

(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2019-185002

(P2019-185002A)

(43) 公開日 令和1年10月24日 (2019. 10. 24)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
G02B 21/06 (2006.01)	G02B 21/06	2H04O
G02B 23/26 (2006.01)	G02B 23/26 B	2H052
A61B 1/00 (2006.01)	A61B 1/00 51O	3K243
A61B 1/07 (2006.01)	A61B 1/07 731	4C161
F21S 2/00 (2016.01)	F21S 2/00 61O	
審査請求 未請求 請求項の数 15 O L (全 51 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号 特願2018-185381 (P2018-185381)
 (22) 出願日 平成30年9月28日 (2018. 9. 28)
 (31) 優先権主張番号 特願2018-76072 (P2018-76072)
 (32) 優先日 平成30年4月11日 (2018. 4. 11)
 (33) 優先権主張国・地域又は機関
 日本国 (JP)

(71) 出願人 000002185
 ソニー株式会社
 東京都港区港南1丁目7番1号
 (74) 代理人 100104215
 弁理士 大森 純一
 (74) 代理人 100196575
 弁理士 高橋 満
 (74) 代理人 100168181
 弁理士 中村 哲平
 (74) 代理人 100117330
 弁理士 折居 章
 (74) 代理人 100160989
 弁理士 関根 正好
 (74) 代理人 100168745
 弁理士 金子 彩子

最終頁に続く

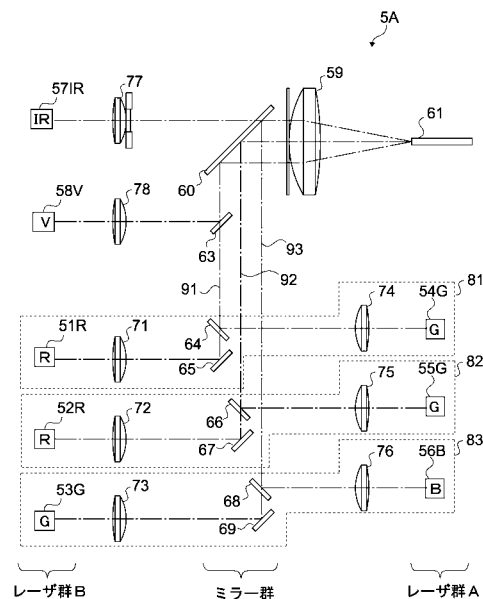
(54) 【発明の名称】 顕微鏡システム及び医療用光源装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 光源装置の小型化が可能な顕微鏡システム及び医療用光源装置を提供する。

【解決手段】 顕微鏡システムは、医療用光源装置と、顕微鏡とを具備する。医療用光源装置は、第1のレーザ光を出射する第1のレーザ光源54G、55Gと、上記第1のレーザ光と波長帯域が異なる第2のレーザ光を出射する第2のレーザ光源51R、52Rと、第1のレーザ光を反射し、第2のレーザ光を透過し、上記第1のレーザ光と第2のレーザ光とを合波するように配置されるダイクロイックミラー64と、ダイクロイックミラー64と非平行に配置され、第2のレーザ光を反射してダイクロイックミラー64に入射させる反射ミラー65とを備える。上記顕微鏡は、上記医療用光源装置と接続し、上記医療用光源装置からの出力光を導光する。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

第 1 のレーザ光を出射する第 1 のレーザ光源と、前記第 1 のレーザ光と波長帯域が異なる第 2 のレーザ光を出射する第 2 のレーザ光源と、前記第 1 のレーザ光を反射し、前記第 2 のレーザ光を透過し、前記第 1 のレーザ光と前記第 2 のレーザ光とを合波するように配置されるダイクロイックミラーと、前記ダイクロイックミラーと非平行に配置され、前記第 2 のレーザ光を反射して前記ダイクロイックミラーに入射させる反射ミラーとを備える医療用光源装置と、

前記医療用光源装置と接続し、前記医療用光源装置からの出力光を導光する顕微鏡とを具備する顕微鏡システム。

10

【請求項 2】

第 1 のレーザ光を出射する第 1 のレーザ光源と、
前記第 1 のレーザ光と波長帯域が異なる第 2 のレーザ光を出射する第 2 のレーザ光源と

、
前記第 1 のレーザ光を反射し、前記第 2 のレーザ光を透過し、前記第 1 のレーザ光と前記第 2 のレーザ光とを合波するように配置されるダイクロイックミラーと、

前記ダイクロイックミラーと非平行に配置され、前記第 2 のレーザ光を反射して前記ダイクロイックミラーに入射させる反射ミラーと

を具備する医療用光源装置。

20

【請求項 3】

請求項 2 に記載の医療用光源装置であって、
前記第 1 のレーザ光と前記第 2 のレーザ光とは出射方向が相対する
医療用光源装置。

【請求項 4】

請求項 3 に記載の医療用光源装置であって、
前記ダイクロイックミラーは、前記第 1 のレーザ光を反射して光路を 90 度変換させ、
前記反射ミラーは、前記第 2 のレーザ光を反射して光路を 90 度変換させる
医療用光源装置。

【請求項 5】

請求項 2 に記載の医療用光源装置であって、
前記第 1 のレーザ光は、前記第 2 のレーザ光よりも波長が短い
医療用光源装置。

30

【請求項 6】

請求項 2 に記載の医療用光源装置であって、
前記第 1 のレーザ光源と、前記第 2 のレーザ光源と、前記ダイクロイックミラーと、前記反射ミラーとは 1 つのグループを形成して 1 つの光路の前記合波光を生成し、
相互に異なる光路の合波光を生成する複数の前記グループを有し、
複数の前記グループ各々で生成される光が入射される集光レンズ
を更に具備する医療用光源装置。

40

【請求項 7】

請求項 6 に記載の医療用光源装置であって、
前記集光レンズにより集光された光が入射されるロッドインテグレータ
を更に具備する医療用光源装置。

【請求項 8】

請求項 6 に記載の医療用光源装置であって、
複数の前記グループは、赤色の波長帯域を出力する赤色レーザ光源と、青色の波長帯域を出力する青色レーザ光源と、緑色の波長帯域を出力する緑色レーザ光源を有し、
前記集光レンズに入射する相互に異なる光路の光のうち最も外側の光路を通る光は、前記赤色レーザ光源からの赤色光、前記青色レーザ光源からの青色光、前記緑色レーザ光源からの緑色光を含む

50

医療用光源装置。

【請求項 9】

請求項 8 に記載の医療用光源装置であって、

3 つの前記グループを有し、

3 つの前記グループのうち 2 つのグループは、前記第 1 のレーザ光源として前記緑色レーザ光源を有し、前記第 2 のレーザ光源として前記赤色レーザ光源を有し、

3 つの前記グループのうち残りの 1 つのグループは、前記第 1 のレーザ光源として前記青色レーザ光源を有し、前記第 2 のレーザ光源として前記緑色レーザ光源を有する

医療用光源装置。

【請求項 10】

10

請求項 6 に記載の医療用光源装置であって、

前記集光レンズに入射される赤外光を出射する赤外線レーザ光源を更に具備する医療用光源装置。

【請求項 11】

請求項 6 に記載の医療用光源装置であって、

前記集光レンズに入射される紫色光を出射する紫色レーザ光源を更に具備する医療用光源装置。

【請求項 12】

請求項 2 に記載の医療用光源装置であって、

前記第 1 のレーザ光源及び前記第 2 のレーザ光源を同一面上で載置する筐体を更に具備する医療用光源装置。

20

【請求項 13】

請求項 2 に記載の医療用光源装置であって、

前記第 1 のレーザ光源及び前記第 2 のレーザ光源から発生する熱を冷却するペルチェ素子を

更に具備する医療用光源装置。

【請求項 14】

請求項 2 に記載の医療用光源装置であって、

前記第 1 のレーザ光と前記第 2 のレーザ光の出力強度を制御することにより、前記合波光の光量を調整する

30

医療用光源装置。

【請求項 15】

請求項 2 に記載の医療用光源装置であって、

前記医療用光源装置は、顕微鏡又は内視鏡に接続可能に構成される医療用光源装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本技術は、顕微鏡システム及び医療用光源装置に関する。

【背景技術】

40

【0002】

医療分野において、人等の観察対象物の内部（生体内）を撮像し、当該生体内を観察する内視鏡システムが知られている。内視鏡システムは、生体内に挿入される内視鏡と、光源装置を備えている（例えば、特許文献 1 参照）。特許文献 1 には、光源装置に設けられている赤色光源、青色光源、緑色光源それぞれからの光を混色して白色光を生成し、照明光として用いることが記載されている。

【0003】

また、近年、医療分野では特殊光観察のため、赤外レーザ光源や紫色レーザ光源を光源装置に搭載することが望まれている。

【先行技術文献】

50

【特許文献】

【 0 0 0 4 】

【特許文献 1】国際公開 2 0 1 5 / 1 6 6 7 2 8 号

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 5 】

このように、光源装置に搭載されるレーザ光源の数が増えるほど光源装置が大型化する。その一方で、医療現場からは光源装置の小型化が求められている。

以上のような事情に鑑み、本技術の目的は、小型化が可能な顕微鏡システム及び医療用光源装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 6 】

上記目的を達成するため、本技術の一形態に係る顕微鏡システムは、医療用光源装置と、顕微鏡とを具備する。

上記医療用光源装置は、第 1 のレーザ光を出射する第 1 のレーザ光源と、上記第 1 のレーザ光と波長帯域が異なる第 2 のレーザ光を出射する第 2 のレーザ光源と、上記第 1 のレーザ光を反射し、上記第 2 のレーザ光を透過し、上記第 1 のレーザ光と上記第 2 のレーザ光とを合波するように配置されるダイクロイックミラーと、上記ダイクロイックミラーと非平行に配置され、上記第 2 のレーザ光を反射して上記ダイクロイックミラーに入射させる反射ミラーとを備える。

上記顕微鏡は、上記医療用光源装置と接続し、上記医療用光源装置からの出力光を導光する。

【 0 0 0 7 】

このような構成によれば、医療用光源装置は、第 1 のレーザ光源と第 2 のレーザ光源とは出射するレーザ光の出射方向が同じ方向となるように並べて配置されないで、集光レンズ等のレーザ光入射対象物までの第 1 及び第 2 のレーザ光の光路長を略同じとし、また、短くすることができ、光学系全体を小型化することができる。

【 0 0 0 8 】

上記目的を達成するため、本技術の一形態に係る医療用光源装置は、第 1 のレーザ光源と、第 2 のレーザ光源と、ダイクロイックミラーと、反射ミラーとを具備する。

上記第 1 のレーザ光源は、第 1 のレーザ光を出射する。

上記第 2 のレーザ光源は、上記第 1 のレーザ光と波長帯域が異なる第 2 のレーザ光を出射する。

上記ダイクロイックミラーは、上記第 1 のレーザ光を反射し、上記第 2 のレーザ光を透過し、上記第 1 のレーザ光と上記第 2 のレーザ光とを合波するように配置される。

上記反射ミラーは、上記ダイクロイックミラーと非平行に配置され、上記第 2 のレーザ光を反射して上記ダイクロイックミラーに入射させる。

【 0 0 0 9 】

このような構成によれば、第 1 のレーザ光源と第 2 のレーザ光源とは出射するレーザ光の出射方向が同じ方向となるように並べて配置されないで、集光レンズ等のレーザ光入射対象物までの第 1 及び第 2 のレーザ光の光路長を略同じとし、また、短くすることができ、光学系全体を小型化することができる。

【 0 0 1 0 】

上記第 1 のレーザ光と上記第 2 のレーザ光とは出射方向が相対してもよい。

上記ダイクロイックミラーは、上記第 1 のレーザ光を反射して光路を 90 度変換させ、上記反射ミラーは、上記第 2 のレーザ光を反射して光路を 90 度変換させてもよい。

【 0 0 1 1 】

上記第 1 のレーザ光は、上記第 2 のレーザ光よりも波長が短くてもよい。

このような構成によれば、ダイクロイックミラーの光学特性の経時劣化を抑制することができ、長期間、色が安定した照明光を得ることができる。

【 0 0 1 2 】

上記第 1 のレーザ光源と、上記第 2 のレーザ光源と、上記ダイクロイックミラーと、上記反射ミラーとは 1 つのグループを形成して 1 つの光路の上記合波光を生成し、相互に異なる光路の合波光を生成する複数の上記グループを有し、複数の上記グループ各々で生成される光が入射される集光レンズを更に具備してもよい。

【 0 0 1 3 】

このような構成によれば、各グループにおいて、ダイクロイックミラーを透過又は反射したレーザ光が集光レンズに到達するまでの光路と、各レーザ光源から出射されダイクロイックミラー又は反射ミラーに到達するまでのレーザ光がとる光路とは方向が異なるようにレーザ光源が配置されるので、複数のグループそれぞれで生成される光の光路間距離は、
レーザ光源の大きさに影響されることなく、狭くすることができる。従って、集光レンズの有効径を小さくすることができ、光学系全体を小型化することができる。

10

【 0 0 1 4 】

上記集光レンズにより集光された光が入射されるロッドインテグレータを更に具備してもよい。

【 0 0 1 5 】

このようにロッドインテグレータを設けることにより、ロッドインテグレータに入射した光のエネルギー分布を均一化して出射することができ、照度分布が均一化された照明光を得ることができる。

20

【 0 0 1 6 】

複数の上記グループは、赤色の波長帯域を出力する赤色レーザ光源と、青色の波長帯域を出力する青色レーザ光源と、緑色の波長帯域を出力する緑色レーザ光源を有し、上記集光レンズに入射する相互に異なる光路の光のうち最も外側の光路を通る光は、上記赤色レーザ光源からの赤色光、上記青色レーザ光源からの青色光、上記緑色レーザ光源からの緑色光を含んでもよい。

【 0 0 1 7 】

このような構成によれば、照射領域内で色むらが抑制された照明光を得ることができる。

【 0 0 1 8 】

3 つの上記グループを有し、3 つの上記グループのうち 2 つのグループは、上記第 1 のレーザ光源として上記緑色レーザ光源を有し、上記第 2 のレーザ光源として上記赤色レーザ光源を有し、3 つの上記グループのうち残りの 1 つのグループは、上記第 1 のレーザ光源として上記青色レーザ光源を有し、上記第 2 のレーザ光源として上記緑色レーザ光源を有してもよい。

30

【 0 0 1 9 】

このような構成によれば、同じ色のレーザ光源を複数用いることにより、所望の色の照明光が生成しやすく、また照明光の出力を大きくすることができる。

【 0 0 2 0 】

上記集光レンズに入射される赤外光を出射する赤外線レーザ光源を更に具備してもよい。

40

これにより、赤外光を用いた特殊観察が可能となる。

【 0 0 2 1 】

上記集光レンズに入射される紫色光を出射する紫色レーザ光源を更に具備してもよい。
これにより、紫色光を用いた特殊観察が可能となる。

【 0 0 2 2 】

上記第 1 のレーザ光源及び上記第 2 のレーザ光源を同一面上で載置する筐体を更に具備してもよい。

【 0 0 2 3 】

このような構成によれば、光学系全体を小さくすることができる。また、例えば、各レ

50

ーザ光源から発生する熱を冷やすために、筐体のレーザ光源が載置される面と対向する面に冷却機構を１つ設ければよく、２つ以上設ける場合と比較して、医療用光源装置の小型化が可能となる。

【００２４】

上記第１のレーザ光源及び上記第２のレーザ光源から発生する熱を冷却するペルチェ素子を更に具備してもよい。

【００２５】

上記第１のレーザ光と上記第２のレーザ光の出力強度を制御することにより、上記合波光の光量を調整してもよい。

【００２６】

上記医療用光源装置は、顕微鏡又は内視鏡に接続可能に構成されてもよい。

【発明の効果】

【００２７】

以上のように、本技術によれば、小型化が可能な医療用光源装置及び内視鏡システムを得ることができる。なお、ここに記載された効果は必ずしも限定されるものではなく、本開示中に記載されたいずれかの効果であってもよい。

【図面の簡単な説明】

【００２８】

【図１】本技術の第１の実施形態に係る医療用光源装置を適用した内視鏡システムの構成の一例について模式図である。

【図２】図１の内視鏡システムの概略図であり、医療用光源装置の構成を説明するための斜視図である。

【図３】図２の医療用光源装置を上から見た図であり、光学系の配置を説明するための図である。

【図４】照射する光の波長の違いによるダイクロイックミラーの透過率特性の経時変化を示す図である。

【図５】第２の実施形態に係る医療用光源装置の部分図であり、赤色光源、緑色光源、青色光源の配置を説明するための図である。

【図６】第３の実施形態に係る医療用光源装置の部分図であり、赤色光源、緑色光源、青色光源の配置を説明するための図である。

【図７】比較例に係る医療用光源装置の部分図であり、赤色光源、緑色光源、青色光源の配置を説明するための図である。

【図８】更に他の比較例に係る医療用光源装置の部分図であり、赤色光源、緑色光源、青色光源の配置を説明するための図である。

【図９】プリズムを用いた合波部材の概略図である。

【図１０】第４の実施形態に係る医療用光源装置の一部を構成する狭帯域光源部の構成例を説明するための図であり、光学系の配置を説明するための図である。

【図１１】第５の実施形態に係る医療用光源装置の一部を構成する狭帯域光源部の構成例を説明するための図であり、光学系の配置を説明するための図である。

【図１２】第６の実施形態に係る医療用光源装置の一部を構成する狭帯域光源部の構成例を説明するための図であり、光学系の配置を説明するための図である。

【図１３】合成焦点距離を説明するための図である。

【図１４】医療用光源装置の小型化が可能となることを説明するための図である。

【図１５】手術室システムの全体構成を概略的に示す図である。

【図１６】集中操作パネルにおける操作画面の表示例を示す図である。

【図１７】手術室システムが適用された手術の様子の一例を示す図である。

【図１８】図１７に示すカメラヘッド及びＣＣＵの機能構成の一例を示すブロック図である。

【図１９】顕微鏡手術システムの概略的な構成の一例を示す図である。

【図２０】図１９に示す顕微鏡手術システムを用いた手術の様子を示す図である。

10

20

30

40

50

【図 2 1】可視光画像と蛍光観察画像の同時撮像が可能な撮像装置の光学ユニットの構成の一例を模式的に示した説明図である。

【発明を実施するための形態】

【0029】

以下、本技術の一実施形態に係る医療用光源装置を適用した内視鏡システムを、図面を参照しながら説明する。

【0030】

〔内視鏡システムの構成〕

図 1 を用いて、本実施形態に係る内視鏡システム 1 について説明する。

内視鏡システム 1 は、医療分野において用いられ、人等の観察対象物の内部（生体内）を観察するシステムである。内視鏡システム 1 は、内視鏡 2 と、カメラ 4 と、医療用光源装置 5（以下、光源装置 5 と称す。）と、ライトガイドケーブル 6 とを有する。光源装置 5 は、内視鏡 2 に接続可能に構成される。

10

【0031】

内視鏡 2 は、生体内に挿入される挿入管 2 1 と、光学系 2 2 と、対物レンズ 2 3 と、ライトガイド 2 4 とを有する。内視鏡 2 は、光源装置 5 から供給された照射光 7 を、挿入管 2 1 の先端から被照射体である観察対象部位 3 に照射する。

【0032】

挿入管 2 1 は、硬質又は少なくとも一部が軟質で細長形状を有する。挿入管 2 1 の外周面には、径方向に沿って突出し、ライトガイドケーブル 6 の他端が接続される接続コネクタ 2 5 が設けられている。

20

【0033】

対物レンズ 2 3 は、挿入管 2 1 内部の先端に設けられ、被写体像を集光する。

光学系 2 2 は、挿入管 2 1 内部に設けられ、対物レンズ 2 3 にて集光された被写体像を挿入管 2 1 の基端まで導く。

【0034】

導光体としてのライトガイド 2 4 は、例えば光ファイバ等により構成される。ライトガイド 2 4 は、挿入管 2 1 内部において、先端から基端側まで引き回され、更に、接続コネクタ 2 5 側に略直角に屈曲するように延在する。

【0035】

30

ライトガイドケーブル 6 が接続コネクタ 2 5 に接続された状態では、光源装置 5 から供給される光は、ライトガイドケーブル 6 及びライトガイド 2 4 によって導光され、挿入管 2 1 先端から出射され、生体内の観察対象部位 3 に向かって照射される。

【0036】

光源装置 5 にはライトガイドケーブル 6 の一端が接続される。光源装置 5 はライトガイドケーブル 6 に観察対象部位 3 に照射するための光を供給する。光源装置 5 の詳細については後述する。

【0037】

ライトガイドケーブル 6 は、一端が光源装置 5 に着脱自在に接続されるとともに、他端が挿入管 2 1 の接続コネクタ 2 5 に着脱自在に接続される。ライトガイドケーブル 6 は、光源装置 5 から供給された光を一端から他端に伝達し、挿入管 2 1 に供給する。

40

【0038】

カメラ 4 は、挿入管 2 1 の基端に着脱自在に接続される。カメラ 4 はイメージセンサ（図示せず）を有し、観察対象部位 3 を撮像する。

【0039】

〔光源装置の構成〕

（第 1 の実施形態）

図 2 は、内視鏡システム 1 の概略図であり、光源装置 5 の一構成例を説明するための斜視図である。図 3 は、光源装置 5 の一部を構成する狭帯域光源部 5 A の構成例を示す模式図である。

50

図 2 に示すように、光源装置 5 は、狭帯域光源部 5 A と、合波部 5 B と、冷却機構として機能する冷却部 5 C を有する。

【 0 0 4 0 】

狭帯域光源部 5 A は、中空部を有する筐体 9 4 と、筐体 9 4 の中空部に配置された狭帯域光である各色のレーザ光を出力する複数のレーザ光源を有する。本実施形態では、小発光面積で狭放射角であり、またレンズを用いることでビーム径を細くできるレーザ光源を用いているので、内視鏡の細径化が可能となる。このように、患者の体内に挿入される内視鏡が細径化されることにより、患者の肉体的負担を軽減することが可能となる。狭帯域光源部 5 A の詳細については後述する。

【 0 0 4 1 】

合波部 5 B は、白色 L E D (Light Emitting Diode) から構成された広帯域光源 (図示せず) と、ダイクロイックミラー (図示せず) と、集光レンズ (図示せず) を有する。広帯域光源は、例えば 4 0 0 n m ~ 7 0 0 n m の帯域の白色光を出射する。

【 0 0 4 2 】

合波部 5 B では、狭帯域光源部 5 A からの光と広帯域光源から出射された白色光とがダイクロイックミラーで合波された合波白色光が生成可能に構成され、合波白色光は集光レンズで集光される。合波部 5 B からは、集光レンズで集光された光が、ライトガイドケーブル 6 を介して内視鏡 2 に対して供給される。

【 0 0 4 3 】

冷却部 5 C は、筐体 9 4 の外底面に当接されて配置される。冷却部 5 C の具体的な構成は限定されないが、典型的には、互いに接して設けられたペルチェ素子とヒートシンクから構成される。筐体 9 4 の内底面には複数のレーザ光源が載置され、冷却部 5 C は、この内底面に対向する外底面に設けられ、各レーザ光源から発生する熱を効果的に冷却する。筐体 9 4 の同一面上に載置される複数のレーザ光源は、それぞれが出射するレーザ光の出射方向が互いに平行となるように配置される。

