

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4113035号
(P4113035)

(45) 発行日 平成20年7月2日(2008.7.2)

(24) 登録日 平成20年4月18日(2008.4.18)

(51) Int.Cl.		F I			
A 6 1 F	9/007	(2006.01)	A 6 1 F	9/00	5 0 6
A 6 1 B	18/20	(2006.01)	A 6 1 B	17/36	3 5 0
A 6 1 N	5/06	(2006.01)	A 6 1 N	5/06	E
G 0 2 F	1/35	(2006.01)	G 0 2 F	1/35	5 0 2
G 0 2 F	1/37	(2006.01)	G 0 2 F	1/37	

請求項の数 6 (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2003-120944 (P2003-120944)
 (22) 出願日 平成15年4月25日(2003.4.25)
 (65) 公開番号 特開2004-321507 (P2004-321507A)
 (43) 公開日 平成16年11月18日(2004.11.18)
 審査請求日 平成18年3月1日(2006.3.1)

(73) 特許権者 000135184
 株式会社ニデック
 愛知県蒲郡市拾石町前浜34番地14
 (72) 発明者 ラリット プシャン シャルマ
 愛知県蒲郡市拾石町前浜34番地14 株
 式会社ニデック拾石工場内
 (72) 発明者 林 健一
 愛知県蒲郡市拾石町前浜34番地14 株
 式会社ニデック拾石工場内

審査官 川端 修

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医療用レーザー装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

1040～1080nmの範囲にある波長 1の赤外レーザー光を発生する励起用のレーザー光源と、波長 1のレーザー光を入力して誘導ラマン散乱により異なる波長 2の1次ストークス光を発生させるラマンファイバであって、波長 2の光を共振する一対のブラッググレーティングが形成された 2用ラマンファイバと、該 2ラマンファイバから出力される波長 2のレーザー光をその第2高調波である波長 2のレーザー光に変換する 2用非線形結晶と、該 2用非線形結晶により波長変換された波長 2のレーザー光を患者の組織に導光する導光光学系とを備え、前記波長 2が580～600nmのオレンジ色光であることを特徴とする医療用レーザー装置。

【請求項2】

請求項1のラマンファイバに用いられる光ファイバは、シリカ(SiO₂)をベースに酸化チタン(TiO₂)がドーブされたファイバであることを特徴とする医療用レーザー装置。

【請求項3】

請求項1の医療用レーザー装置において、前記レーザー光源からの波長 1のレーザー光をその第2高調波である波長 1に変換する 1用非線形結晶と、前記レーザー光源からレーザー光を前記 1用非線形結晶及び 2用ラマンファイバに入力する光路を選択的に切替える入力切替手段と、前記各非線形結晶から出力される波長 1及び 2のレーザー光を選択的に前記デリバリ光学系に出力する出力切替手段と、を備えることを特徴とする医

療用レーザー装置。

【請求項4】

請求項1の医療用レーザー装置において、前記波長1のレーザー光を入力して誘導ラマン散乱により異なる波長2の1次ストークス光を発生させた後にさらに異なる波長3の2次ストークス光を発生させるラマンファイバであって、波長2及び3の光をそれぞれ共振する対となる2組のブラッググレーティングが形成された3用ラマンファイバと、該3用ラマンファイバから出力される波長3のレーザー光をその第2高調波である波長3のレーザー光に変換する3用非線形結晶と、前記レーザー光源からの波長1のレーザー光をその第2高調波である波長1に変換する1用非線形結晶と、前記レーザー光源からレーザー光を前記1用非線形結晶、2用ラマンファイバ及び3用ラマンファイバに入力する光路を切替える入力切替手段と、前記各非線形結晶から出力される波長1、2及び3のレーザー光を選択的に前記導光光学系に出力する出力切替手段とを備え、前記波長3が610～630nmの赤色光であることを特徴とする医療用レーザー装置。

10

【請求項5】

請求項4の医療用レーザー装置において、前記3用ラマンファイバは前記2用ラマンファイバの少なくとも一部を共用したことを特徴とする医療用レーザー装置。

【請求項6】

請求項3～5の何れかの医療用レーザー装置において、前記入力切替手段及び出力切替手段はファイバスイッチであり、前記レーザー光源以降から前記導光光学系に至る光路の各光学素子をファイバ光学系にて接続したことを特徴とする医療用レーザー装置。

20

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、眼科医院等で使用される医療用レーザー装置に関する。

【0002】

【従来技術】

従来、眼科治療用のレーザーとしては、アルゴン、クリプトン、ダイレーザ（色素レーザ）、Nd:YAGレーザの第2高調波が使用されている。クリプトンからは約520nm、530nmの緑色、約568nmの黄色、及び約647nmの赤色のレーザー光が得られる（例えば、特許文献1参照）。ダイレーザからは約575～530nmの黄色から赤色のレーザー光が得られる。Nd:YAGレーザの第2高調波では、約532nmの緑色、約561nmの黄色、及び約659nmの赤色のレーザー光が得られる（例えば、特許文献2参照）。

30

【0003】

また、光通信システム分野では、ラマンファイバレーザの研究がなされている。ラマンファイバレーザでは、非線形媒体の光ファイバに高出力の励起光を入射することにより、誘導ラマン散乱効果によって入射光とは異なる波長のレーザー光が取り出される（例えば、特許文献3、4参照）。

