

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5628011号
(P5628011)

(45) 発行日 平成26年11月19日(2014.11.19)

(24) 登録日 平成26年10月10日(2014.10.10)

| | |
|-------------------------|---------------------|
| (51) Int.Cl. | F 1 |
| A 6 1 F 9/008 (2006.01) | A 6 1 F 9/00 5 1 1 |
| A 6 1 B 18/20 (2006.01) | A 6 1 B 17/36 3 5 0 |
| H 0 1 S 3/00 (2006.01) | H 0 1 S 3/00 A |
| H 0 1 S 3/109 (2006.01) | H 0 1 S 3/109 |
| H 0 1 S 3/067 (2006.01) | H 0 1 S 3/06 B |

請求項の数 5 (全 11 頁)

| | |
|-----------|-------------------------------|
| (21) 出願番号 | 特願2010-267708 (P2010-267708) |
| (22) 出願日 | 平成22年11月30日 (2010.11.30) |
| (65) 公開番号 | 特開2012-115460 (P2012-115460A) |
| (43) 公開日 | 平成24年6月21日 (2012.6.21) |
| 審査請求日 | 平成25年11月25日 (2013.11.25) |

| | |
|-----------|--------------------------------------------|
| (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 | 山田 毅 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 宮崎 敏長

| | |
|-----------|-------------------------------------------------------------------------|
| (56) 参考文献 | 特開2010-093210 (JP, A) 特開2010-154978 (JP, A) 特開2007-117511 (JP, A) |
|-----------|-------------------------------------------------------------------------|

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 レーザ治療装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

基本波レーザ光を出射するレーザ光源と、前記レーザ光源への印加電流を制御して、設定されたパルス幅の基本波レーザ光を出射するようにレーザ光源をパルス駆動するレーザ光源駆動手段と、前記レーザ光源からの基本波レーザ光を高調波レーザ光に変換する波長変換素子と、患者眼に照射される高調波レーザ光の出力の設定信号を入力する出力設定手段と、波長変換された高調波レーザ光を患者眼に導光して照射する照射光学系と、を備えるレーザ治療装置において、

前記波長変換素子での波長変換効率を変更するために前記波長変換素子の温度を調節する温度調節ユニットと、

前記レーザ光源から出射されるレーザ光の出力範囲の下限を所定の出力閾値とするように前記レーザ光源駆動手段の駆動を制御すると共に、前記出力設定手段で設定された出力の高調波レーザ光が得られるように前記温度調節ユニットの駆動を制御する制御手段と、
、
を備えることを特徴とするレーザ治療装置。

【請求項 2】

請求項 1 のレーザ治療装置において、前記制御手段は、前記出力設定手段で設定された出力が所定の低出力以上の場合は、前記波長変換素子での波長変換効率が所定の効率以上となるように前記温度調節ユニットを駆動すると共に、設定された出力値に基づいて前記レーザ光源駆動手段の駆動を制御し、設定された出力値が前記所定の低出力より低い場合は

、前記レーザ光源から出射されるレーザ光の出力範囲の下限を所定の出力閾値とするように前記レーザ光源駆動手段の駆動を制御すると共に、設定された出力に基づいて前記波長変換素子での波長変換効率を前記所定の効率から低下するように前記温度調節ユニットの駆動を制御することを特徴とするレーザ治療装置。

【請求項 3】

請求項 1 又は 2 のレーザ治療装置において、前記所定の低出力は、サージパルスの影響が実質的に少ないものとして設定された前記基本波レーザ光の出力閾値と前記波長変換素子による所定の変換効率とを乗じた値として設定されていることを特徴とするレーザ治療装置。

【請求項 4】

請求項 2 又は 3 のレーザ治療装置は、前記波長変換素子の温度変化に対する波長変換効率データを記憶するメモリを備え、前記制御手段は、設定された出力値が前記所定の低出力より低い場合、前記所定の出力閾値と前記メモリに記憶された波長変換効率データとに基づき、高調波レーザ光の出力が設定された出力値となるように前記温度調節ユニットの駆動を制御することを特徴とするレーザ治療装置。

【請求項 5】

請求項 1 ~ 4 の何れか のレーザ治療装置において、前記レーザ光源はファイバレーザであることを特徴とするレーザ治療装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

20

【0001】

本発明は、患者の組織に治療用のレーザ光を照射して治療を行うレーザ治療装置に関する。

【背景技術】

【0002】

患者の組織に治療用レーザ光を照射し、治療を行うレーザ治療装置が知られている。例えば、特許文献 1 に示される眼科用レーザ治療装置（光凝固装置）では、患者眼の眼底等に治療用レーザ光を照射し、レーザ光のエネルギーによって照射部位を熱凝固する。この装置では、設定された照射時間（パルス幅）でレーザ光源への印加電流を制御することにより、レーザ光源をパルス駆動して治療レーザ光を出射させる構成とされている。治療レーザ光のパルス幅は、例えば、10ミリ秒～3秒の間で設定され、出力（パワー）は100mW～800mW）の間で設定される。また、近年では、レーザ光源（基本波レーザ光源）として、ファイバレーザ光源を用いるものが提案されている（例えば、特許文献 2 参照）。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】特開 2010-154978 号公報

