

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4476036号
(P4476036)

(45) 発行日 平成22年6月9日(2010.6.9)

(24) 登録日 平成22年3月19日(2010.3.19)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 1/06 (2006.01)

A 6 1 B 1/06 B

G 0 2 B 23/26 (2006.01)

G 0 2 B 23/26 B

H 0 1 S 5/0683 (2006.01)

H 0 1 S 5/0683

請求項の数 5 (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2004-176664 (P2004-176664)
 (22) 出願日 平成16年6月15日(2004.6.15)
 (65) 公開番号 特開2006-157 (P2006-157A)
 (43) 公開日 平成18年1月5日(2006.1.5)
 審査請求日 平成19年5月15日(2007.5.15)

(73) 特許権者 000113263
 H O Y A 株式会社
 東京都新宿区中落合2丁目7番5号
 (74) 代理人 100098235
 弁理士 金井 英幸
 (72) 発明者 佐々木 雅彦
 東京都板橋区前野町2丁目36番9号 ペ
 ンタックス株式会社内
 審査官 門田 宏

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 光源装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

内視鏡の挿入部内に引き通されてその挿入部の先端に射出端面が配置されたライトガイドの入射端面に対して光を供給する光源装置であって、

白色光源から発せられる白色光を平行光として前記ライトガイドの入射端面に向けて射出する白色光源部、

生体組織を励起させるための励起光として半導体レーザから放射されるレーザ光を、前記白色光の光路に直交する光路を通過する平行光として射出する励起光源部、

前記白色光の光路と前記励起光の光路とが交差する位置に配置され、前記白色光を透過させるとともに前記励起光の殆どを反射させることにより、前記白色光の光路と前記励起光の光路とを合成するダイクロイックミラー、

前記励起光源部から射出される前記励起光の光路上において、前記ダイクロイックミラーを挟んで前記励起光源部がある側とは反対側に配置され、前記ダイクロイックミラーを透過した前記励起光の光量を検出するセンサ、及び、

前記センサが検出した光量に基づいて、前記励起光源部の前記半導体レーザに入力される電気の電流量を制御する励起光出力制御部を備えることを特徴とする光源装置。

【請求項 2】

前記白色光源部は、前記白色光を周期的に遮蔽するためにその白色光の光路に繰り返し挿入されるシャッタを、更に備えるとともに、

10

20

前記励起光出力制御部は、前記シャッタが前記白色光を遮蔽している期間にのみ前記励起光が前記ダイクロイックミラーに入射するように、前記半導体レーザの前記励起光の出力タイミングを制御する

ことを特徴とする請求項 1 記載の光源装置。

【請求項 3】

前記シャッタは、開口が穿たれた円板の一部である

ことを特徴とする請求項 2 記載の光源装置。

【請求項 4】

前記白色光源部は、平行光として射出された白色光の光束径を縮小する光束径縮小光学系を、更に備える

10

ことを特徴とする請求項 1 , 2 又は 3 記載の光源装置。

【請求項 5】

前記ダイクロイックミラーと前記ライトガイドの入射端面との間に配置され、前記ダイクロイックミラーを透過した白色光、及び、前記ダイクロイックミラーによって反射された励起光を前記ライトガイドの入射端面に収斂させる集光レンズ

を更に備えることを特徴とする請求項 1 乃至 4 の何れかに記載の光源装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡の挿入部内に引き通されたライトガイドへ光を供給するための光源装置に、関する。

20

【背景技術】

【0002】

周知のように、生体組織は、特定の波長の光が照射されると、励起して蛍光を発する。また、腫瘍や癌などの病変が生じている異常な生体組織は、正常な生体組織よりも弱い蛍光を発する。この反応現象は、体腔壁下の生体組織によっても引き起こされ得る。近年、体腔壁下の生体組織に生じた異状をこの反応現象を利用して検出する内視鏡システムが、開発されている。

【0003】

この種の内視鏡システムの一つとして、二つの観察モードを備えた内視鏡システムがある。一つ目の通常観察モードでは、内視鏡システムは、白色光にて照明された体腔壁の通常観察画像を表示装置に表示する。二つ目の特殊観察モードでは、内視鏡システムは、参照画像に患部画像がスーパーインポーズされてなる特殊観察画像を、表示装置に表示する。ここで、参照画像は、白色光にて照明された体腔壁のカラー画像であり、患部画像は、病変部として算出された領域を示す画像である。このような特殊観察画像を表示装置に表示する技術を備えた内視鏡システムが、特許文献 1 に開示されている。

30

【0004】

上記の特殊観察モードでは、内視鏡システムは、内視鏡用プロセッサから、内視鏡の挿入部内に引き通されたライトガイドの入射端面へ、体腔内を照明するための白色光と、生体組織を励起させるための励起光とを、交互に供給する。挿入部が体腔内に挿入されていると、ライトガイドの射出端面から挿入部の先端の前方に向けて白色光が射出されたときには、体腔壁の表面に入射した白色光の一部がその表面で反射され、励起光が射出されたときには、励起光が照射された体腔壁下の生体組織が蛍光を放射する。すると、挿入部の先端内の対物光学系が、白色光により照明された体腔壁の像と蛍光による体腔壁の像とを撮像素子の撮像面に交互に形成し、撮像素子が、参照画像の画像データと蛍光画像の画像データとを内視鏡用プロセッサへ交互に出力する。

40

【0005】

このような内視鏡システムの中には、励起光源として、半導体レーザ（レーザダイオード）を内視鏡用プロセッサに備えているものがある。半導体レーザは、一対の電極上にそれぞれ設けられたクラッド層とそれらクラッド層に挟まれた活性層とからなる光学素子で

50

あり、活性層の一对の射出端面の間で光を往復させつつ誘導放射によって増幅させることによりレーザ光を発振する。この半導体レーザの活性層の射出端面は、レーザ光の一部を吸収して熱に変換するが、レーザ光の出力が所定量以上に大きくなりすぎると、その熱によって活性層の結晶が溶解してレーザ光の出力量が低下してしまう。この現象は、一般に、光学損傷（Catastrophic Optical Damage：C O D）と称されている。このような光学損傷を防止するため、半導体レーザを使用するにあたっては、光学損傷を生じさせる最小の光出力量の値から幾らか少ない値が、光出力の定格（作動限界）として設定される。

【 0 0 0 6 】

なお、半導体レーザでは、レーザ光は、活性層の一对の射出端面の双方から射出される。一方の射出端面から射出されるレーザ光は、正規な光として使用されるが、他方の射出端面から射出されるレーザ光は、その出力量をモニタリングするために使用される。モニタリング用のレーザ光は、フォトダイオードに入射され、その光量がフォトダイオードによって検出される。フォトダイオードは、光出力自動制御（Automatic Power Control：A P C）回路に接続されており、この光出力自動制御回路は、フォトダイオードが検出した光量に基づいて、半導体レーザに入力される電気の電流量を制御する。

【特許文献 1】特開 2 0 0 0 - 0 2 3 9 0 3 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 7 】