【 0 0 4 4 】

図 2 及び図 3 に示すように、狭帯域光源部 5 A は、第 1 の光学系グループ 8 1 と、第 2 の光学系グループ 8 2 と、第 3 の光学系グループ 8 3 と、赤外線レーザ光源 (以下、I R 光源と称す。) 5 7 I R と、紫色レーザ光源 (以下、V 光源と称す。) 5 8 V と、I R 光源用コリメートレンズ 7 7 と、V 光源用コリメートレンズ 7 8 と、V 光源用ダイクロイックミラー 6 3 と、ダイクロイックミラー 6 0 と、集光レンズ 5 9 と、ロッドインテグレート 6 1 と、を有する。

【 0 0 4 5 】

第 1 の光学系グループ 8 1 は、第 1 の赤色レーザ光源 (以下、R 光源と称す。) 5 1 R と、第 2 の緑色光源 (以下、G 光源と称す。) 5 4 G と、第 1 の R 光源用コリメートレンズ 7 1 と、第 2 の G 光源用コリメートレンズ 7 4 と、第 1 のダイクロイックミラー 6 4 と、第 1 の反射ミラー 6 5 と、を有する。

【 0 0 4 6 】

第 2 の光学系グループ 8 2 は、第 2 の R 光源 5 2 R と、第 3 の G 光源 5 5 G と、第 2 の R 光源用コリメートレンズ 7 2 と、第 3 の G 光源用コリメートレンズ 7 5 と、第 2 のダイクロイックミラー 6 6 と、第 2 の反射ミラー 6 7 と、を有する。

【 0 0 4 7 】

第 3 の光学系グループ 8 3 は、第 1 の G 光源 5 3 G と、青色光源 (以下、B 光源と称す。) 5 6 B と、第 1 の G 光源用コリメートレンズ 7 3 と、B 光源用コリメートレンズ 7 6 と、第 3 のダイクロイックミラー 6 8 と、第 3 の反射ミラー 6 9 と、を有する。

【 0 0 4 8 】

I R 光源 5 7 I R は、赤外レーザ光 (以下、赤外光と称す。) を出射し、例えば中心波長が 8 0 5 n m の 7 9 0 n m ~ 8 2 0 n m の赤外線帯域の赤外光と、中心波長が 9 4 0 n m の 9 0 5 ~ 9 7 0 n m の赤外線波長帯域の赤外光をそれぞれ出射する 2 つの I R 光源である。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 9 】

I R 光源 5 7 I R から出射された赤外光は、I R 光源用コリメートレンズ 7 7 を通過することによってコリメートされ略平行光となって、ダイクロイックミラー 6 0 に入射し、ダイクロイックミラー 6 0 を透過して集光レンズ 5 9 に入射する。I R 光源 5 7 I R から出射され、ダイクロイックミラー 6 0 を透過した赤外光は、第 3 の光学系グループ 8 3 で生成される合波光の光路（後述する第 3 の光路 9 3 ）と同じ光路をとる。

【 0 0 5 0 】

V 光源 5 8 V は、4 0 5 n m の紫色波長帯域の紫色レーザ光（以下、紫色光と称す。）を出射する。V 光源 5 8 V から出射された紫色光は、V 光源用コリメートレンズ 7 8 を通過することによってコリメートされ略平行光となって、V 光源用ダイクロイックミラー 6 3 に入射し、当該ミラーで反射する。V 光源用ダイクロイックミラー 6 3 で反射した紫色光は、第 1 の光学系グループ 8 1 で生成される合波光の光路（後述する第 1 の光路 9 1 ）と同じ光路をとり、ダイクロイックミラー 6 0 で反射して集光レンズ 5 9 に入射する。

10

【 0 0 5 1 】

V 光源用ダイクロイックミラー 6 3 は、V 光源 5 8 V からの紫色光を反射し、第 1 の R 光源 5 1 R からの赤色レーザ光（以下、赤色光）、第 2 の G 光源 5 4 G からの緑色レーザ光（以下、緑色光）を透過させる。

【 0 0 5 2 】

ダイクロイックミラー 6 0 は、I R 光源 5 7 I R からの赤外光を透過し、V 光源 5 8 V 、R 光源 5 1 R 及び 5 2 R 、G 光源 5 3 G 、5 4 G 及び 5 5 G 、B 光源 5 6 B 各々からの紫色光、赤色光、緑色光、青色レーザ光（以下、青色光）を反射する。

20

【 0 0 5 3 】

集光レンズ 5 9 は、入射された各レーザ光源からの光を集光し、ロッドインテグレータ 6 1 に入射させる。

【 0 0 5 4 】

ロッドインテグレータ 6 1 は、四角柱状を有し、合成石英から構成され、六面が光学研磨されてなる。ロッドインテグレータ 6 1 は、入射されたレーザ光を内部で全反射させ導波する。

【 0 0 5 5 】

ロッドインテグレータ 6 1 の入射面では、各波長のレーザ光は集光レンズ 5 9 を透過することによるスポット状の空間分布を有するが、ロッドインテグレータ 6 1 内で全反射を繰り返すことでスポット状の空間分布が均一化されてファーフールドパターンとなる。

30

【 0 0 5 6 】

このようにロッドインテグレータ 6 1 は、入射された光の照度分布を均一化して出射する。ロッドインテグレータ 6 1 の導波路形状は多角形状とすることが望ましく、円筒状の場合よりも光の均一化効果を高くすることができ、ロッドインテグレータ 6 1 の全長を短くすることができ、光学系全体を更に小型化することができる。

【 0 0 5 7 】

第 1 の R 光源 5 1 R 及び第 2 の R 光源 5 2 R は、例えば中心波長が 6 3 8 n m の 6 3 0 n m ~ 6 4 5 n m の赤色帯域の赤色光を出射する。R 光源 5 1 R 、5 2 R は、例えば G a I n P 量子井戸構造レーザダイオード等の半導体レーザからなる。

40

【 0 0 5 8 】

第 1 の G 光源 5 3 G 、第 2 の G 光源 5 4 G 及び第 3 の G 光源 5 5 G は、例えば中心波長が 5 2 5 n m の 5 1 5 n m ~ 5 4 0 n m の緑色帯域の緑色光を出射する。G 光源 5 3 G 、5 4 G 及び 5 5 G は、例えば G a I n N 量子井戸構造レーザダイオード等の半導体レーザからなる。

【 0 0 5 9 】

B 光源 5 6 B は、例えば中心波長が 4 4 5 n m の 4 3 5 n m ~ 4 6 5 n m の青色帯域の青色光を出射する。B 光源 5 6 B は、例えば G a I n N 量子井戸構造レーザダイオード等の半導体レーザからなる。

50

【 0 0 6 0 】

第 1 の光学系グループ 8 1 において、第 1 のダイクロイックミラー 6 4 は、第 2 の G 光源 5 4 G からの緑色光を反射させ、第 1 の R 光源 5 1 R からの赤色光を透過させる。第 1 の反射ミラー 6 5 は、第 1 の R 光源 5 1 R からの赤色光を反射させて、第 1 のダイクロイックミラー 6 4 に入射させる。

【 0 0 6 1 】

第 1 の R 光源 5 1 R からの赤色光は、第 1 の反射ミラー 6 5 で光路を 9 0 度変換して第 1 のダイクロイックミラー 6 4 に入射し、これを透過する。第 2 の G 光源 5 4 G からの緑色光は、第 1 のダイクロイックミラー 6 4 で光路を 9 0 度変換し、第 1 のダイクロイックミラー 6 4 を透過した赤色光と合波する。合波光は第 1 の光路 9 1 をとる。合波光はダイクロイックミラー 6 0 に入射し、ダイクロイックミラー 6 0 で反射して集光レンズ 5 9 に入射する。集光レンズ 5 9 で集光された光はロッドインテグレータ 6 1 に入射する。

10

【 0 0 6 2 】

第 2 の光学系グループ 8 2 において、第 2 のダイクロイックミラー 6 6 は、第 3 の G 光源 5 5 G からの緑色光を反射させ、第 2 の R 光源 5 2 R からの赤色光を透過させる。第 2 の反射ミラー 6 7 は、第 2 の R 光源 5 2 R からの赤色光を反射させて、第 2 のダイクロイックミラー 6 6 に入射させる。

【 0 0 6 3 】

第 2 の R 光源 5 2 R からの赤色光は、第 2 の反射ミラー 6 7 で光路を 9 0 度変換して第 2 のダイクロイックミラー 6 6 に入射し、これを透過する。第 3 の G 光源 5 5 G からの緑色光は、第 2 のダイクロイックミラー 6 6 で光路を 9 0 度変換し、第 2 のダイクロイックミラー 6 6 を透過した赤色光と合波する。合波光は第 2 の光路 9 2 をとる。合波光はダイクロイックミラー 6 0 に入射し、ダイクロイックミラー 6 0 で反射して集光レンズ 5 9 に入射する。集光レンズ 5 9 で集光された光はロッドインテグレータ 6 1 に入射する。

20

【 0 0 6 4 】

第 3 の光学系グループ 8 3 において、第 3 のダイクロイックミラー 6 8 は、B 光源 5 6 B からの青色光を反射させ、第 1 の G 光源 5 3 G からの緑色光を透過させる。第 3 の反射ミラー 6 9 は、第 1 の G 光源 5 3 R からの緑色光を反射させて、第 3 のダイクロイックミラー 6 8 に入射させる。

【 0 0 6 5 】

第 1 の G 光源 5 3 G からの緑色光は、第 3 の反射ミラー 6 9 で光路を 9 0 度変換して第 3 のダイクロイックミラー 6 8 に入射し、これを透過する。B 光源 5 6 B からの青色光は第 3 のダイクロイックミラー 6 8 で光路を 9 0 度変換し、第 3 のダイクロイックミラー 6 8 を透過した緑色光と合波する。合波光は第 3 の光路 9 3 をとる。合波光はダイクロイックミラー 6 0 に入射し、ダイクロイックミラー 6 0 で反射して集光レンズ 5 9 に入射する。集光レンズ 5 9 で集光された光はロッドインテグレータ 6 1 に入射する。

30

【 0 0 6 6 】

R 光源 5 1 R , 5 2 R 、 G 光源 5 3 G 、 5 4 G , 5 5 G 、 B 光源 5 6 B からそれぞれ出射される光を組み合わせることにより白色光を生成することができる。各色（各波長）の出力強度を制御することにより、撮像画像のホワイトバランスの調整を行うとともに出射光の光量を調整することができる。

40

【 0 0 6 7 】

通常光観察では、合波部 5 B で、広帯域光源からの白色光と、狭帯域光源部 5 A からの赤色光、緑色光、青色光とが合波されて生成された合波白色光が、観察対象部位 3 に向かって照射光 7 として照射される。赤色、緑色、青色それぞれのレーザ光を用いて白色光を生成し、更に、広帯域光源からの白色光を合波することにより、合波白色光を太陽光に近くすることができ、演色性が向上する。

【 0 0 6 8 】

特殊光観察では、広帯域光源から白色光は出射されず、狭帯域光源部 5 A から特殊光観察に対応した所定の波長帯域のレーザ光が出射される。

50

【 0 0 6 9 】

特殊光観察では、例えば体組織における光の吸収の波長依存性を利用して、通常光観察時における照明光（すなわち白色光）に比べて狭帯域の光である青色光と緑色光を照射光に用いることにより、粘膜表層の血管等の所定の組織を高コントラストで撮影する、いわゆる狭帯域光観察（Narrow Band Imaging）が行われる。

【 0 0 7 0 】

或いは、特殊光観察では、励起光を照射することにより発生する蛍光により画像を得る自家蛍光観察が行われても良い。例えば、インドシアニングリーン（Indocyanine Green（ICG））を使用して、互いに波長帯域が異なる2つの赤外光を照射光として用いて、赤外光域での吸光度変化を持つ物質を色で表現する赤外光観察が行われても良い。

10

また、5 - アミノレブリン酸（5-aminolevulinic acid（ALA））を使用して、紫色光を励起光として照射し、腫瘍細胞に取り込まれ蓄積された5 - ALAの代謝を受けて生成されるProtoporphyrin IXの蛍光（赤色光）を観察光として用いてもよい。

【 0 0 7 1 】

通常光・特殊光観察では、通常光観察と同様に、合波白色光が観察対象部位3に対して照射されるが、その際、狭帯域光源部5Aからの所定の波長帯域のレーザ光の出力が、例えば自家蛍光観察に適した強度に調整される。これにより、通常光観察像と特殊光観察像とが重ね合わされた画像が得られる。

【 0 0 7 2 】

各光学系グループ81～83において、ダイクロイックミラー64，66，68で反射されるレーザ光を出射する光源54G，55G，56Bが、各グループにおける第1のレーザ光源に相当する。これら第1のレーザ光源から出射されるレーザ光が第1のレーザ光に相当する。

20

【 0 0 7 3 】

各光学系グループ81～83において、反射ミラー65，67，69で反射されるレーザ光を出射する光源51R，52R，53Rが、各グループにおける第2のレーザ光源に相当する。これら第2のレーザ光源から出射されるレーザ光は、第2のレーザ光に相当し、第1のレーザ光と波長帯域が異なる。

【 0 0 7 4 】

第1のレーザ光源に相当する54G，55G，56Bからなるレーザ群Aと、第2のレーザ光源に相当する51R，52R，53Gからなるレーザ群Bとは、複数のミラー64～69からなるミラー群を挟んで対向して配置される。前述したペルチェ素子は、レーザ群Aに対して少なくとも1つ、レーザ群Bに対して少なくとも1つ、計2つ設けられる。

30

【 0 0 7 5 】

各光学系グループ81～83において、同じ光学系グループに属する2つのレーザ光源それぞれから出射され、ダイクロイックミラー又は反射ミラーに到達するまでのレーザ光は光路が互いに平行となり、出射方向が相対するように、レーザ光源は配置される。

【 0 0 7 6 】

各光学系グループ81～83において、その光学系グループに属する複数のレーザ光源からのレーザ光は、出射方向が異なり、更に、ダイクロイックミラーで合波されて同じ光路をとるように、各ミラー及びレーザ光源は配置される。このため、各光学系グループにおいて、ダイクロイックミラーと反射ミラーとは非平行、本実施形態では90度の位置関係に配置される。

40

【 0 0 7 7 】

このように、レーザ光の出射方向が相対するように2つのレーザ光源が配置されることにより、集光レンズに入射される各光学系グループからの複数の光の光路の間隔を狭くすることができ、集光レンズのレンズ径を小さくすることができる。また、このようにレーザ光源が配置されることにより、光路長を短くすることができる。従って、光源装置の光学系全体の大きさを小型化することができる。

【 0 0 7 8 】

50

例えば、比較例として図 7 及び図 8 に示す配置を例にあげて、小型化が可能となる理由について説明する。図 7 は、R 光源を 2 つ、G 光源を 3 つ、B 光源を 1 つ配置した光源装置の模式図である。図 8 は、R 光源を 2 つ、G 光源を 3 つ、B 光源を 1 つ配置した光源装置の模式図である。尚、図 3 の構成と同様の構成については同様の符号を付している。

【0079】

図 7 の比較例としての光源装置においては、B 光源 301 B からの青色光と G 光源 304 G からの緑色光とがダイクロイックミラー 307 で合波された合波光が第 1 の光路 391 をとり、G 光源 302 G からの緑色光と R 光源 305 R からの赤色光とがダイクロイックミラー 308 で合波された合波光が第 2 の光路 392 をとり、G 光源 303 G からの緑色光と R 光源 306 R からの赤色光とがダイクロイックミラー 309 で合波された合波光が第 3 の光路 393 をとる。

10

【0080】

第 1 ~ 第 3 の光路 391 ~ 393 をとる光は集光レンズ 359 に入射する。図 7 に示す比較例の形態では、G 光源 304 G、R 光源 305 R、R 光源 306 R それぞれのレーザ光源から出射されるレーザ光は、集光レンズ 359 に到達するまで光路方向が変換されていない。

【0081】

そのため、G 光源 304 G の光源ユニット、R 光源 305 R の光源、R 光源 306 R の光源を並べて配置したときの配置間隔がそのまま第 1 ~ 第 3 の光路 391 ~ 393 の光路間隔に反映されることになる。そのため、各光源の大きさによって第 1 ~ 第 3 の光路 391 ~ 393 の光路間隔が決定され、集光レンズ 359 の大きさは光源の大きさに影響される。

20

【0082】

図 8 の比較例としての光源装置においては、G 光源 404 G から出射され反射ミラー 410 で反射された緑色光はダイクロイックミラー 407 に入射し、これを透過する。B 光源 401 B からの青色光は、ダイクロイックミラー 407 で反射し、ダイクロイックミラー 407 を透過した緑色光と合波する。合波光は第 1 の光路 491 をとる。

【0083】

R 光源 405 R から出射され反射ミラー 411 で反射された赤色光はダイクロイックミラー 408 に入射し、これを透過する。G 光源 402 G からの緑色光は、ダイクロイックミラー 408 で反射し、ダイクロイックミラー 407 を透過した赤色光と合波する。合波光は第 2 の光路 492 をとる。

30

【0084】

R 光源 406 R から出射され反射ミラー 412 で反射された赤色光はダイクロイックミラー 409 に入射し、これを透過する。G 光源 403 G からの緑色光は、ダイクロイックミラー 409 で反射し、ダイクロイックミラー 409 を透過した赤色光と合波する。合波光は第 3 の光路 493 をとる。

【0085】

第 1 ~ 第 3 の光路 491 ~ 493 をとる光は集光レンズ 459 に入射する。図 8 に示す形態では、いずれのレーザ光源もミラー群に対して片側に並んで配置されるため、各光路に対応するダイクロイックミラーと反射ミラーとは平行に位置する。

40

【0086】

図 8 に示す比較例の形態では、複数のレーザ光源から出射されダイクロイックミラー又は反射ミラーに到達するまでの複数のレーザ光の光路と、これら複数のレーザ光が合波され集光レンズに入射されるまでの光の光路とが 90 度異なるように各ミラー及びレーザ光源が配置されている。このため、集光レンズ 459 の有効径を、レーザ光源ユニットの大きさに影響されることなく、小さくすることが可能となる。

【0087】

しかしながら、図 8 に示す比較例では、複数の光源を同一列で並べて配置するため、図 3 に示す本実施形態と比較して、G 光源 404 G、R 光源 405 R、R 光源 406 R の光

50

路長が長くなる。そのため、レーザ光は指向性に優れているものの、伝播により回折してコリメート性が低下していくため、光路長が長くなるとコリメート性の低下が顕著になる。

【0088】

また、各レーザ光で光路長が異なっていると、同一の集光レンズ459で集光したときに、全てのレーザ光の集光状態のバランスをとることが難しい。このため、ロッドインテグレート61に効率的にレーザ光をカップリングすることが難しく、入射面でケラレが発生する。

【0089】

これら比較例に対し、本実施形態では、図3に示すように、各光学系グループ81～83において、それぞれの光学系グループに属する複数のレーザ光源それぞれから出射されるダイクロイックミラー又は反射ミラーに到達するまでのレーザ光の光路と、これら複数のレーザ光がダイクロイックミラーで合波され集光レンズに入射されるまでの光の光路とが90度異なるように各ミラー及びレーザ光源が配置されている。更に、光学系グループ81～83それぞれにおいて、2つのレーザ光源から出射されるレーザ光の出射方向が相対するようレーザ光源が配置されている。

10

【0090】

このように、本実施形態では、図7に示すような複数のレーザ光源からのレーザ光が光路方向を変換することなく集光レンズに入射する構成ではないため、集光レンズ59に入射する光の第1～第3の光路91～93の光路間隔は、光源ユニットの大きさに影響されることがなく、光路間隔を狭くすることが可能となる。

20

【0091】

更に、本実施形態では、各光学系グループにおいて2つのレーザ光源のレーザ光の出射方向が相対するよう構成され、各グループを構成する2つのレーザ光の光路長は略同一となっている。

【0092】

これにより、全体の光路長を短くすることができ、レーザ光のコリメート性の低下が抑制される。更に、光路長が略同一となっているため、同じ集光レンズ59で、双方のレーザ光の集光状態のバランスを取りやすく、効率よく双方のレーザ光をロッドインテグレート61にカップリングすることができる。

30

【0093】

このように、本実施形態では、集光レンズ59の有効径を小さくすることができ、また、光路長を短くすることができるので、光学系全体を小型化することができ、光源装置5を小型化することができる。また、光路長を短くし、光路長を略同一とすることにより、効率的にレーザ光をロッドインテグレート61にカップリングすることができる。

【0094】

また、各光学系グループ81～83において、第1のレーザ光源から出射される第1のレーザ光は、第2のレーザ光源から出射される第2のレーザ光よりも波長が短くなっている。すなわち第1の光学系グループ81では、第2のG光源54Gから出射される緑色光は、第1のR光源から出射される赤色光よりも波長が短い。第2の光学系グループ82では、第3のG光源55Gから出射される緑色光は、第2のR光源52Rから出射される赤色光よりも波長が短い。第3の光学系グループ83では、B光源56Bから出射される青色光は、第1のG光源53Gから出射される緑色光よりも波長が短い。

40

【0095】

このように、異なる波長帯域のレーザ光を出射する複数のレーザ光源を備えた各光学系グループ81～83において、ダイクロイックミラー64、66、68が、相対的に波長が長いレーザ光を透過させ、短いレーザ光を反射させるように、ダイクロイックミラーを配置することにより、ダイクロイックミラーの光学特性の経時劣化が抑制される。これにより、光源装置5から出射される照明光の色味を長期間安定したものとすることができ、信頼性の高い光源装置5が得られる。特に、医療用途で光源装置を使用する場合、一部の

50

レーザ光源の照明光が減衰して色味がずれることにより適切な診断又は治療ができない可能性が高まるため、照明光の色味の安定は重要であり、医療関係者からのニーズが高い。本技術の光源装置 5 では、照明光の色味を長期間安定したものとすることができるので、安定して適切な診断又は治療を行うことが可能となる。

【 0 0 9 6 】

図 4 は、赤色光と青色光それぞれをダイクロイックミラーに照射したときのダイクロイックミラーの光反射特性の経時変化を示す図である。図 4 の横軸は時間、縦軸は初期の反射光量を基準とした反射光量の相対値を示す。図 4 において、実線は赤色光、破線は青色光を示す。

【 0 0 9 7 】

図 4 に示すように、相対的に波長の短い光は、波長の長い光と比較して、光学特性の経時的変化が大きい。このように、真空蒸着法等により誘電体多層膜が形成されて構成されるダイクロイックミラーの誘電体多層膜は、波長の長い光と比べて波長の短い光によって、劣化が引き起こされやすい。

【 0 0 9 8 】

このため、波長帯域の異なる複数のレーザ光がダイクロイックミラーに入射される場合、相対的に波長が長いレーザ光を透過させ、波長が長いレーザ光よりもエネルギーが大きくなる波長が短いレーザ光を反射させるようにダイクロイックミラーを配置することが好ましい。これにより、ダイクロイックミラーの光学特性の経時変化を抑制することができる。