【特許文献 2】特開 2007-117511 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

40

ところで、印加電流の制御によりレーザ光源をパルス駆動する場合、1つのレーザパルスにサージパルスが発生する。サージパルスとは、レーザ光源の立ち上がり時に瞬間にレーザ出が大きく発生する一過性のパルスを言う。特に、ファイバレーザを用いた装置では、サージパルスのピーク出力が高い傾向が見られる。このような現象は、ファイバレーザが、他のレーザ光源と比較して、ゲインが高いことに依っている。サージパルスのピーク出力が設定されたレーザ出力値を大幅に上回る場合、設定された治療レーザ光のエネルギー量（パルス幅と出力の積）に対して上ぶれしてしまう問題がある。また、瞬間に高い出力のレーザ光が患部に照射されることにより患者が痛痒を感じやすい問題がある。であ

50

る。

【0005】

本発明は、上記従来技術の問題点に鑑み、設定されたレーザ出力値を大幅に上回るような治療レーザ光のサージパルスを抑制して好適に治療を行えるレーザ治療装置を提供することを技術課題とする。

【課題を解決するための手段】

【0006】

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。

(1) 基本波レーザ光を出射するレーザ光源と、前記レーザ光源への印加電流を制御して、設定されたパルス幅の基本波レーザ光を出射させるようにレーザ光源をパルス駆動するレーザ光源駆動手段と、前記レーザ光源からの基本波レーザ光を高調波レーザ光に変換する波長変換素子と、患者眼に照射される高調波レーザ光の出力の設定信号を入力する出力設定手段と、波長変換された高調波レーザ光を患者眼に導光して照射する照射光学系と、を備えるレーザ治療装置において、10

前記波長変換素子での波長変換効率を変更するために前記波長変換素子の温度を調節する温度調節ユニットと、

前記レーザ光源から出射されるレーザ光の出力範囲の下限を所定の出力閾値とするように前記レーザ光源駆動手段の駆動を制御すると共に、前記出力設定手段で設定された出力の高調波レーザ光が得られるように前記温度調節ユニットの駆動を制御する制御手段と、20

を備えることを特徴とする。

(2) (1)のレーザ治療装置において、前記制御手段は、前記出力設定手段で設定された出力が所定の低出力以上の場合は、前記波長変換素子での波長変換効率が所定の効率以上となるように前記温度調節ユニットを駆動すると共に、設定された出力値に基づいて前記レーザ光源駆動手段の駆動を制御し、設定された出力値が前記所定の低出力より低い場合は、前記レーザ光源から出射されるレーザ光の出力範囲の下限を所定の出力閾値とするように前記レーザ光源駆動手段の駆動を制御すると共に、設定された出力に基づいて前記波長変換素子での波長変換効率を前記所定の効率から低下するように前記温度調節ユニットの駆動を制御することを特徴とする。

(3) (1)又は(2)のレーザ治療装置において、前記所定の低出力は、サージパルスの影響が実質的に少ないものとして設定された前記基本波レーザ光の出力閾値と前記波長変換素子による所定の変換効率とを乗じた値として設定されていることを特徴とする。30

(4) (2)又は(3)のレーザ治療装置は、前記波長変換素子の温度変化に対する波長変換効率データを記憶するメモリを備え、前記制御手段は、設定された出力値が前記所定の低出力より低い場合、前記所定の出力閾値と前記メモリに記憶された波長変換効率データとに基づき、高調波レーザ光の出力が設定された出力値となるように前記温度調節ユニットの駆動を制御することを特徴とする。

(5) (1)～(4)の何れかのレーザ治療装置において、前記レーザ光源はファイバレーザであることを特徴とする。

【発明の効果】

【0007】

本発明によれば、設定されたレーザ出力値を大幅に上回るような治療レーザ光のサージパルスを抑制して好適に治療を行える。

【発明を実施するための形態】

【0008】

本発明の実施形態を図面に基づいて説明する。本実施形態では、レーザ治療装置として、患者眼の眼底等の光凝固治療を行う眼科用レーザ治療装置を例に挙げる。図1は眼科用レーザ治療装置の光学系及び制御系の概略構成図である。

【0009】

眼科用レーザ治療装置100は、大別して、レーザ光源ユニット10が配置された本体40

50

部 100A と、治療レーザ光を患者眼へと照射する照射光学系 80 が配置されたデリバリ部 100B (レーザ照射ユニット) であって、患者眼を観察するスリットランプに取り付けられたデリバリ部 100B と、レーザ光源ユニット 10 からのレーザ光をデリバリ部 100B に配置された照射光学系 80 に導光する導光用のファイバ (マルチモードファイバ) 50 を含む導光光学系と、を備える。本体部 100A とデリバリ部 100B は、個別のユニットであり、離れた位置に置かれて使用される。ファイバ 50 は、離れた位置に置かれた本体部 100A とスリットランプデリバリ部 100B を光学的に繋ぐ役割を持つ。