【0004】

【特許文献1】

特開2002-136539号公報

40

【0005】

【特許文献2】

特開2002-151774号公報

【0006】

【特許文献3】

特開昭63-195628号公報

【0007】

【特許文献4】

特開平11-54853号公報

50

【 0 0 0 8 】

【 発明が解決しようとする課題 】

医療分野においては治療に応じた波長のレーザー光が選択的に使用される。例えば、眼の光凝固治療における波長としては、少ないパワーで凝固効率の良い黄色からオレンジ色の波長が好ましい波長として使用されている。眼底に出血がある場合や、眼底に至る透光体に混濁がある場合には、赤色の波長が効果的に使用されている。

【 0 0 0 9 】

しかし、従来使用されていたクリプトンやダイレーザのレーザー装置は、レーザーチューブが短寿命であること、大きな消費電力を必要とすること、装置が大型化することなどの問題が大きかった。Nd:YAGレーザー等の固体レーザー装置は、こうした問題が軽減されるが、光凝固に好ましいオレンジ光の波長は得られなかった。また、赤色光の波長においても、659nmより短波長側の方が好ましい。

一方、ラマンファイバは光通信システムの分野での応用がなされているが、医療分野において可視のレーザー光を得るために応用されたものは無い。

【 0 0 1 0 】

本発明は、従来装置の問題に鑑み、装置の小型化、消費電力の低減化及び長寿命化を図り、治療に適した波長のレーザー光が得られる医療用レーザー装置を提供することを技術課題とする。

【 0 0 1 1 】

【 課題を解決するための手段 】

上記課題を解決するために、本発明は以下のような構成を備えることを特徴とする。

【 0 0 1 2 】

(1) 1040～1080nmの範囲にある波長 1 の赤外レーザー光を発する励起用のレーザー光源と、波長 1 のレーザー光を入力して誘導ラマン散乱により異なる波長 2 の1次ストークス光を発生させるラマンファイバであって、波長 2 の光を共振する一对のブラッググレーティングが形成された 2用ラマンファイバと、該 2ラマンファイバから出力される波長 2 のレーザー光をその第2高調波である波長 2 のレーザー光に変換する 2用非線形結晶と、該 2用非線形結晶により波長変換された波長 2 のレーザー光を患者の組織に導光する導光光学系とを備え、前記波長 2 が580～600nmのオレンジ色光であることを特徴とする。

(2) (1)のラマンファイバに用いられる光ファイバは、シリカ(SiO₂)をベースに酸化チタン(TiO₂)がドーブされたファイバであることを特徴とする。

(3) (1)の医療用レーザー装置において、前記レーザー光源からの波長 1 のレーザー光をその第2高調波である波長 1 に変換する 1用非線形結晶と、前記レーザー光源からレーザー光を前記 1用非線形結晶及び 2用ラマンファイバに入力する光路を選択的に切替える入力切替手段と、前記各非線形結晶から出力される波長 1 及び 2 のレーザー光を選択的に前記デリバリ光学系に出力する出力切替手段と、を備えることを特徴とする。

(4) (1)の医療用レーザー装置において、前記波長 1 のレーザー光を入力して誘導ラマン散乱により異なる波長 2 の1次ストークス光を発生させた後にさらに異なる波長 3の2次ストークス光を発生させるラマンファイバであって、波長 2 及び 3の光をそれぞれ共振する対となる2組のブラッググレーティングが形成された 3用ラマンファイバと、該 3用ラマンファイバから出力される波長 3のレーザー光をその第2高調波である波長 3 のレーザー光に変換する 3用非線形結晶と、前記レーザー光源からの波長 1 のレーザー光をその第2高調波である波長 1 に変換する 1用非線形結晶と、前記レーザー光源からレーザー光を前記 1用非線形結晶、2用ラマンファイバ及び 3用ラマンファイバに入力する光路を切替える入力切替手段と、前記各非線形結晶から出力される波長 1、2 及び 3 のレーザー光を選択的に前記導光光学系に出力する出力切替手段とを備え、前記波長 3 が610～630nmの赤色光であることを特徴とする。

(5) (4)の医療用レーザー装置において、前記 3用ラマンファイバは前記 2用ラマンファイバの少なくとも一部を共用したことを特徴とする。

(6) (3)~(5)の何れかの医療用レーザー装置において、前記入力切換手段及び出力切換手段はファイバスイッチであり、前記レーザー光源以降から前記導光光学系に至る光路の各光学素子をファイバ光学系にて接続したことを特徴とする。

【0013】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施形態を図面に基づいて説明する。図1は、本発明の第1の実施形態に係る眼科医療用のレーザー装置の構成を示す図である。

【0014】

図1において、1はレーザー光を出射するレーザー発振器である。レーザー発振器1には赤外レーザー光を発するレーザー光源10が配置されている。レーザー光源10は、例えばレーザーダイオードポンプのNd:YAGレーザーからなり、波長 $\lambda_1 = 1064\text{nm}$ の赤外光を発する。11はレーザー光源10から発せられた波長 λ_1 のレーザー光の入力光路を第1光路L1、第2光路L2、第3光路L3に切換える入力切換ユニットである。切換ユニット11は、例えば、光路L1上に配置されたミラー12と、ミラー12の反射光路に順次配置されたミラー13及びミラー14とからなる。ミラー12とミラー13はそれぞれ光路から外された点線で示す位置に移動するように駆動される。

【0015】

ミラー12が光路から外されたときは、波長 λ_1 のレーザー光は光路L1で進む。光路L1上には集光レンズ15、KTP等の第1非線形結晶16が配置されている。波長 $\lambda_1 = 1064\text{nm}$ の基本波レーザー光は、第1非線形結晶16によりその第2高調波の波長 $\lambda_2 = 532\text{nm}$ の緑色レーザー光に波長変換される。

