歯周病治療等に使用され、硬組織治療では例えばレジン充填用窩洞形成や歯石除去、歯牙のう蝕除去、象牙質除去或いはエナメル質切除等に使用されている。これらの装置では例えば、波長 $780 \sim 980 \text{nm}$ の半導体レーザー、波長 $1.06 \mu\text{m}$ のNd:YAGレーザー、波長 $2.94 \mu\text{m}$ のEr:YAGレーザー、波長 $10.6 \mu\text{m}$ の炭酸ガスレーザー等が用いられている。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】

ところで、生体の構成成分の中で最も多いのは水であり、水の吸収特性は各レーザーを治療に用いる際に重要である。水に対する吸収係数は波長により著しく異なる。図4に水の吸収係数の波長特性と各レーザーの波長を示す。図4において、半導体レーザーはLD、炭酸ガスレーザーはCO₂として表している。図4からわかるように、水の吸収係数は波長 $3 \mu\text{m}$ 近傍に顕著なピークを有し、波長 $3 \mu\text{m}$ 以下では低下する傾向にある。すなわち、上記レーザーの中で波長 $2.94 \mu\text{m}$ のEr:YAGレーザーは水に対し非常に高い吸収係数を有し、半導体レーザーやNd:YAGレーザーは水に対し低い吸収係数を有する。炭酸ガスレーザーの吸収係数は、半導体レーザーやNd:YAGレーザーのものよりは高いが、Er:YAGレーザーのものほど高くはない。

【0004】

また、歯質に関しては、象牙質の構成成分の約60%が無機質であり、残りの約40%が水分と有機質である。エナメル質の構成成分のほとんどは無機質である。象牙質に関しては、半導体レーザーは約25%の透過特性、Nd:YAGレーザーは約45%の透過特性を有し、Er:YAGレーザー、炭酸ガスレーザーは共に全く透過せず100%の吸収特性を有する。エナメル質に関しては、半導体レーザーは約30%の透過特性、Nd:YAGレーザーは約65%の透過特性を有し、Er:YAGレーザー、炭酸ガスレーザーは共に全く透過せず100%吸収特性を有する。

【0005】

上述のように、半導体レーザーやNd:YAGレーザーは水に対する吸収率が低いため、照射エネルギーが組織の深部にまで到達し、蒸散部周囲の熱凝固、変性層が広がる。したがって、治療目標の組織近傍の加熱を正確に制御することが必要な場合には半導体レーザーやNd:YAGレーザーは好ましい手段とはいえない。医科治療において半導体レーザーやNd:YAGレーザーは腫瘍等の広範囲の切除は可能であり、組織の止血・凝固作用は得られるが、軟組織の切開には適さず、治療後の治癒が遅延するという短所がある。また歯科治療

10

20

30

40

50

においては、半導体レーザーやNd:YAGレーザーは上述のように歯質に対する吸収率が小さいため、蒸散効率が非常に悪くて切削速度が遅く、薄層のエナメル質には、ほとんど作用せず、硬組織治療には有効ではない。さらにレーザー光が歯質内部まで透過して発熱するので、歯牙部に熱障害をおこす恐れがある。

【0006】

炭酸ガスレーザーは、水に対する吸収率が高いため、照射部表面でほとんどのエネルギーが吸収される。しかし、炭酸ガスレーザーは歯質の硬組織治療において、周辺の組織の構造を変化させ、melting現象を起こさせる。また、炭酸ガスレーザーを用いた装置構成を考えた場合、光伝送に用いるファイバの選択にあたり難点がある。

【0007】

Er:YAGレーザーは、水に対し高い吸収係数を有するため、照射表面でエネルギーの大部分が一瞬にして吸収され、周囲にほとんど熱影響を残さない。このため、限りなく鋼刃メスに近い鋭利な切開創が可能である。また、Er:YAGレーザーは歯質の軟組織治療および硬組織治療の両方に対して、有効であり、加工性は非常に高く、有用なレーザーであるといえる。ただし、Er:YAGレーザーは、熱凝固層となる変性層が少ないため止血効果が劣るという弱点があった。

【0008】

本発明は、このような問題に鑑みてなされたものであり、その目的とするところは、硬組織治療および軟組織治療の両方に対して、良好な切開・切除が可能であると共に良好な止血効果も得られる医療用レーザー装置を提供することにある。

【0009】

【課題を解決するための手段】

上記課題を解決するために、本発明の第1発明は、医療用レーザー装置であって、発振波長が $1.5 \sim 4 \mu\text{m}$ の範囲内であり、かつパルス幅が $250 \mu\text{s}$ ($\mu\text{s}: 10^{-6}$ 秒) $\sim 1 \text{ms}$ ($\text{ms}: 10^{-3}$ 秒)の範囲内であるレーザー光を出射する手段を具備することを特徴とする医療用レーザー装置を提供する。