【 0010 】

本体部 100A は、治療レーザ光を出射するレーザ光源ユニット 10 と、治療レーザ光の出力、照射時間等の治療レーザ光の照射条件、装置の必要な設定・操作を行う操作ユニット 20 、装置全体を制御する制御ユニット 30 を備える。デリバリ部 100B が取り付けられるスリットランプは、患者眼を照明する照明ユニット 60 、観察光学系としての双眼の顕微鏡ユニット 70 を備える。

【 0011 】

本体部 100A に配置されたレーザ光源ユニット 10 は、レーザ光源としてのファイバレーザ 11 と波長変換素子 13 とを組み合せて、基本波レーザ光の第 2 高調波の波長のレーザ光 (第 2 高調波レーザ光) を得る (出射させる) SHG (Second Harmonic Generation) レーザの構成とする。本実施形態では、近赤外光の基本波を、治療に適した可視光 (中波長～長波長領域) のレーザ光に波長変換する構成とする。ファイバレーザ 11 は、励起光源 11a 及び励起光源 11a に接続され共振器 (励起光を発振させる) となるファイバ 11b と、を備えている。レーザ光源ユニット 10 は、入射レーザ光 (基本波レーザ光) をその第 2 高調波 (レーザ光) に変換する波長変換素子 13 と、ファイバレーザ 11 から出射されたレーザ光を波長変換素子 13 に集光する集光光学系としてのレンズ 12 と、波長変換素子 13 を透過したレーザ光を波長により分割するダイクロイックミラー 14a 、波長変換されなかつたレーザ光を吸収するダンパ 14b 、第 2 高調波レーザ光の一部をパワー モニタ 15b へ反射させるビームスプリッタ 15a と、第 2 高調波レーザ光を遮断する安全シャッタ 16 と、エイミング光源 17b から出射されたエイミング光の光軸をレーザ光の光軸と同軸とするためのダイクロイックミラー 17a と、レーザ光をファイバ 50 の入射端に集光する結合光学系としてのレンズ 18 と、を備える。

【 0012 】

励起光源 11a は、レーザダイオードとされ、ファイバ 11b は、土類金属等の特定の元素がドーピングされたシングルモードファイバとされる。ファイバレーザ 11 からは、近赤外域のレーザ光、例えば、波長 1064 nm の赤外レーザ光 (基本波レーザ光) が射される。波長変換素子 13 は、非線形結晶から作製された擬似位相整合素子であり、基本波レーザ光の波長に合わせて分極反転周期が決定されている。ここでは、波長変換素子 13 は、波長 1064 nm のレーザ光の第 2 高調波である波長 532 nm のレーザ光 (第 2 高調波レーザ光、治療レーザ光) を得る構成とする。治療レーザ光としては、可視光領域で中長波長 (緑色～赤色) の領域が用いられることが好ましい。ダイクロイックミラー 14a は、可視光を透過し、赤外光を反射する特性を持ち、波長変換された可視のレーザ光と波長変換されなかつた赤外のレーザ光を分離する機能を有する。ビームスプリッタ 15a は、光軸上のレーザ光を僅かに反射する (例えば、5%) 特性を有する。パワー モニタ 15b は、第 2 高調波レーザ光 (治療レーザ光) の出力を検出 (モニタ) し、制御ユニット 30 へと送る。パワー モニタ 15b には、フォトダイオード等の受光素子、イメージセンサ等の撮像素子が用いられる。ダイクロイックミラー 17a は、エイミング光の波長のレーザ光を反射し、治療レーザ光を透過する特性を持ち、エイミング光と治療レーザ光を同軸とする役割を持つ。エイミング光源 17b は、治療レーザ光の照射位置が術者に確認できるように、エイミング光として適した波長のレーザ光を出射するレーザダイオードとされる。エイミング光源 17b は、可視レーザ光を出射する構成とする。ダイクロイックミラー 17a で、エイミング光と治療レーザ光とが合波されたレーザ光は、レンズ 18 を介してファイバ 50 へと入射される。ダイクロイックミラー 14a で反射された赤外レ

10

20

30

40

50

一 ザ光は、ダンパ14bへと導かれ吸収される。ミラー15aとミラー17aとの間には、安全シャッタ16が置かれており、安全シャッタ16の光路へ挿入されることにより、レーザ光源ユニット10からの治療レーザ光の出射が遮断される。