【0016】

ミラー13の反射方向の光路L2には集光レンズ17、ラマンファイバ波長シフト器20、集光レンズ25、KTP等の第2非線形結晶26が配置されている。ラマンファイバ波長シフト器20は、シリカ(SiO₂)をベースとしてコア部分に酸化チタン(TiO₂)がドーブされた光ファイバ(非線形用光ファイバ)21からなる。光ファイバ21のコア径は6 μm で、長さが1km以上である。光ファイバ21には誘導ラマン散乱により発生する波長 $\lambda_2 (= 1180\text{nm})$ の第1次ストークス光を反射させる一対のファイバ・ブラッグ・グレーティング(以下、FBG)22a, 22bが形成されている。また、出射端側には波長 λ_1 の光を反射し、波長 λ_2 の光を透過するFBG24が形成されている。

【0017】

ここで、SiO₂をベースにTiO₂がドーブされた光ファイバの誘導ラマン散乱特性を図2に示す。図2に示すように、SiO₂にTiO₂がドーブされた光ファイバでは、約925cm⁻¹付近と約400cm⁻¹付近で誘導ラマン散乱のピークが現われている。従って、波長 $\lambda_1 (= 1064\text{nm})$ の励起光によって925cm⁻¹のラマンシフトP1に対応する1180nmにピークを持った誘導ラマン散乱が得られる。すなわち、

$$9398\text{cm}^{-1} (1064\text{nm}) - 925\text{cm}^{-1} = 8473\text{cm}^{-1} (1180\text{nm})$$

となり、波長 $\lambda_2 = 1180\text{nm}$ の1次ストークス光が発生する。この1180nmの光について、高反射率(99%以上の反射)のFBG22aと一部透過(反射率85%程)の出力用FBG22bで共振器を規定することにより、1180nmのレーザー光が取り出される。なお、FBG24により波長 λ_1 の励起光は光ファイバ21を折り返し伝搬し、光ファイバ21の誘導ラマン散乱をより活性化させる。

【0018】

FBG24を通過した波長 $\lambda_2 (= 1180\text{nm})$ のレーザー光は、集光レンズ25を経て第2非線形結晶26に入射し、その第2高調波の波長 $\lambda_3 = 590\text{nm}$ のオレンジ色レーザー光に波長変換される。

【0019】

また、ミラー14の反射方向の光路L3には集光レンズ18、ラマンファイバ波長シフト

10

20

30

40

50

器 3 0、集光レンズ 3 5、K T P 等の第 3 非線形結晶 3 6 が配置されている。ラマンファイバ波長シフト器 3 0 は、光ファイバ 2 1 と同じく、SiO₂ をベースに TiO₂ がドープされた光ファイバ 3 1 からなる。光ファイバ 3 1 のコア径は 6 μm で、長さが 1 km 以上である。この光ファイバ 3 1 には、誘導ラマン散乱により発生する波長 2 (= 1180nm) の 1 次ストークス光を反射させる一対の F B G 3 2 a, 3 2 b と、さらに誘導ラマン散乱により発生する波長 3 (= 約 1240nm) の 2 次ストークス光を反射させる一対の F B G 3 3 a, 3 3 b とが形成されている。また、出射端側には波長 1 の光を反射し、波長 3 の光を透過する F B G 3 4 が形成されている。

【 0 0 2 0 】

前述したように、SiO₂ に TiO₂ がドープされた光ファイバでは、約 925cm⁻¹ 付近の他に約 400 cm⁻¹ 付近で誘導ラマン散乱の第 2 のピークが現われている。従って、ラマンファイバ波長シフト器 3 0 では、まず、波長 1 (= 1064nm) の励起光によって 2 = 1180nm の 1 次ストークス光が発生し、この 1180nm の 1 次ストークス光について高反射率の F B G 3 2 a, 3 2 b で共振器を規定し、1180nm の光を閉じ込める。次に、1 次ストークスの 1080nm の光によって 408cm⁻¹ のラマンシフト P 2 に対応する約 1240nm にピークを持った誘導ラマン散乱が得られる。すなわち、

$$9398\text{cm}^{-1} (1064\text{nm}) - 925\text{cm}^{-1} - 408\text{cm}^{-1} = 8065\text{cm}^{-1} (\text{約}1240\text{nm})$$

となり、波長 3 = 1240nm の 2 次ストークス光が発生する。この 1240nm の光について、高反射率の F B G 3 3 a と反射率 85% 程の出力用 F B G 3 3 で共振器を規定することにより、1240nm のレーザ光が取り出される。この波長 3 = 1240nm のレーザ光は、F B G 3 4 を通過した後、集光レンズ 3 5 を経て第 3 非線形結晶 3 6 に入射し、その第 2 高調波の波長 3 = 620nm の赤色レーザ光に波長変換される。

【 0 0 2 1 】

以上のようにそれぞれ得られる波長 1, 2, 3 のレーザ光は、出力切換ユニット 4 0 により選択的に出力が切換えられる。出力切換ユニット 4 0 は、例えば、ダイクロイックミラー 4 1 及び 4 2 と、ミラー 4 3 で構成されている。ダイクロイックミラー 4 2 は、波長 3 = 620nm の赤色レーザ光を透過し、波長 2 = 590nm のオレンジ色レーザ光を反射する。ダイクロイックミラー 4 1 は、波長 3 及び 2 のレーザ光を反射し、波長 1 = 532nm の緑色レーザ光を透過する。出力切換ユニット 4 0 から出力されたレーザ光は、集光レンズ 4 5 により光ファイバ 5 0 に入射される。なお、各非線形結晶 1 6, 2 6, 3 6 から集光レンズ 4 5 まで至る各光路には、波長 1, 2 及び 3 のレーザ光がそれぞれ集光レンズ 4 5 により導光光学系の光ファイバ 5 0 に効率良く入射するように、光束径を整える光学素子 (図示を略す) が適宜配置される。