【 0 0 9 9 】

第 1 の光学系グループ 8 1 で生成される合波光がとる第 1 の光路 9 1 と、第 2 の光学系グループ 8 2 で生成される合波光がとる第 2 の光路 9 2 と、第 3 の光学系グループ 8 3 で生成される合波光がとる第 3 の光路 9 3 とは相互に異なっている。

【 0 1 0 0 】

第 2 の光路 9 2 の光は、ダイクロイックミラー 6 0 の略中央に入射され、集光レンズ 5 9 の略中央に入射される。図 3 の紙面上、第 1 の光路 9 1 の光は、ダイクロイックミラー 6 0 の下側に入射され、集光レンズ 5 9 の下側に入射される。第 3 の光路 9 3 の光は、ダイクロイックミラー 6 0 の上側に入射され、集光レンズ 5 9 の上側に入射される。本実施形態では、第 1 の光路 9 1 と第 3 の光路 9 3 が、集光レンズ 5 9 に入射されるときに、最も外側に位置する光路となる。

【 0 1 0 1 】

本実施形態においては、複数の光路 9 1 ~ 9 3 をとる合波光が同一の集光レンズ 5 9 に入射される。このように相互に光路の異なる複数の合波光が入射される場合、最も外側に位置する第 1 の光路 9 1、第 3 の光路 9 3 の光に、赤色光、青色光、緑色光が少なくとも 1 つずつ含まれるように、各レーザ光源及び各ミラーが配置されることが好ましい。これにより、赤色光、青色光及び緑色光を合波させて白色光を生成して照明光として用いた場合に、照射領域内で色むらが抑制された白色の照明光を得ることができる。

【 0 1 0 2 】

集光レンズ 5 9 で集光され、ロッドインテグレート 6 1 に入射された赤色光、緑色光、青色光は、ロッドインテグレート 6 1 を通過することにより、入射された光の照度分布が均一化されて出射される。

【 0 1 0 3 】

このようにロッドインテグレート 6 1 では、光の照度分布が均一化されて光が出射されるが、ロッドインテグレート 6 1 に入射した際の光の入射角成分は保存されたままロッドインテグレート 6 1 から出射される。

【 0 1 0 4 】

このため、例えば、複数の光路のうち最も外側に位置する光路に赤色光、緑色光、青色光の全てが無い場合、赤色光、緑色光、青色光を用いて白色光を生成しても、ロッドインテグレート 6 1 から出射される光の照射領域における中心部は白色となるが、中心部の周

10

20

30

40

50

囲は白色とはならず、色むらのある照明光となってしまう。これは、各色のレーザ光毎に発光点サイズや放射角が異なり、光の照射領域の中心部の周囲では、各色のレーザ光の放射角の差分が現れて白色とはならないためである。

【0105】

本実施形態では、異なる複数光路の光が集光レンズによって集光されロッドインテグレートに入射される場合、集光レンズに入射される光のうち最も外側に位置する光路の光に、赤色光、青色光、緑色光が少なくとも1つずつ含まれるように、各レーザ光源及び各ミラーを配置することにより、最大入射角が揃う。よって、ロッドインテグレート61から出射される光からなる照明光は、照射領域の中心部の周囲を白色とすることができ、照射領域内で色むらが抑制された照明光を得ることができる。

10

【0106】

本実施形態では、B光源を1つ設ける構成としたので、上記の色むら抑制の観点から、複数の光路のうち最も外側に位置する光路の光に青色光が含まれるように構成している。

【0107】

また、本実施形態においては、特殊光観察に用いるIR光源57IR、V光源58Vそれぞれから出射される光は複数の光路のうち最も外側に位置する光路に含まれるように構成されているが、これに限定されず中央の第2の光路92に含まれるように構成してもよい。

【0108】

しかしながら、通常光観察像と5-A LA蛍光像、又は、通常光観察像とICG蛍光像（疑似カラー）を1つの画面に重畳表示する機能を設ける場合、赤色光、緑色光、青色光、紫色光、赤外光の全色で放射角を揃える方が好ましく、IR光源57IR、V光源58Vそれぞれから出射される光が複数の光路のうち最も外側に位置する光路に含まれるように構成されることが好ましい。

20

【0109】

ここで、仮に、励起光となる紫色光や赤外光が、3つの光路のうち中心の光路を通るとすると、紫色光及び赤外光の放射角は、赤色光、緑色光、青色光の放射角より狭いため、通常光観察像より、励起光照射によって取得される蛍光像（特殊光観察像）の撮影範囲が狭くなってしまう。このため、通常光観察像と、5-A LA蛍光像やICG蛍光像といった特殊光観察像を重畳した画像では、中心部しか蛍光像が取得できないことになり、医師などの観察者にとって不都合となってしまう。

30

【0110】

したがって、IR光源57IR、V光源58Vそれぞれから出射される光が複数の光路のうち最も外側に位置する光路に含まれるように構成されることが好ましい。これにより、赤色光、緑色光、青色光、紫色光、赤外光の全色で放射角を揃えることができ、通常光観察像と特殊光観察像それぞれの撮影範囲をほぼ同じくすることができ、広い範囲の重畳画像を観察することが可能となる。

【0111】

以上のように、本実施形態では、複数のレーザ光源を備えていても光学系全体の小型化が可能となる。

40

【0112】

（他の実施形態）

上述の実施形態においては、R光源を2つ、G光源を3つ、B光源を1つとしたが、各光源の数はこれに限定されず、光源装置5から所望の色、所望のパワーの光が出射されるように、各光源の出力パワー、各光源の数を任意に設定することができる。また、各光源の配置や選択するレーザ光源の種類も上述の実施形態に限定されない。以下、他の実施形態として第2及び第3の実施形態について説明する。

【0113】

尚、上述の実施形態においては、R、G、B光源以外に、特殊光観察に用いる光源としてIR光源、V光源を例にあげたが、いずれか一方を備えていても良く、また、IR光源

50

及びV光源を備えない構成としてもよい。

【0114】

以下では、第2の実施形態として図5、第3の実施形態として図6を用いて説明するが、これらに記載される構成に限定されるものではなく、光源装置が、少なくとも1つの光学系グループを有していればよい。

【0115】

この光学系グループは、互いに波長帯域の異なるレーザ光が出射される2つレーザ光源と、一方のレーザ光源からの光を反射し他方のレーザ光源からの光を透過し、双方のレーザ光を合波するダイクロイックミラーと、他方のレーザ光源からの光を反射しダイクロイックミラーに入射させる反射ミラーとを有し、ダイクロイックミラーと反射ミラーとが非平行であればよい。

10

【0116】

図5及び図6に示す実施形態においても、各光学系グループにおいて、ダイクロイックミラーは一方のレーザ光源からのレーザ光を反射して光路を90度変換させ、反射ミラーは他方のレーザ光源からのレーザ光を反射して光路を90度変換させている。ダイクロイックミラーと反射ミラーとは90度の位置関係で配置される。

【0117】

図5及び図6はそれぞれ、狭帯域光源部105A、205Aの部分図であり、R光源、G光源、B光源の配置についてのみ図示し、ダイクロイックミラー60、集光レンズ59、ロッドインテグレート61、IR光源57IR、V光源58V、コリメートレンズ77及び78、各光学系グループのコリメートレンズの図示を省略し、またその説明を省略する場合がある。また、第1の実施形態と同様の構成については同様の符号を付し、説明を省略する場合がある。

20

【0118】

(第2の実施形態)

図5は、本実施形態の光源装置の狭帯域光源部105Aの部分図である。本実施形態では、R光源が1つ、G光源が3つ、B光源が3つの場合を示す。

狭帯域光源部105Aは、第1の光学系グループ181と、第2の光学系グループ182と、第3の光学系グループ183とを有する。第1の光学系グループ181のみ、3つの光源を備えた構成となっており、第2及び第3の光学系グループ182、183は、2つの光源を備えた構成となっている。

30

【0119】

第1の光学系グループ181は、R光源157Rと、第1のG光源151Gと、第1のB光源154Bと、第1のダイクロイックミラー164と、第1の反射ミラー165と、を有する。第1のダイクロイックミラー164は、第1のB光源154Bからの青色光を反射させ、第1のG光源151Gからの緑色光及びR光源157Rからの赤色光を透過させる。

【0120】

第1の反射ミラー165は、第1のG光源151Gからの緑色光を反射させ、更に、R光源157Rからの赤色光を透過するダイクロイックミラーとして機能する。緑色光は第1の反射ミラー165で光路を90度変換し、赤色光と合波して、第1のダイクロイックミラー164に入射する。青色光は第1のダイクロイックミラー164で光路を90度変換し、赤色光、緑色光と合波する。この合波光は第1の光路91をとる。

40

【0121】

第2の光学系グループ182は、第2のG光源152Gと、第2のB光源155Bと、第2のダイクロイックミラー166と、第2の反射ミラー167と、を有する。第2のダイクロイックミラー166は、第2のB光源155Bからの青色光を反射させ、第2のG光源152Gからの緑色光を透過させる。第2の反射ミラー167は、第2のG光源152Gからの緑色光を反射させる。

【0122】

50

緑色光は、第2の反射ミラー167で光路を90度変換し、第2のダイクロイックミラー166に入射する。青色光は、第2のダイクロイックミラー166で光路を90度変換し、緑色光と合波する。この合波光は第2の光路92をとる。

【0123】

第3の光学系グループ183は、第3のG光源153Gと、第3のB光源156Bと、第3のダイクロイックミラー168と、第3の反射ミラー169と、を有する。第3のダイクロイックミラー168は、第3のB光源156Bからの青色光を反射させ、第3のG光源153Gからの緑色光を透過させる。第3の反射ミラー169は、第3のG光源153Gからの緑色光を反射させる。

【0124】

緑色光は、第3の反射ミラー169で光路を90度変換し、第3のダイクロイックミラー168に入射する。青色光は、第3のダイクロイックミラー168で光路を90度変換し、緑色光と合波する。この合波光は第3の光路93をとる。

【0125】

光学系グループ181(182, 183)において、G光源151G(152G, 153G)とB光源154B(155B, 156B)は、第1の実施形態の同じ光学系に属する2つのレーザ光源と同様に、互いのレーザ光の出射方向が平行で相対し、出射方向が180度異なるように配置される。

【0126】

また、各光学系グループ181~183において、その光学系グループに属する対向する複数のレーザ光源からのレーザ光は、ダイクロイックミラーで合波されて同じ光路をとるように、各ミラー及びレーザ光源は配置される。各光学系グループでは、ダイクロイックミラーと反射ミラーとは非平行の位置関係にあり、本実施形態では2つのミラーが90度の角度をとるよう配置される。

【0127】

本実施形態では、R光源157Rから出射される赤色光の光路は途中で方向が変換されることなく、最終的に第1の光路91をとるよう構成されているが、このような光路をとる光を出射する光源はR光源157R1つのみであるので、集光レンズの大きさの選択にほとんど影響はない。

【0128】

本実施形態においても、集光レンズに入射される各光学系グループからの複数の光の光路の間隔を狭くすることができ、集光レンズの有効径を小さくすることができる。また、全体のレーザ光の光路長を短くすることができる。したがって、光源装置を小型化することができ、また、レーザ光のコリメート性の低下を抑制することができる。

【0129】

また、各光学系グループにおいて、出射方向が相対するレーザ光を出射する2つのレーザ光源からのレーザ光の光路長を略同一とすることができ、効率よく双方のレーザ光をロッドインテグレートにカップリングすることができる。

【0130】

また、本実施形態の第1の光学系グループのように、光学系グループに3つの異なる波長帯域のレーザ光を出射するレーザ光源を用いる場合、第1のダイクロイックミラー164、ダイクロイックミラーとして機能する第1の反射ミラー165それぞれにおいて、相対的に波長の長いレーザ光がミラーを透過し、短いレーザ光がミラーで反射するように構成することが好ましい。これにより、ミラーの光学特性の経時変化を抑制することができ、長期間、安定した照明光を得ることが可能となる。

【0131】

(第3の実施形態)

図6は、本実施形態における光源装置の狭帯域光源部205Aの部分図である。本実施形態では、R光源が1つ、G光源が3つ、B光源が3つの場合を示す。

狭帯域光源部205Aは、第1~第3の光学系グループを有する。いずれの光学系グル

10

20

30

40

50

ープも R 光源、G 光源、B 光源の 3 つの光源を備えた構成となっている。

【0132】

第 1 の光学系グループは、第 1 の R 光源 257R と、第 1 の G 光源 251G と、第 1 の B 光源 254B と、第 1 のダイクロイックミラー 264 と、第 1 の反射ミラー 265 と、第 1 の赤色用反射ミラー 270 とを有する。

【0133】

第 1 のダイクロイックミラー 264 は、第 1 の B 光源 254B からの青色光を反射させ、第 1 の G 光源 251G からの緑色光及び第 1 の R 光源 257R からの赤色光を透過させる。

第 1 の反射ミラー 265 は、第 1 の G 光源 251G からの緑色光を反射させ、更に、第 1 の R 光源 257R からの赤色光を透過させるダイクロイックミラーとして機能する。

第 1 の赤色用反射ミラー 270 は、第 1 の R 光源 257R からの赤色光を反射させる。

【0134】

赤色光は第 1 の赤色用反射ミラー 270 で光路を 90 度変換し、第 1 の反射ミラー 265 に入射する。緑色光は第 1 の反射ミラー 265 で光路を 90 度変換し、赤色光と合波して第 1 のダイクロイックミラー 264 に入射する。青色光は第 1 のダイクロイックミラー 264 で光路を 90 度変換し、赤色光、緑色光と合波する。この合波光は第 1 の光路 91 をとる。

【0135】

第 2 の光学系グループは、第 2 の R 光源 258R と、第 2 の G 光源 252G と、第 2 の B 光源 255B と、第 2 のダイクロイックミラー 266 と、第 2 の反射ミラー 267 と、第 2 の赤色用反射ミラー 271 とを有する。

【0136】

第 2 のダイクロイックミラー 266 は、第 2 の B 光源 255B からの青色光を反射させ、第 2 の G 光源 252G からの緑色光及び第 2 の R 光源 258R からの赤色光を透過させる。

第 2 の反射ミラー 267 は、第 2 の G 光源 252G からの緑色光を反射させ、更に、第 2 の R 光源 258R からの赤色光を透過するダイクロイックミラーとして機能する。

第 2 の赤色用反射ミラー 271 は、第 2 の R 光源 258R からの赤色光を反射させる。

【0137】

赤色光は第 2 の赤色用反射ミラー 271 で光路を 90 度変換し、第 2 の反射ミラー 267 に入射する。緑色光は第 2 の反射ミラー 267 で光路を 90 度変換し、赤色光と合波して第 2 のダイクロイックミラー 266 に入射する。青色光は第 2 のダイクロイックミラー 266 で光路を 90 度変換し、赤色光、緑色光と合波する。この合波光は第 2 の光路 92 をとる。

【0138】

第 3 の光学系グループは、第 3 の R 光源 259R と、第 3 の G 光源 253G と、第 3 の B 光源 256B と、第 3 のダイクロイックミラー 268 と、第 3 の反射ミラー 269 と、第 3 の赤色用反射ミラー 272 とを有する。

【0139】

第 3 のダイクロイックミラー 268 は、第 3 の B 光源 256B からの青色光を反射させ、第 3 の G 光源 253G からの緑色光及び第 3 の R 光源 259R からの赤色光を透過させる。

第 3 の反射ミラー 269 は、第 3 の G 光源 253G からの緑色光を反射させ、更に、第 3 の R 光源 259R からの赤色光を透過するダイクロイックミラーとして機能する。

第 3 の赤色用反射ミラー 272 は、第 3 の R 光源 259R からの赤色光を反射させる。

【0140】

赤色光は第 3 の赤色用反射ミラー 272 で光路を 90 度変換し、第 3 の反射ミラー 269 に入射する。緑色光は第 3 の反射ミラー 269 で光路を 90 度変換し、赤色光と合波して第 3 のダイクロイックミラー 268 に入射する。青色光は第 3 のダイクロイックミラー

10

20

30

40

50

268で光路を90度変換し、赤色光、緑色光と合波する。この合波光は第3の光路93をとる。

【0141】

各光学系グループにおいて、3つの各レーザ光源から出射され、ダイクロイックミラー、反射ミラー、赤色用反射ミラーのいずれかに到達するまでのレーザ光の光路は、互いに平行となるように、各レーザ光源及び各ミラーは配置される。

【0142】

また、各光学系グループにおいて、3つの各レーザ光源から出射され、ダイクロイックミラー、反射ミラー、赤色用反射ミラーのいずれかに到達するまでのレーザ光の光路の方向と、各光学系グループのダイクロイックミラーで合波された合波光がとる光路91~93の方向とは、90度異なっている。

10

【0143】

また、各光学系グループにおけるダイクロイックミラーと反射ミラーとは90度の角度をとるように配置されている。

【0144】

このように、各光学系グループが3つのレーザ光源を備えていてもよい。本実施形態においても、集光レンズに入射される各光学系グループからの複数の光の光路の間隔を狭くすることができ、集光レンズの有効径を小さくすることができる。光源装置を小型化することができる。

【0145】

20

本技術の実施の形態は、上述した実施の形態に限定されるものではなく、本技術の要旨を逸脱しない範囲において種々の変更が可能である。

例えば、上述の内視鏡システム1では、カメラ4によるモニタ観察が可能な構成となっていたが、医療用光源装置を顕微鏡に接続し、脳外科用などの手術用顕微鏡に適用してもよく、肉眼観察に適した照明光を得ることができる。

【0146】

また、上述の実施形態においては、集光レンズに照射される光の光路が3つの場合を例にあげたが、これに限定されず、1つ以上あればよく、例えば2、4つ、5つ等であってもよい。

【0147】

30

例えば、R光源、G光源、B光源の3つのレーザ光源を備える光学系グループを1つ設け、この光学系グループにより光路を1つ生成する場合、第2の実施形態の第1の光学系グループ181のように、互いのレーザ光の出射方向が相対するようにB光源とG光源とを配置する。

【0148】

このような構成とすることにより、例えば、図8に示す比較例のように、すべてのレーザ光源をミラー群に対して片側に配置する場合よりも、光源の光路長を短くすることができる。したがって、全体の光学系を小さくすることができ、光源装置の小型化が可能となる。尚、光路が1つの場合、集光レンズの大きさは任意に設定可能である。

【0149】

40

また、第1の実施形態において、レーザ群Aとレーザ群Bは、筐体94の同一の内底面上に配置されるように構成される例をあげたが、これに限定されない。例えば、レーザ群Bを筐体の内底面に対向する内上面に設置し、これらレーザ群Bから出射されるレーザ光の出射方向が筐体の内上面から内底面にむかうように配置してもよい。この場合、反射ミラーは、レーザ群Bからのレーザ光を反射させてダイクロイックミラーに入射させるように配置される。

【0150】

このような構成とした場合、冷却部は、筐体の底面側と上面側の2箇所に配置すればよい。尚、第1~第3の実施形態のように、筐体の同一面上に各レーザ光源を配置する構成とすることにより、筐体の片面側からのみ冷却すればよいので、冷却部の数を減少させる

50

ことができ、より小型化が可能となる。

【0151】

また、上述の実施形態においては、各光学系グループにおいて、2つのレーザ光源から出射されるレーザ光がダイクロイックミラー又は反射ミラーで90度光路が変換されるように構成されていたが、90度に限定されない。各ミラーの光の入射角による光学特性が変化しない範囲で、ミラーへのレーザ光の入射角を45度以外に設定し、光路変換角度を90度以外としてもよく、例えば、80度光路が変換されるように構成してもよい。

【0152】

また、上述の実施形態においては、光源に、単色発光素子である半導体レーザ素子を備える光源（レーザ光源）を用いる例をあげたが、単色発光素子であるLED（Light Emitting Diode）を備える光源（LED光源）を用いてもよい。

10

LED光源を用いる場合においても、レーザ光源を用いる場合と同様に、出射される第1の光（レーザ光源を用いる場合における第1のレーザ光に相当する）と第2の光の出射方向が相対するように第1のLED光源と第2のLED光源を配置することにより、光学装置全体の小型化が可能となる。

尚、第1のLED光源（第2のLED光源）から出射される第1の光（第2の光）は、第1のレーザ光源（第2のレーザ光源）を用いる場合の第1のレーザ光（第2のレーザ光）に対応する。

【0153】

また、上述の実施形態においては、出射方向が相対する第1のレーザ光源及び第2のレーザ光源がR光源、G光源、B光源のいずれかである例をあげたが、IR光源やV光源といった特殊光光源であってもよい。

20

【0154】

また、上述の実施形態では、第1のレーザ光と第2のレーザ光との合波光を生成する合波部材として、ダイクロイックミラーを例にあげたが、プリズムを用いてもよい。

例えば、図9に示すように、2個の45°直角プリズム33、34の斜面にダイクロイックミラー膜35を施すとともに、これらを貼り合わせて直方体に構成したビームスプリッタ36を合波部材として用いることができる。ダイクロイックミラー膜35は、特定の波長の光を反射し、その他の波長の光を透過する。

【0155】

30

図9に示すように、このような直方体のビームスプリッタ36A、36Bを2つ組み合わせた光学部材を、1つの光学グループの一部を構成するダイクロイックミラー及び反射ミラーと置き換えて、医療用光源装置を構成してもよい。

【0156】

図9に示す光学部材では、ビームスプリッタ36Aのダイクロイックミラー膜35Aと、ビームスプリッタ36Bのダイクロイックミラー膜35Bとは非平行となるように配置される。換言すると、ビームスプリッタ36A、36Bそれぞれの貼り合わせ面が非平行となるように配置される。

【0157】

図9に示す2つのビームスプリッタ36A、36Bを組み合わせた光学部材は、出射方向が異なる第1のレーザ光と第2のレーザ光とを合波する光学部材となる。

40

すなわち、図9に示すように、第2のレーザ光42はビームスプリッタ36Bのダイクロイックミラー膜35Bで反射してビームスプリッタ36Aに入射する。ビームスプリッタ36Aでは、ビームスプリッタ36Aに入射し透過する第2のレーザ光42と、ビームスプリッタ36Aに入射しダイクロイックミラー膜35Aで反射する第1のレーザ光41とが合波される。ビームスプリッタ36Bで生成される合波光43はビームスプリッタ36Aを出射する。

【0158】

このように直方体のビームスプリッタ36A、36Bを2つ組み合わせた光学部材とすることにより、光学部材を小型化することができる。このような光学部材を用いて医療用

50

光源装置を構成することにより、光源装置の小型化が可能となる。

【0159】

また、ダイクロイックミラー膜35の代わりに、P偏光及びS偏光のいずれか一方を透過し、他方を反射させる誘電体多層膜を設けて、合波部材としてビームスプリッタを構成し、当該ビームスプリッタにより第1のレーザ光と第2のレーザ光とが偏向合波されるようにしてもよい。