ところで、前述した半導体レーザにおいては、定電流の電気が入力されていたとしても、積算使用時間の増大に伴って光出力量が低下したり、温度変化や戻り光の影響によって光出力量が変動したりする。このように入力電流に対する光出力の効率が変化する場合には、半導体レーザに入力される電気の電流値を光出力量の変化に応じて変化させることにより、半導体レーザの光出力量を定格まで増やして安定させればよいが、従来、半導体レーザの光出力量を即時に且つ高精細に検出する方法が存在していなかった。

【 0 0 0 8 】

なお、半導体レーザにモニタリング用として取り付けられたフォトダイオードを利用して光出力量を検出する方法も考えられなくはないが、前述した特殊観察モードにおいては、励起光の射出期間が非常に短く、且つ、射出間隔が短いため、応答速度が遅く且つ信頼性が低いモニタリング用のフォトダイオードを、半導体レーザの光出力量を即時に且つ高精細に検出する手段として利用するには、問題があった。

【 0 0 0 9 】

本発明は、前述した従来技術が有する問題点に鑑みてなされたものであり、その課題は、内視鏡の挿入部内に引き通されたライトガイドの入射端面に白色光と励起光とを交互に供給する場合において、励起光源としての半導体レーザの効率が長期的又は短期的に変化するときでも、半導体レーザの光出力量を定格で正確に安定させることができる光源装置を、提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 0 】

上記の課題を解決するために発明された光源装置は、内視鏡の挿入部内に引き通されてその挿入部の先端に射出端面が配置されたライトガイドの入射端面に対して光を供給する光源装置であって、白色光源から発せられる白色光を平行光として前記ライトガイドの入射端面に向けて射出する白色光源部、生体組織を励起させるための励起光として半導体レーザから放射されるレーザ光を、前記白色光の光路に直交する光路を通過する平行光として射出する励起光源部、前記白色光の光路と前記励起光の光路とが交差する位置に配置され、前記白色光を透過させるとともに前記励起光の殆どを反射させることにより、前記白色光の光路と前記励起光の光路とを合成するダイクロイックミラー、前記励起光源部から射出される前記励起光の光路上において、前記ダイクロイックミラーを挟んで前記励起光源部がある側とは反対側に配置され、前記ダイクロイックミラーを透過した前記励起光の光量を検出するセンサ、及び、前記センサが検出した光量に基づいて、前記励起光源部の

前記半導体レーザに入力される電気の電流量を制御する励起光出力制御部を備えることを、特徴としている。

【 0 0 1 1 】

このように、白色光を透過させるとともに励起光の大部分を反射させるダイクロイックミラーが反射しきれなかった励起光の光量を、センサによって検出するようにすれば、この検出光量が半導体レーザによる励起光の出力量に比例していることから、励起光出力制御部は、この検出光量に基づいて、半導体レーザの励起光の出力量が所定量となるように、半導体レーザに入力される電気の電流量を制御することができる。然も、センサは、半導体レーザにモニタリング用として取り付けられる従来のフォトダイオードよりも、速い応答速度と測定量についての高い信頼性とを持つものとすることができ、そのうえ、容易に交換することができる。このため、白色光と励起光とを内視鏡の挿入部の先端から交互に射出する前述の特殊観察モードの時のように、励起光の射出期間が非常に短く、且つ、射出間隔が短い場合であっても、半導体レーザの光出力量を即時に且つ高精細に検出することができ、それゆえ、半導体レーザの光出力量を即時に且つ高精細にフィードバック制御することができる。

10

【発明の効果】

【 0 0 1 2 】

従って、本発明によれば、積算使用時間の増大に伴って光出力量が低下したり、温度変化や戻り光の影響によって光出力量が変動したりすることによって、半導体レーザの入力電流に対する光出力の効率が長期的又は短期的に変化した場合でも、半導体レーザの光出力量を定格で正確に安定させることができるようになる。

20

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 3 】

以下、添付図面に基づいて、本発明を実施するための形態について、説明する。

【 0 0 1 4 】

図 1 は、本発明の実施形態である電子内視鏡システムの構成図である。本実施形態の電子内視鏡システムは、電子内視鏡 10、本体装置 20、及び、表示装置 30 を、備えている。

【 0 0 1 5 】

電子内視鏡 10 は、光の届かない体腔内を観察するための器具である。図 2 は、電子内視鏡 10 の構成図である。電子内視鏡 10 は、挿入部 11、操作部 12、ケーブル部 13、及び、接続部 14 に、区分される。

30

【 0 0 1 6 】

挿入部 11 は、体腔内に挿入される部分であり、樹脂製の被覆管とこの被覆管に覆われた管状の骨格構造とを主要な構成としている。その骨格構造は、与えられた外力に応じて柔軟に屈曲するとともに、体腔壁を傷つけない程度に屈曲の状態を維持できる剛性を保有する。挿入部 11 の内部の構成については後述する。

【 0 0 1 7 】

操作部 12 は、各種スイッチ 121、アングルノブ 122、鉗子口 123、ホース継手 124 などを備えた部分であり、挿入部 11 の基端に接続されている。アングルノブ 122 は、挿入部 11 におけるその先端から基端に向かって所定の長さの部分に組み込まれた湾曲機構を遠隔操作するための把手であり、このアングルノブ 122 が操作されると、挿入部 11 の先端部分の湾曲状態が変化する。鉗子口 123 は、挿入部 11 の内部に鉗子チャンネルとして引き通された細管 101 へ、鉗子や剪刀や凝固電極などの処置具を挿入するための開口である。但し、図 1 では、鉗子口 123 には蓋がされている。ホース継手 124 は、挿入部 11 の内部に送気送水チャンネルとして引き通された細管 102 と図示せぬ送気送水装置から延びるホースとを接続するための口金であり、操作部 12 においてアングルノブ 122 がある側とは反対側に備えられている。

40

【 0 0 1 8 】

ケーブル部 13 は、各種の信号線 103 ~ 105 とそれら信号線 103 ~ 105 を覆う

50

樹脂製の管とを備えた電纜であり、その先端は、操作部 12 の側面に接続されている。ケーブル部 13 内に引き通された信号線 103 ~ 105 のうち、信号線 103 は、操作部 12 の各種スイッチ 121 に接続された信号線である。残りの信号線 104 , 105 については後述する。

【0019】

接続部 14 は、ケーブル部 13 の基端を本体装置 20 に着脱自在に装着するためのいわゆるコネクタである。接続部 14 は、本体装置 20 に装着された際に本体装置 20 に接する装着面に、端子 141 を備えている。この端子 141 の各電極には、ケーブル部 13 内に引き通された信号線 103 ~ 105 のうち、信号線 103 , 104 の端部が接続されている。

10

【0020】

これら各部 11 ~ 14 に区分される電子内視鏡 10 は、更に、束ねられた多数の光ファイバからなるライトガイド 106 を内蔵している。ライトガイド 106 は、接続部 14 , ケーブル部 13 , 操作部 12 , 及び、挿入部 11 内に順に引き通されており、ライトガイド 106 の基端は、接続部 14 における上記の装着面から突出する金属管 142 内に固定されている。ライトガイド 106 の先端部分は、それを構成する多数の光ファイバが二つの束に分けられてそれぞれ別個に束ねられることによって、二股に分岐しており、束ねられてなる各枝部の先端は、双方とも、挿入部 11 の先端に固定されている。