【 0 0 2 2 】

光ファイバ 5 0 の出力端は、患者眼 E にレーザ光を導光するためのデリバリ光学系 5 2 に接続されている。デリバリ光学系 5 2 は、リレーレンズ 5 3、レーザ光のスポットサイズを変更するためのズームレンズ 5 4、対物レンズ 5 5、レーザ光を患者眼 E に向けて反射するミラー 5 6 を備える。デリバリ光学系 5 2 はスリットランプ 6 0 が持つ双眼の顕微鏡部 6 1 に取り付けられている。また、患者眼 E はスリットランプ 6 0 が備える照明部 6 2 により照明される。光凝固治療では、デリバリ光学系 5 2 から出射したレーザ光は、コンタクトレンズ 6 5 を介して患者眼 E の眼底に照射される。

【 0 0 2 3 】

図 1 において、レーザ光源 1 0 及び切換ユニット 1 1 は制御ユニット 4 7 に接続されており、制御ユニット 4 7 は波長を選択するスイッチを持つコントロールパネル 4 8 に接続されている。

【 0 0 2 4 】

このようなレーザ装置により光凝固治療を行う場合、術者はコントロールパネル 4 8 のスイッチにより眼底の光凝固に使用する波長を選択する。また、レーザ出力や凝固時間等の治療条件を設定する。コントロールパネル 4 8 からの波長選択信号により、制御ユニット 4 7 は切換ユニット 1 1 のミラー 1 2、1 3 を駆動し、光路を切換える。緑色のレーザ光

10

20

30

40

50

が選択されると、レーザ光源 10 からのレーザ光は光路 L 1 に導かれ、レーザ発振器 1 からは 532nm の緑色レーザ光が出力される。オレンジ色のレーザ光が選択されると、レーザ光源 10 からのレーザ光は光路 L 2 に位置するラマンファイバ波長シフト器 20 に導かれ、レーザ発振器 1 からは 590nm のオレンジ色レーザ光が出力される。赤色のレーザ光が選択されると、レーザ光源 10 からのレーザ光は光路 L 3 のラマンファイバ波長シフト器 30 に導かれ、レーザ発振器 1 からは 620nm の赤色レーザ光が出力される。それぞれ選択的にレーザ発振器 1 から出力されたレーザ光は、導光光学系の光ファイバ 50 及びデリバリ光学系 52 を介して患者眼 E の眼底に導光される。

【 0 0 2 5 】

上記ではレーザ光源 10 として Nd : YAG レーザを例にとって説明したが、Nd : YLF レーザも好適に使用できる。Nd : YLF レーザからは波長 1053nm のレーザ光が出力される。これを入力波長 λ_1 として用いると、第 1 非線形結晶 16 によりその第 2 高調波の波長 $\lambda_2 =$ 約 527nm の緑色レーザ光に波長変換される。ラマンファイバ波長シフト器 20 においては、

$$9496\text{cm}^{-1} (1053\text{nm}) - 925\text{cm}^{-1} = 8571\text{cm}^{-1} (1166\text{nm})$$

となり、波長 $\lambda_2 = 1166\text{nm}$ のレーザ光が出力される。これが第 2 非線形結晶 26 によりその第 2 高調波の約 583nm のオレンジ色レーザ光に波長変換される。

【 0 0 2 6 】

また、ラマンファイバ波長シフト器 30 においては、

$$9496\text{cm}^{-1} (1053\text{nm}) - 925\text{cm}^{-1} - 408\text{cm}^{-1} = 8163\text{cm}^{-1} (\text{約}1227\text{nm})$$

となり、波長 $\lambda_3 = 1227\text{nm}$ のレーザ光が出力される。これが第 3 非線形結晶 36 によりその第 2 高調波の約 613nm の赤色レーザ光に波長変換される。

【 0 0 2 7 】

光凝固の治療の場合、520 ~ 540nm の緑色レーザ光を出力できることが好ましく、第 1 非線形結晶 16 により波長変換される 520 ~ 540nm の緑色レーザ光を得るための基本波の波長 λ_1 は、1040 ~ 1080 nm の範囲である。レーザ光源 10 として、この範囲の波長 λ_1 を出力可能なものを使用する。また、凝固効率の点から波長 580 ~ 600nm のオレンジ色レーザ光を出力できることが好ましく、第 2 非線形結晶 26 により波長変換される基本波の波長 λ_2 は 1160 ~ 1200nm の範囲である。前述のように SiO₂ をベースに TiO₂ がドープされた光ファイバを使用することにより、波長 1040 ~ 1080 nm の範囲にある波長 λ_1 の励起光の入力で、925cm⁻¹ の誘導ラマン散乱によって約 1160 ~ 1200nm の範囲の 1 次ストークス光を効率良く発生できる。さらに、光凝固としては、波長 610 ~ 630nm の赤色レーザ光を出力できることが好ましく、第 3 非線形結晶 36 により波長変換される基本波の波長 λ_3 は 1220 ~ 1260nm の範囲である。このための波長 λ_1 を発する励起用のレーザ光源 10 は、上記の Nd : YAG や Nd : YLF に限らず、他のものを適宜使用できる。例えば、Yb がドープされた Yb ファイバレーザが好適に使用できる。Yb ファイバレーザからは、 $\lambda_1 = 1064\text{nm}$ のレーザ光が出力される。