【0160】

このように、ダイクロイックミラーの代わりに偏光合波する合波部材を用いることにより、出射するレーザ光の出射方向が相対するように配置される第1のレーザ光源と第2のレーザ光源とを同じ色の光源とすることができ、設計範囲を広げることができる。

10

【0161】

また、上述の特殊光観察での特殊光画像と通常光画像の取得は、特殊光と通常光とを時分割で切り替えて撮像を行って取得してもよいし、可視光観察画像と蛍光観察画像とを実時間で同時に取得するようにしてもよい。

【0162】

特殊光と通常光とを時分割で切り替えて行う撮像では、特殊光と通常光を観察対象に時分割で照射し、その照射タイミングに同期してカメラの撮像素子の駆動を制御することにより、特殊光画像と通常光画像を時分割で撮像することができる。

【0163】

医療用光源装置5からの光が照射された観察対象部位3の可視光画像と蛍光画像の同時撮像は、例えば図21に示す光学ユニット100を用いることによって行うことができる。

20

【0164】

図21に示す光学ユニット100は、色分解プリズム101と、可視光画像撮像用撮像素子111と、赤外カットフィルタ113と、バンドパスフィルタ115と、蛍光画像撮像用撮像素子117と、を備える。

【0165】

色分解プリズム101は、第1プリズム106と、第2プリズム107とが、ダイクロイック膜103を介して互いに接合されて構成される。色分解プリズム101は、光学ユニット100に入射した光を、ダイクロイック膜103により、可視光波長帯域に属する光と、蛍光波長帯域に属する光とに分離する光学部材である。

30

【0166】

第1プリズム106は、可視光波長帯域に属する光及び蛍光波長帯域に属する光（すなわち、入射光）が入射するとともに、可視光波長帯域に属する光が導光される可視光用光路として機能するプリズムである。

第2プリズム107は、蛍光波長帯域に属する光が導光される蛍光用光路として機能するプリズムである。

【0167】

第1プリズム106に入射した光は、第1プリズム106内を直進し、ダイクロイック膜103によって、可視光波長帯域に属する光と、蛍光波長帯域に属する光とに分離される。

40

【0168】

可視光波長帯域に属する光は、ダイクロイック膜103によって反射されて、第1プリズム106内を導光される。第1プリズム106を透過した可視光線は、可視光画像撮像用撮像素子111へ導光される。この際、第1プリズム106と可視光画像撮像用撮像素子111との間に赤外カットフィルタ113を設けてもよい。

可視光画像撮像用撮像素子111に可視光波長帯域に属する光が結像することで、可視光画像が生成される。

【0169】

一方、ダイクロイック膜103を透過した蛍光波長帯域に属する光は、第2プリズム1

50

07に入射して第2プリズム107の内部を直進し、第2プリズム107の外部に透過する。第2プリズム107を透過した蛍光波長帯域に属する光はバンドパスフィルタ115に入射する。

バンドパスフィルタ115は、蛍光波長帯域以外の光を反射して、蛍光波長帯域の光のみを透過させる。バンドパスフィルタ115を透過した蛍光波長帯域の光が蛍光画像撮像用撮像素子117に結像することで、蛍光画像が生成される。

【0170】

また、更に他の実施形態として、医療用光源装置の一部を構成する狭帯域光源部として、図10～図13それぞれに示す構成のものとすることもできる。以下、図10を用いて第4の実施形態について、図11を用いて第5の実施形態について、図12を用いて第6

10

【0171】

図10～図13の各図は医療用光源装置の一部を構成する狭帯域光源部の他の構成例を示す模式図である。各図において、上述の実施形態と同様の構成については同様の符号を付し、説明を省略する場合がある。ここでは、特徴的な構成について主に説明する。

【0172】

レーザ光源と反射ミラーとの間に配置されるコリメートレンズは、レーザ光の種類ごとに波長と放射角が異なるため、種類が異なるレーザ光源毎に適したコリメートレンズを設計することができる。これに対し、以下の第4～第6の実施形態に示すように、異なる種類のレーザ光で同じ種類のコリメートレンズを用いるように構成することもできる。

20

【0173】

(第4の実施形態)

図10に示す狭帯域光源部505Aのように、各レーザ光源と、当該レーザ光源に対応する反射ミラーとの間に位置するコリメートレンズとして、狭帯域光源部505A全体で2種類のコリメートレンズ571、572を用いる構成としてもよい。

【0174】

本実施形態では、R光源51R及び52RやIR光源571Rといった相対的に放射角の広いレーザ光を出射するレーザ光源に対応して第1のコリメートレンズ571が配置される。

一方、V光源58V、B光源56B、G光源53G、54G及び55Gといった相対的に放射角の狭いレーザ光を出射するレーザ光源に対応して第2のコリメートレンズ572が配置される。

30

【0175】

第1のコリメートレンズ571及び第2のコリメートレンズ572は、白色光(合波光)を構成する赤色光、青色光、緑色光のそれぞれが、レーザ光源から出射され、対応するコリメートレンズを通り、反射ミラーに入射するときの光の光束断面形状がほぼ同じ大きさとなるように、レンズ設計される。

更に、本実施形態では、放射角が広く、長波長の赤色光、赤外光がそれぞれ入射するコリメートレンズとして共通のレンズが用いられるように、第1のコリメートレンズ571がレンズ設計される。そして、放射角が狭く、短波長の紫色光、緑色光、青色光がそれぞれ入射するコリメートレンズとして共通のレンズが用いられるように、第2のコリメートレンズ572がレンズ設計される。

40

【0176】

ここで、レーザ光源から出射される光の光束断面形状は楕円形であり、反射ミラーに入射する光の光束の断面形状は楕円である。

上述の反射ミラーに入射するときの光の光束断面形状がほぼ同じとは、全ての色の楕円形状の光束断面の径、例えば短径の値が、全ての色における楕円形状の光束断面の短径の平均値の±50%の範囲内にあることを指す。

【0177】

このように、合波光(白色光)を構成する、各レーザ光源から出射される光は、コリメ

50

ートレンズによって、反射ミラーに入射するときの光の光束断面形状がほぼ同じとなるように設定される。

【0178】

これにより、例えば放射角が広い赤色光が反射ミラーに入射するときの光の光束断面形状の大きさが、放射角が狭い青色光が反射ミラーに入射するときの光の光束断面形状とほぼ同じ大きさとなるように、第1のコリメートレンズ571を設計することで、赤色光が入射する反射ミラーの大きさを小型化することができる。そして、各レーザ光源に対応する反射ミラーの大きさを同じものとして行うことができる。

【0179】

以上のように、反射ミラーに入射するときの光の光束断面形状が各色でほぼ同じとなるようにコリメートレンズが設計されることにより、反射ミラーを小型化することができる。したがって、反射ミラーの配置位置の自由度が向上し、更に、医療用光源装置を小型化することができる。

【0180】

ここで、レーザ光源は、レーザ光の種類ごとに波長と放射角が異なるため、種類が異なるレーザ光源毎に適したコリメートレンズを設計することができるが、全てのレーザ光源毎にコリメートレンズを用意するとコストがかかってしまう。

【0181】

これに対し、本実施形態では、放射角の広い赤色及び赤外光が入射するコリメートレンズを共通化し、放射角の狭い緑色、青色、紫色が入射するコリメートレンズを共通化して、2種類のコリメートレンズを用いて狭帯域光源部を構成している。

【0182】

本実施形態では、2種類のコリメートレンズからレーザ光毎に適したコリメートレンズが選択されるので、軸上色収差による結像位置の差が抑制され、ロッドインテグレート61への合波効率を高めることができるとともに、部品を共通化によりコストを削減できる。

【0183】

尚、本実施形態では、2種類のコリメートレンズを用いて狭帯域光源部を構成する例をあげた。これに対し、光源毎にコリメートレンズが異なる場合であっても、放射角の狭い光に合わせて反射ミラーの大きさが決定され、反射ミラーに入射するときの光の光束断面形状が各色でほぼ同じとなるようにコリメートレンズが設計されることにより、反射ミラーを小型化することができる。したがって、反射ミラーの配置位置の自由度が向上し、更に、医療用光源装置を小型化することができる。

【0184】

(第5の実施形態)

以下、第5の実施形態について図11を用いて説明するが、上述の実施形態と同様の構成については同様の符号を付し、説明を省略する場合がある。

【0185】

上述の実施形態では、R光源を2つ設ける場合を例にあげたが、図11に示す狭帯域光源部605Aのように、R光源を1つとしてもよい。本実施形態では、R光源の数を減らすことにより、コストを削減することができる。

【0186】

本実施形態では、狭帯域光源部605Aは、光源として、1つのR光源652Rと、3つのG光源651G、653G、655Gと、1つのB光源656Bと、1つのV光源654Vと、1つのIR光源657IRを有する。また、第4の実施形態と同様に、2種類の第1のコリメートレンズ571及び第2のコリメートレンズ572を有する。

【0187】

ここで、赤色光、青色光及び緑色光の合波光である白色光の色むらを抑制するために、集光レンズ59に入射されるときに、赤色光、青色光、緑色光それぞれが少なくとも1つずつ、最も外側の光路(図11に示す例においては、第1の光路91、第3の光路93)

10

20

30

40

50

を通ることが好ましい。

しかしながら、波長の異なるレーザ光全てが最も外側の光路を通るようにすることが設計上困難な場合、複数の波長が異なるレーザ光のうち相対的に放射角の狭いレーザ光が最も外側の光路を通るようにし、放射角の広いレーザ光が中央寄りに位置するように配置することが好ましい。

これにより色むらの発生を最小限に抑えることができる。

【0188】

例えば本実施形態では、放射角の狭いレーザ光である紫色光、青色光が外側（第1の光路91、第3の光路93）を通り、放射角の広いレーザ光である赤色光が中央の光路（第2の光路92）を通るように設定される。

10

【0189】

放射角の広い光は、放射角の狭い光よりも色むらに対するリスクが少ない。

本実施形態のように、複数の光（本実施形態では赤色光、青色光、緑色光）を用いて合波光（本実施形態では白色光）を生成する場合、レーザ光源の配置の制限が生じ、全ての光が外側の光路を通るように配置できないときは、放射角の狭い光が光路の外側を通り、放射角の広い光が光路の中央寄りを通るように、レーザ光源を配置することが望ましい。これにより、色むらの発生が最小限に抑えられた合波光を生成することができる。

【0190】

（第6の実施形態）

図10及び図11に示す例では、2種類のコリメートレンズを用いる例をあげた。これに対し、図12に示すように、1種類のコリメートレンズを用い、レーザ光源毎により使用するコリメートレンズの数を変える構成としてもよい。これにより、同じ種類のコリメートレンズを共通して用いることができるので、コストを削減することができる。

20

【0191】

図12に示す狭帯域光源部705Aでは、各レーザ光源と反射ミラーとの間に配置するコリメートレンズ573の数を、R光源51R及び52RやI R光源57IRといった相対的に波長が長い長波長を出射するレーザ光源に対しては1枚とする。

一方、V光源58V、B光源56B、G光源53G、54G及び55Gといった相対的に波長が短い短波長の光を出射するレーザ光源に対しては2枚とする。2枚のコリメートレンズ573を配置したものを合成レンズ574と称する。

30

【0192】

ここで、合成レンズ574の合成焦点距離について、図13を用いて説明する。図13では、2枚の同じ形状、同じ種類のコリメートレンズ573を、それぞれ第1のコリメートレンズ573A、第2のコリメートレンズ573Bと称する。

【0193】

図13に示すように、2枚のコリメートレンズ573Aと573Bを重ね合わせた合成レンズ574において、第1のコリメートレンズ573Aと第2のコリメートレンズ573Bとの距離の近似値を0としたとき、合成焦点距離fは次のように表される。

【数1】

40

$$f = \frac{1}{f_1} + \frac{1}{f_2}$$

式中、f₁は第1のコリメートレンズ573Aの焦点距離、f₂は第2のコリメートレンズ573bの焦点距離を示す。

【0194】

合成焦点距離fは、合成レンズ574全体の光学系への入射光38が当該光学系で一度

50

だけ屈折して出射光になると考えたときの光の屈折位置の光軸上の点である主点と、焦点との距離である。

【0195】

$f_1 = f_2 = 10$ (mm)としたとき、上式より、合成焦点距離 f は 5 mm と求められる。すなわち、2枚のコリメートレンズを重ねることにより、焦点距離を1枚の場合の半分にすることができる。

このように、重ね合わせるコリメートレンズの数により焦点距離を変えることができ、重ねるコリメートレンズの数が多いほど焦点距離を短くすることができる。

【0196】

放射角の広い赤色光、赤外光は、長めの焦点距離となるようにコリメートレンズを配置することにより、コリメートレンズを出射する光の光束を細くすることができる。

10

【0197】

本実施形態では、放射角が広い光に対応するコリメートレンズ(図12においては赤色光源 51R、52Rに対応して配置されるコリメートレンズ 573)を、共通に用いられるコリメートレンズ 573として用いる。そして、他の光に対応して配置されるコリメートレンズについては、共通のコリメートレンズ 573の枚数を2枚とし、焦点距離を調整することができる。

【0198】

このように、本実施形態では、部品(コリメートレンズ)を各レーザ光源で共通化することができ、レーザ光源毎に異なるコリメートレンズを用意するよりもコストを削減できる。

20

【0199】

次に、具体的に、医療用光学装置をどの程度小型化することが可能となるかについて図14を用いて説明する。

図14(A)は本技術に係る医療用光源装置の狭帯域光源部におけるレーザ光源の配置を説明する図であり、同一のダイクロイックミラーに入射する光を出射する2つのレーザ光源は互いに対向配置される。対向配置される2つのレーザ光源それぞれが出射するレーザ光は出射方向が相対する。

図14(B)は比較例に係る医療用光源装置の狭帯域光源部におけるレーザ光源の配置例を示す。

30

【0200】

図14(A)及び(B)においては、便宜的に、レーザ光源には符号50を付し、コリメートレンズには符号79を付し、反射ミラーには符号31を付し、ダイクロイックミラーには符号32を付している。集光レンズには、図14(A)では符号59を付し、図14(B)においては符号159を付している。また、第1～第3の光路91～93は、集光レンズ59または159に入射する光の光路を示す。

【0201】

現在、医療用照明の用途では、高出力クラスのレーザダイオードが必要となり、例えばパッケージ形状がφ9mmCANのレーザダイオードが用いられる。レーザ光源やコリメートレンズ、ダイクロイックミラー、反射ミラー、集光レンズといった光学部材は、レーザ光源の熱のクロストーク、レーザ光のケラレが考慮されて配置され、これらの配置位置によって集光レンズの大きさが決定される。

40

【0202】

図14(B)に示す配置例では、レーザ光源50の熱のクロストーク、レーザ光のケラレが考慮されて、例えば隣り合うレーザ光源間の距離D3が20mmの間隔でレーザ光源50が配置される。

【0203】

図14(B)に示す例では、ダイクロイックミラー32を通過し、屈折することなくそのまま集光レンズ159に入射する光を出射するレーザ光源50の配置間隔が、そのまま第1～第3の光路91～93の光路間距離D2に反映される。これにより、光路間距離D

50

2の距離は例えば20mmに設定され、集光レンズ159として直径50mmのレンズが用いられる。

【0204】

このような医療用光源装置は、例えば縦7cm、横7cm、高さ7cm、体積が343cm³の大きさのものとなる。

【0205】

これに対し、図14(A)に示す配置例では、共通のダイクロイックミラー32に入射する光を出射する2つのレーザ光源50は対向配置される。そして、いずれのレーザ光源50から出射されるレーザ光においても、反射ミラー31又はダイクロイックミラー32で反射し、レーザ光はレーザ光源50からの出射方向と異なる方向に光路を変えて集光レンズ59に入射する。

10

【0206】

このため、図14(A)に示す例では、レーザ光源50の配置間隔が第1～第3の光路91～93の光路間距離D1の決定に影響を及ぼさない。光路間距離D1は例えば5mmに設定され、集光レンズ59として直径20mmのレンズが用いられる。

【0207】

例えば、第4の実施形態で説明したように、反射ミラーに入射するときの光の光束断面形状が各色でほぼ同じとなるようにコリメートレンズ79が設計されることにより、反射ミラーを小型化することができるので、反射ミラーの配置間隔を短くすることができる。

これにより、図14(A)に示すように、反射ミラーの小型化により、光路間距離D1を例えば5mmというように短くすることが可能となり、医療用光源装置を小型化することができる。

20

【0208】

このような配置がされてなる医療用光源装置は、例えば縦6cm、横6cm、高さ6cm、体積が144cm³の大きさのものとなる。

【0209】

以上のように、図14(A)に示す本技術の医療用光源装置は、図14(B)に示す比較例の医療用光源装置と比較して、体積比で1/2以上の小型化が可能となる。

【0210】

本開示に係る医療用光源装置は内視鏡システム、顕微鏡システムに応用することができる。以下、図15～図18を用いて内視鏡手術システムについて、図19及び図20を用いて顕微鏡手術システムについて説明する。

30

【0211】

[内視鏡手術システム]

以下、図15～図18を用いて、本開示に係る技術が適用され得る内視鏡手術システムについて説明する。

図17において符号5157が付されている光源装置が、本開示に係る医療用光源装置に相当する。内視鏡手術システムでは、医療用光源装置に接続し、医療用光源装置からの出力光を導光し、観察対象部位に照射する内視鏡が設けられている。

【0212】

図15は、本開示に係る技術が適用され得る手術室システム5100の全体構成を概略的に示す図である。図15を参照すると、手術室システム5100は、手術室内に設置される装置群が視聴覚コントローラ(AV Controller)5107及び手術室制御装置5109を介して互いに連携可能に接続されることにより構成される。

40

【0213】

手術室には、様々な装置が設置され得る。図15では、一例として、内視鏡下手術のための各種の装置群5101と、手術室の天井に設けられ術者の手元を撮像するシーリングカメラ5187と、手術室の天井に設けられ手術室全体の様子を撮像する術場カメラ5189と、複数の表示装置5103A～5103Dと、レコーダ5105と、患者ベッド5183と、照明5191と、を図示している。

50

【0214】

ここで、これらの装置のうち、装置群5101は、後述する内視鏡手術システム5113に属するものであり、内視鏡や当該内視鏡によって撮像された画像を表示する表示装置等からなる。内視鏡手術システム5113に属する各装置は医療用機器とも呼称される。一方、表示装置5103A～5103D、レコーダ5105、患者ベッド5183及び照明5191は、内視鏡手術システム5113とは別個に、例えば手術室に備え付けられている装置である。これらの内視鏡手術システム5113に属さない各装置は非医療用機器とも呼称される。視聴覚コントローラ5107及び/又は手術室制御装置5109は、これら医療機器及び非医療機器の動作を互いに連携して制御する。

【0215】

視聴覚コントローラ5107は、医療機器及び非医療機器における画像表示に関する処理を、統括的に制御する。具体的には、手術室システム5100が備える装置のうち、装置群5101、シーリングカメラ5187及び術場カメラ5189は、手術中に表示すべき情報（以下、表示情報ともいう）を発信する機能を有する装置（以下、発信元の装置とも呼称する）であり得る。また、表示装置5103A～5103Dは、表示情報が出力される装置（以下、出力先の装置とも呼称する）であり得る。また、レコーダ5105は、発信元の装置及び出力先の装置の双方に該当する装置であり得る。視聴覚コントローラ5107は、発信元の装置及び出力先の装置の動作を制御し、発信元の装置から表示情報を取得するとともに、当該表示情報を出力先の装置に送信し、表示又は記録させる機能を有する。なお、表示情報とは、手術中に撮像された各種の画像や、手術に関する各種の情報（例えば、患者の身体情報や、過去の検査結果、術式についての情報等）等である。

【0216】

具体的には、視聴覚コントローラ5107には、装置群5101から、表示情報として、内視鏡によって撮像された患者の体腔内の術部の画像についての情報が送信され得る。また、シーリングカメラ5187から、表示情報として、当該シーリングカメラ5187によって撮像された術者の手元の画像についての情報が送信され得る。また、術場カメラ5189から、表示情報として、当該術場カメラ5189によって撮像された手術室全体の様子を示す画像についての情報が送信され得る。なお、手術室システム5100に撮像機能を有する他の装置が存在する場合には、視聴覚コントローラ5107は、表示情報として、当該他の装置からも当該他の装置によって撮像された画像についての情報を取得してもよい。

【0217】

あるいは、例えば、レコーダ5105には、過去に撮像されたこれらの画像についての情報が視聴覚コントローラ5107によって記録されている。視聴覚コントローラ5107は、表示情報として、レコーダ5105から当該過去に撮像された画像についての情報を取得することができる。なお、レコーダ5105には、手術に関する各種の情報も事前に記録されていてもよい。

【0218】

視聴覚コントローラ5107は、出力先の装置である表示装置5103A～5103Dの少なくともいずれかに、取得した表示情報（すなわち、手術中に撮影された画像や、手術に関する各種の情報）を表示させる。図示する例では、表示装置5103Aは手術室の天井から吊り下げられて設置される表示装置であり、表示装置5103Bは手術室の壁面に設置される表示装置であり、表示装置5103Cは手術室内の机の上に設置される表示装置であり、表示装置5103Dは表示機能を有するモバイル機器（例えば、タブレットPC（Personal Computer））である。

【0219】

また、図15では図示を省略しているが、手術室システム5100には、手術室の外部の装置が含まれてもよい。手術室の外部の装置は、例えば、病院内外に構築されたネットワークに接続されるサーバや、医療スタッフが用いるPC、病院の会議室に設置されるプロジェクタ等であり得る。このような外部装置が病院外にある場合には、視聴覚コントロ

10

20

30

40

50

ーラ 5 1 0 7 は、遠隔医療のために、テレビ会議システム等を介して、他の病院の表示装置に表示情報を表示させることもできる。

【0220】

手術室制御装置 5 1 0 9 は、非医療機器における画像表示に関する処理以外の処理を、統括的に制御する。例えば、手術室制御装置 5 1 0 9 は、患者ベッド 5 1 8 3、シーリングカメラ 5 1 8 7、術場カメラ 5 1 8 9 及び照明 5 1 9 1 の駆動を制御する。

【0221】

手術室システム 5 1 0 0 には、集中操作パネル 5 1 1 1 が設けられており、ユーザは、当該集中操作パネル 5 1 1 1 を介して、視聴覚コントローラ 5 1 0 7 に対して画像表示についての指示を与えたり、手術室制御装置 5 1 0 9 に対して非医療機器の動作についての指示を与えることができる。集中操作パネル 5 1 1 1 は、表示装置の表示面上にタッチパネルが設けられて構成される。

【0222】

図 1 6 は、集中操作パネル 5 1 1 1 における操作画面の表示例を示す図である。図 1 6 では、一例として、手術室システム 5 1 0 0 に、出力先の装置として、2つの表示装置が設けられている場合に対応する操作画面を示している。図 1 6 を参照すると、操作画面 5 1 9 3 には、発信元選択領域 5 1 9 5 と、プレビュー領域 5 1 9 7 と、コントロール領域 5 2 0 1 と、が設けられる。