【0021】

この挿入部 11 の先端面には、図示されていないが、五個の貫通孔が形成されている。そのうちの二個の貫通孔には、鉗子チャンネルとしての細管 101 , 及び、送気送水チャンネルとしての細管 102 が接続されており、双方の貫通孔は、鉗子チャンネルの開口端 111 , 及び、送気送水チャンネルの開口端 112 として機能する。なお、送気送水チャンネルの開口端 112 には、細管 102 を通じて送られてきた液体や気体を後述の対物光学系 114 の表面に向けて噴出するための図示せぬノズルが、装着されている。

20

【0022】

また、残りの三個の貫通孔のうち、二個の貫通孔には、配光レンズ 113 , 113 が嵌め込まれている。図 2 に示されるように、二個の配光レンズ 113 , 113 には、それぞれ、ライトガイド 106 の先端部分に形成された各枝部の先端面が対向している。

【0023】

さらに、残りの一個の貫通孔には、第 1 レンズ 114 a が嵌め込まれている。第 1 レンズ 114 a は、挿入部 11 内に配置された第 2 レンズ 114 b 及び第 3 レンズ 114 c とともに、対物光学系 114 を構成する。対物光学系 114 は、挿入部 11 の先端に対向した被写体の像を形成する光学系である。第 1 レンズ 114 a と第 2 レンズ 114 b との間には、明るさ絞り 115 が配置されている。明るさ絞り 115 は、第 1 レンズ 114 a と第 2 レンズ 114 b との間を通過する光の量を制限する光学素子である。

30

【0024】

そして、挿入部 11 は、撮像素子 116 を更に内蔵している。撮像素子 116 は、二次元的に配列された多数の画素により構成される撮像面を有する単板のエリアイメージセンサであり、その撮像面上にはカラーフィルタがオンチップされている。撮像素子 116 は、その撮像面が対物光学系 114 の像面に一致する位置に、配置されている。

40

【0025】

ケーブル部 13 内に引き通された信号線 103 ~ 105 のうち、信号線 104 , 105 は、更に挿入部 11 に引き通されており、撮像素子 116 に接続されている。これら信号線 104 , 105 のうち、撮像素子 116 の出力側の信号線 104 は、前述したように、接続部 14 の端子 141 の電極に直接接続されている。その一方、撮像素子 116 の入力側の信号線 105 は、接続部 14 内に配置されたドライバ 143 に接続されており、このドライバ 143 の入力側の信号線 144 が、端子 141 の電極に接続されている。

【0026】

ドライバ 143 は、撮像素子 116 の駆動を制御するための回路である。本実施形態の

50

ドライバ１４３は、２フィールド：１フレームの飛越走査方式にて蓄積電荷を読み出させるように撮像素子１１６を制御する。

【００２７】

本体装置２０は、電子内視鏡１０を制御するためのプロセッサである。本体装置２０は、図１に示されるように、制御部２１，光源部２２，及び、画像処理部２３に、区分される。

【００２８】

制御部２１は、本体装置２０全体を制御するための機器であり、図示されてはいないが、各種の基準信号を生成してその信号の出力を制御するタイミングジェネレータを備えている。制御部２１に接続されたドライバ１４３，並びに、光源部２２，及び、画像処理部２３は、これら基準信号に従って各種の処理を進行する。

10

【００２９】

この制御部２１は、図示されてはいないが、電子内視鏡１０の接続部１４が本体装置２０に装着されると、接続部１４の端子１４１，及び、信号線１４４，１０３を介して、接続部１４内のドライバ１４３，及び、操作部１２の各種スイッチ１２１に接続される。

【００３０】

そして、制御部２１は、ドライバ１４３に接続されている状態では、そのドライバ１４３に基準信号を送出し続け、ドライバ１４３を通じて撮像素子１１６の駆動を制御する。

【００３１】

また、制御部２１は、操作部１２の各種スイッチ１２１のうちの 하나가操作されると、観察モードを、通常観察モード及び特殊観察モードの何れか一方に、切り替えるとともに、光源部２２及び画像処理部２３の動作状態を、切替後の観察モードに対応した動作状態へ変化させる。

20

【００３２】

光源部２２は、電子内視鏡１０のライトガイド１０６の基端面に光を供給するための機器である。なお、図示されてはいないが、電子内視鏡１０の接続部１４が本体装置２０に装着されると、接続部１４の金属管１４２が、光源部２２内に挿入され、ライトガイド１０６の基端が、光源部２２内に固定される。

【００３３】

図３は、光源部２２の構成図である。光源部２２は、白色光源装置２２１，光束径縮小光学系２２２，回転遮蔽板２２３，励起光源装置２２４，平行化レンズ２２５，ダイクロイックミラー２２６，集光レンズ２２７，センサ２２８，及び、システムコントローラ２２９から、構成されている。

30

【００３４】

白色光源装置２２１は、白色光を平行光として射出する装置であり、放物面鏡２２１ａ，キセノンランプ２２１ｂ，及び、出力制御回路２２１ｃを、主要な構成としている。放物面鏡２２１ａは、焦点から放射される光を平行光として反射する鏡である。キセノンランプ２２１ｂは、白色光を発光点から発するランプであり、その発光点は、放物面鏡２２１ａの焦点に配置されている。出力制御回路２２１ｃは、後述のシステムコントローラ２２９からの指示に従ってキセノンランプ２２１ｂの動作の開始及び停止を制御するとともに、キセノンランプ２２１ｂの動作時にそれへ供給する電力量を制御する回路である。

40

【００３５】

光束径縮小光学系２２２は、一对の凸レンズ２２２ａ，２２２ｂからなるケプラー型のアフォーカル光学系であり、白色光源装置２２１から平行光として射出される白色光の光束径を縮小する。

【００３６】

回転遮蔽板２２３は、図示せぬ略半円形の開口が一つだけ穿たれた円板である。その開口の円弧の中心は、回転遮蔽板２２３の外周円の中心に一致しており、回転遮蔽板２２３の中心は、モータ２２３ａの駆動軸の先端に固定されている。また、回転遮蔽板２２３は、光束径縮小光学系２２２から平行光として射出される白色光の光路に対し、垂直に挿入

50

されており、白色光は、回転遮蔽板 223 の偏心位置に入射する。このため、回転遮蔽板 223 が、モータ 223 a によってその駆動軸を回転中心として回転されると、光束径縮小光学系 222 から射出される白色光の光路には、図示せぬ開口が繰り返し挿入され、回転遮蔽板 223 における開口が無い部分によって白色光が周期的に遮蔽される。従って、回転遮蔽板 223 における開口が無い部分は、シャッタとして機能する。なお、モータ 223 a は、ドライブ回路 223 b によって制御される。ドライブ回路 223 b は、後述のシステムコントローラ 229 からの指示に従って、モータ 223 a の動作の開始及び停止を制御するとともに、モータ 223 a の動作時にそれへの電力の供給量を変化させて回転遮蔽板 223 の回転位相を制御する回路である。