【0013】

レーザ光源ユニット10は、波長変換素子13の温度を調節し、波長変換素子13によって基本波レーザ光からその第2高調波レーザ光へ波長変換される際の変換効率を調節するための温度調節ユニット40を備える。温度調節ユニット40は、温度調節素子としてのペルチェ素子41と、ペルチェ素子41の駆動素子（駆動ユニット、駆動回路、ドライバ）42を有する。ペルチェ素子41は、波長変換素子13に接触して配置され、駆動素子42の駆動に基づいて波長変換素子13に対して加熱（加温）と吸熱（吸温）ができる。ペルチェ素子41は、効率的に波長変換素子13に対して加熱等できるように、波長変換素子13の一側面（例えば、底面）を覆うような大きさとされている。駆動素子42は、設定された温度にペルチェ素子41を維持する制御回路を有している。波長変換素子13による波長変換の効率が最も高い温度は、波長変換素子13の分極反転周期、サイズ等によって定められる。

【0014】

操作ユニット20は、治療レーザ光を照射するトリガ信号を入力するためのフットスイッチ21、入出力手段であるタッチパネル式のモニタ22、を備える。モニタ22の操作により術者はグラフィカルに照射条件等の設定と確認ができる。モニタ22には、治療レーザ光のパルス幅（照射時間）を設定するパルス幅設定部23、治療レーザ光の出力を設定する出力設定部24、を備える。パルス幅設定部23は、現在設定（選択）されているパルス幅を表示する表示部23a、パルス幅を短くする設定信号を入力するスイッチ23b、パルス幅を長くするための設定信号を入力するスイッチ23c、を備える。同様に、出力設定部24は、現在設定（選択）されている出力（治療レーザ光の出力）を表示する表示部24a、出力を低くする設定信号を入力するスイッチ24b、出力を高くするための設定信号を入力するスイッチ24c、を備える。

【0015】

制御ユニット30は、装置の統合・制御・判定等を行うユニットであり、励起光源11a、パワーモニタ15b、安全シャッタ16、駆動素子42、フットスイッチ21、モニタ22、メモリ31が接続される。メモリ31には、照射条件、励起光源11aの出力閾値（詳細は後述する）等が記憶される。

【0016】

次に、デリバリ部100Bの構成を説明する。スリット光を投光する照明ユニット60は、可視光を出射する照明光源、コンデンサレンズ、照明用のスリット光を得るためのスリット板、投光レンズ、分割ミラーを備える。照明ユニット60には、各光学素子により照明光学系が構成される。照明ユニット60から出射されたスリット光は、コンタクトレンズCLを介して患者眼の眼底に投光される。

【0017】

双眼の顕微鏡ユニット70は、対物レンズ、変倍用のレンズを切り替え配置する変倍光学系、治療レーザ光の反射光から術者眼OEを保護する保護フィルタ、光路を折り曲げる正立プリズム群、光量調整用の視野絞り、接眼レンズを備える。顕微鏡ユニット70は、照明された患者眼PEの眼底からの反射光を術者眼OEへと導光する。顕微鏡ユニット70には、各光学素子により観察光学系が構成される。

【0018】

照射光学系80は、レンズ81、レーザ光のスポットサイズを変更するために光軸に沿って移動可能なズームレンズ（変倍光学系）82、対物レンズ83、反射ミラー84、を備える。照射光学系80により、ファイバ50の出射端面の像を所定のスポットサイズとしてターゲットである患者組織（ここでは、患者眼PEの眼底）に結像される。なお、本実施形態では、ファイバ50のコア径は、50μmとし、照射光学系80により、結像倍率（眼底でのスポットサイズ）を1～20倍の間で変更させる構成とする。

10

20

30

40

50

【0019】

次に、レーザ光源ユニット10から出射されるレーザ光の出力制御について説明する。図2は、ファイバレーザ11がパルス駆動されたときの出力の時間的变化を示す模式的グラフである。図3は、波長変換素子の温度と変換効率との関係を示す図である。

【0020】

本実施形態では、以下に説明するファイバレーザ11の出力の特性と、波長変換素子13の温度調節による波長変換効率の特性とに基づいて、最終的な治療レーザ光（第2高調波レーザ光）の出力を設定する構成としている。出力設定部24において設定されて出力値に基づいて、励起光源11aの出力（駆動電流値）と、駆動素子42によるペルチェ素子41の温度とを制御し、波長変換素子13の波長変換効率を制御して、治療レーザ光の出力を制御する構成としている。10

【0021】

図2に示すグラフは、横軸が時間、縦軸が基本波レーザ光の出力（光パワー）である。図2では、説明の簡便のため、励起光源11aに印加する駆動電流を3つのパターン（駆動電流Ia、Ib、Ic）に分け、それぞれの駆動電流に対する出力値の経時変化を模式的に示している。駆動電流の関係としては、Ia < Ib < Icとする。駆動電流は、例えば、数A～十数A（例えば、1～8A）程度である。グラフでは、出力が、駆動電流を印加してから定常状態（tss以降）になるまでの時間を示している。3パターンのプロットとしては、駆動電流Iaを時刻taにおいて印加したときのプロットBa、駆動電流Ibを時刻tbにおいて印加したときのプロットBb、駆動電流Icを時刻tcにおいて印加したプロットBc、を示している。それぞれのプロットでは、駆動電流が印加されてから極短い時間（立ち上がり時間）において、急峻な一過性の出力の変化（パルス）がみられる。立ち上がり時間は、数μs～数十μs（例えば、5～10μs）程度である。本明細書では、これらのパルスをサージパルス（Sa～Sc）と呼ぶものとする。各プロットは、サージパルスが発生した後、それぞれ設定されている駆動電流に対応する出力値へと向かう（出力が安定する）。駆動電流が低い（設定出力が低い）プロットBaにおいて、サージパルスSaのピーク（の出力値）は、プロットBaの定常状態の出力よりも高い。また、プロットBbにおいて、サージパルスSbのピークは、プロットBbの定常状態の出力とほぼ同じである。また、駆動電流が高い（設定出力が高い）プロットBcにおいて、サージパルスScのピークは、プロットBcの定常状態の出力よりも低い。20