【0223】

発信元選択領域 5 1 9 5 には、手術室システム 5 1 0 0 に備えられる発信元装置と、当該発信元装置が有する表示情報を表すサムネイル画面と、が紐付けられて表示される。ユーザは、表示装置に表示させたい表示情報を、発信元選択領域 5 1 9 5 に表示されているいずれかの発信元装置から選択することができる。

【0224】

プレビュー領域 5 1 9 7 には、出力先の装置である 2つの表示装置 (Monitor1、Monitor2) に表示される画面のプレビューが表示される。図示する例では、1つの表示装置において 4つの画像が PinP 表示されている。当該 4つの画像は、発信元選択領域 5 1 9 5 において選択された発信元装置から発信された表示情報に対応するものである。4つの画像のうち、1つはメイン画像として比較的大きく表示され、残りの 3つはサブ画像として比較的小さく表示される。ユーザは、4つの画像が表示された領域を適宜選択することにより、メイン画像とサブ画像を入れ替えることができる。また、4つの画像が表示される領域の下部には、ステータス表示領域 5 1 9 9 が設けられており、当該領域に手術に関するステータス (例えば、手術の経過時間や、患者の身体情報等) が適宜表示され得る。

【0225】

コントロール領域 5 2 0 1 には、発信元の装置に対して操作を行うための GUI (Graphical User Interface) 部品が表示される発信元操作領域 5 2 0 3 と、出力先の装置に対して操作を行うための GUI 部品が表示される出力先操作領域 5 2 0 5 と、が設けられる。図示する例では、発信元操作領域 5 2 0 3 には、撮像機能を有する発信元の装置におけるカメラに対して各種の操作 (パン、チルト及びズーム) を行うための GUI 部品が設けられている。ユーザは、これらの GUI 部品を適宜選択することにより、発信元の装置におけるカメラの動作を操作することができる。なお、図示は省略しているが、発信元選択領域 5 1 9 5 において選択されている発信元の装置がレコーダである場合 (すなわち、プレビュー領域 5 1 9 7 において、レコーダに過去に記録された画像が表示されている場合) には、発信元操作領域 5 2 0 3 には、当該画像の再生、再生停止、巻き戻し、早送り等の操作を行うための GUI 部品が設けられ得る。

【0226】

また、出力先操作領域 5 2 0 5 には、出力先の装置である表示装置における表示に対する各種の操作 (スワップ、フリップ、色調整、コントラスト調整、2D表示と3D表示の切り替え) を行うための GUI 部品が設けられている。ユーザは、これらの GUI 部品を適宜選択することにより、表示装置における表示を操作することができる。

【0227】

なお、集中操作パネル5111に表示される操作画面は図示する例に限定されず、ユーザは、集中操作パネル5111を介して、手術室システム5100に備えられる、視聴覚コントローラ5107及び手術室制御装置5109によって制御され得る各装置に対する操作入力が可能であってよい。

【0228】

図17は、以上説明した手術室システムが適用された手術の様子の一例を示す図である。シーリングカメラ5187及び術場カメラ5189は、手術室の天井に設けられ、患者ベッド5183上の患者5185の患部に対して処置を行う術者（医者）5181の手元及び手術室全体の様子を撮影可能である。シーリングカメラ5187及び術場カメラ5189には、倍率調整機能、焦点距離調整機能、撮影方向調整機能等が設けられ得る。照明5191は、手術室の天井に設けられ、少なくとも術者5181の手元を照射する。照明5191は、その照射光量、照射光の波長（色）及び光の照射方向等を適宜調整可能であってよい。

【0229】

内視鏡手術システム5113、患者ベッド5183、シーリングカメラ5187、術場カメラ5189及び照明5191は、図15に示すように、視聴覚コントローラ5107及び手術室制御装置5109（図17では図示せず）を介して互いに連携可能に接続されている。手術室内には、集中操作パネル5111が設けられており、上述したように、ユーザは、当該集中操作パネル5111を介して、手術室内に存在するこれらの装置を適宜操作することが可能である。

【0230】

以下、内視鏡手術システム5113の構成について詳細に説明する。図示するように、内視鏡手術システム5113は、内視鏡5115と、その他の術具5131と、内視鏡5115を支持する支持アーム装置5141と、内視鏡下手術のための各種の装置が搭載されたカート5151と、から構成される。

【0231】

内視鏡手術では、腹壁を切って開腹する代わりに、トロッカ5139a～5139dと呼ばれる筒状の開孔器具が腹壁に複数穿刺される。そして、トロッカ5139a～5139dから、内視鏡5115の鏡筒5117や、その他の術具5131が患者5185の体腔内に挿入される。図示する例では、その他の術具5131として、気腹チューブ5133、エネルギー処置具5135及び鉗子5137が、患者5185の体腔内に挿入されている。また、エネルギー処置具5135は、高周波電流や超音波振動により、組織の切開及び剥離、又は血管の封止等を行う処置具である。ただし、図示する術具5131はあくまで一例であり、術具5131としては、例えば攝子、レトラクタ等、一般的に内視鏡下手術において用いられる各種の術具が用いられてよい。

【0232】

内視鏡5115によって撮影された患者5185の体腔内の術部の画像が、表示装置5155に表示される。術者5181は、表示装置5155に表示された術部の画像をリアルタイムで見ながら、エネルギー処置具5135や鉗子5137を用いて、例えば患部を切除する等の処置を行う。なお、図示は省略しているが、気腹チューブ5133、エネルギー処置具5135及び鉗子5137は、手術中に、術者5181又は助手等によって支持される。

【0233】

（支持アーム装置）

支持アーム装置5141は、ベース部5143から延伸するアーム部5145を備える。図示する例では、アーム部5145は、関節部5147a、5147b、5147c、及びリンク5149a、5149bから構成されており、アーム制御装置5159からの制御により駆動される。アーム部5145によって内視鏡5115が支持され、その位置及び姿勢が制御される。これにより、内視鏡5115の安定的な位置の固定が実現され得

る。

【0234】

(内視鏡)

内視鏡5115は、先端から所定の長さの領域が患者5185の体腔内に挿入される鏡筒5117と、鏡筒5117の基端に接続されるカメラヘッド5119と、から構成される。図示する例では、硬性の鏡筒5117を有するいわゆる硬性鏡として構成される内視鏡5115を図示しているが、内視鏡5115は、軟性の鏡筒5117を有するいわゆる軟性鏡として構成されてもよい。

【0235】

鏡筒5117の先端には、対物レンズが嵌め込まれた開口部が設けられている。内視鏡5115には光源装置5157が接続されており、当該光源装置5157によって生成された光が、鏡筒5117の内部に延設されるライトガイドによって当該鏡筒の先端まで導光され、対物レンズを介して患者5185の体腔内の観察対象に向かって照射される。なお、内視鏡5115は、直視鏡であってもよいし、斜視鏡又は側視鏡であってもよい。

【0236】

カメラヘッド5119の内部には光学系及び撮像素子が設けられており、観察対象からの反射光(観察光)は当該光学系によって当該撮像素子に集光される。当該撮像素子によって観察光が光電変換され、観察光に対応する電気信号、すなわち観察像に対応する画像信号が生成される。当該画像信号は、RAWデータとしてカメラコントロールユニット(CCU: Camera Control Unit)5153に送信される。なお、カメラヘッド5119

10

20

【0237】

なお、例えば立体視(3D表示)等に対応するために、カメラヘッド5119には撮像素子が複数設けられてもよい。この場合、鏡筒5117の内部には、当該複数の撮像素子のそれぞれに観察光を導光するために、リレー光学系が複数系統設けられる。

【0238】

(カートに搭載される各種の装置)

CCU5153は、CPU(Central Processing Unit)やGPU(Graphics Processing Unit)等によって構成され、内視鏡5115及び表示装置5155の動作を統括的に制御する。具体的には、CCU5153は、カメラヘッド5119から受け取った画像信号に対して、例えば現像処理(デモザイク処理)等の、当該画像信号に基づく画像を表示するための各種の画像処理を施す。CCU5153は、当該画像処理を施した画像信号を表示装置5155に提供する。また、CCU5153には、図15に示す視聴覚コントローラ5107が接続される。CCU5153は、画像処理を施した画像信号を視聴覚コントローラ5107にも提供する。また、CCU5153は、カメラヘッド5119に対して制御信号を送信し、その駆動を制御する。当該制御信号には、倍率や焦点距離等、撮像条件に関する情報が含まれ得る。当該撮像条件に関する情報は、入力装置5161を介して入力されてもよいし、上述した集中操作パネル5111を介して入力されてもよい。

30

40

【0239】

表示装置5155は、CCU5153からの制御により、当該CCU5153によって画像処理が施された画像信号に基づく画像を表示する。内視鏡5115が例えば4K(水平画素数3840×垂直画素数2160)又は8K(水平画素数7680×垂直画素数4320)等の高解像度の撮影に対応したものである場合、及び/又は3D表示に対応したものである場合には、表示装置5155としては、それぞれに対応して、高解像度の表示が可能なもの、及び/又は3D表示可能なものが用いられ得る。4K又は8K等の高解像度の撮影に対応したものである場合、表示装置5155として55インチ以上のサイズのものを用いることで一層の没入感が得られる。また、用途に応じて、解像度、サイズが異なる複数の表示装置5155が設けられてもよい。

50

【0240】

光源装置 5 1 5 7 は、例えば L E D (light emitting diode) 等の光源から構成され、術部を撮影する際の照射光を内視鏡 5 1 1 5 に供給する。

【0241】

アーム制御装置 5 1 5 9 は、例えば C P U 等のプロセッサによって構成され、所定のプログラムに従って動作することにより、所定の制御方式に従って支持アーム装置 5 1 4 1 のアーム部 5 1 4 5 の駆動を制御する。

【0242】

入力装置 5 1 6 1 は、内視鏡手術システム 5 1 1 3 に対する入力インタフェースである。ユーザは、入力装置 5 1 6 1 を介して、内視鏡手術システム 5 1 1 3 に対して各種の情報 10の入力や指示入力を行うことができる。例えば、ユーザは、入力装置 5 1 6 1 を介して、患者の身体情報や、手術の術式についての情報等、手術に関する各種の情報を入力する。また、例えば、ユーザは、入力装置 5 1 6 1 を介して、アーム部 5 1 4 5 を駆動させる旨の指示や、内視鏡 5 1 1 5 による撮像条件（照射光の種類、倍率及び焦点距離等）を変更する旨の指示、エネルギー処置具 5 1 3 5 を駆動させる旨の指示等を入力する。

【0243】

入力装置 5 1 6 1 の種類は限定されず、入力装置 5 1 6 1 は各種の公知の入力装置であってよい。入力装置 5 1 6 1 としては、例えば、マウス、キーボード、タッチパネル、スイッチ、フットスイッチ 5 1 7 1 及び / 又はレバー等が適用され得る。入力装置 5 1 6 1 20としてタッチパネルが用いられる場合には、当該タッチパネルは表示装置 5 1 5 5 の表示面上に設けられてもよい。

【0244】

あるいは、入力装置 5 1 6 1 は、例えばメガネ型のウェアラブルデバイスや H M D (Head Mounted Display) 等の、ユーザによって装着されるデバイスであり、これらのデバイスによって検出されるユーザのジェスチャや視線に応じて各種の入力が行われる。また、入力装置 5 1 6 1 は、ユーザの動きを検出可能なカメラを含み、当該カメラによって撮像された映像から検出されるユーザのジェスチャや視線に応じて各種の入力が行われる。更に、入力装置 5 1 6 1 は、ユーザの声を收音可能なマイクロフォンを含み、当該マイクロフォンを介して音声によって各種の入力が行われる。このように、入力装置 5 1 6 1 が 30非接触で各種の情報を入力可能に構成されることにより、特に清潔域に属するユーザ（例えば術者 5 1 8 1）が、不潔域に属する機器を非接触で操作することが可能となる。また、ユーザは、所持している術具から手を離すことなく機器を操作することが可能となるため、ユーザの利便性が向上する。

【0245】

処置具制御装置 5 1 6 3 は、組織の焼灼、切開又は血管の封止等のためのエネルギー処置具 5 1 3 5 の駆動を制御する。気腹装置 5 1 6 5 は、内視鏡 5 1 1 5 による視野の確保及び術者の作業空間の確保の目的で、患者 5 1 8 5 の体腔を膨らめるために、気腹チューブ 5 1 3 3 を介して当該体腔内にガスを送り込む。レコーダ 5 1 6 7 は、手術に関する各種の情報を記録可能な装置である。プリンタ 5 1 6 9 は、手術に関する各種の情報を、テキ 40スト、画像又はグラフ等各種の形式で印刷可能な装置である。

【0246】

以下、内視鏡手術システム 5 1 1 3 において特に特徴的な構成について、更に詳細に説明する。

【0247】

（支持アーム装置）

支持アーム装置 5 1 4 1 は、基台であるベース部 5 1 4 3 と、ベース部 5 1 4 3 から延伸するアーム部 5 1 4 5 と、を備える。図示する例では、アーム部 5 1 4 5 は、複数の関節部 5 1 4 7 a、5 1 4 7 b、5 1 4 7 c と、関節部 5 1 4 7 b によって連結される複数のリンク 5 1 4 9 a、5 1 4 9 b と、から構成されているが、図 1 7 では、簡単のため、アーム部 5 1 4 5 の構成を簡略化して図示している。実際には、アーム部 5 1 4 5 が所望 50

の自由度を有するように、関節部 5 1 4 7 a ~ 5 1 4 7 c 及びリンク 5 1 4 9 a、5 1 4 9 b の形状、数及び配置、並びに関節部 5 1 4 7 a ~ 5 1 4 7 c の回転軸の方向等が適宜設定され得る。例えば、アーム部 5 1 4 5 は、好適に、6 自由度以上の自由度を有するように構成され得る。これにより、アーム部 5 1 4 5 の可動範囲内において内視鏡 5 1 1 5 を自由に移動させることが可能になるため、所望の方向から内視鏡 5 1 1 5 の鏡筒 5 1 1 7 を患者 5 1 8 5 の体腔内に挿入することが可能になる。

【0248】

関節部 5 1 4 7 a ~ 5 1 4 7 c にはアクチュエータが設けられており、関節部 5 1 4 7 a ~ 5 1 4 7 c は当該アクチュエータの駆動により所定の回転軸まわりに回転可能に構成されている。当該アクチュエータの駆動がアーム制御装置 5 1 5 9 によって制御されることにより、各関節部 5 1 4 7 a ~ 5 1 4 7 c の回転角度が制御され、アーム部 5 1 4 5 の駆動が制御される。これにより、内視鏡 5 1 1 5 の位置及び姿勢の制御が実現され得る。この際、アーム制御装置 5 1 5 9 は、力制御又は位置制御等、各種の公知の制御方式によってアーム部 5 1 4 5 の駆動を制御することができる。

10

【0249】

例えば、術者 5 1 8 1 が、入力装置 5 1 6 1 (フットスイッチ 5 1 7 1 を含む) を介して適宜操作入力を行うことにより、当該操作入力に応じてアーム制御装置 5 1 5 9 によってアーム部 5 1 4 5 の駆動が適宜制御され、内視鏡 5 1 1 5 の位置及び姿勢が制御されてよい。当該制御により、アーム部 5 1 4 5 の先端の内視鏡 5 1 1 5 を任意の位置から任意の位置まで移動させた後、その移動後の位置で固定的に支持することができる。なお、アーム部 5 1 4 5 は、いわゆるマスタースレイブ方式で操作されてもよい。この場合、アーム部 5 1 4 5 は、手術室から離れた場所に設置される入力装置 5 1 6 1 を介してユーザによって遠隔操作され得る。

20

【0250】

また、力制御が適用される場合には、アーム制御装置 5 1 5 9 は、ユーザからの外力を受け、その外力にならってスムーズにアーム部 5 1 4 5 が移動するように、各関節部 5 1 4 7 a ~ 5 1 4 7 c のアクチュエータを駆動させる、いわゆるパワーアシスト制御を行ってもよい。これにより、ユーザが直接アーム部 5 1 4 5 に触れながらアーム部 5 1 4 5 を移動させる際に、比較的軽い力で当該アーム部 5 1 4 5 を移動させることができる。従って、より直感的に、より簡易な操作で内視鏡 5 1 1 5 を移動させることが可能となり、ユーザの利便性を向上させることができる。

30

【0251】

ここで、一般的に、内視鏡下手術では、スコピストと呼ばれる医師によって内視鏡 5 1 1 5 が支持されていた。これに対して、支持アーム装置 5 1 4 1 を用いることにより、人手によらずに内視鏡 5 1 1 5 の位置をより確実に固定することが可能になるため、術部の画像を安定的に得ることができ、手術を円滑に行うことが可能になる。

【0252】

なお、アーム制御装置 5 1 5 9 は必ずしもカート 5 1 5 1 に設けられなくてもよい。また、アーム制御装置 5 1 5 9 は必ずしも 1 つの装置でなくてもよい。例えば、アーム制御装置 5 1 5 9 は、支持アーム装置 5 1 4 1 のアーム部 5 1 4 5 の各関節部 5 1 4 7 a ~ 5 1 4 7 c にそれぞれ設けられてもよく、複数のアーム制御装置 5 1 5 9 が互いに協働することにより、アーム部 5 1 4 5 の駆動制御が実現されてもよい。

40

【0253】

(光源装置)

光源装置 5 1 5 7 は、内視鏡 5 1 1 5 に術部を撮影する際の照射光を供給する。光源装置 5 1 5 7 は、例えば LED、レーザ光源又はこれらの組み合わせによって構成される白色光源から構成される。このとき、RGB レーザ光源の組み合わせにより白色光源が構成される場合には、各色 (各波長) の出力強度及び出力タイミングを高精度に制御することができるため、光源装置 5 1 5 7 において撮像画像のホワイトバランスの調整を行うことができる。また、この場合には、RGB レーザ光源それぞれからのレーザ光を時分割で観

50

察対象に照射し、その照射タイミングに同期してカメラヘッド5119の撮像素子の駆動を制御することにより、RGBそれぞれに対応した画像を時分割で撮像することも可能である。当該方法によれば、当該撮像素子にカラーフィルタを設けなくても、カラー画像を得ることができる。

【0254】

また、光源装置5157は、出力する光の強度を所定の時間ごとに変更するようにその駆動が制御されてもよい。その光の強度の変更のタイミングに同期してカメラヘッド5119の撮像素子の駆動を制御して時分割で画像を取得し、その画像を合成することにより、いわゆる黒つぶれ及び白とびのない高ダイナミックレンジの画像を生成することができる。

10

【0255】

また、光源装置5157は、特殊光観察に対応した所定の波長帯域の光を供給可能に構成されてもよい。特殊光観察では、例えば、体組織における光の吸収の波長依存性を利用して、通常の観察時における照射光（すなわち、白色光）に比べて狭帯域の光を照射することにより、粘膜表層の血管等の所定の組織を高コントラストで撮影する、いわゆる狭帯域光観察（Narrow Band Imaging）が行われる。あるいは、特殊光観察では、励起光を照射することにより発生する蛍光により画像を得る蛍光観察が行われてもよい。蛍光観察では、体組織に励起光を照射し当該体組織からの蛍光を観察するもの（自家蛍光観察）、又はインドシアニンググリーン（ICG）等の試薬を体組織に局注するとともに当該体組織にその試薬の蛍光波長に対応した励起光を照射し蛍光像を得るもの等が行われ得る。光源装置5157は、このような特殊光観察に対応した狭帯域光及び／又は励起光を供給可能に構成され得る。

20

【0256】

（カメラヘッド及びCCU）

図17を参照して、内視鏡5115のカメラヘッド5119及びCCU5153の機能についてより詳細に説明する。図17は、図16に示すカメラヘッド5119及びCCU5153の機能構成の一例を示すブロック図である。

【0257】

図17を参照すると、カメラヘッド5119は、その機能として、レンズユニット5121と、撮像部5123と、駆動部5125と、通信部5127と、カメラヘッド制御部5129と、を有する。また、CCU5153は、その機能として、通信部5173と、画像処理部5175と、制御部5177と、を有する。カメラヘッド5119とCCU5153とは、伝送ケーブル5179によって双方向に通信可能に接続されている。

30

【0258】

まず、カメラヘッド5119の機能構成について説明する。レンズユニット5121は、鏡筒5117との接続部に設けられる光学系である。鏡筒5117の先端から取り込まれた観察光は、カメラヘッド5119まで導光され、当該レンズユニット5121に入射する。レンズユニット5121は、ズームレンズ及びフォーカスレンズを含む複数のレンズが組み合わされて構成される。レンズユニット5121は、撮像部5123の撮像素子の受光面上に観察光を集光するように、その光学特性が調整されている。また、ズームレンズ及びフォーカスレンズは、撮像画像の倍率及び焦点の調整のため、その光軸上の位置が移動可能に構成される。

40

【0259】

撮像部5123は撮像素子によって構成され、レンズユニット5121の後段に配置される。レンズユニット5121を通過した観察光は、当該撮像素子の受光面に集光され、光電変換によって、観察像に対応した画像信号が生成される。撮像部5123によって生成された画像信号は、通信部5127に提供される。

【0260】

撮像部5123を構成する撮像素子としては、例えばCMOS（Complementary Metal Oxide Semiconductor）タイプのイメージセンサであり、Bayer配列を有するカラ

50

ー撮影可能なものが用いられる。なお、当該撮像素子としては、例えば4K以上の高解像度の画像の撮影に対応可能なものが用いられてもよい。術部の画像が高解像度で得られることにより、術者5181は、当該術部の様子をより詳細に把握することができ、手術をより円滑に進行することが可能となる。

【0261】

また、撮像部5123を構成する撮像素子は、3D表示に対応する右目用及び左目用の画像信号をそれぞれ取得するための1対の撮像素子を有するように構成される。3D表示が行われることにより、術者5181は術部における生体組織の奥行きをより正確に把握することが可能になる。なお、撮像部5123が多板式で構成される場合には、各撮像素子に対応して、レンズユニット5121も複数系統設けられる。

10

【0262】

また、撮像部5123は、必ずしもカメラヘッド5119に設けられなくてもよい。例えば、撮像部5123は、鏡筒5117の内部に、対物レンズの直後に設けられてもよい。

【0263】

駆動部5125は、アクチュエータによって構成され、カメラヘッド制御部5129からの制御により、レンズユニット5121のズームレンズ及びフォーカスレンズを光軸に沿って所定の距離だけ移動させる。これにより、撮像部5123による撮像画像の倍率及び焦点が適宜調整され得る。

【0264】

20

通信部5127は、CCU5153との間で各種の情報を送受信するための通信装置によって構成される。通信部5127は、撮像部5123から得た画像信号をRAWデータとして伝送ケーブル5179を介してCCU5153に送信する。この際、術部の撮像画像を低レイテンシで表示するために、当該画像信号は光通信によって送信されることが好ましい。手術の際には、術者5181が撮像画像によって患部の状態を観察しながら手術を行うため、より安全で確実な手術のためには、術部の動画像が可能な限りリアルタイムに表示されることが求められるからである。光通信が行われる場合には、通信部5127には、電気信号を光信号に変換する光電変換モジュールが設けられる。画像信号は当該光電変換モジュールによって光信号に変換された後、伝送ケーブル5179を介してCCU5153に送信される。