【0010】

かかる構成によれば、水に対する吸収率が高いレーザー光を用いて、蒸散部周囲に適度な変性層を形成することができるため、良好な切開・切除と共に良好な止血効果を得ることができる。波長が $1.5 \mu\text{m}$ より短いレーザー光では、水に対する吸収率が低いため、生体組織の表面だけでなく組織の深部にまで到達し、蒸散部周囲の熱凝固、変性層が広くなり、切除や切開に不適である。波長が $4 \mu\text{m}$ より長いレーザー光では、装置構成を考えた場合、光伝送に用いるファイバの選択にあたり難点がある。パルス幅が $250 \mu\text{s}$ より短い場合では、熱凝固層が少なく良好な止血効果が得られない。パルス幅が 1ms より長い場合では、変成が進みすぎて熱障害が生じる恐れがある。

【0011】

レーザー光のレーザー光源としては例えば、波長が $2.94 \mu\text{m}$ のEr:YAGレーザーを用いることができる。

【0012】

【発明の実施の形態】

以下、図面に基づいて本発明の実施の形態を詳細に説明する。図1は、本発明の実施の形態にかかる医療用レーザー装置の構成図である。レーザー媒体10はYAG (Yttrium Aluminum Garnet: $\text{Y}_3\text{Al}_5\text{O}_{12}$) 結晶に活性イオンとしてEr (Erbium) イオンをドープしたEr:YAGロッドである。レーザー媒体10の両端面に対向して、全反射ミラー12および一部透過ミラー14が配置されている。一部透過ミラー14の反射率は全反射ミラー12よりわずかに小さい。

【0013】

レーザー媒体10は略円筒形の反射部材16の内部にフラッシュランプ18と共に配置されている。フラッシュランプ18はパルス幅制御機構と接続されている。パルス幅制御機構は、制御部20と、充電用電源22と、コンデンサ24と、スイッチ素子26とを有する

10

20

30

40

50

。充電用電源 22 からの電力がコンデンサ 24 に蓄積され、これをスイッチ素子 26 を介して瞬間的にフラッシュランプに印加する。フラッシュランプ 18 は放電管であり、印加電力により強い放電を行ってパルス励起光を出力する。充電用電源 22 とスイッチ素子 26 の駆動は制御部 20 により行われる。

【0014】

このパルス励起光はレーザ媒体 10 に入射し、この中に含まれた活性イオン（Er イオン）を光ポンピングする。光ポンピングにより活性イオンのエネルギー順位間に反転分布状態を作りだし、レーザ媒体 10 である Er : YAG ロッドを励起する。両端の全反射ミラー 12 および一部透過ミラー 14 との条件が満たされるとレーザ発振が起こり、パルス状のレーザ発振出力が出力される。レーザ発振が起こると、一部透過ミラー 14 からはその透過率に従ってレーザ光が出射される。出射されるレーザ光の波長は $2.94 \mu\text{m}$ であり、そのパルス幅はパルス幅制御機構によって、所望のパルス幅にすることができる。この際に、パルス幅を変更することにより、1 パルス当たりの照射エネルギーは同じで、異なるピークパワーを有するレーザ光を出射させることも可能である。

10

【0015】

一部透過ミラー 14 を透過したレーザ光は集光系 30 により集光されて伝送系 32 へ導かれる。伝送系 32 は主に光ファイバおよび中空導波路からなり、その先端にはハンドピース 34 が接続されている。レーザ光はハンドピース 34 から照射物 36 に照射されて、治療が行われる。照射物 36 は治療対象の生体組織であり、例えば歯質等である。レーザ光照射時は冷却のために不図示の機構により照射物 36 に水を噴霧することができる。

20

【0016】

ここで用いられている Er : YAG レーザ光は、前述のように水に対する吸収が高く、そのためレーザ光が照射された生体組織のごく表面でレーザ光のエネルギーが吸収される。したがって、周囲組織への熱傷害が少なく、その切開創は鋼刃メスのように鋭利である。特に歯質に対しては、歯質（ハイドロキシアパタイト）内の水分（OH 基）に Er : YAG レーザ光のエネルギーが吸収され、アパタイト内に微小な爆発が生じ、その結果としてその他の硬組織成分が吹き飛ばされ、蒸散させる作用を有する。この作用はエナメル質、象牙質の両方に対して得られる。

【0017】

次に上記装置を使用して、パルス幅を変更して Er : YAG レーザ光を人の歯質に照射した実験について説明する。パルス幅が $100 \mu\text{s}$ ($\mu\text{s} : 10^{-6}$ 秒)、 $150 \mu\text{s}$ 、 $200 \mu\text{s}$ 、 $250 \mu\text{s}$ 、 $300 \mu\text{s}$ 、 $400 \mu\text{s}$ 、 $500 \mu\text{s}$ の 7 つの場合について、互いに同様の条件で実験を行った。このとき、1 パルス当たりの照射エネルギーは一定になるようにした。