【0037】

10

励起光源装置 224 は、蛍光の放射という現象を生体組織において引き起こさせるための励起光を射出する装置であり、半導体レーザ 224 a、出力制御回路 224 b、集光レンズ 224 c、及び、光ファイバ束 224 d を、主要な構成としている。半導体レーザ 224 a は、励起光として使用される波長帯域を持つレーザ光を発光点から放射する光学素子である。より具体的には、半導体レーザ 224 a は、一対の電極上にそれぞれ設けられたクラッド層とそれらクラッド層に挟まれた活性層とからなり、活性層の一対の射出端面の間で光を往復させつつ誘導放射によって増幅させることによりレーザ光を発振し、一方の射出端面を発光点としてレーザ光を放射する。

【0038】

出力制御回路 224 b は、後述のシステムコントローラ 229 からの指示に従って半導体レーザ 224 a の動作の開始及び停止を制御するとともに、半導体レーザ 224 a に入力される電気の電流量を制御する回路である。なお、この出力制御回路 224 b は、本発明に係る処理も行うが、それについては後述する。集光レンズ 224 c は、半導体レーザ 224 a から放射された励起光を収斂させるレンズである。光ファイバ束 224 d は、集光レンズ 224 c に収斂された励起光を、励起光源装置 224 から離れた位置へ導くための光学素子であり、その基端面は、集光レンズ 224 c による励起光の収束点に配置され、その先端部分は、その中心軸の延長線が光束径縮小光学系 222 の光軸に直交する位置に配置されている。

20

【0039】

平行化レンズ 225 は、焦点から射出される光を平行光に変換するコリメートレンズである。平行化レンズ 225 の焦点は、光ファイバ束 224 d の先端に位置し、その光軸は、光ファイバ束 224 d の先端部分の中心軸と同軸になっている。従って、平行化レンズ 225 は、光ファイバ束 224 d の先端から射出された励起光を平行光へ変換し、平行化レンズ 225 から平行光として射出される励起光の光路は、光束径縮小光学系 222 から平行光として射出される白色光の光路と垂直に交差する。

30

【0040】

ダイクロイックミラー 226 は、白色光を透過させるとともに励起光を反射する光学素子である。但し、ダイクロイックミラー 226 は、励起光を完全に反射するものではなく、励起光の 90 乃至 99 % を反射し、残りを透過させる。ダイクロイックミラー 226 は、光束径縮小光学系 222 の光軸と平行化レンズ 225 の光軸とが交差する位置に配置されており、光束径縮小光学系 222 の光軸に対して 45 ° 傾いているとともに、平行化レンズ 225 の光軸に対しても 45 ° 傾いている。そして、光束径縮小光学系 222 から平行光として射出された白色光が、ダイクロイックミラー 226 を透過するとともに、平行化レンズ 225 から平行光として射出された励起光の大部分が、ダイクロイックミラー 226 によって直角に反射されることにより、白色光と励起光とが同一の光路上を同じ方向へ進む。従って、ダイクロイックミラー 226 は、光路合成素子として機能する。

40

【0041】

このダイクロイックミラー 226 と回転遮蔽板 223 のモータ 223 a とは、物体を一方向に沿って平行移動させるための図示せぬステージ上に、設置されている。この図示せぬステージが駆動されると、ダイクロイックミラー 226 が、光束径縮小光学系 222 の

50

光軸と平行化レンズ 225 の光軸とが交差する位置から引き抜かれ、これと同時に、回転遮蔽板 223 が、光束径縮小光学系 222 から平行光として射出される白色光の光路から引き抜かれる。なお、ダイクロイックミラー 226 及び回転遮蔽板 223 が引き抜かれる方向は、図 3 においては、紙面に対して垂直な方向である。また、この図示せぬステージがそれとは逆方向に駆動されると、ダイクロイックミラー 226 が、光束径縮小光学系 222 の光軸と平行化レンズ 225 の光軸とが交差する位置に差し戻され、これと同時に、回転遮蔽板 223 が、光束径縮小光学系 222 から平行光として射出される白色光の光路に挿し入れられる。

【0042】

集光レンズ 227 は、平行光を収斂させるためのコンデンサレンズである。集光レンズ 227 は、ダイクロイックミラー 226 を透過した白色光の光路（すなわち当該ミラー 226 にて反射された励起光の光路）上に配置されており、電子内視鏡 10 の接続部 14 の金属管 142 内に固定されているライトガイド 106 の基端面に向けて、これら光を収斂させる。従って、ライトガイド 106 の基端面は、入射端面として機能し、挿入部 11 の先端に配置されるライトガイド 106 の先端面は、射出端面として機能する。

【0043】

センサ 228 は、受光面に入射した光の光量を示す電気信号を生成するフォトダイオードである。このセンサ 228 は、平行化レンズ 225 から平行光として射出される励起光の光路上において、ダイクロイックミラー 226 を挟んで平行化レンズ 225 がある側とは反対側に、配置されており、その受光面は、ダイクロイックミラー 226 に向けられている。従って、センサ 228 の受光面には、光ファイバ束 224d の先端から射出された励起光のうち、ダイクロイックミラー 226 を透過した 1 乃至 10 % の励起光が、入射することとなる。

【0044】

なお、このセンサ 228 は、生成した電気信号を増幅回路 228a へ出力する。増幅回路 228a は、電気信号を増幅することによって電気信号の示す値を増加させるための回路であり、励起光源装置 224 の出力制御回路 224b へ、増幅した電気信号を出力する。この電気信号の示す値は、半導体レーザ 224a から出力されたレーザ光の光量の値に比例しており、出力制御回路 224b は、入力された電気信号の示す値から、半導体レーザ 224a が出力しているレーザ光の光量の値を演算する。そして、出力制御回路 224b は、この半導体レーザ 224a に定格（作動限界）として設定された光出力量の値と、演算により得られたレーザ光の光量の値との差分に基づいて、半導体レーザ 224a から出力されるレーザ光の出力量が定格の光出力量となるように、半導体レーザに輸入される電気の電流値を変化させる。つまり、出力制御回路 224b は、ダイクロイックミラー 226 を透過した励起光の光量に基づいて、半導体レーザ 224a のレーザ光の出力量をフィードバック制御する。

【0045】

システムコントローラ 229 は、光源部 22 全体を制御するためのコントローラであり、白色光源装置 221、ドライブ回路 223b、励起光源装置 224、及び、図示せぬステージの駆動機構を制御する図示せぬドライブ回路に、接続されている。

【0046】

このシステムコントローラ 229 の制御内容を具体的に説明すると、まず、システムコントローラ 229 は、観察モードが通常観察モードへ切り替えられると、図示せぬステージを移動させることによって、光束径縮小光学系 222 の光軸と平行化レンズ 225 の光軸とが交差する位置からダイクロイックミラー 226 を引き抜き、これと同時に、光束径縮小光学系 222 と集光レンズ 227 との間の光路から回転遮蔽板 223 を引き抜き、さらに、白色光源装置 221 に対して白色光の射出を開始させる。これにより、白色光のみが集光レンズ 227 に入射するようになるので、電子内視鏡 10 の金属管 142 内のライトガイド 106 の入射端面には、白色光が連続して入射し、ライトガイド 106 の射出端面から挿入部 11 の先端の前方に向けて、白色光が連続して射出される。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 7 】