30

【0265】

また、通信部5127は、CCU5153から、カメラヘッド5119の駆動を制御するための制御信号を受信する。当該制御信号には、例えば、撮像画像のフレームレートを指定する旨の情報、撮像時の露出値を指定する旨の情報、並びに/又は撮像画像の倍率及び焦点を指定する旨の情報等、撮像条件に関する情報が含まれる。通信部5127は、受信した制御信号をカメラヘッド制御部5129に提供する。なお、CCU5153からの制御信号も、光通信によって伝送されてもよい。この場合、通信部5127には、光信号を電気信号に変換する光電変換モジュールが設けられ、制御信号は当該光電変換モジュールによって電気信号に変換された後、カメラヘッド制御部5129に提供される。

【0266】

40

なお、上記のフレームレートや露出値、倍率、焦点等の撮像条件は、取得された画像信号に基づいてCCU5153の制御部5177によって自動的に設定される。つまり、いわゆるAE(Auto Exposure)機能、AF(Auto Focus)機能及びAWB(Auto White Balance)機能が内視鏡5115に搭載される。

【0267】

カメラヘッド制御部5129は、通信部5127を介して受信したCCU5153からの制御信号に基づいて、カメラヘッド5119の駆動を制御する。例えば、カメラヘッド制御部5129は、撮像画像のフレームレートを指定する旨の情報及び/又は撮像時の露光を指定する旨の情報に基づいて、撮像部5123の撮像素子の駆動を制御する。また、例えば、カメラヘッド制御部5129は、撮像画像の倍率及び焦点を指定する旨の情報に

50

基づいて、駆動部 5 1 2 5 を介してレンズユニット 5 1 2 1 のズームレンズ及びフォーカスレンズを適宜移動させる。カメラヘッド制御部 5 1 2 9 は、更に、鏡筒 5 1 1 7 やカメラヘッド 5 1 1 9 を識別するための情報を記憶する機能を備えてもよい。

【0268】

なお、レンズユニット 5 1 2 1 や撮像部 5 1 2 3 等の構成を、気密性及び防水性が高い密閉構造内に配置することで、カメラヘッド 5 1 1 9 について、オートクレーブ滅菌処理に対する耐性を持たせることができる。

【0269】

次に、CCU 5 1 5 3 の機能構成について説明する。通信部 5 1 7 3 は、カメラヘッド 5 1 1 9 との間で各種の情報を送受信するための通信装置によって構成される。通信部 5 1 7 3 は、カメラヘッド 5 1 1 9 から、伝送ケーブル 5 1 7 9 を介して送信される画像信号を受信する。この際、上記のように、当該画像信号は好適に光通信によって送信され得る。この場合、光通信に対応して、通信部 5 1 7 3 には、光信号を電気信号に変換する光電変換モジュールが設けられる。通信部 5 1 7 3 は、電気信号に変換した画像信号を画像処理部 5 1 7 5 に提供する。

10

【0270】

また、通信部 5 1 7 3 は、カメラヘッド 5 1 1 9 に対して、カメラヘッド 5 1 1 9 の駆動を制御するための制御信号を送信する。当該制御信号も光通信によって送信されてよい。

【0271】

画像処理部 5 1 7 5 は、カメラヘッド 5 1 1 9 から送信されたRAWデータである画像信号に対して各種の画像処理を施す。当該画像処理としては、例えば現像処理、高画質化処理（帯域強調処理、超解像処理、NR（Noise reduction）処理及び／又は手ブレ補正処理等）、並びに／又は拡大処理（電子ズーム処理）等、各種の公知の信号処理が含まれる。また、画像処理部 5 1 7 5 は、AE、AF及びAWBを行うための、画像信号に対する検波処理を行う。

20

【0272】

画像処理部 5 1 7 5 は、CPUやGPU等のプロセッサによって構成され、当該プロセッサが所定のプログラムに従って動作することにより、上述した画像処理や検波処理が行われ得る。なお、画像処理部 5 1 7 5 が複数のGPUによって構成される場合には、画像処理部 5 1 7 5 は、画像信号に係る情報を適宜分割し、これら複数のGPUによって並列的に画像処理を行う。

30

【0273】

制御部 5 1 7 7 は、内視鏡 5 1 1 5 による術部の撮像、及びその撮像画像の表示に関する各種の制御を行う。例えば、制御部 5 1 7 7 は、カメラヘッド 5 1 1 9 の駆動を制御するための制御信号を生成する。この際、撮像条件がユーザによって入力されている場合には、制御部 5 1 7 7 は、当該ユーザによる入力に基づいて制御信号を生成する。あるいは、内視鏡 5 1 1 5 にAE機能、AF機能及びAWB機能が搭載されている場合には、制御部 5 1 7 7 は、画像処理部 5 1 7 5 による検波処理の結果に応じて、最適な露出値、焦点距離及びホワイトバランスを適宜算出し、制御信号を生成する。

40

【0274】

また、制御部 5 1 7 7 は、画像処理部 5 1 7 5 によって画像処理が施された画像信号に基づいて、術部の画像を表示装置 5 1 5 5 に表示させる。この際、制御部 5 1 7 7 は、各種の画像認識技術を用いて術部画像内における各種の物体を認識する。例えば、制御部 5 1 7 7 は、術部画像に含まれる物体のエッジの形状や色等を検出することにより、鉗子等の術具、特定の生体部位、出血、エネルギー処置具 5 1 3 5 使用時のミスト等を認識することができる。制御部 5 1 7 7 は、表示装置 5 1 5 5 に術部の画像を表示させる際に、その認識結果を用いて、各種の手術支援情報を当該術部の画像に重畳表示させる。手術支援情報が重畳表示され、術者 5 1 8 1 に提示されることにより、より安全かつ確実に手術を進めることが可能になる。

50

【 0 2 7 5 】

カメラヘッド 5 1 1 9 及び C C U 5 1 5 3 を接続する伝送ケーブル 5 1 7 9 は、電気信号の通信に対応した電気信号ケーブル、光通信に対応した光ファイバ、又はこれらの複合ケーブルである。

【 0 2 7 6 】

ここで、図示する例では、伝送ケーブル 5 1 7 9 を用いて有線で通信が行われていたが、カメラヘッド 5 1 1 9 と C C U 5 1 5 3 との間の通信は無線で行われてもよい。両者の間の通信が無線で行われる場合には、伝送ケーブル 5 1 7 9 を手術室内に敷設する必要がなくなるため、手術室内における医療スタッフの移動が当該伝送ケーブル 5 1 7 9 によって妨げられる事態が解消され得る。

10

【 0 2 7 7 】

以上、本開示に係る技術が適用され得る手術室システム 5 1 0 0 の一例について説明した。なお、ここでは、一例として手術室システム 5 1 0 0 が適用される医療用システムが内視鏡手術システム 5 1 1 3 である場合について説明したが、手術室システム 5 1 0 0 の構成はかかる例に限定されない。例えば、手術室システム 5 1 0 0 は、内視鏡手術システム 5 1 1 3 に代えて、検査用軟性内視鏡システムや顕微鏡手術システムに適用されてもよい。

【 0 2 7 8 】

上述のように、医療用光源装置が内視鏡に接続される例として挙げた内視鏡手術システムでは、医療用光源装置（図 1 7 における光源装置 5 1 5 7 ）はカートに搭載される。本技術の小型化された医療用光源装置が搭載されることにより、医療用光源装置を含む各種装置が搭載されるカート全体を小型化することができる。更に、医療用光源装置の小型化の実現により医療用光源装置の設置範囲の自由度が増し、例えばカートに搭載することができ、術場の乱雑さが解消され、手術環境がより良好なものとなる。

20

【 0 2 7 9 】

〔 顕微鏡手術システム 〕

以下、図 1 9 及び図 2 0 を用いて、本開示に係る技術が適用され得る顕微鏡手術システムについて説明する。

【 0 2 8 0 】

図 2 0 において符号 5 3 5 0 が付されている光源装置が、本開示に係る医療用光源装置に相当する。図 2 0 に示すように、光源装置 5 3 5 0 は、顕微鏡装置 5 3 0 1 の後述する第 5 リンク 5 3 1 3 e の側面に設置される。尚、図 1 9 においては、光源装置の図示を省略している。

30

【 0 2 8 1 】

光源装置 5 3 5 0 からの出力光は、後述するアーム部 5 3 0 9 の内部に設けられる光ファイバ等により構成されるライトガイドケーブルを通り、後述する顕微鏡部 5 3 0 3 の筒状部 5 3 0 5 の下端の開口面からカバーガラスを介して観察対象に対して照射される。

顕微鏡システムは、顕微鏡としての顕微鏡部 5 3 0 3 と、顕微鏡部 5 3 0 3 と接続する光源装置 5 3 5 0 と、ライトガイドケーブルを有する。顕微鏡部 5 3 0 3 は、光源装置 5 3 5 0 からの出力光を導光し、観察対象部位に照射する。

40

【 0 2 8 2 】

図 1 9 は、本開示に係る技術が適用され得る顕微鏡手術システム 5 3 0 0 の概略的な構成の一例を示す図である。図 1 9 を参照すると、顕微鏡手術システム 5 3 0 0 は、顕微鏡装置 5 3 0 1 と、制御装置 5 3 1 7 と、表示装置 5 3 1 9 と、から構成される。なお、以下の顕微鏡手術システム 5 3 0 0 についての説明において、「ユーザ」とは、術者及び助手等、顕微鏡手術システム 5 3 0 0 を使用する任意の医療スタッフのことを意味する。

【 0 2 8 3 】

顕微鏡装置 5 3 0 1 は、観察対象（患者の術部）を拡大観察するための顕微鏡部 5 3 0 3 と、顕微鏡部 5 3 0 3 を先端で支持するアーム部 5 3 0 9 と、アーム部 5 3 0 9 の基端を支持するベース部 5 3 1 5 と、を有する。

50

【0284】

顕微鏡部5303は、略円筒形状の筒状部5305と、当該筒状部5305の内部に設けられる撮像部（図示せず）と、筒状部5305の外周の一部領域に設けられる操作部5307と、から構成される。顕微鏡部5303は、撮像部によって電子的に撮像画像を撮像する、電子撮像式の顕微鏡部（いわゆるビデオ式の顕微鏡部）である。

【0285】

筒状部5305の下端の開口面には、内部の撮像部を保護するカバーガラスが設けられる。観察対象からの光（以下、観察光ともいう）は、当該カバーガラスを通過して、筒状部5305の内部の撮像部に入射する。なお、筒状部5305の内部には例えばLED（Light Emitting Diode）等からなる光源が設けられてもよく、撮像時には、当該カバーガラスを介して、当該光源から観察対象に対して光が照射されてもよい。

10

【0286】

撮像部は、観察光を集光する光学系と、当該光学系が集光した観察光を受光する撮像素子と、から構成される。当該光学系は、ズームレンズ及びフォーカスレンズを含む複数のレンズが組み合わされて構成され、その光学特性は、観察光を撮像素子の受光面上に結像するように調整されている。当該撮像素子は、観察光を受光して光電変換することにより、観察光に対応した信号、すなわち観察像に対応した画像信号を生成する。当該撮像素子としては、例えばBayer配列を有するカラー撮影可能なものが用いられる。当該撮像素子は、CMOS（Complementary Metal Oxide Semiconductor）イメージセンサ又はCCD（Charge Coupled Device）イメージセンサ等、各種の公知の撮像素子であってよい。撮像素子によって生成された画像信号は、RAWデータとして制御装置5317に送信される。ここで、この画像信号の送信は、好適に光通信によって行われてもよい。手術現場では、術者が撮像画像によって患部の状態を観察しながら手術を行うため、より安全で確実な手術のためには、術部の動画像が可能な限りリアルタイムに表示されることが求められるからである。光通信で画像信号が送信されることにより、低レイテンシで撮像画像を表示することが可能となる。

20

【0287】

なお、撮像部は、その光学系のズームレンズ及びフォーカスレンズを光軸に沿って移動させる駆動機構を有してもよい。当該駆動機構によってズームレンズ及びフォーカスレンズが適宜移動されることにより、撮像画像の拡大倍率及び撮像時の焦点距離が調整され得る。また、撮像部には、AE（Auto Exposure）機能やAF（Auto Focus）機能等、一般的に電子撮像式の顕微鏡部に備えられ得る各種の機能が搭載されてもよい。

30

【0288】

また、撮像部は、1つの撮像素子を有するいわゆる単板式の撮像部として構成されてもよいし、複数の撮像素子を有するいわゆる多板式の撮像部として構成されてもよい。撮像部が多板式で構成される場合には、例えば各撮像素子によってRGBそれぞれに対応する画像信号が生成され、それらが合成されることによりカラー画像が得られてもよい。あるいは、当該撮像部は、立体視（3D表示）に対応する右目用及び左目用の画像信号をそれぞれ取得するための1対の撮像素子を有するように構成されてもよい。3D表示が行われることにより、術者は術部における生体組織の奥行きをより正確に把握することが可能になる。なお、当該撮像部が多板式で構成される場合には、各撮像素子に対応して、光学系も複数系統が設けられ得る。

40

【0289】

操作部5307は、例えば十字レバー又はスイッチ等によって構成され、ユーザの操作入力を受け付ける入力手段である。例えば、ユーザは、操作部5307を介して、観察像の拡大倍率及び観察対象までの焦点距離を変更する旨の指示を入力することができる。当該指示に従って撮像部の駆動機構がズームレンズ及びフォーカスレンズを適宜移動させることにより、拡大倍率及び焦点距離が調整され得る。また、例えば、ユーザは、操作部5307を介して、アーム部5309の動作モード（後述するオールフリーモード及び固定モード）を切り替える旨の指示を入力することができる。なお、ユーザが顕微鏡部530

50

3を移動させようとする場合には、当該ユーザは筒状部5305を握るように把持した状態で当該顕微鏡部5303を移動させる様態が想定される。従って、操作部5307は、ユーザが筒状部5305を移動させている間でも操作可能なように、ユーザが筒状部5305を握った状態で指によって容易に操作しやすい位置に設けられることが好ましい。

【0290】

アーム部5309は、複数のリンク(第1リンク5313a~第6リンク5313f)が、複数の関節部(第1関節部5311a~第6関節部5311f)によって互いに回動可能に連結されることによって構成される。

【0291】

第1関節部5311aは、略円柱形状を有し、その先端(下端)で、顕微鏡部5303の筒状部5305の上端を、当該筒状部5305の中心軸と平行な回転軸(第1軸 O_1)まわりに回動可能に支持する。ここで、第1関節部5311aは、第1軸 O_1 が顕微鏡部5303の撮像部の光軸と一致するように構成され得る。これにより、第1軸 O_1 まわりに顕微鏡部5303を回動させることにより、撮像画像を回転させるように視野を変更することが可能になる。

10

【0292】

第1リンク5313aは、先端で第1関節部5311aを固定的に支持する。具体的には、第1リンク5313aは略L字形状を有する棒状の部材であり、その先端側の一辺が第1軸 O_1 と直交する方向に延伸しつつ、当該一辺の端部が第1関節部5311aの外周の上端部に当接するように、第1関節部5311aに接続される。第1リンク5313aの略L字形状の基端側の他辺の端部に第2関節部5311bが接続される。

20

【0293】

第2関節部5311bは、略円柱形状を有し、その先端で、第1リンク5313aの基端を、第1軸 O_1 と直交する回転軸(第2軸 O_2)まわりに回動可能に支持する。第2関節部5311bの基端には、第2リンク5313bの先端が固定的に接続される。

【0294】

第2リンク5313bは、略L字形状を有する棒状の部材であり、その先端側の一辺が第2軸 O_2 と直交する方向に延伸しつつ、当該一辺の端部が第2関節部5311bの基端に固定的に接続される。第2リンク5313bの略L字形状の基端側の他辺には、第3関節部5311cが接続される。

30

【0295】

第3関節部5311cは、略円柱形状を有し、その先端で、第2リンク5313bの基端を、第1軸 O_1 及び第2軸 O_2 と互いに直交する回転軸(第3軸 O_3)まわりに回動可能に支持する。第3関節部5311cの基端には、第3リンク5313cの先端が固定的に接続される。第2軸 O_2 及び第3軸 O_3 まわりに顕微鏡部5303を含む先端側の構成を回動させることにより、水平面内での顕微鏡部5303の位置を変更するように、当該顕微鏡部5303を移動させることができる。つまり、第2軸 O_2 及び第3軸 O_3 まわりの回転を制御することにより、撮像画像の視野を平面内で移動させることが可能になる。

【0296】

第3リンク5313cは、その先端側が略円柱形状を有するように構成されており、当該円柱形状の先端に、第3関節部5311cの基端が、両者が略同一の中心軸を有するように、固定的に接続される。第3リンク5313cの基端側は角柱形状を有し、その端部に第4関節部5311dが接続される。

40

【0297】

第4関節部5311dは、略円柱形状を有し、その先端で、第3リンク5313cの基端を、第3軸 O_3 と直交する回転軸(第4軸 O_4)まわりに回動可能に支持する。第4関節部5311dの基端には、第4リンク5313dの先端が固定的に接続される。

【0298】

第4リンク5313dは、略直線状に延伸する棒状の部材であり、第4軸 O_4 と直交するように延伸しつつ、その先端の端部が第4関節部5311dの略円柱形状の側面に当接

50

するように、第4関節部5311dに固定的に接続される。第4リンク5313dの基端には、第5関節部5311eが接続される。

【0299】

第5関節部5311eは、略円柱形状を有し、その先端側で、第4リンク5313dの基端を、第4軸 O_4 と平行な回転軸（第5軸 O_5 ）まわりに回転可能に支持する。第5関節部5311eの基端には、第5リンク5313eの先端が固定的に接続される。第4軸 O_4 及び第5軸 O_5 は、顕微鏡部5303を上下方向に移動させ得る回転軸である。第4軸 O_4 及び第5軸 O_5 まわりに顕微鏡部5303を含む先端側の構成を回転させることにより、顕微鏡部5303の高さ、すなわち顕微鏡部5303と観察対象との距離を調整することができる。

10

【0300】

第5リンク5313eは、一辺が鉛直方向に延伸するとともに他辺が水平方向に延伸する略L字形状を有する第1の部材と、当該第1の部材の水平方向に延伸する部位から鉛直下向きに延伸する棒状の第2の部材と、が組み合わされて構成される。第5リンク5313eの第1の部材の鉛直方向に延伸する部位の上端近傍に、第5関節部5311eの基端が固定的に接続される。第5リンク5313eの第2の部材の基端（下端）には、第6関節部5311fが接続される。

【0301】

第6関節部5311fは、略円柱形状を有し、その先端側で、第5リンク5313eの基端を、鉛直方向と平行な回転軸（第6軸 O_6 ）まわりに回転可能に支持する。第6関節部5311fの基端には、第6リンク5313fの先端が固定的に接続される。

20

【0302】

第6リンク5313fは鉛直方向に延伸する棒状の部材であり、その基端はベース部5315の上面に固定的に接続される。

【0303】

第1関節部5311a～第6関節部5311fの回転可能範囲は、顕微鏡部5303が所望の動きを可能であるように適宜設定されている。これにより、以上説明した構成を有するアーム部5309においては、顕微鏡部5303の動きに関して、並進3自由度及び回転3自由度の計6自由度の動きが実現され得る。このように、顕微鏡部5303の動きに関して6自由度が実現されるようにアーム部5309を構成することにより、アーム部5309の可動範囲内において顕微鏡部5303の位置及び姿勢を自由に制御することが可能になる。従って、あらゆる角度から術部を観察することが可能となり、手術をより円滑に実行することができる。

30

【0304】

なお、図示するアーム部5309の構成はあくまで一例であり、アーム部5309を構成するリンクの数及び形状（長さ）、並びに関節部の数、配置位置及び回転軸の方向等は、所望の自由度が実現され得るように適宜設計されてよい。例えば、上述したように、顕微鏡部5303を自由に動かすためには、アーム部5309は6自由度を有するように構成されることが好ましいが、アーム部5309はより大きな自由度（すなわち、冗長自由度）を有するように構成されてもよい。冗長自由度が存在する場合には、アーム部5309においては、顕微鏡部5303の位置及び姿勢が固定された状態で、アーム部5309の姿勢を変更することが可能となる。従って、例えば表示装置5319を見る術者の視界にアーム部5309が干渉しないように当該アーム部5309の姿勢を制御する等、術者にとってより利便性の高い制御が実現され得る。

40

【0305】

ここで、第1関節部5311a～第6関節部5311fには、モータ等の駆動機構、及び各関節部における回転角度を検出するエンコーダ等が搭載されたアクチュエータが設けられ得る。そして、第1関節部5311a～第6関節部5311fに設けられる各アクチュエータの駆動が制御装置5317によって適宜制御されることにより、アーム部5309の姿勢、すなわち顕微鏡部5303の位置及び姿勢が制御され得る。具体的には、制御

50

装置 5 3 1 7 は、エンコーダによって検出された各関節部の回転角度についての情報に基づいて、アーム部 5 3 0 9 の現在の姿勢、並びに顕微鏡部 5 3 0 3 の現在の位置及び姿勢を把握することができる。制御装置 5 3 1 7 は、把握したこれらの情報を用いて、ユーザからの操作入力に応じた顕微鏡部 5 3 0 3 の移動を実現するような各関節部に対する制御値（例えば、回転角度又は発生トルク等）を算出し、当該制御値に応じて各関節部の駆動機構を駆動させる。なお、この際、制御装置 5 3 1 7 によるアーム部 5 3 0 9 の制御方式は限定されず、力制御又は位置制御等、各種の公知の制御方式が適用されてよい。

【 0 3 0 6 】

例えば、術者が、図示しない入力装置を介して適宜操作入力を行うことにより、当該操作入力に応じて制御装置 5 3 1 7 によってアーム部 5 3 0 9 の駆動が適宜制御され、顕微鏡部 5 3 0 3 の位置及び姿勢が制御されてよい。当該制御により、顕微鏡部 5 3 0 3 を任意の位置から任意の位置まで移動させた後、その移動後の位置で固定的に支持することができる。なお、当該入力装置としては、術者の利便性を考慮して、例えばフットスイッチ等、術者が手に術具を有していても操作可能なものが適用されることが好ましい。また、ウェアラブルデバイスや手術室内に設けられるカメラを用いたジェスチャ検出や視線検出に基づいて、非接触で操作入力が行われてもよい。これにより、清潔域に属するユーザであっても、不潔域に属する機器をより自由度高く操作することが可能になる。あるいは、アーム部 5 3 0 9 は、いわゆるマスタスレイブ方式で操作されてもよい。この場合、アーム部 5 3 0 9 は、手術室から離れた場所に設置される入力装置を介してユーザによって遠隔操作され得る。

10

20

【 0 3 0 7 】

また、力制御が適用される場合には、ユーザからの外力を受け、その外力にならってスムーズにアーム部 5 3 0 9 が移動するように第 1 関節部 5 3 1 1 a ~ 第 6 関節部 5 3 1 1 f のアクチュエータが駆動される、いわゆるパワーアシスト制御が行われてもよい。これにより、ユーザが、顕微鏡部 5 3 0 3 を把持して直接その位置を移動させようとする際に、比較的軽い力で顕微鏡部 5 3 0 3 を移動させることができる。従って、より直感的に、より簡易な操作で顕微鏡部 5 3 0 3 を移動させることが可能となり、ユーザの利便性を向上させることができる。