【0022】

このように、励起光源11aに印加する駆動電流に応じて、駆動電流に対応する定常状態の出力に比べて各サージパルスのピークの出力が異なることがわかる。具体的には、サージパルスは、励起光源11aの駆動電流が高くなると、基本波レーザ光の出力（定常状態での出力）に埋もれる傾向がみられる。言い換えると、傾向として、励起光源11aを駆動する出力が高い（基本波レーザ光の出力が高い）程、サージパルスの影響が少ない基本波レーザ光が得られることとなる。30

【0023】

本実施形態において、サージパルスの影響が少ない基本波レーザ光の駆動電流の閾値（出力閾値）は、サージパルスのピークが定常状態の出力とほぼ同じになるときの駆動電流Ibとする。従って、励起光源11aを駆動する際に、駆動電流Ib以上の電流を印加することにより、サージパルスの影響が少ない基本波レーザ光を得ることができる。40

【0024】

次に、波長変換効率について説明する。図3のグラフでは、横軸が温度、縦軸が第2高調波レーザ光の出力を示している。グラフでは、定常状態において、基本波レーザ光を波長変換素子13に入射させたときに、温度変化に対する波長変換後の第2高調波レーザ光の出力をプロットしている。グラフでは、波長変換素子13に入射する基本波レーザ光の出力を前述のように、駆動電流（Ia～Ic）とした3つのパターンでプロットしている。グラフでは、駆動電流Iaの場合をプロットHa、駆動電流Ibの場合をプロットHb、駆動電流Icの場合をプロットHc、としている。本実施形態では、ファイバレーザ150

1 から出射される基本波レーザ光の波長等の特性と、波長変換素子 1 3 の分極反転周期等の特性に基づき、波長変換素子 1 3 において波長変換効率が最も高い波長変換素子 1 3 の温度 T_m が定まる。温度 T_m としては、室温より高く、装置 100 の他の部材、ユニット等に悪影響が少ない温度帯として設定されることが好ましい。温度 T_m は、50 ~ 60 度程度で設定されることが好ましい。

【0025】

グラフにおいて、それぞれのプロット (H_a ~ H_c) の形状は、温度 T_m を中心 (ピーク) とした単峰性のほぼ左右対称な形状をしており、ここでは、ガウシアン (ガウス分布) に近似している。各プロットは、入射する基本波レーザ光の出力に応じて、第 2 高調波レーザ光の出力が異なっており、基本波レーザ光の出力 (励起光源 11a の駆動電流) に正比例している。本実施形態では、波長変換素子 1 3 が温度 T_m のときの変換効率を最大変換効率とし、例えば、15 % とする (詳細は後述する)。

10

【0026】

それぞれのプロットは単峰性であるため、波長変換素子 1 3 の温度を温度 T_m からずらす (温度を上げる又は下げる) ことにより、波長変換効率が低下する。従って、駆動素子 4 2 の駆動により設定温度を変更することで、波長変換効率を制御 (設定) できる。また、ピークが高いプロットほど、僅かな温度変化によって、波長変換効率が急激に低下する傾向がある。このため、励起光源 11a の駆動電流 (基本波レーザ光の出力) を高い値とした上で、波長変換素子 1 3 の温度を温度 T_m からずらすことにより、効率的に波長変換効率を制御することができる。この温度変化の範囲は、ペルチェ素子 4 1 の分解脳 (設定温度のステップ) 及び駆動素子 4 2 に設定分解能によって定められる。各駆動電流において、温度変化に対する波長変換効率の関係はメモリ 3 1 に記憶されている。