他方、観察モードが特殊観察モードへ切り替えられると、システムコントローラ 2 2 9 は、図示せぬステージを移動させることによって、光束径縮小光学系 2 2 2 の光軸と平行化レンズ 2 2 5 の光軸とが交差する位置にダイクロイックミラー 2 2 6 を差し戻し、これと同時に、光束径縮小光学系 2 2 2 と集光レンズ 2 2 7 との間の光路へ回転遮蔽板 2 2 3 を挿し入れ、さらに、白色光源装置 2 2 1 に対して白色光の射出を開始させ、モータ 2 2 3 a を制御することによって回転遮蔽板 2 2 3 を回転させ、励起光源装置 2 2 4 に対して励起光の周期的な射出を開始させる。このとき、システムコントローラ 2 2 9 は、前述した 1 フレーム中の第 1 フィールドの画像データに相当する電荷を撮像素子 1 1 6 が蓄積する間は、集光レンズ 2 2 7 に白色光を入射させ、1 フレーム中の第 2 フィールドの画像データに相当する電荷を撮像素子 1 1 6 が蓄積する間は、集光レンズ 2 2 7 に励起光を入射させる。これにより、電子内視鏡 1 0 の金属管 1 4 2 内のライトガイド 1 0 6 の入射端面には、白色光と励起光とが交互に入射するようになるので、ライトガイド 1 0 6 の射出端面から挿入部 1 1 の先端に向けて、白色光と励起光とが交互に射出される。

10

【 0 0 4 8 】

なお、この特殊観察モード下では、ダイクロイックミラー 2 2 6 を透過した励起光がセンサ 2 2 8 へ入射するので、励起光源装置 2 2 4 の出力制御回路 2 2 4 b は、前述したように、半導体レーザ 2 2 4 a のレーザ光の出力量をフィードバック制御する。但し、通常観察モード下では、システムコントローラ 2 2 9 の指示によって半導体レーザ 2 2 4 a からの励起光の出力が停止されるので、出力制御回路 2 2 4 b は、このフィードバック制御は行わない。

20

【 0 0 4 9 】

画像処理部 2 3 は、電子内視鏡 1 0 の挿入部 1 1 内の撮像素子 1 1 6 が生成する画像データに所定の処理を施してビデオ信号に変換するための機器である。なお、図示されていないが、電子内視鏡 1 0 の接続部 1 4 が本体装置 2 0 に装着されると、画像処理部 2 3 は、接続部 1 4 の端子 1 4 1 , 及び、電子内視鏡 1 0 の各部 1 1 ~ 1 4 内の信号線 1 0 5 を介して、挿入部 1 1 の先端内の撮像素子 1 1 6 に接続される。

【 0 0 5 0 】

図 4 は、画像処理部 2 3 の構成図である。画像処理部 2 3 は、前段処理回路 2 3 1 , R メモリ 2 3 2 r , G メモリ 2 3 2 g , B メモリ 2 3 2 b , マトリックス回路 2 3 3 , C メモリ 2 3 4 c , F メモリ 2 3 4 f , 演算回路 2 3 5 , 合成回路 2 3 6 , 及び、後段処理回路 2 3 7 から、構成されている。

30

【 0 0 5 1 】

前段処理回路 2 3 1 は、電子内視鏡 1 0 の挿入部 1 1 内の撮像素子 1 1 6 がアナログ信号の電送形態で出力した画像データのデータ形式を以後の処理に適切なデータ形式へと変換するための回路である。具体的には、前段処理回路 2 3 1 は、撮像素子 1 1 6 から繰り返し入力される画像データに対し、色分離, デジタル化, 色空間変換, 及び、カラーバランス等の一般的な処理を施す。前段処理回路 2 3 1 は、R メモリ 2 3 2 r , G メモリ 2 3 2 g , 及び、B メモリ 2 3 2 b に接続されているとともに、マトリックス回路 2 3 3 にも接続されており、前述した処理が施されてなる R G B の色成分毎の画像データを、順次、各メモリ 2 3 2 r , 2 3 2 g , 2 3 2 b とマトリックス回路 2 3 3 とにそれぞれ出力する。

40

【 0 0 5 2 】

R メモリ 2 3 2 r , G メモリ 2 3 2 g , 及び、B メモリ 2 3 2 b は、何れも、画像データを一時的に記録しておくための記憶装置である。なお、前述した R G B の色成分毎の画像データは、前段処理回路 2 3 1 からその色成分に対応するメモリ 2 3 2 r , 2 3 2 g , 2 3 2 b へ順次出力されるが、各メモリ 2 3 2 r , 2 3 2 g , 2 3 2 b が画像データを保存するか否かは、図示せぬメモリコントロール回路によって制御される。また、各メモリ 2 3 2 r , 2 3 2 g , 2 3 2 b に保存された画像データを出力するタイミングも、図示せぬメモリコントロール回路によって制御される。

50

【 0 0 5 3 】

具体的には、図示せぬメモリコントロール回路は、通常観察モード下では、R G Bの色成分毎の画像データを、前段処理回路 2 3 1 から送られてくるたびに、各メモリ 2 3 2 r , 2 3 2 g , 2 3 2 b に記録させ、後述の後段処理回路 2 3 7 が 1 フィールド分の画像データについての処理を開始するタイミングにて、出力させる。

【 0 0 5 4 】

他方、特殊観察モード下では、図示せぬメモリコントロール回路は、1 フレーム中の第 1 フィールドの画像データを各メモリ 2 3 2 r , 2 3 2 g , 2 3 2 b に記録させ、1 フレーム中の第 2 フィールドの画像データを各メモリ 2 3 2 r , 2 3 2 g , 2 3 2 b に記録させない。そして、図示せぬメモリコントロール回路は、各メモリ 2 3 2 r , 2 3 2 g , 2 3 2 b に記録されている R G B の色成分毎の画像データを、後述の後段処理回路 2 3 7 が第 1 フィールドの画像データについて処理を開始するタイミングにて出力させるとともに、同じ画像データを、後段処理回路 2 3 7 が第 2 フィールドの画像データについて処理を開始するタイミングにて出力させる。

10

【 0 0 5 5 】

マトリックス回路 2 3 3 は、R G B 画像データから輝度成分 (Y 成分) の画像データを生成するための回路である。C メモリ 2 3 4 c 及び F メモリ 2 3 4 f は、何れも、画像データを一時的に記録しておくための記憶装置である。なお、前述した輝度成分の画像データは、マトリックス回路 2 3 3 から C メモリ 2 3 4 c 及び F メモリ 2 3 4 f へ順次出力されるが、各メモリ 2 3 4 c , 2 3 4 f が画像データを保存するか否かは、図示せぬメモリコントロール回路によって制御される。また、これら各メモリ 2 3 4 c , 2 3 4 f に保存された画像データを出力するタイミングも、図示せぬメモリコントロール回路によって制御される。