【 0 3 0 8 】

また、アーム部 5 3 0 9 は、ピボット動作をするようにその駆動が制御されてもよい。ここで、ピボット動作とは、顕微鏡部 5 3 0 3 の光軸が空間上の所定の点（以下、ピボット点という）を常に向くように、顕微鏡部 5 3 0 3 を移動させる動作である。ピボット動作によれば、同一の観察位置を様々な方向から観察することが可能となるため、より詳細な患部の観察が可能となる。なお、顕微鏡部 5 3 0 3 が、その焦点距離を調整不可能に構成される場合には、顕微鏡部 5 3 0 3 とピボット点との距離が固定された状態でピボット動作が行われることが好ましい。この場合には、顕微鏡部 5 3 0 3 とピボット点との距離を、顕微鏡部 5 3 0 3 の固定的な焦点距離に調整しておけばよい。これにより、顕微鏡部 5 3 0 3 は、ピボット点を中心とする焦点距離に対応する半径を有する半球面（図 1 9 に概略的に図示する）上を移動することとなり、観察方向を変更しても鮮明な撮像画像が得られることとなる。一方、顕微鏡部 5 3 0 3 が、その焦点距離を調整可能に構成される場合には、顕微鏡部 5 3 0 3 とピボット点との距離が可変な状態でピボット動作が行われてもよい。この場合には、例えば、制御装置 5 3 1 7 は、エンコーダによって検出された各関節部の回転角度についての情報に基づいて、顕微鏡部 5 3 0 3 とピボット点との距離を算出し、その算出結果に基づいて顕微鏡部 5 3 0 3 の焦点距離を自動で調整してもよい。あるいは、顕微鏡部 5 3 0 3 に A F 機能が設けられる場合であれば、ピボット動作によって顕微鏡部 5 3 0 3 とピボット点との距離が変化するとに、当該 A F 機能によって自動で焦点距離の調整が行われてもよい。

30

40

【 0 3 0 9 】

また、第 1 関節部 5 3 1 1 a ~ 第 6 関節部 5 3 1 1 f には、その回転を拘束するブレーキが設けられてもよい。当該ブレーキの動作は、制御装置 5 3 1 7 によって制御され得る

50

。例えば、顕微鏡部 5 3 0 3 の位置及び姿勢を固定したい場合には、制御装置 5 3 1 7 は各関節部のブレーキを作動させる。これにより、アクチュエータを駆動させなくてもアーム部 5 3 0 9 の姿勢、すなわち顕微鏡部 5 3 0 3 の位置及び姿勢が固定され得るため、消費電力を低減することができる。顕微鏡部 5 3 0 3 の位置及び姿勢を移動したい場合には、制御装置 5 3 1 7 は、各関節部のブレーキを解除し、所定の制御方式に従ってアクチュエータを駆動させればよい。

【0 3 1 0】

このようなブレーキの動作は、上述した操作部 5 3 0 7 を介したユーザによる操作入力に応じて行われ得る。ユーザは、顕微鏡部 5 3 0 3 の位置及び姿勢を移動したい場合には、操作部 5 3 0 7 を操作し、各関節部のブレーキを解除させる。これにより、アーム部 5 3 0 9 の動作モードが、各関節部における回転を自由に行えるモード（オールフリーモード）に移行する。また、ユーザは、顕微鏡部 5 3 0 3 の位置及び姿勢を固定したい場合には、操作部 5 3 0 7 を操作し、各関節部のブレーキを作動させる。これにより、アーム部 5 3 0 9 の動作モードが、各関節部における回転が拘束されたモード（固定モード）に移行する。

10

【0 3 1 1】

制御装置 5 3 1 7 は、顕微鏡装置 5 3 0 1 及び表示装置 5 3 1 9 の動作を制御することにより、顕微鏡手術システム 5 3 0 0 の動作を統括的に制御する。例えば、制御装置 5 3 1 7 は、所定の制御方式に従って第 1 関節部 5 3 1 1 a ~ 第 6 関節部 5 3 1 1 f のアクチュエータを動作させることにより、アーム部 5 3 0 9 の駆動を制御する。また、例えば、制御装置 5 3 1 7 は、第 1 関節部 5 3 1 1 a ~ 第 6 関節部 5 3 1 1 f のブレーキの動作を制御することにより、アーム部 5 3 0 9 の動作モードを変更する。また、例えば、制御装置 5 3 1 7 は、顕微鏡装置 5 3 0 1 の顕微鏡部 5 3 0 3 の撮像部によって取得された画像信号に各種の信号処理を施すことにより、表示用の画像データを生成するとともに、当該画像データを表示装置 5 3 1 9 に表示させる。当該信号処理では、例えば現像処理（デモザイク処理）、高画質化処理（帯域強調処理、超解像処理、NR（Noise reduction）処理及び／又は手ブレ補正処理等）及び／又は拡大処理（すなわち、電子ズーム処理）等、各種の公知の信号処理が行われてよい。

20

【0 3 1 2】

なお、制御装置 5 3 1 7 と顕微鏡部 5 3 0 3 との通信、及び制御装置 5 3 1 7 と第 1 関節部 5 3 1 1 a ~ 第 6 関節部 5 3 1 1 f との通信は、有線通信であってもよいし無線通信であってもよい。有線通信の場合には、電気信号による通信が行われてもよいし、光通信が行われてもよい。この場合、有線通信に用いられる伝送用のケーブルは、その通信方式に応じて電気信号ケーブル、光ファイバ、又はこれらの複合ケーブルとして構成され得る。一方、無線通信の場合には、手術室内に伝送ケーブルを敷設する必要がなくなるため、当該伝送ケーブルによって医療スタッフの手術室内の移動が妨げられる事態が解消され得る。

30

【0 3 1 3】

制御装置 5 3 1 7 は、CPU（Central Processing Unit）、GPU（Graphics Processing Unit）等のプロセッサ、又はプロセッサとメモリ等の記憶素子が混載されたマイコン若しくは制御基板等であり得る。制御装置 5 3 1 7 のプロセッサが所定のプログラムに従って動作することにより、上述した各種の機能が実現され得る。なお、図示する例では、制御装置 5 3 1 7 は、顕微鏡装置 5 3 0 1 と別個の装置として設けられているが、制御装置 5 3 1 7 は、顕微鏡装置 5 3 0 1 のベース部 5 3 1 5 の内部に設置され、顕微鏡装置 5 3 0 1 と一体的に構成されてもよい。あるいは、制御装置 5 3 1 7 は、複数の装置によって構成されてもよい。例えば、顕微鏡部 5 3 0 3 や、アーム部 5 3 0 9 の第 1 関節部 5 3 1 1 a ~ 第 6 関節部 5 3 1 1 f にそれぞれマイコンや制御基板等が配設され、これらが互いに通信可能に接続されることにより、制御装置 5 3 1 7 と同様の機能が実現されてもよい。

40

【0 3 1 4】

50

表示装置 5 3 1 9 は、手術室内に設けられ、制御装置 5 3 1 7 からの制御により、当該制御装置 5 3 1 7 によって生成された画像データに対応する画像を表示する。つまり、表示装置 5 3 1 9 には、顕微鏡部 5 3 0 3 によって撮影された術部の画像が表示される。なお、表示装置 5 3 1 9 は、術部の画像に代えて、又は術部の画像とともに、例えば患者の身体情報や手術の術式についての情報等、手術に関する各種の情報を表示してもよい。この場合、表示装置 5 3 1 9 の表示は、ユーザによる操作によって適宜切り替えられてよい。あるいは、表示装置 5 3 1 9 は複数設けられてもよく、複数の表示装置 5 3 1 9 のそれぞれに、術部の画像や手術に関する各種の情報が、それぞれ表示されてもよい。なお、表示装置 5 3 1 9 としては、液晶ディスプレイ装置又は E L (Electro Luminescence) ディスプレイ装置等、各種の公知の表示装置が適用されてよい。

10

【0 3 1 5】

図 2 0 は、図 1 9 に示す顕微鏡手術システム 5 3 0 0 を用いた手術の様子を示す図である。図 2 0 では、術者 5 3 2 1 が、顕微鏡手術システム 5 3 0 0 を用いて、患者ベッド 5 3 2 3 上の患者 5 3 2 5 に対して手術を行っている様子を概略的に示している。なお、図 2 0 では、簡単のため、顕微鏡手術システム 5 3 0 0 の構成のうち制御装置 5 3 1 7 の図示を省略するとともに、顕微鏡装置 5 3 0 1 を簡略化して図示している。

【0 3 1 6】

図 2 0 に示すように、手術時には、顕微鏡手術システム 5 3 0 0 を用いて、顕微鏡装置 5 3 0 1 によって撮影された術部の画像が、手術室の壁面に設置される表示装置 5 3 1 9 に拡大表示される。表示装置 5 3 1 9 は、術者 5 3 2 1 と対向する位置に設置されており、術者 5 3 2 1 は、表示装置 5 3 1 9 に映し出された映像によって術部の様子を観察しながら、例えば患部の切除等、当該術部に対して各種の処置を行う。

20

【0 3 1 7】

以上、本開示に係る技術が適用され得る顕微鏡手術システム 5 3 0 0 の一例について説明した。なお、ここでは、一例として顕微鏡手術システム 5 3 0 0 について説明したが、本開示に係る技術が適用され得るシステムはかかる例に限定されない。例えば、顕微鏡装置 5 3 0 1 は、その先端に顕微鏡部 5 3 0 3 に代えて他の観察装置や他の術具を支持する、支持アーム装置としても機能し得る。当該他の観察装置としては、例えば内視鏡が適用され得る。また、当該他の術具としては、鉗子、撮子、気腹のための気腹チューブ、又は焼灼によって組織の切開や血管の封止を行うエネルギー処置具等が適用され得る。これらの観察装置や術具を支持アーム装置によって支持することにより、医療スタッフが人手で支持する場合に比べて、より安定的に位置を固定することが可能となるとともに、医療スタッフの負担を軽減することが可能となる。本開示に係る技術は、このような顕微鏡部以外の構成を支持する支持アーム装置に適用されてもよい。

30

【0 3 1 8】

上述のように、医療用光源装置が顕微鏡に接続される例として挙げた顕微鏡装置 5 3 0 1 では、図 2 0 に示すように、医療用光源装置（図 2 0 における光源装置 5 3 3 0）はリンクの側面に設置される。本技術の小型化された医療用光源装置が搭載されることにより、顕微鏡装置全体の小型化が可能となり、例えば顕微鏡装置にユーザがぶつかにくくなり、手術環境がより良好なものとなる。

40

【0 3 1 9】

なお、本技術は以下のような構成もとることができる。

(1) 第 1 のレーザ光を出射する第 1 のレーザ光源と、上記第 1 のレーザ光と波長帯域が異なる第 2 のレーザ光を出射する第 2 のレーザ光源と、上記第 1 のレーザ光を反射し、上記第 2 のレーザ光を透過し、上記第 1 のレーザ光と上記第 2 のレーザ光とを合波するように配置されるダイクロイックミラーと、上記ダイクロイックミラーと非平行に配置され、上記第 2 のレーザ光を反射して上記ダイクロイックミラーに入射させる反射ミラーとを備える医療用光源装置と、

上記医療用光源装置と接続し、上記医療用光源装置からの出力光を導光する顕微鏡とを具備する顕微鏡システム。

50

- (2) 第1のレーザ光を出射する第1のレーザ光源と、
上記第1のレーザ光と波長帯域が異なる第2のレーザ光を出射する第2のレーザ光源と、
上記第1のレーザ光を反射し、上記第2のレーザ光を透過し、上記第1のレーザ光と上記第2のレーザ光とを合波するように配置されるダイクロイックミラーと、
上記ダイクロイックミラーと非平行に配置され、上記第2のレーザ光を反射して上記ダイクロイックミラーに入射させる反射ミラーと
を具備する医療用光源装置。
- (3) 上記(2)に記載の医療用光源装置であって、
上記第1のレーザ光と上記第2のレーザ光とは出射方向が相対する
医療用光源装置。 10
- (4) 上記(2)又は(3)に記載の医療用光源装置であって、
上記ダイクロイックミラーは、上記第1のレーザ光を反射して光路を90度変換させ、
上記反射ミラーは、上記第2のレーザ光を反射して光路を90度変換させる
医療用光源装置。
- (5) 上記(2)から(4)のうちいずれか1つに記載の医療用光源装置であって、
上記第1のレーザ光は、上記第2のレーザ光よりも波長が短い
医療用光源装置。
- (6) 上記(2)から(5)のうちいずれか1つに記載の医療用光源装置であって、
上記第1のレーザ光源と、上記第2のレーザ光源と、上記ダイクロイックミラーと、上記
記反射ミラーとは1つのグループを形成して1つの光路の上記合波光を生成し、
相互に異なる光路の合波光を生成する複数の上記グループを有し、
複数の上記グループ各々で生成される光が入射される集光レンズ
を更に具備する医療用光源装置。 20
- (7) 上記(6)に記載の医療用光源装置であって、
上記集光レンズにより集光された光が入射されるロッドインテグレータ
を更に具備する医療用光源装置。
- (8) 上記(6)又は(7)に記載の医療用光源装置であって、
複数の上記グループは、赤色の波長帯域を出力する赤色レーザ光源と、青色の波長帯域
を出力する青色レーザ光源と、緑色の波長帯域を出力する緑色レーザ光源を有し、
上記集光レンズに入射する相互に異なる光路の光のうち最も外側の光路を通る光は、上
記赤色レーザ光源からの赤色光、上記青色レーザ光源からの青色光、上記緑色レーザ光源
からの緑色光を含む
医療用光源装置。 30
- (9) 上記(6)から(8)のうちいずれか1つに記載の医療用光源装置であって、
3つの上記グループを有し、
3つの上記グループのうち2つのグループは、上記第1のレーザ光源として上記緑色レー
ザ光源を有し、上記第2のレーザ光源として上記赤色レーザ光源を有し、
3つの上記グループのうち残りの1つのグループは、上記第1のレーザ光源として上記
青色レーザ光源を有し、上記第2のレーザ光源として上記緑色レーザ光源を有する
医療用光源装置。 40
- (10) 上記(6)から(9)のうちいずれか1つに記載の医療用光源装置であって、
上記集光レンズに入射される赤外光を出射する赤外線レーザ光源を
更に具備する医療用光源装置。
- (11) 上記(6)から(10)のうちいずれか1つに記載の医療用光源装置であって、
上記集光レンズに入射される紫色光を出射する紫色レーザ光源を
更に具備する医療用光源装置。
- (12) 上記(2)から(11)のうちいずれか1つに記載の医療用光源装置であって、

上記第 1 のレーザ光源及び上記第 2 のレーザ光源を同一面上で載置する筐体を更に具備する医療用光源装置。

(1 3) 上記 (2) から (1 2) のうちいずれか 1 つに記載の医療用光源装置であって、

上記第 1 のレーザ光源及び上記第 2 のレーザ光源から発生する熱を冷却するペルチェ素子を

更に具備する医療用光源装置。

(1 4) 上記 (2) から (1 3) のうちいずれか 1 つに記載の医療用光源装置であって、

上記第 1 のレーザ光と上記第 2 のレーザ光の出力強度を制御することにより、上記合波光の光量を調整する

医療用光源装置。

(1 5) 上記 (2) から (1 4) のうちいずれか 1 つに記載の医療用光源装置であって、

上記医療用光源装置は、顕微鏡又は内視鏡に接続可能に構成される医療用光源装置。

【符号の説明】

【 0 3 2 0 】

1 ... 内視鏡システム

2 ... 内視鏡

3 ... 観察対象部位 (被照射体)

5、5 1 5 7、5 3 3 0 ... 光源装置 (医療用光源装置)

5 1 R ... 第 1 の R 光源 (赤色レーザ光源、第 2 のレーザ光源)

5 2 R ... 第 2 の R 光源 (赤色レーザ光源、第 2 のレーザ光源)

5 3 G ... 第 1 の G 光源 (緑色レーザ光源、第 2 のレーザ光源)

5 4 G ... 第 2 の G 光源 (緑色レーザ光源、第 1 のレーザ光源)

5 5 G ... 第 3 の G 光源 (緑色レーザ光源、第 1 のレーザ光源)

5 6 B ... B 光源 (青色レーザ光源、第 1 のレーザ光源)

5 7 I R ... I R 光源 (赤外線レーザ光源)

5 8 V ... V 光源 (紫色レーザ光源)

5 9 ... 集光レンズ

6 1 ... ロッドインテグレータ

6 4、1 6 4、2 6 4 ... 第 1 のダイクロイックミラー (ダイクロイックミラー)

6 5、1 6 5、2 6 5 ... 第 1 の反射ミラー (反射ミラー)

6 6、1 6 6、2 6 6 ... 第 2 のダイクロイックミラー (ダイクロイックミラー)

6 7、1 6 7、2 6 7 ... 第 2 の反射ミラー (反射ミラー)

6 8、1 6 8、2 6 8 ... 第 3 のダイクロイックミラー (ダイクロイックミラー)

6 9、1 6 9、2 6 9 ... 第 3 の反射ミラー (反射ミラー)

8 1、1 8 1 ... 第 1 の光学系グループ (グループ)

8 2、1 8 2 ... 第 2 の光学系グループ (グループ)

8 3、1 8 3 ... 第 3 の光学系グループ (グループ)

9 1 ... 第 1 の光路 (光路)

9 2 ... 第 2 の光路 (光路)

9 3 ... 第 3 の光路 (光路)

9 4 ... 筐体

1 5 1 G ... 第 1 の G 光源 (緑色レーザ光源、第 2 のレーザ光源)

1 5 2 G ... 第 2 の G 光源 (緑色レーザ光源、第 2 のレーザ光源)

1 5 3 G ... 第 3 の G 光源 (緑色レーザ光源、第 2 のレーザ光源)

1 5 4 B ... 第 1 の B 光源 (青色レーザ光源、第 1 のレーザ光源)

1 5 5 B ... 第 2 の B 光源 (青色レーザ光源、第 1 のレーザ光源)

10

20

30

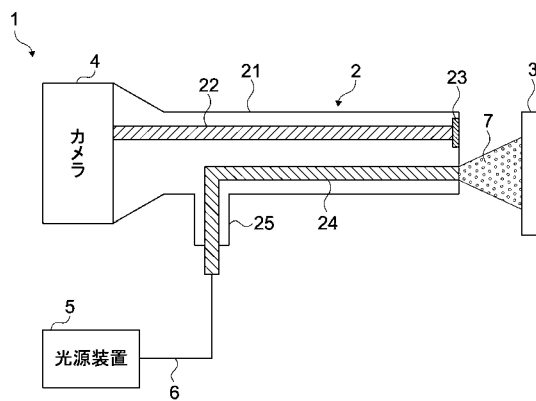
40

50

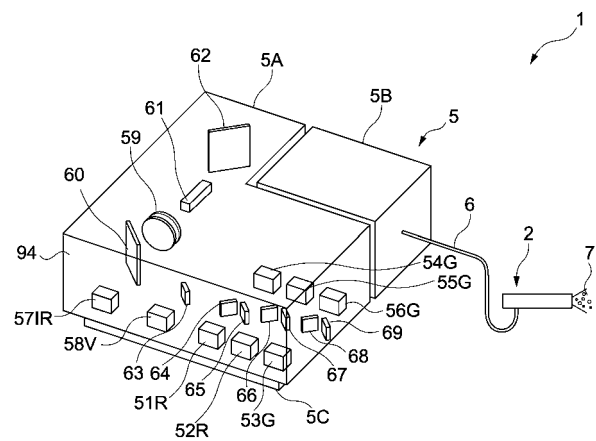
- 1 5 6 B ... 第 3 の B 光源 (青色レーザ光源、第 1 のレーザ光源)
 1 5 7 R ... R 光源 (赤色レーザ光源)
 2 5 1 G ... 第 1 の G 光源 (緑色レーザ光源、第 2 のレーザ光源)
 2 5 2 G ... 第 2 の G 光源 (緑色レーザ光源、第 2 のレーザ光源)
 2 5 3 G ... 第 3 の G 光源 (緑色レーザ光源、第 2 のレーザ光源)
 2 5 4 B ... 第 1 の B 光源 (青色レーザ光源、第 1 のレーザ光源)
 2 5 5 B ... 第 2 の B 光源 (青色レーザ光源、第 1 のレーザ光源)
 2 5 6 B ... 第 3 の B 光源 (青色レーザ光源、第 1 のレーザ光源)
 2 5 7 R ... 第 1 の R 光源 (赤色レーザ光源)
 2 5 8 R ... 第 2 の R 光源 (赤色レーザ光源)
 2 5 9 R ... 第 3 の R 光源 (赤色レーザ光源)
 5 1 5 7、5 3 3 0 ... 光源装置 (医療用光源装置)
 5 3 0 0 ... 顕微鏡手術システム
 5 3 0 3 ... 顕微鏡部 (顕微鏡)

10

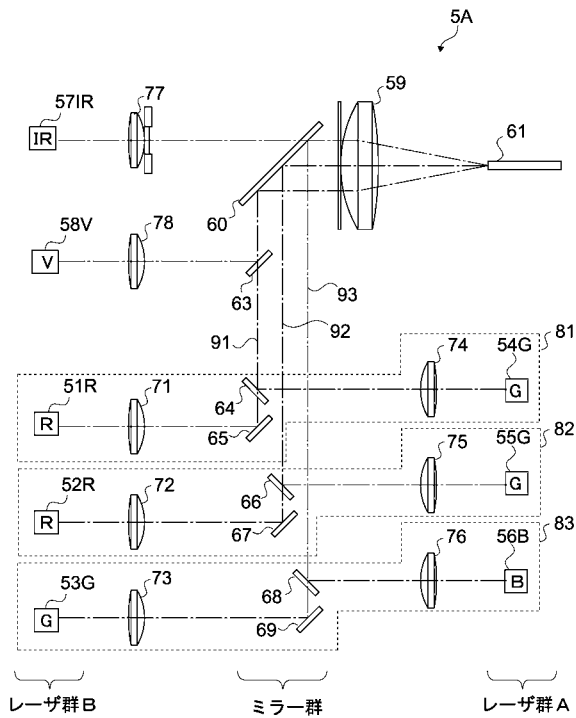
【 図 1 】



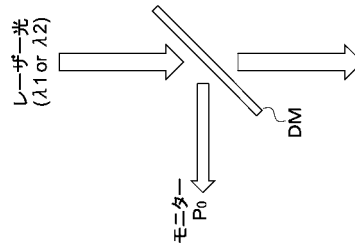
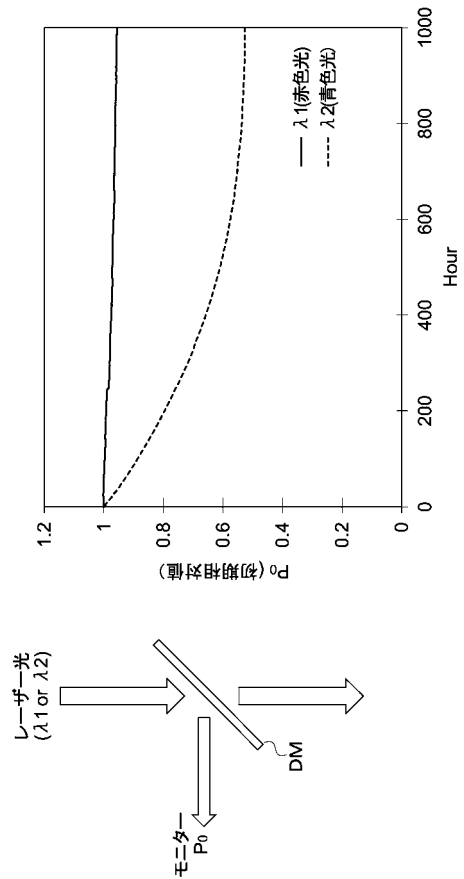
【 図 2 】