【 0 0 2 8 】

このように本装置では、ラマンファイバの使用により殊に眼科治療に好ましいオレンジ色のレーザ光が得られ、さらに、1 台の装置で緑色のレーザ光や比較的短波長側の赤色レーザ光も高出力で得られ、これらを選択的に出力できるように構成すると治療の適用範囲が広がる。また、本装置ではコンパクト化が容易、長い寿命、低い消費電力であること等、従来装置に対する多数の利点を備える。

【 0 0 2 9 】

図 3 は、第 2 の実施形態に係るレーザ装置の構成を示す図である。図 1 と同様な機能の構成要素には、同一の符号を付している。第 2 の実施形態では、1 つのラマンファイバ波長シフト器の一部を共用して波長 λ_2 と波長 λ_3 のストークス光を選択的に発生させる構成としている。

【 0 0 3 0 】

図 3 において、切換ユニット 11 に移動可能に配置されたミラー 12 の反射方向にはミラ

10

20

30

40

50

ー 1 0 0 が配置されており、その反射方向の光路 L 4 には集光レンズ 1 0 1、ラマンファイバ波長シフト器 1 1 0 が配置されている。ラマンファイバ波長シフト器 1 1 0 は、光ファイバ 2 1 と同じく、SiO₂ をベースに TiO₂ がドープされた光ファイバ 1 1 1 を備え、光ファイバ 1 1 1 のコア径は 6 μm で、長さが 1 km 以上である。この光ファイバ 1 1 1 には光学ファイバスイッチ 1 2 0 が接続されており、その出力部には同じく SiO₂ をベースに TiO₂ がドープされた 2 つの光ファイバ 1 1 2 , 1 2 2 が接続されている。光学ファイバスイッチ 1 2 0 は、光ファイバ 1 1 1 を光ファイバ 1 1 2 又は 1 2 2 に選択的に接続するものである。

【 0 0 3 1 】

光ファイバ 1 1 1 の入力側には誘導ラマン散乱により発生する波長 2 (= 1180nm) の 1 次ストークス光を反射させる高反射率の F B G 1 1 4 と、その外側に波長 3 (= 1240nm) の 2 次ストークス光を反射させる高反射率の F B G 1 1 5 とが順次形成されている。

10

【 0 0 3 2 】

一方、光ファイバ 1 1 2 には F B G 1 1 4 と対となる F B G 1 1 6 と、波長 1 の光を反射し、波長 2 の光を透過する F B G 1 1 7 とが形成されている。F B G 1 1 6 は波長 2 の光に対して 8 5 % ほどの反射率を持つ。また、光ファイバには F B G 1 1 4 と対となる高反射率の F B G 1 2 4 と、F B G 1 1 5 と対となる F B G 1 2 5 と、波長 1 の光をほぼ 1 0 0 % 反射し、波長 3 の光を透過する F B G 1 2 6 が形成されている。F B G 1 2 5 は波長 3 の光に対して 8 5 % ほどの反射率を持つ。

【 0 0 3 3 】

20

このような構成において、コントロールパネル 4 8 によりオレンジ色のレーザ光を選択すると、制御ユニット 4 7 により、レーザ光源 1 0 からの光路 L 2 に導かれると共に、光学ファイバスイッチ 1 2 0 が駆動されて光ファイバ 1 1 1 が光ファイバ 1 1 2 に接続される。レーザ光源 1 0 からの波長 1 のレーザ光はラマンファイバ波長シフト器 1 1 0 に導かれ、波長 2 = 1180nm の 1 次ストークス光が発生する。この 1180nm の光について、高反射率の F B G 1 1 4 と出力用 F B G 1 1 6 とで共振器を規定することにより、波長 2 = 1180nm のレーザ光が取り出される。F B G 1 1 6 を通過した波長 2 のレーザ光は、先の例と同様に、集光レンズ 2 5 を経て第 2 非線形結晶 2 6 に入射し、その第 2 高調波の波長 2 = 590nm のオレンジ色レーザ光に波長変換される。これにより、レーザ発振器 1 からは 590nm のオレンジ色レーザ光が出力される。

30

【 0 0 3 4 】

また、コントロールパネル 4 8 により赤色のレーザ光が選択されると、制御ユニット 4 7 により光学ファイバスイッチ 1 2 0 が駆動されて光ファイバ 1 1 1 が光ファイバ 1 2 2 に接続される。レーザ光源 1 0 からの波長 1 のレーザ光はラマンファイバ波長シフト器 1 1 0 に導かれ、まず、波長 2 = 1180nm の 1 次ストークス光が発生する。この 1180nm の 1 次ストークス光について高反射率の F B G 1 1 4 と F B G 1 2 4 とで共振器を規定し、波長 2 の光を閉じ込める。これにより、さらに高次の 2 次ストークス光 (波長 3 = 1240nm) が発生する。そして、波長 3 の 2 次ストークス光について、高反射率の F B G 1 1 5 と出力用 F B G 1 2 5 とにより共振器を規定することにより、波長 3 = 1240nm のレーザ光が取り出される。この波長 3 = 1240nm のレーザ光は、F B G 1 2 6 を通過した後、先の例と同様に、集光レンズ 3 5 を経て第 3 非線形結晶 3 6 に入射し、その第 2 高調波の波長 3 = 620nm の赤色レーザ光に波長変換され、レーザ発振器 1 からは 620nm の赤色レーザ光が出力される。なお、緑色のレーザ光を選択した場合は、図 1 の例と同じくレーザ発振器 1 からは 532nm の緑色レーザ光が出力される。レーザ発振器 1 から選択的に出力された各色のレーザ光は、光ファイバ 5 0 及びデリバリ光学系 5 2 を介して患者眼 E の眼底に導光される。