20

【 0 0 5 6 】

具体的には、図示せぬメモリコントロール回路は、通常観察モード下では、C メモリ 2 3 4 c 及び F メモリ 2 3 4 f の何れに対しても、マトリックス回路 2 3 3 から出力される画像データを記録させない。

【 0 0 5 7 】

他方、特殊観察モード下では、図示せぬメモリコントロール回路は、1 フレーム中の第 1 フィールドの画像データの輝度成分を C メモリ 2 3 4 c に記録させ、1 フレーム中の第 2 フィールドの画像データの輝度成分を F メモリ 2 3 4 f に記録させる。

30

【 0 0 5 8 】

なお、特殊観察モードにおける第 1 フィールドの画像データは、挿入部 1 1 の先端の前方にある体腔壁の表面に入射した白色光のうちその表面で反射された光によって形成される像に基づいて、撮像素子 1 1 6 により生成されたものである。以下、この画像データを、便宜上、「参照画像データ」と表記する。

【 0 0 5 9 】

また、特殊観察モードにおける第 2 フィールドの画像データは、励起光が照射された体腔壁下の生体組織から放射される蛍光によって形成される像に基づいて、撮像素子 1 1 6 により生成されたものである。以下、この画像データを、便宜上、「蛍光画像データ」と表記する。

40

【 0 0 6 0 】

つまり、特殊観察モードでは、撮像素子 1 1 6 は、参照画像データと蛍光画像データとを交互に生成するので、マトリックス回路 2 3 3 からは、参照画像データの輝度成分と蛍光画像データの輝度成分とが、交互に出力される。そして、C メモリ 2 3 4 c には、参照画像データの輝度成分が記録され、F メモリ 2 3 4 f には、蛍光画像データの輝度成分が記録される。

【 0 0 6 1 】

演算回路 2 3 5 は、参照画像データの輝度成分と蛍光画像データの輝度成分とに基づいて新たな画像データを生成するための回路である。この演算回路 2 3 5 が行う処理内容を

50

具体的に説明すると、まず、演算回路 235 は、1 フレーム分の参照画像データ及び蛍光画像データの各輝度成分が C メモリ 234 c 及び F メモリ 234 f にそれぞれ記録されると、双方の画像データの輝度成分を、最大輝度値と最小輝度値との間の階調数が互いに等しくなるようにそれぞれ規格化する。続いて、演算回路 235 は、参照画像データの規格化後の輝度成分から蛍光画像データの規格化後の輝度成分を減算する（同一の座標における輝度値の差分を全座標のそれぞれについて算出する）。その後、演算回路 235 は、その減算の結果得られる差分データの各画素のうち、輝度値が所定の閾値を下回る画素の輝度値を 0 に変換し、変換後の差分データを、患部画像データとして、後述の後段処理回路 237 が第 1 フィールドの画像データについて処理を開始するタイミングにて出力するとともに、同じ患部画像データを、後述の後段処理回路 237 が第 2 フィールドの画像データについて処理を開始するタイミングにて出力する。

10

【0062】

合成回路 236 は、画像データ同士を合成するための回路であり、G メモリ 232 g と演算回路 235 とに接続されている。通常観察モード下では、G メモリ 232 g からは G 成分の画像データが入力されるが、演算回路 235 からは患部画像データが入力されない。そのため、合成回路 236 は、通常観察モード下では、G 成分の画像データに何の処理を施すこともなくそのままこれを出力する。一方、特殊観察モード下では、合成回路 236 は、G メモリ 232 g から G 成分の画像データが入力されるとともに、演算回路 235 から患部画像データが入力される。そして、合成回路 236 は、G 成分の画像データの画素群のうち、患部画像データにおける上記の閾値以上の輝度値を有する画素と同じ位置の画素群を、患部画像データのもので置換することによって、G 成分の画像データに患部画像データを合成し、合成後の画像データを出力する。なお、この合成により、G 成分の画像には、患部画像がオーバーレイされることとなる。

20

【0063】

後段処理回路 237 は、RGB の色成分毎の画像データのデータ形式を外部装置へ出力するのに適切なデータ形式へと変換するための回路である。具体的には、後段処理回路 237 は、R メモリ 232 r 及び B メモリ 232 b から出力される RB の色成分毎の画像データと、合成回路 236 から出力される画像データとに対し、アナログ化及びエンコーディング等の一般的な処理を施すことによって、飛越走査方式に準拠した例えば NTSC 信号などのビデオ信号を生成する。後段処理回路 237 は、生成したビデオ信号を、外部出力端子へ出力する。

30

【0064】

表示装置 30 は、画像を画面に表示するための装置である。表示装置 30 は、本体装置 20 の外部出力端子に接続されており、本体装置 20 の画像処理部 23 からビデオ信号の電送形態で出力された画像データに基づいて、画像を表示する。

【0065】

以上のように構成されるので、本実施形態の電子内視鏡システムは、以下に記述するように、作用する。

【0066】

本実施形態の電子内視鏡システムを使用して被験者に対して施術を行う術者は、表示装置 30 と本体装置 20 とを接続してそれぞれの主電源を投入した後、電子内視鏡 10 の接続部 14 を本体装置 20 に接続し、操作部 12 のスイッチ 121 を操作することによって通常観察モードに切り替える。すると、前述したように、光束径縮小光学系 222 の光軸と平行化レンズ 225 の光軸とが交差する位置からダイクロイックミラー 226 が引き抜かれ、これと同時に、光束径縮小光学系 222 と集光レンズ 227 との間の光路から回転遮蔽板 223 が引き抜かれ、さらに、白色光源装置 221 からは白色光が射出されるようになる。これにより、電子内視鏡 10 の挿入部 11 の先端からは、白色光が連続的に射出されるようになる。

40

【0067】

術者が、白色光を射出している挿入部 11 の先端を被験者の体腔内に挿入すると、白色

50

光が体腔内に照射されるようになり、体腔壁の表面に入射した白色光のうちその表面で反射された光の一部が、対物光学系 1 1 4 に入射して撮像素子 1 1 6 の撮像面に入射する。対物光学系 1 1 4 を透過した光によって撮像面上に形成された体腔壁の像は、撮像素子 1 1 6 によって画像データに変換され、画像処理部 2 3 において前述の処理が施された画像データとして表示装置 3 0 へ出力され、最終的に、カラーの通常観察画像として表示装置 3 0 に映し出される。術者は、この通常観察画像を見ることにより、体腔壁の状態を観察することができる。

【 0 0 6 8 】

次に、術者は、カラーの通常観察画像の観察を通じて選択した部位に対して、励起光を利用する特殊観察を行う場合、電子内視鏡 1 0 の操作部 1 2 のスイッチ 1 2 1 を操作することによって特殊観察モードに切り替える。すると、前述したように、光束径縮小光学系 2 2 2 の光軸と平行化レンズ 2 2 5 の光軸とが交差する位置にダイクロイックミラー 2 2 6 が差し戻され、これと同時に、光束径縮小光学系 2 2 2 と集光レンズ 2 2 7 との間の光路に回転遮蔽板 2 2 3 が挿し入れられ、さらに、この回転遮蔽板 2 2 3 が回転され、白色光源装置 2 2 1 からは白色光が射出されるようになり、励起光源装置 2 2 4 から励起光が周期的に射出されるようになる。これにより、電子内視鏡 1 0 の挿入部 1 1 の先端からは、白色光と励起光とが交互に射出されるようになる。なお、このとき励起光源装置 2 2 4 では、出力制御回路 2 2 4 b が半導体レーザ 2 2 4 a のレーザ光の出力量をフィードバック制御しているため、半導体レーザの光出力量が定格にて安定している。