30

【0018】

その結果、パルス幅が $250 \mu\text{s}$ 、 $300 \mu\text{s}$ 、 $400 \mu\text{s}$ 、 $500 \mu\text{s}$ の場合については図 2 に示すようなほぼ同様の結果が得られた。また、パルス幅が $100 \mu\text{s}$ 、 $150 \mu\text{s}$ 、 $200 \mu\text{s}$ の場合については図 3 に示すようなほぼ同様の結果が得られた。ここで、図 2、図 3 は共に、照射部の拡大断面図を模式的に示す図であり、各図に示す凹部はレーザ光の照射により蒸散した部分であり、その凹部周辺の斜線を付した部分は照射熱により形成された変性層を示すものである。図 2、図 3 の d は凹部の穴径を意味し、 h は凹部の深さを意味する。

40

【0019】

図 2 と図 3 を比較すると、図 2 に示す例では、蒸散部の底面性状は溶岩状であり、熱による変性層は図 3 のものよりも多く形成されている。図 3 に示す例では、蒸散部の底面の性状は比較的なだらかであり、熱による変性層は少ない。図 2 に示す例と図 3 に示す例の凹部の穴径 d 、深さ h についてはほとんど差は認められない。

【0020】

変性層は組織表面に形成された凝固層として機能する。したがって、変性層が多く形成された図 2 に示す例では、良好な止血効果を得ることができる。変性層が少ない図 3 に示す

50

例は、従来と同様に低い止血効果しか得られない。よって、1パルス当たりの照射エネルギーが同一の場合でも、照射するレーザー光のパルス幅により止血効果が異なり、パルス幅が200 μ s以下では低い止血効果しか得られないが、パルス幅を250～500 μ sにすると良好な止血効果が得られることがわかる。また、凹部の穴径d、深さhについては異なることから、良好な切除効果は図2および図3に示す両者の場合において確保されている。上記例ではEr:YAGレーザー光を用いており、これらの効果は、硬組織治療および軟組織治療の両方において得られる。

【0021】

以上、添付図面を参照しながら本発明にかかる好適な実施形態について説明したが、本発明はかかる例に限定されないことは言うまでもない。当業者であれば、特許請求の範囲に記載された技術的思想の範疇内において、各種の変更例または修正例に想到し得ることは明らかであり、それらについても当然に本発明の技術的範囲に属するものと了解される。

10

【0022】

【発明の効果】

以上、詳細に説明したように本発明の医療用レーザー装置によれば、1台の装置で硬組織治療および軟組織治療の両方に適用が可能であり、良好な切除効果と共に、良好な止血効果も得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の実施の形態に係る医療用レーザー装置の構成図である。

【図2】照射部の拡大断面図を模式的に示す図である。

20

【図3】照射部の拡大断面図を模式的に示す図である。

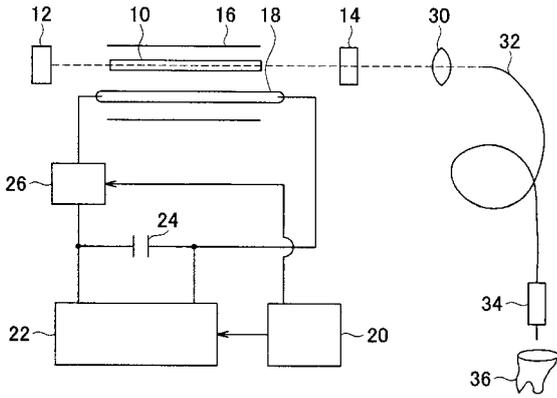
【図4】水の吸収係数の波長特性を示す図である。

【符号の説明】

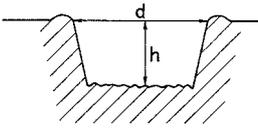
10	レーザー媒体
12	全反射ミラー
14	一部透過ミラー
16	反射部材
18	フラッシュランプ
20	制御部
22	充電用電源
24	コンデンサ
26	スイッチ素子
30	集光系
32	伝送系
34	ハンドピース
36	照射物

30

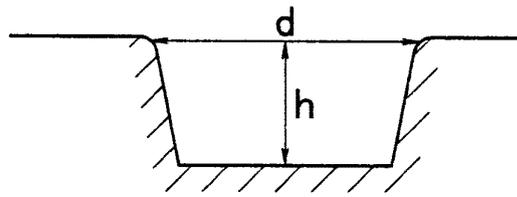
【 図 1 】



【 図 2 】



【 図 3 】



【 図 4 】