40

【 0 0 3 5 】

図 4 は、第 3 の実施形態に係るレーザ装置の構成を示す図である。図 1 及び図 3 と同様な機能の構成要素には、同一の符号を付している。この第 3 の実施形態では、1 つのラマンファイバを共用して波長 2 と波長 3 の 2 つのストークス光を選択的に発生させる構成

50

としている。

【 0 0 3 6 】

図 4 において、ミラー 1 0 0 の反射方向の光路 L 4 には、集光レンズ 1 0 1、ラマンファイバ波長シフト器 1 3 0 が配置されている。ラマンファイバ波長シフト器 1 3 0 は、光ファイバ 2 1 と同じく、SiO₂ をベースに TiO₂ がドープされた光ファイバ 1 3 1 を備え、光ファイバ 1 3 1 のコア径は 6 μm で、長さが 1 km 以上である。この光ファイバ 1 3 1 には、誘導ラマン散乱により発生する波長 2 (= 1180nm) の 1 次ストークス光を反射させる一対の F B G 1 3 2 , 1 3 3 と、さらに誘導ラマン散乱により発生する波長 3 (= 約 40nm) の 2 次ストークス光を反射させる一対の F B G 1 3 4 , 1 3 5 とが形成されている。F B G 1 3 5 の外側には、波長 1 をほぼ 1 0 0 % 反射させ、他の波長 2 及び 3 を透過させる F B G 1 3 6 が形成されている。

10

【 0 0 3 7 】

入力側に形成された F B G 1 3 2 は波長 2 に対して高反射率を持ち、F B G 1 3 4 は波長 3 に対して高反射率を持つ。一方、出力側に形成された F B G 1 3 3 は、波長 2 (= 1180nm) に対する反射率を 7 0 ~ 1 0 0 % の範囲で調整可能である。1 3 7 は F B G 1 3 3 の波長 2 に対する反射率を調整するための調整ユニットであり、熱又は機械的な方法によってその反射率が調整される。F B G 1 3 5 は、波長 3 に対して 8 5 % ほどの反射率を持ち、残りを透過させる。

【 0 0 3 8 】

光ファイバ 1 3 1 の出力後の光路には、集光レンズ 1 3 8、波長 2 の光を透過し、波長 3 の光を反射させるダイクロイックミラー 1 4 0 が配置されており、ダイクロイックミラー 1 4 0 を透過した 2 の光は第 2 非線形結晶 2 6 に導かれる。また、ダイクロイックミラー 1 4 0 の反射側にはミラー 1 4 1 が配置されており、ダイクロイックミラー 1 4 0 及びミラー 1 4 1 で反射された 3 の光は第 3 非線形結晶 3 6 に導かれる。

20

【 0 0 3 9 】

このような構成において、コントロールパネル 4 8 によりオレンジ色のレーザー光が選択されると、制御ユニット 4 7 により、ミラー 1 2 が光路 L 1 に置かれると共に調整ユニット 1 3 7 が駆動され、F B G 1 3 3 の波長 2 に対する反射率が低反射率 (例えば 8 5 %) に調整される。レーザー光源 1 からの 1 のレーザー光はラマンファイバ波長シフト器 1 3 0 に導かれ、波長 2 = 1180nm の 1 次ストークス光が発生する。この 1180nm の光について、高反射率の F B G 1 3 2 と出力側の F B G 1 3 3 とで共振器が規定され、2 = 1180nm のレーザー光が取り出される。F B G 1 3 3 から出力された 2 のレーザー光は F B G 1 3 5、F B G 1 3 6 を通過して光ファイバ 1 3 1 から出射される。その後、この 2 = 1180nm のレーザー光は、レンズ 2 5 を経て第 2 非線形結晶 2 6 に入射し、その第 2 高調波の波長 2 = 590nm のオレンジ色レーザー光に波長変換される。

30

【 0 0 4 0 】

コントロールパネル 4 8 により赤色のレーザー光が選択されると、制御ユニット 4 7 により調整ユニット 1 3 7 が駆動され、F B G 1 3 3 の波長 2 に対する反射率が高反射率 (9 9 % 以上) に調整される。レーザー光源 1 からの 1 のレーザー光はラマンファイバ波長シフト器 1 3 0 に導かれ、波長 2 = 1180nm の 1 次ストークス光が発生し、この 1180nm の 1 次ストークス光について高反射率の F B G 1 3 2 と 1 3 3 とで共振器を規定し、波長 2 の光を閉じ込める。これにより、さらに高次の 2 次ストークス光 (波長 3 = 1240nm) が発生する。そして、波長 3 の 2 次ストークス光について、高反射率の F B G 1 3 4 と一部透過特性を持つ F B G 1 3 5 とにより共振器を規定することにより、出力側の F B G 1 3 5 から波長 3 = 1240nm のレーザー光が取り出される。この 3 のレーザー光は、F B G 1 3 6 を通過して光ファイバ 1 3 1 から出射され、集光レンズ 1 3 8、ダイクロイックミラー 1 4 0、ミラー 1 4 1 を介して第 3 非線形結晶 3 6 に入射し、その第 2 高調波の波長 3 = 620nm の赤色レーザー光に波長変換される。レーザー発振器 1 からは 620nm の赤色レーザー光が出力される。

40

【 0 0 4 1 】

50

図5は、第4の実施形態に係るレーザ装置の構成を示す図である。図1と同様な機能の構成要素には、同一の符号を付している。この第4の実施形態では、レーザ発振器1におけるレーザ光源10以降の光学系を全てファイバ光学系を用いた構成としている。