【 0 0 6 9 】

白色光が挿入部 1 1 の先端から射出される期間では、体腔壁の表面に入射した白色光のうちその表面で反射された光の一部が、対物光学系 1 1 4 へ入射して撮像素子 1 1 6 の撮像面に入射する。対物光学系 1 1 4 を透過した光によって撮像面上に形成された体腔壁の像は、撮像素子 1 1 6 によって参照画像データに変換され、画像処理部 2 3 へ出力される。一方、励起光が挿入部 1 1 の先端から射出される期間では、励起光が照射された体腔壁下の生体組織が放射した蛍光の一部が、対物光学系 1 1 4 へ入射して撮像素子 1 1 6 の撮像面に入射する。対物光学系 1 1 4 を透過した蛍光によって撮像面上に形成された体腔壁の像は、撮像素子 1 1 6 によって蛍光画像データに変換され、画像処理部 2 3 へ出力される。

【 0 0 7 0 】

画像処理部 2 3 は、参照画像データと蛍光画像データとが一組入力される毎に、双方の画像データの輝度成分に基づいて患部画像データを生成し、患部画像データと参照画像データとを合成してなる画像データを、特殊観察画像データとして、表示装置 3 0 へ出力する。表示装置 3 0 は、ビデオ信号の形態で特殊観察画像データが入力されると、その特殊観察画像データに基づいて、参照画像に患部画像がスーパーインポーズされてなる特殊観察画像を映し出す。

【 0 0 7 1 】

術者は、このカラーの特殊観察画像を見ることにより、参照画像を通じて体腔壁の輪郭や凹凸を特定できるとともに、その参照画像の中において斑点状や塊状として緑色にて示された部分（患部画像中の輝度値が上記の閾値以上の部分）により、相対的に弱い蛍光を発する生体組織の集合体、すなわち、腫瘍や癌などの病変が生じている可能性の高い部位を、認識することができる。

【 0 0 7 2 】

以上に説明したように作用する本実施形態の電子内視鏡システムは、特殊観察モード下では、ダイクロイックミラー 2 2 6 が反射しきれなかった励起光の光量を、センサ 2 2 8 によって検出しているが、この検出光量が励起光源装置 2 2 4 の半導体レーザ 2 2 4 a によるレーザ光の出力量に比例していることから、システムコントローラ 2 2 9 は、この検出光量に基づいて、半導体レーザ 2 2 4 a のレーザ光の出力量が定格の出力量となるように、半導体レーザ 2 2 4 a に入力される電気の電流量を制御することができる。然も、このセンサ 2 2 8 は、半導体レーザ 2 2 4 a にモニタリング用として取り付けられる従来の

フォトダイオードよりも、速い応答速度と測定量についての高い信頼性を持つものとすることができ、そのうえ、容易に交換することができる。このため、白色光と励起光とを電子内視鏡 10 の挿入部 11 の先端から交互に射出する特殊観察モードの時のように、励起光の射出期間が非常に短く、且つ、射出間隔が短い場合であっても、システムコントローラ 229 は、半導体レーザ 224 a の光出力量を即時に且つ高精細に検出することができ、それゆえ、半導体レーザの光出力量を即時に且つ高精細にフィードバック制御することができる。

【0073】

従って、積算使用時間の増大に伴って光出力量が低下したり、温度変化や戻り光の影響によって光出力量が変動したりすることによって、半導体レーザ 224 a の入力電流に対する光出力の効率が長期的又は短期的に変化した場合でも、半導体レーザ 224 a の光出力量を定格で正確に安定させることができるようになる。