20

【0027】

次に、サーボパルスの影響が少ない第 2 高調波レーザ光 (治療レーザ光) を得る設定について説明する。

【0028】

制御ユニット 3 0 は、出力設定部 2 4 の設定信号に基づいて、以下のようにレーザ光源ユニット 1 0 (励起光源 11a 及び駆動素子 4 2) を制御する。制御ユニット 3 0 は、励起光源 11a へ印加する駆動電流を直接変調してファイバーレーザ 1 1 をパルス駆動する際、ファイバーレーザ 1 1 から出射する基本波レーザ光の出力範囲の下限を所定の出力閾値 P_S (図 2 の例における駆動電流 I_b の出力) 以上とする。ここで、波長変換素子 1 3 の波長変換効率が所定の高変換効率 H_E のとき (好ましくは、最大変換効率のとき) を基準にして、出力閾値 P_S と効率 H_E とを乗じた出力を P_{SH} とする。そして、制御ユニット 3 0 は、出力設定部 2 4 により設定された治療レーザ光の出力値 (以下、設定出力 S_{pa} とする) が出力 P_{SH} 以上のときは、波長変換素子 1 3 で波長変換された治療レーザ光 (第 2 高調波レーザ光) の出力が設定出力 S_{pa} となるように、ファイバーレーザ 1 1 への印加電流を制御する。一方、設定出力 S_{pa} が出力 P_{SH} を下回るときは、制御ユニット 3 0 は、基本波レーザ光が出力閾値 P_S となるように (又は出力閾値 P_S を上回るよう) ファイバーレーザ 1 1 を駆動すると共に、治療レーザ光 (第 2 高調波レーザ光) の出力が設定出力 S_{pa} となるように、温度調節ユニット 4 0 の駆動を制御し、波長変換素子 1 3 の波長変換効率を効率 H_E より低い値に変化させる。言い換えると、基本波レーザ光を出力閾値 P_S 以上で出射させ、波長変換素子 1 3 の変換効率を変更することで、第 2 高調波レーザ光を設定された出力 S_{pa} とする。

30

【0029】

以下、出力設定部 2 4 での設定出力 S_{pa} を 750 mW, 450 mW, 300 mW とした場合を例に挙げ、波長変換素子 1 3 の温度調節の手法を説明する。ここでは、波長変換素子 1 3 の変換効率 H_E が最大変換効率の 15 % であり、サーボパルスの出力閾値 P_S (駆動電流 I_b に相当) が 3.0 W であるとする。出力 P_{SH} は 450 mW となる。

40

【0030】

第 2 高調波レーザ光の設定出力 S_{pa} を 750 mW とする場合、波長変換素子 1 3 の波

50

長変換効率は 15 % であるため、基本波レーザ光の出力として 5.0 W が必要となる。5.0 W は出力閾値 PS よりも高いため、ファイバーレーザ 11 の制御において、サージパルスの影響が少ない。この場合、制御ユニット 30 は、温度調節ユニット 40 による温度調節を温度 Tm とし、変換効率 HE が 15 % となるようにすると共に、5.0 W の基本波レーザ光が出射されるようにファイバーレーザ 11 の駆動を制御する。すなわち、設定出力 Sp a が出力 PS H より高いので、制御ユニット 30 は、ファイバーレーザ 11 への印加電流を制御することによって、設定出力 Sp a となる第 2 高調波レーザ光を得る。

【0031】

また、設定出力 Sp a を 450 mW とする場合、基本波レーザ光として 3.0 W が必要となる。3.0 W は出力閾値 PS であるため、ファイバーレーザ 11 の制御において、サージパルスの影響が少ない。このため、制御ユニット 30 は、3.0 W の基本波レーザ光が出射されるようにファイバーレーザ 11 の駆動を制御し、変換効率 HE が 15 % となるように温度調節ユニット 40 による温度調節を温度 Tm とする。

【0032】

一方、設定出力 Sp a を 300 mW とする場合、基本波レーザ光として 2.0 W が必要となる。しかしながら、2.0 W は、出力閾値 PS (3.0 W) よりも小さいため、サージパルスの影響を受けている基本波レーザ光が出射されることとなる。そこで、制御ユニット 30 は、基本波レーザ光の出力を出力閾値 PS として出射させ、波長変換素子 13 の変換効率を低下させて、所期する出力である 300 mW の第 2 高調波レーザ光を得る構成とする。すなわち、制御ユニット 30 は、設定出力 Sp a が出力 PS H より低いので、基本波レーザ光の出力を出力閾値 PS である 3.0 W とし、温度調節ユニット 40 (駆動素子 42) の駆動を制御することによって波長変換素子 13 の温度を調節し、変換効率を 15 % から 10 % に低下させ、300 mW の出力の第 2 高調波レーザ光を得る。波長変換素子 13 の温度制御による波長変換効率の関係は、メモリ 31 に記憶されている。制御ユニット 30 は、波長変換効率が 10 % となるように温度調節ユニット 40 つを駆動して波長変換素子 13 の温度を制御する。

【0033】

以上のように設定出力 Sp a が 300 mW のように低出力であっても、サージパルスの影響が少ない第 2 高調波レーザ光を得ることができる。治療において、サージパルスの影響が少ない第 2 高調波レーザ光が患者の組織に照射されることで、過剰な痛み等が軽減できる。また、設定された出力に基づく、第 2 高調波レーザ光のエネルギー量 (出力とパルス幅の積) と、実際に照射される第 2 高調波レーザ光のエネルギー量の差が小さくできる。