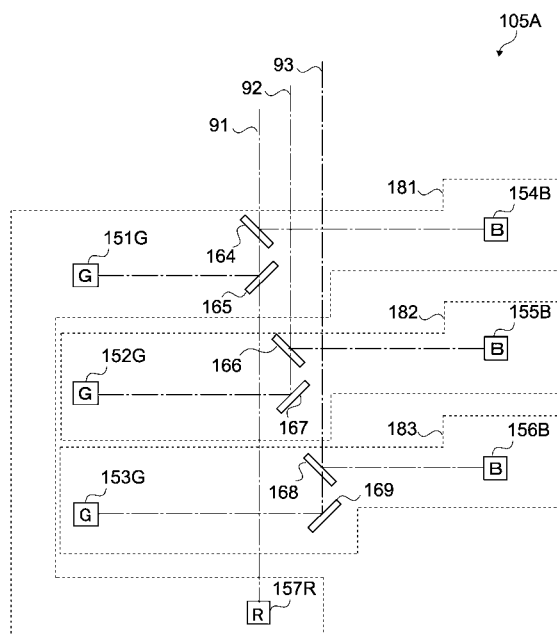
【図 3】



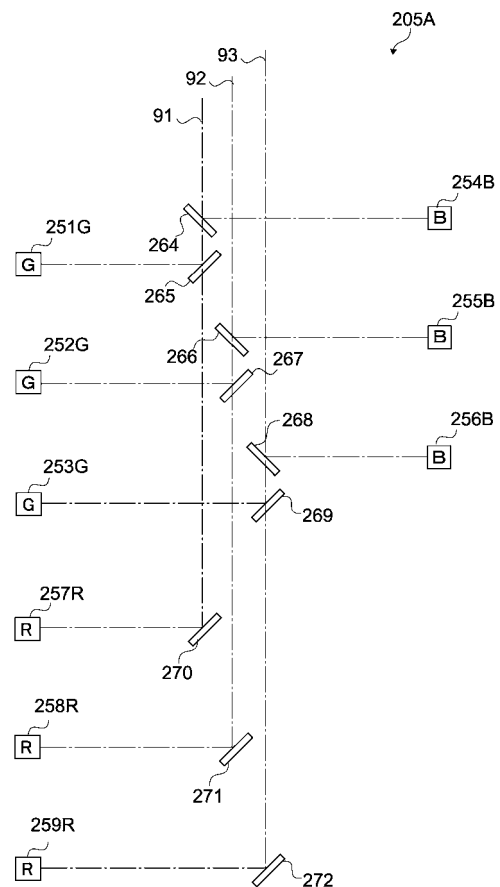
【図 4】



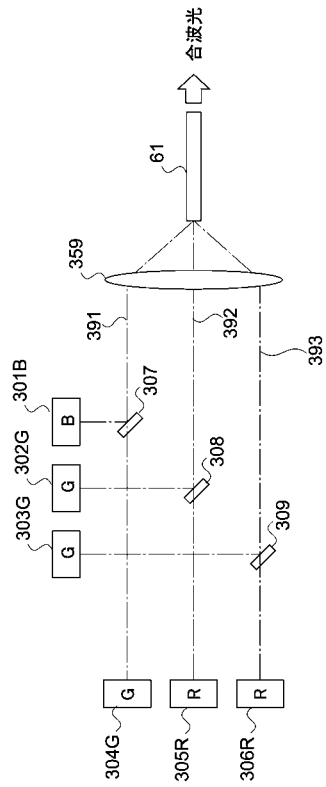
【図 5】



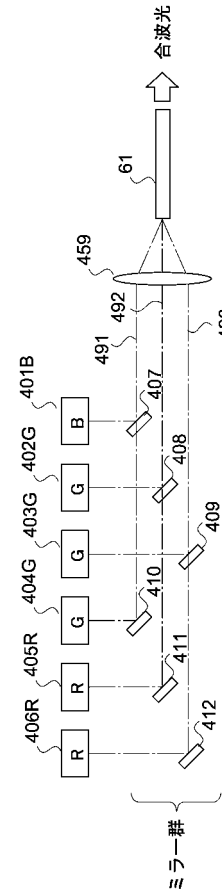
【図 6】



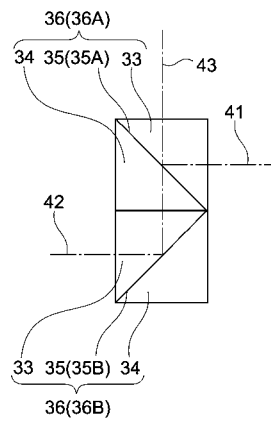
【図 7】



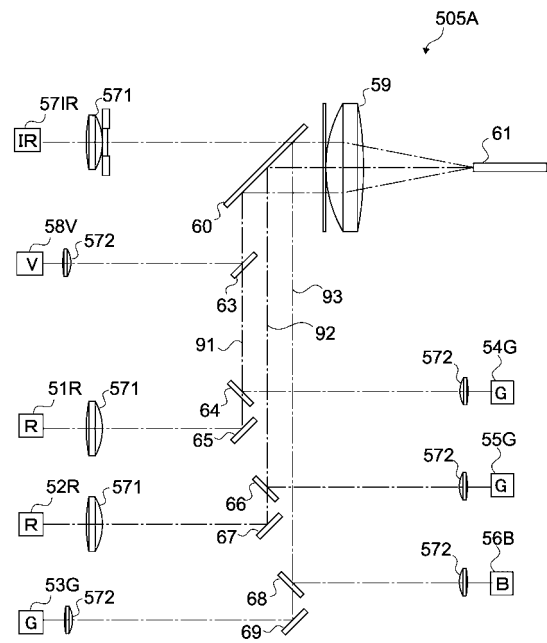
【図 8】



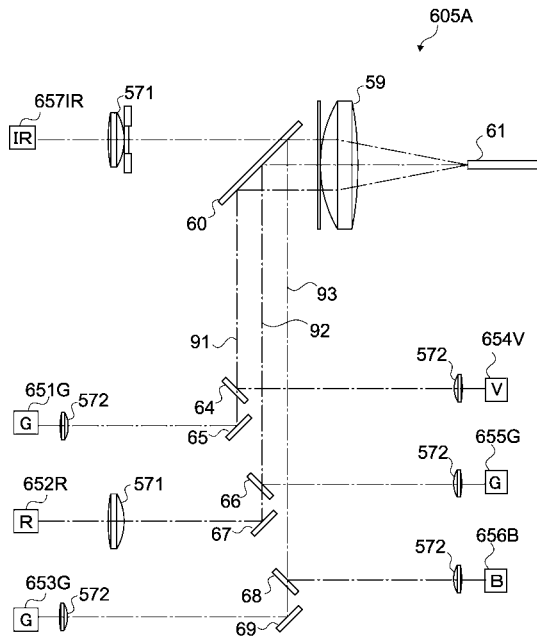
【図 9】



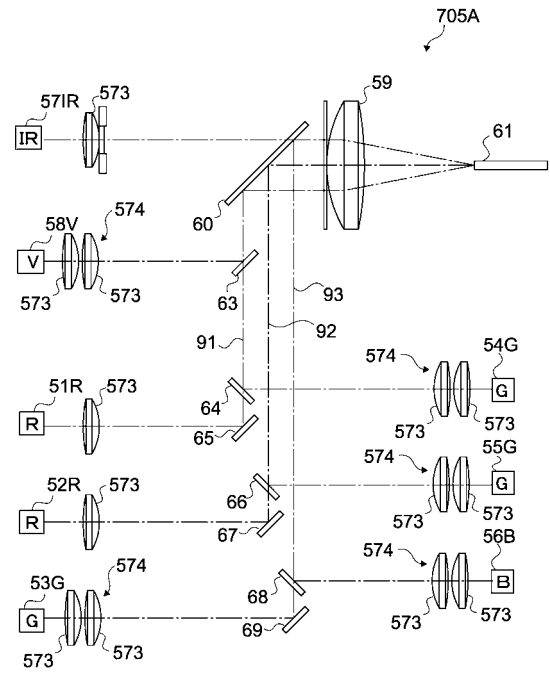
【図 10】



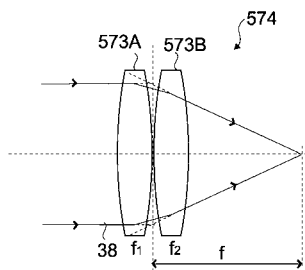
【図 1 1】



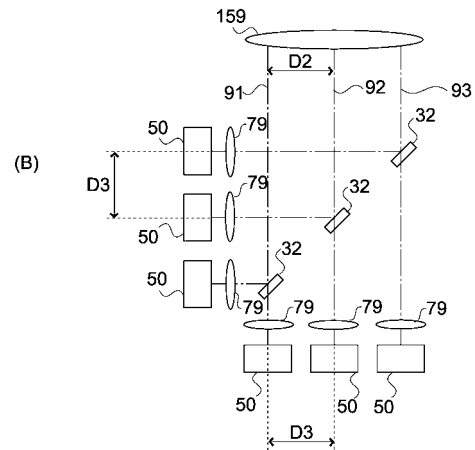
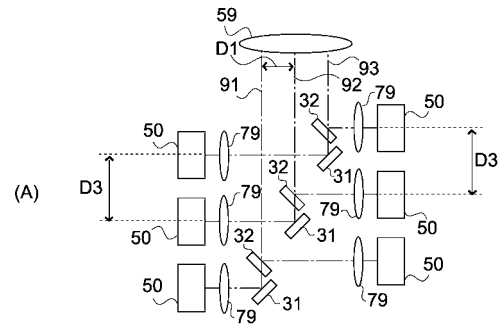
【図 1 2】



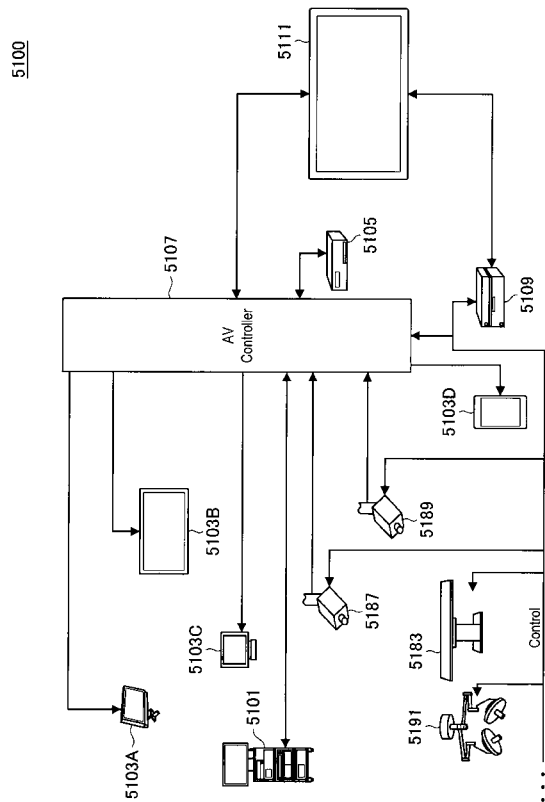
【図 1 3】



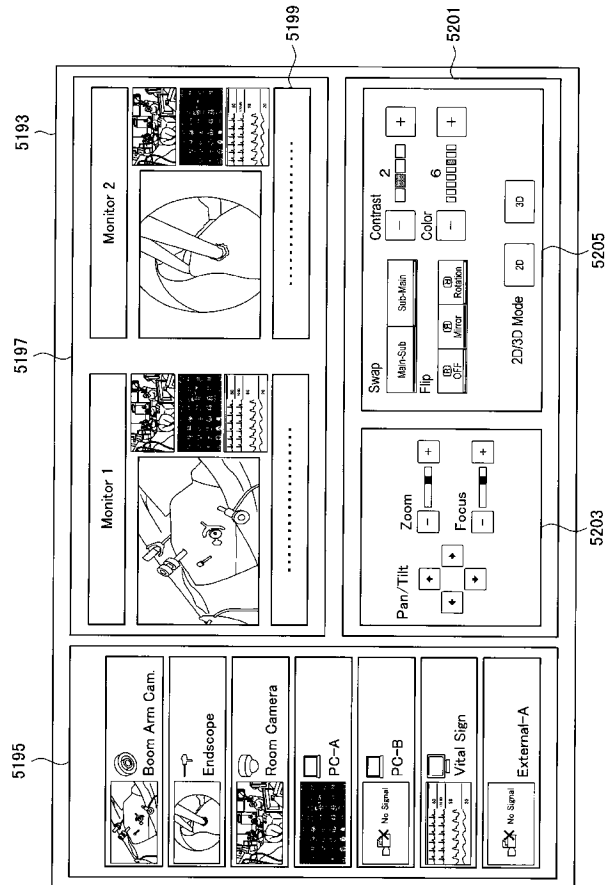
【図 1 4】



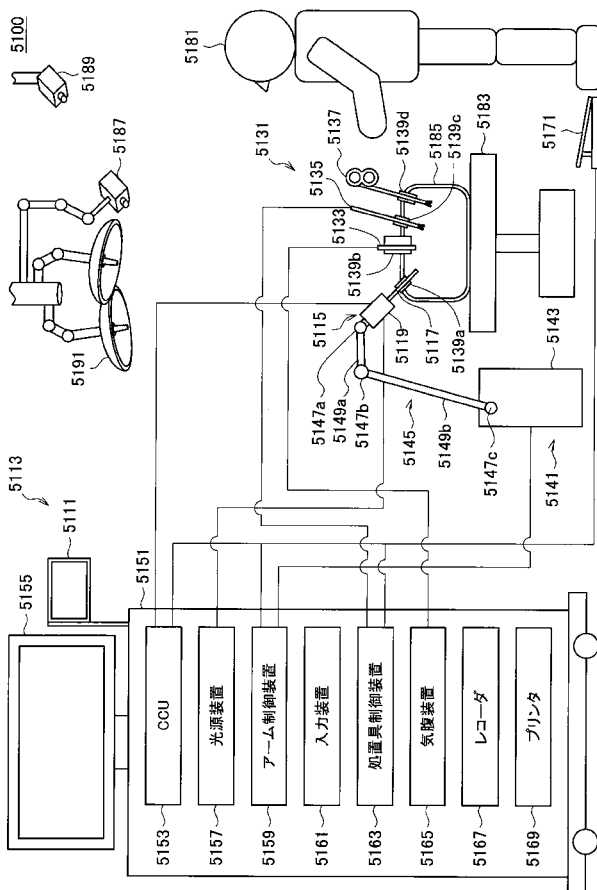
【 図 1 5 】



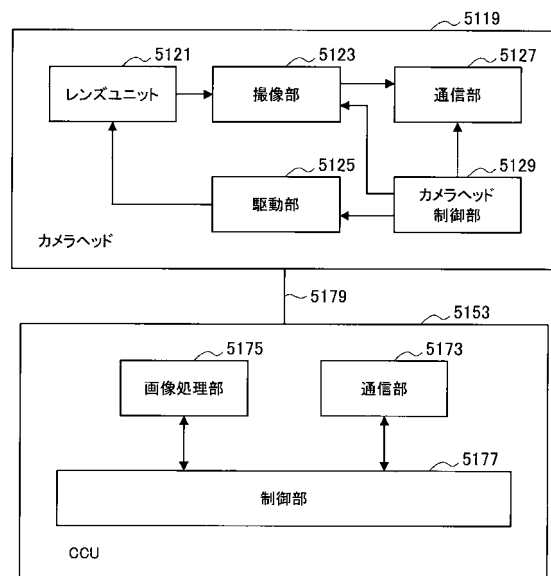
【 図 1 6 】



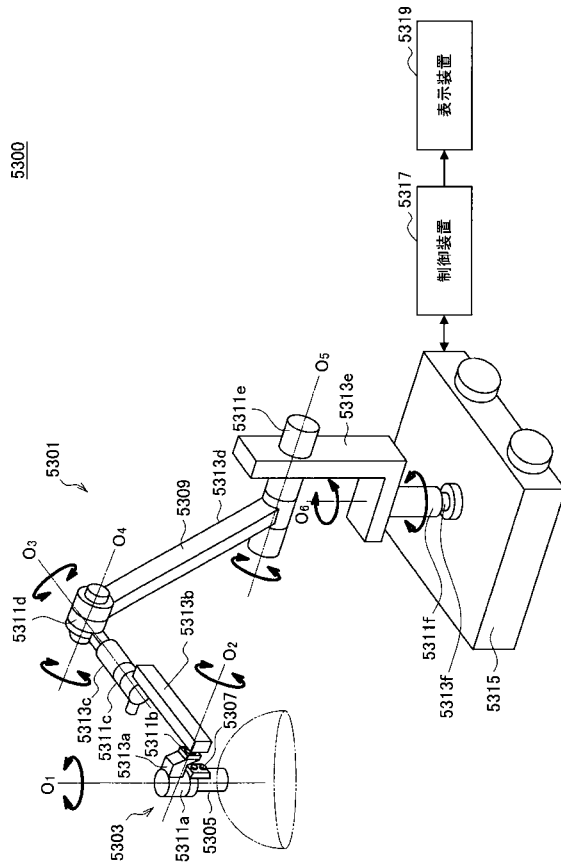
【 図 1 7 】



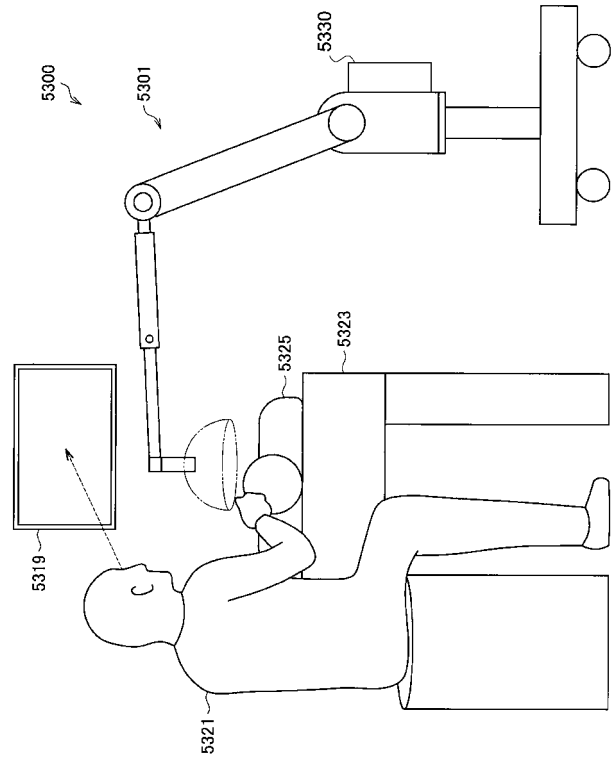
【 ㊦ 1 8 】



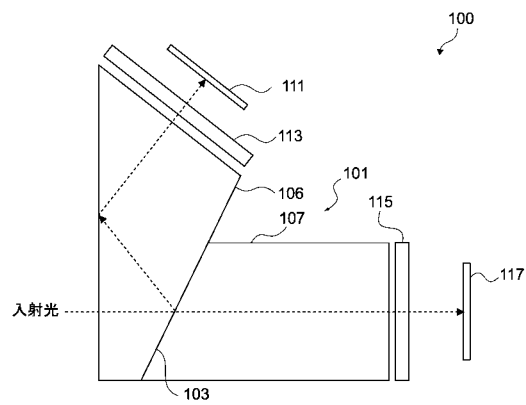
【図 19】



【図 20】



【図 21】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.	F I	テーマコード(参考)
F 2 1 Y 115/30 (2016.01)	F 2 1 S 2/00 3 4 0	
	F 2 1 Y 115:30	

(74)代理人 100176131
弁理士 金山 慎太郎

(74)代理人 100197398
弁理士 千葉 絢子

(74)代理人 100197619
弁理士 白鹿 智久

(72)発明者 長江 聡史
東京都港区港南 1 丁目 7 番 1 号 ソニーイメージングプロダクツ&ソリューションズ株式会社内

(72)発明者 大木 智之
東京都港区港南 1 丁目 7 番 1 号 ソニーイメージングプロダクツ&ソリューションズ株式会社内

F ターム(参考) 2H040 CA04

2H052 AC12 AC13 AC14 AC27 AC34

3K243 AA03 AB01 AC06 BA09 BB11 BC09 BE08 MA01

4C161 GG01 JJ06 QQ07 RR14

专利名称(译)	显微镜系统和医用光源装置		
公开(公告)号	JP2019185002A	公开(公告)日	2019-10-24
申请号	JP2018185381	申请日	2018-09-28
[标]申请(专利权)人(译)	索尼公司		
申请(专利权)人(译)	索尼公司		
[标]发明人	長江聡史 大木智之		
发明人	長江 聡史 大木 智之		
IPC分类号	G02B21/06 G02B23/26 A61B1/00 A61B1/07 F21S2/00 F21Y115/30		
FI分类号	G02B21/06 G02B23/26.B A61B1/00.510 A61B1/07.731 F21S2/00.610 F21S2/00.340 F21Y115/30		
F-TERM分类号	2H040/CA04 2H052/AC12 2H052/AC13 2H052/AC14 2H052/AC27 2H052/AC34 3K243/AA03 3K243/AB01 3K243/AC06 3K243/BA09 3K243/BB11 3K243/BC09 3K243/BE08 3K243/MA01 4C161/GG01 4C161/JJ06 4C161/QQ07 4C161/RR14		
代理人(译)	大森纯一 高桥充 中村彻平 关根 正好 綾子金子 金山晋太郎		
优先权	2018076072 2018-04-11 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供一种显微镜系统和医用光源设备，它们可以使光源设备小型化。解决方案：显微镜系统包括医用光源设备和显微镜。医用光源装置包括：发射第一激光束的第一激光源54G和55G；发射与第一激光束的波长带不同的第二激光束的第二激光源51R和52R；分色镜64，其被布置为反射第一激光束，使第二激光束穿透并复用第一激光束和第二激光束，以及与二向色镜64不平行布置的反射镜65，以反射第二激光束，并使第二激光束入射到第二激光束。二向色镜64。显微镜连接到医用光源设备，以引导从医用光源设备输出的光。选定的图：图3