10

【図面の簡単な説明】

【0074】

【図1】本発明の実施形態である電子内視鏡システムの構成図

【図2】電子内視鏡の構成図

【図3】光源部の構成図

【図4】画像処理部の構成図

【符号の説明】

【0075】

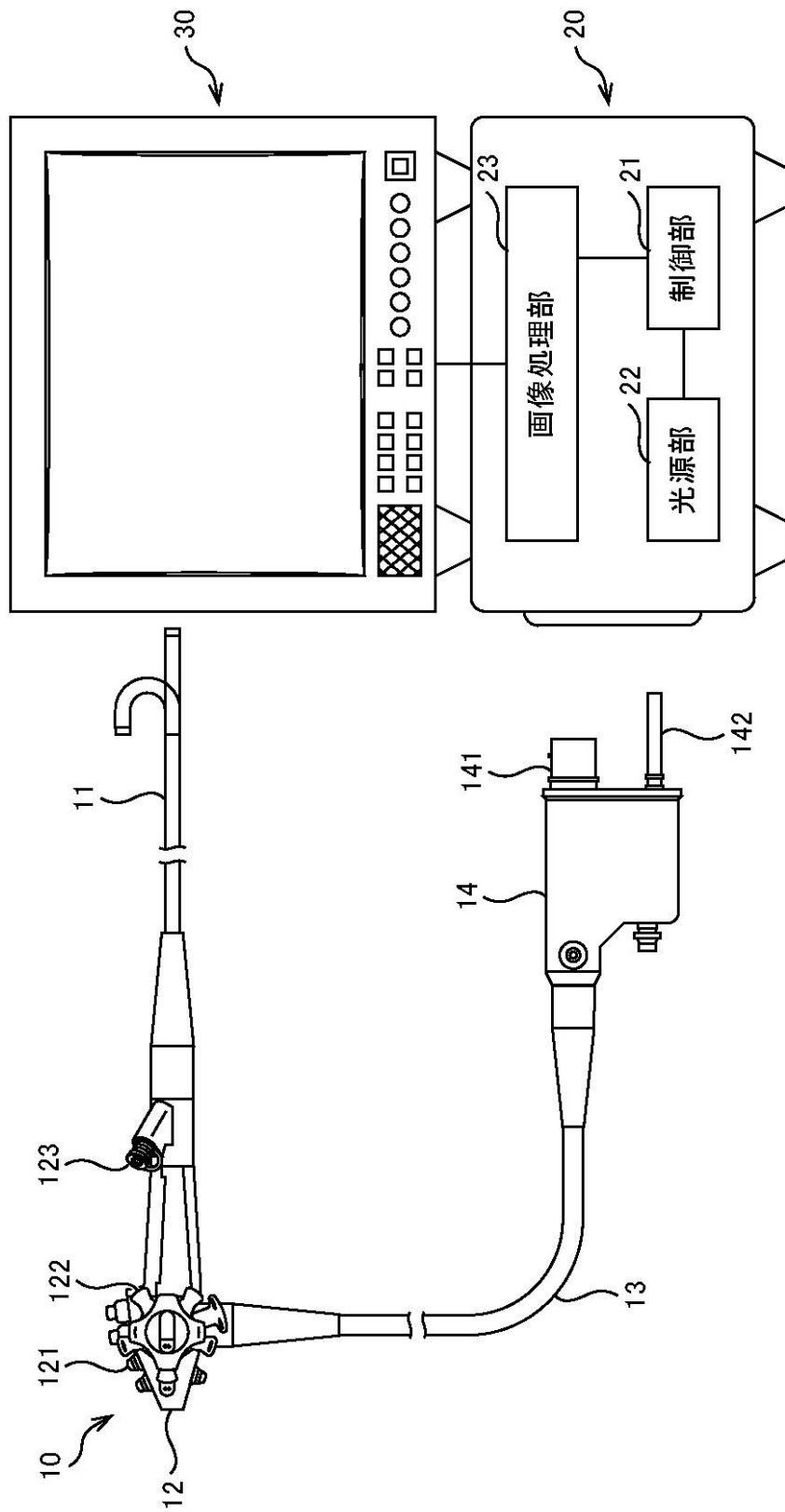
20

- 10 電子内視鏡
- 106 ライトガイド
- 11 挿入部
- 113 配光レンズ
- 114 対物光学系
- 116 撮像素子
- 12 操作部
- 121 スイッチ
- 13 ケーブル部
- 14 接続部
- 142 金属管
- 20 本体装置
- 21 制御部
- 22 光源部
- 221 白色光源
- 222 光束径縮小光学系
- 223 回転遮蔽板
- 224 励起光源
- 225 ダイクロイックミラー
- 226 集光レンズ
- 227 センサ
- 228 システムコントローラ
- 228 a 増幅回路
- 228 b 出力制御回路
- 23 画像処理部

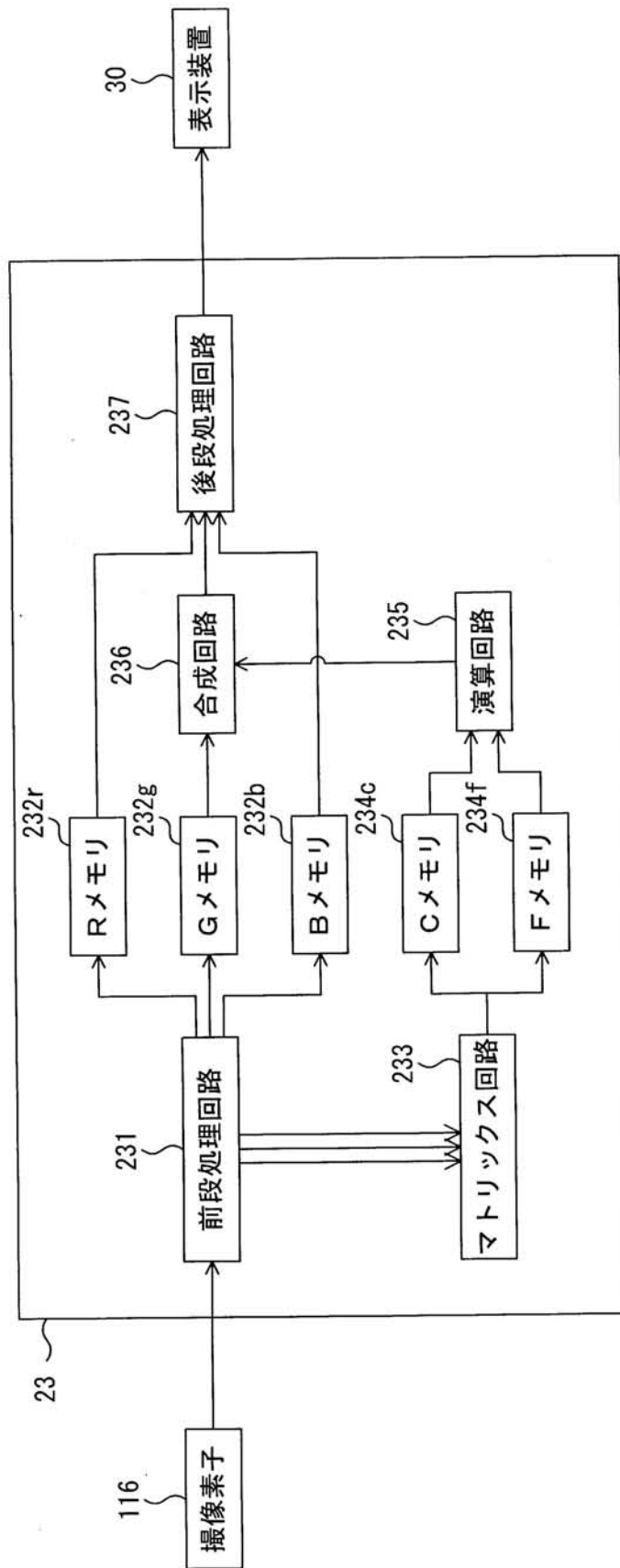
30

40

【図1】



【図4】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2003-46173(JP,A)
特開2001-258820(JP,A)
特開2003-164416(JP,A)
特開2002-153414(JP,A)
特開平1-144009(JP,A)
特開2003-19112(JP,A)
特開平10-239031(JP,A)
特開2002-158383(JP,A)
特開平6-194704(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B	1/00	-	1/326
G02B	23/24	-	23/26
H01S	5/0683		

专利名称(译)	光源装置		
公开(公告)号	JP4476036B2	公开(公告)日	2010-06-09
申请号	JP2004176664	申请日	2004-06-15
[标]申请(专利权)人(译)	旭光学工业株式会社		
申请(专利权)人(译)	宾得株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	佐々木雅彦		
发明人	佐々木 雅彦		
IPC分类号	A61B1/06 G02B23/26 H01S5/0683		
FI分类号	A61B1/06.B G02B23/26.B H01S5/0683 A61B1/00.511 A61B1/06.510 A61B1/06.610 A61B1/07.730 A61B1/07.735		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/CA02 2H040/CA08 2H040/CA09 2H040/CA11 2H040/DA41 2H040/GA02 2H040/GA11 4C061/GG01 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C061/QQ07 4C061/RR02 4C061/RR23 4C061/WW17 4C161/GG01 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/RR02 4C161/RR23 4C161/WW17 5F173/SA01 5F173/SA17 5F173/SC10 5F173/SE01 5F173/SF07 5F173/SF32 5F173/SF43 5F173/SF76		
审查员(译)	门田弘		
其他公开文献	JP2006000157A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种光源设备，即使当半导体激光器作为激发光源的效率在长期或短期内发生变化时，也可以精确地稳定白光和等级时的光学输出量。激发光交替地馈送到放置在内窥镜的插入管中的光导的入射端面。ŽSOLUTION：电子内窥镜系统的主体装置20内的光源部分22通过传感器228检测由透射白光并反射激发光的二向色镜未反射的激发光的量。由传感器228检测到的激发光由放大电路228a放大，并输入到输出控制电路224b中，输出控制电路224b控制发射激光束的半导体激光器224a的输出量作为激发光。输出控制电路224b瞬时且高度精确地控制以基于传感器检测到的激发光的量反馈半导体激光器的光输出量。Ž