【0034】

また、出力の低い第 2 高調波レーザ光を得る際に、励起光源 11 a を出力閾値 PS で駆動することにより、励起光源 11 a を出力閾値 PS よりも高い出力で駆動する場合に比べて、励起光源 11 a の駆動で消費される電力をできるだけ抑えることができる。

【0035】

以上のような構成を備える装置において、手術時の動作を説明する。術者は手術に先立ち、治療レーザ光の照射条件の設定を行う。装置 100 の電源を入れると、モニタ 22 のパルス幅設定部 23 の表示部 23 a 及び出力設定部 24 の 24 a に現在の照射条件が表示される。術者は、スイッチ 23 b、23 c を操作して所期するパルス幅を設定する。また、術者は、スイッチ 24 b、24 c を操作して所期する治療レーザ光の出力値を設定する。設定されたパルス幅と出力は、メモリ 31 に記憶される。制御ユニット 30 は、設定された出力に応じて、リアルタイムに駆動素子 42 を駆動し、波長変換素子 13 の変換効率を調節する。これにより、温度調節ユニット 40 による出力設定の追従性 (設定値に対して波長変換効率を変更するまでの速度) を早くできる。

【0036】

出力が設定されると、制御ユニット 30 は、励起光源 11 a を駆動する。このとき、制御ユニット 30 は、設定出力 Ps a が所定の出力 PDH (実施例では、450 mW) 以上のときは、パワーモニター 15 b にて第 2 高調波レーザ光の出力を確認し、第 2 高調波レ

10

20

30

40

50

ーザ光の出力が設定出力 P s a となるように、ファイバレーザ 11 の励起光源 11 a に印加する駆動電流を制御する。また、制御ユニット 30 は、設定出力 P s a が所定の出力 P D H (450 mW) を下まわるときは、励起光源 11 a を出力閾値 P S (駆動電流 I b) で駆動すると共に、設定出力 P s a に応じて第 2 高調波レーザ光の出力が設定出力 S p a となるように、温度調節ユニット 40 の駆動を制御し、波長変換素子 13 の波長変換効率を低下させる。なお、このときも、第 2 高調波レーザ光の出力はパワーモニター 15 b にて確認されるので、パワーモニター 15 b によるモニタ結果に基づいて励起光源 11 a に印加する駆動電流を制御し、第 2 高調波レーザ光の出力を微調整する。

【 0037 】

装置 100 の設定が終わると、術者は患者眼を観察及びスポットの位置合せを行う。照明ユニット 60 を操作し、照明光によって眼底を照明する。眼底は顕微鏡ユニット 70 を通して観察される。術者は、図示なきスイッチによりエイミング光源 17 を点灯し、スポット径を調整して、所望のスポットサイズとする。照射光学系 80 を介して患者眼 P E の眼底に照射される。術者はエイミング光の患部への位置合わせを行った後、フットスイッチ 21 を押して治療レーザ光の照射を行う。

【 0038 】

このとき、制御ユニット 30 は、安全シャッタ 19 を光路から外し、励起光源 11 a を駆動する。励起光が入射されたファイバ 11 b からは赤外の基本波レーザ光が出射 (発振) され、基本波レーザ光は、温度調節ユニット 40 により設定温度に調節されている波長変換素子 13 により可視の治療レーザ光に変換され、ファイバ 50 へと入射される。ファイバ 50 から出射された治療レーザ光は、レンズ 81 、ズームレンズ 82 、対物レンズ 83 、反射ミラー 84 、コンタクトレンズ C L を介して患者眼 P E の眼底へと照射される。このとき、治療レーザ光は、サージパルスの影響が少ないレーザ光とされている。

【 0039 】

なお、以上の説明では、サージパルスの影響が少ない基本波レーザ光の出力閾値 P S として、サージパルスのピークの出力が定常状態での出力と同じ程度のものとしたが、これに限るものではない。治療において、サージパルスの影響が実質的に少ない基本波レーザ光であれば、サージパルスのピークの出力が、定常状態での出力を超えていてもよい。具体的には、サージパルスのピークが設定された出力の定常状態よりも高くても、患者が痛み等の不快感を感じない (又は気にならない) 程度の範囲であればよい。

【 0040 】

また、以上の説明では、励起光源 11 a の駆動を出力閾値以上として駆動し、出力閾値の駆動においては、波長変換効率を調節して、所期する第 2 高調波レーザ光を得る構成としたが、これに限るものではない。励起光源 11 a を出力閾値 P S よりも高い出力のレーザ光を出射するように駆動し、波長変換効率を低下させて、所期する第 2 高調波レーザ光を得る構成としてもよい。

【 0041 】

また、励起光源 11 a (ファイバレーザ 11) の出力を出力閾値 P S 以上の一定値 (例えば、10 W 等の高出力) とし、波長変換素子 13 の波長変換効率の調節によって、所期する出力の第 2 高調波レーザ光を得る構成してもよい。例えば、前述の設定 (第 2 高調波レーザ光の出力設定 : 750 mW , 450 mW , 300 mW) において、何れの場合も基本波レーザ光の出力は、5.0 W とする。出力を 750 mW とする場合には波長変換効率を 15 % とし、出力を 450 mW とする場合には波長変換効率を 9 % とし、出力を 300 mW とする場合には波長変換効率を 6 % とする。