【0042】

図5において、レーザ光源10から出力される基本波のレーザ光は、ファイバ10aにより第1ファイバスイッチ150に入力される。ファイバスイッチ150は1×3の入出力系を持ち、出力経路を3つに切替える。ファイバスイッチ150が持つ第1の出力部には延長用の光ファイバ152が接続されている。光ファイバ152の出力端はウェーブガイドタイプの非線形結晶158が持つ入力用ファイバに接続されている。非線形結晶158の出力用ファイバは第2ファイバスイッチ180に接続されている。第2ファイバスイッチ180は3×1の入出力系を持つスイッチであり、出力端にはファイバ181が接続されている。このファイバ181は、デリバリ光学系52にレーザ光を伝送する光ファイバ50とカップリング可能とされている。

10

【0043】

ファイバスイッチ150が持つ第2の出力部には、ラマンファイバ波長シフト器160を構成する光ファイバ161の入力端が接続されている。光ファイバ161は、先の例の光ファイバ21と同じ材質からなる。光ファイバ161には、波長2の第1次ストークス光を反射させる一対のFBG162, 163、波長1の光を反射し、波長2の光を透過するFBG165が形成されている。光ファイバ161の出力端は、ウェーブガイドタイプの非線形結晶168が持つ入力用ファイバに接続されている。非線形結晶168の出力用ファイバは第2ファイバスイッチ180に接続されている。

20

【0044】

ファイバスイッチ150が持つ第3の出力部には、ラマンファイバ波長シフト器170を構成する光ファイバ171の入力端が接続されている。光ファイバ161も先の例の光ファイバ21と同じ材質からなる。光ファイバ171には、波長2の第1次ストークス光を反射させる一対のFBG172, 173、波長3の第2次ストークス光を反射させる一対のFBG174, 175、及び波長1の光を反射し、波長2の光を透過するFBG176が形成されている。光ファイバ171の出力端はウェーブガイドタイプの非線形結晶178が持つ入力用ファイバに接続されている。非線形結晶178の出力用ファイバは第2ファイバスイッチ180に接続されている。

30

【0045】

このような構成において、コントロールパネル48のスイッチにより治療に使用するレーザ光の色（緑色、オレンジ色、赤色）が選択されると、制御ユニット47により第1ファイバスイッチ150の出力部及び第2ファイバスイッチ180の入力部が切換えられる。レーザ光源10からの波長1のレーザ光は、各切換えに応じて光ファイバ152、161、171に入力される。光ファイバ152に入力された波長1のレーザ光は、第1非線形結晶158により532nmの緑色レーザ光に波長変換される。光ファイバ161に入力された波長1のレーザ光は、誘導ラマン散乱により波長2=1180nmの光にシフトされた後、第2非線形結晶168により590nmのオレンジ色レーザ光に波長変換される。光ファイバ171に入力された波長1のレーザ光は、誘導ラマン散乱により波長2=1180nmの光にシフトされた後、これが更に波長3=1240nmの光にシフトされる。その後、第3非線形結晶178により620nmの赤色レーザ光に波長変換される。

40

【0046】

第4の実施形態のレーザ発振器1は、レーザ光源10以降から光ファイバ50にレーザ光を出力するまでの光路における各光学要素をファイバ光学系にて接続しているため、各光学要素のアライメントの問題が軽減され、信頼性の高いレーザ装置を実現できる。また、レーザ光源10にYbファイバレーザ等のファイバレーザを使用すれば、より一層効果的である。

【0047】

なお、この第4の実施形態においても、第1及び第3の実施形態と同様に、ラマンファイ

50

バ波長シフト器 1 6 0 とラマンファイバ波長シフト器 1 7 0 とを一部又は全てを共用する構成としても良い。

【 0 0 4 8 】

以上は、眼科用医療レーザー装置を例にとって説明したが、皮膚科用においてもオレンジ色や赤い色等の可視レーザー光を導光し、患部組織をその波長特性に応じて選択的に治療する医療レーザー装置にも適用できる。

【 0 0 4 9 】

【発明の効果】

以上説明したように、本発明によれば、装置の小型化、消費電力の低減化及び長寿命化を図ることができると共に、治療に適した波長のレーザー光を得ることができる。また、1つの装置で治療に適した多波長のレーザー光を出力するレーザー装置を実現できる。また、アライメントの問題が軽減され、信頼性の高いレーザー装置を実現できる。

10

【図面の簡単な説明】

【図 1】第 1 の実施形態に係る眼科医療用のレーザー装置の構成を示す図である。

【図 2】本発明で使用するラマンファイバの誘導ラマン散乱特性を示す図である。

【図 3】第 2 の実施形態に係るレーザー装置の構成を示す図である。

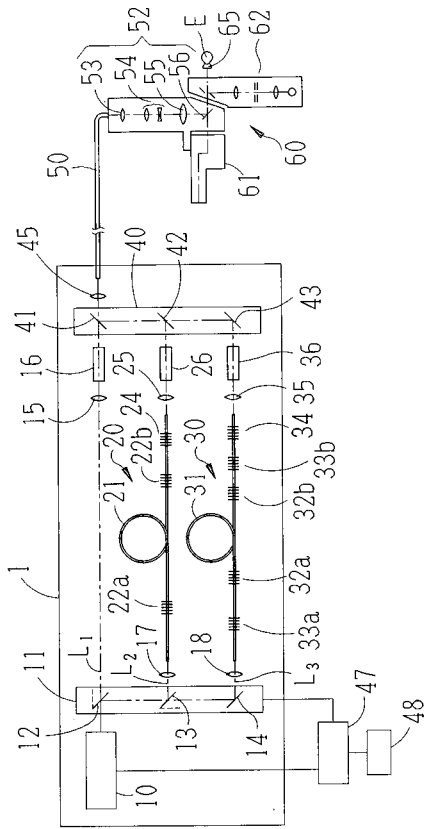
【図 4】第 3 の実施形態に係るレーザー装置の構成を示す図である。

【図 5】第 4 の実施形態に係るレーザー装置の構成を示す図である。

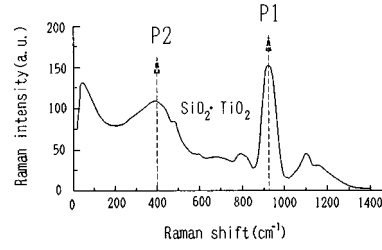
【符号の説明】

1	レーザー発振器	20
1 0	レーザー光源	
1 1	入力切換ユニット	
1 6 , 2 6 , 3 6	非線形結晶	
2 0 , 3 0	ラマンファイバ波長シフト器	
2 1 , 3 1	光ファイバ	
2 2 a , 2 2 b , 2 4 , 3 2 a , 3 1 b , 3 3 a , 3 3 b , 3 4	F B G	
4 0	出力切換ユニット	
5 0	光ファイバ	
5 2	デリバリ光学系	
1 1 0	ラマンファイバ波長シフト器	30
1 1 1	光ファイバ	
1 1 4 , 1 1 5 , 1 1 6 , 1 1 7 , 1 2 4 , 1 2 5 , 1 2 6	F B G	
1 3 0	ラマンファイバ波長シフト器	
1 3 1	光ファイバ	
1 3 2 , 1 3 3 , 1 3 4 , 1 3 5 , 1 3 6	F B G	

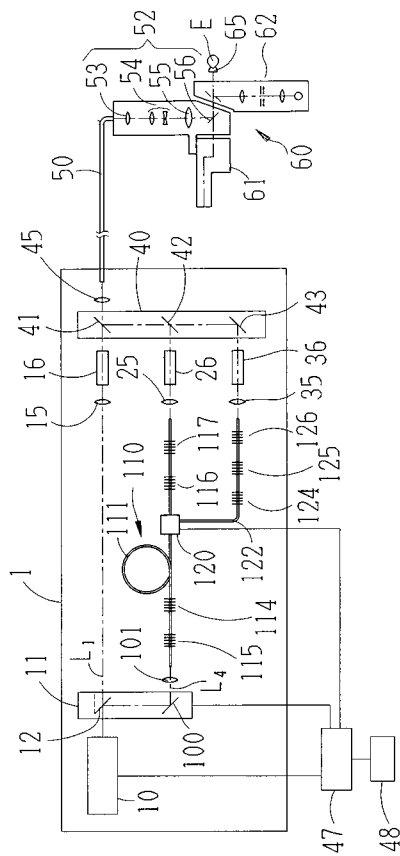
【図1】



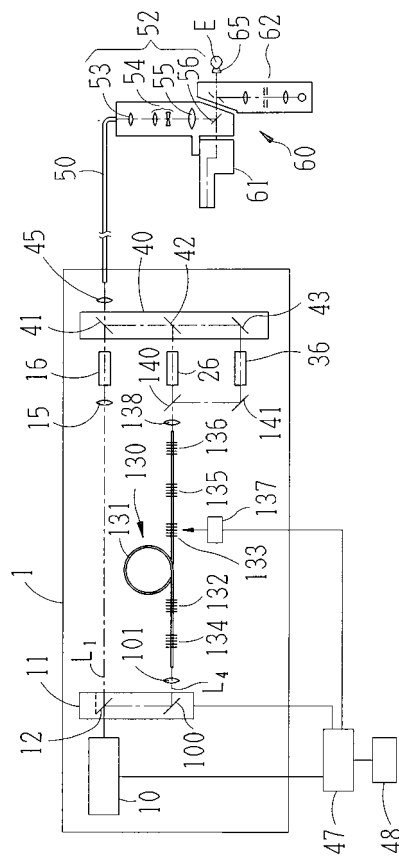
【図2】



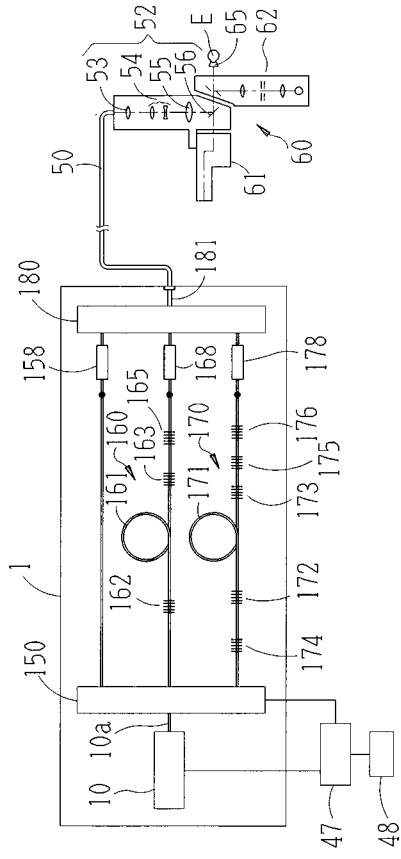
【図3】



【図4】



【 図 5 】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2002-151774(JP,A)
特開昭56-148360(JP,A)
特開平11-054853(JP,A)
特開2002-353539(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61F 9/007
A61B 18/20
A61N 5/06
G02F 1/35
G02F 1/37