【 0042 】

また、以上の説明では、基本波レーザ光を出射するレーザ光源としてファイバレーザを挙げたが、レーザ光源としては、固体レーザ、半導体レーザ等の何れのレーザ光源であってもよい。また、以上の説明では、赤外レーザ光を可視レーザ光に変換する構成としたが、これに限るものではない。可視光を紫外光に変換する構成としてもよいし、赤外光を赤外光に変換する構成としてもよい。

10

20

30

40

50

〔 0 0 4 3 〕

また、以上の説明では、患者眼の眼底に治療レーザ光（第2高調波レーザ光）を照射する装置を例に挙げたが、患者の組織に治療レーザ光を照射・導光して治療する装置であれば、本発明は、何れの装置でも適用できる。

【図面の簡単な説明】

[0 0 4 4]

【図1】眼科用レーザ治療装置の光路系及び制御系の概略構成図である。

【図2】ファイバレーザがパルス駆動されたときの出力の時間的变化を示す模式的グラフである。

【図3】波長変換素子の温度と変換効率との関係を示す図である。

【符号の説明】

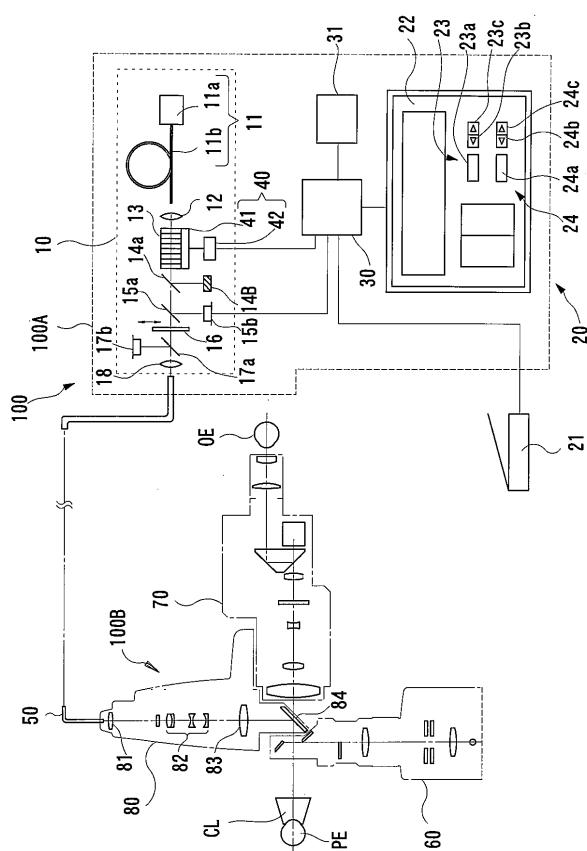
[0 0 4 5 1]

- 1 0 レーザ光源ユニット
 - 1 1 ファイバーレーザ
 - 1 3 波長変換素子
 - 2 0 操作ユニット
 - 2 4 出力設定部
 - 3 0 制御ユニット
 - 3 1 メモリ
 - 4 0 温度調節ユニット
 - 4 1 ペルチェ素子
 - 5 0 ファイバ

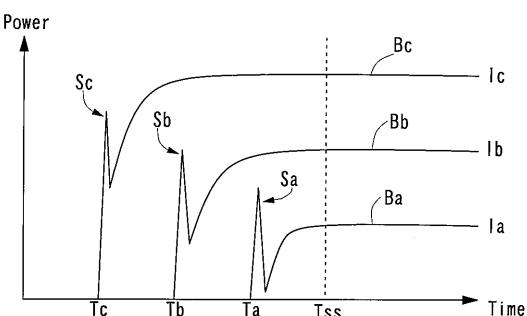
10

30

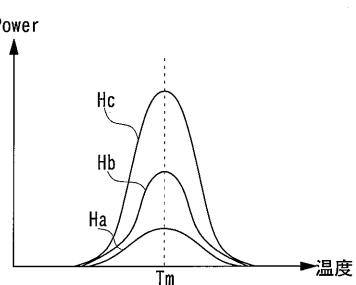
( 1)



〔 図 2 〕



【図3】



フロントページの続き

(58)調査した分野(Int.Cl. , DB名)

| | | | | |
|---------|-----------|---|---------|-----------|
| A 6 1 B | 1 8 / 2 0 | | | |
| A 6 1 F | 9 / 0 0 8 | - | A 6 1 F | 9 / 0 1 3 |
| H 0 1 S | 3 / 0 0 | | | |
| H 0 1 S | 3 / 0 6 7 | | | |
| H 0 1 S | 3 / 1 0 9 | | | |