

(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2011-255015

(P2011-255015A)

(43) 公開日 平成23年12月22日(2011.12.22)

(51) Int.Cl.

A61B 1/06 (2006.01)
A61B 1/00 (2006.01)
G02B 23/26 (2006.01)

F 1

A 61 B 1/06
A 61 B 1/00
A 61 B 1/06
G 02 B 23/26

テーマコード(参考)

A 2 H 04 O
3 0 O P
B 4 C 06 1
B 4 C 16 1

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号
(22) 出願日

特願2010-132589 (P2010-132589)
平成22年6月10日 (2010.6.10)

(71) 出願人 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 100078880
弁理士 松岡 修平
(74) 代理人 100148895
弁理士 荒木 佳幸
(72) 発明者 小林 将太郎
東京都新宿区中落合2丁目7番5号 H O
Y A 株式会社内
F ターム(参考) 2H040 BA10 BA23 CA11 CA12 DA12
DA14 DA15 DA21 GA02 GA11
4C061 AA00 BB00 CC06 DD03 FF40
GG01 HH54 LL10 MM09 RR02
4C161 AA00 BB00 CC06 DD03 FF40
GG01 HH54 LL10 MM09 RR02

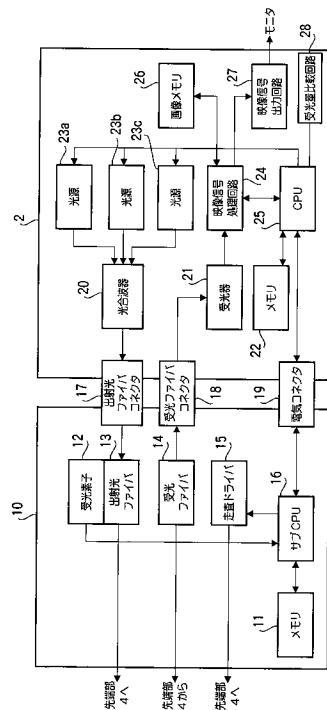
(54) 【発明の名称】内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】内視鏡装置において校正用治具を用いることなく照明光の光量を補正する。

【解決手段】所定の波長帯域を有する光を出射する光源と、光源からの光と光結合手段を介して結合され、該光を伝搬する出射光ファイバと、出射光ファイバにより伝搬された光を対象部位に走査させる走査手段と、出射光ファイバからの漏れ光を受光する受光素子と、受光素子の受光量に基づいて光源の出射光量を補正する光量補正手段と、を有することを特徴とする内視鏡装置を提供する。

【選択図】図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

所定の波長帯域を有する光を出射する光源と、
前記光源からの光と光結合手段を介して結合され、該光を伝搬する出射光ファイバと、
前記出射光ファイバにより伝搬された光を対象部位に走査させる走査手段と、
前記出射光ファイバからの漏れ光を受光する受光素子と、
前記受光素子の受光量に基づいて前記光源の出射光量を補正する光量補正手段と、を有する、
ことを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 2】

前記内視鏡装置は、前記受光素子の受光量を第1の閾値と比較する受光量比較手段をさらに有し、

前記光量補正手段は、前記受光量比較手段による比較の結果に基づいて前記光源の出射光量の補正を行う、
ことを特徴とする請求項1に記載の内視鏡装置。

【請求項 3】

前記光量補正手段は、
前記受光量比較手段による比較の結果が、前記受光素子の受光量が前記第1の閾値と異なることを示す場合は、前記光源の出射光量の補正を行い、

前記受光量比較手段による比較の結果が、前記受光素子の受光量が前記第1の閾値と等しいことを示す場合は、前記光源の出射光量の補正を行わない、
ことを特徴とする請求項2に記載の内視鏡装置。

【請求項 4】

前記受光量比較手段は、前記受光素子の受光量が前記第1の閾値と異なる場合に、該受光素子の受光量を該第1の閾値よりも小さい第2の閾値と比較し、

前記光量補正手段は、前記受光量比較手段による比較の結果が、前記受光素子の受光量が前記第2の閾値より小さいことを示す場合は、前記光源の出射光量の補正を行わない、
ことを特徴とする請求項3に記載の内視鏡装置。

【請求項 5】

前記内視鏡装置は、前記光源の出射光量の初期設定値に基づいて前記第1の閾値を設定する閾値設定手段をさらに有することを特徴とする請求項1から請求項4のいずれか一項に記載の内視鏡装置。

【請求項 6】

前記受光素子は、前記光結合手段の近傍に配置されていることを特徴とする請求項1から請求項5のいずれか一項に記載の内視鏡装置。

【請求項 7】

前記内視鏡装置は、前記受光量比較手段による比較の結果が前記受光素子の受光量が前記第2の閾値より小さいことを通知する通知手段をさらに有することを特徴とする請求項4から請求項6のいずれか一項に記載の内視鏡装置。

【請求項 8】

前記所定の波長帯域は、赤(R)、緑(G)、青(B)の各色光の波長を含み、
前記第1及び第2の閾値は、R, G, Bの光ごとに設定されており、

前記受光量比較手段は、前記光源からR, G, Bごとに出射された光を前記受光素子が受光する受光量を、R, G, Bの光ごとに前記第1の閾値と比較し、該受光素子の受光量が該第1の閾値と異なる場合に、該受光素子の受光量をR, G, Bの光ごとに前記第2の閾値と比較し、

前記光量補正手段は、R, G, Bの光ごとに、前記受光量比較手段による比較の結果が前記受光素子の受光量が前記第2の閾値より小さいことを示す場合は、前記光源の出射光量の補正を行う、
ことを特徴とする請求項4から請求項7のいずれか一項に記載の内視鏡装置。

10

20

30

40

50

【請求項 9】

前記所定の波長帯域は、前記受光素子の受光感度が低い波長を含み、

前記受光素子の受光面、該受光素子の近傍、前記出射光ファイバのうち少なくとも1つに、該受光素子の受光感度が低い波長にて励起して蛍光を発する蛍光部材が塗布されている、

ことを特徴とする請求項1から請求項8のいずれか一項に記載の内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、内視鏡装置に関し、より詳しくは、光源を制御して内視鏡の撮像に使用される照明光の光量を補正する装置に関する。 10

【背景技術】**【0002】**

医師が患者の体腔内を観察するときに使用する装置として、内視鏡が一般的に知られている。内視鏡を使用する医師は、内視鏡の挿入部を体腔内に挿入し、挿入部の先端部を観察対象部位の近傍に導く。そして、先端部に内蔵された撮像素子により体腔内の画像が撮像される。体腔内で撮像された画像信号は、内視鏡からビデオプロセッサへ送信される。ビデオプロセッサは、受信した画像信号に所定の処理を行って体腔内の画像をモニタに表示する。医師はモニタに表示される体腔内の画像を観察して検査や施術などを行う。 20

【0003】

従来の一般的な内視鏡では、CCD (Charge Coupled Device) やCMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) など、観察画像を取得するための撮像素子が用いられているが、これらの代替となるものとして特許文献1に開示される次世代の撮像システムが提案されている。この撮像システムでは、走査用光ファイバとレーザ光を用いて観察対象部位を走査し、観察対象部位のドット毎の色情報を得て画像化する。 30

【0004】

特許文献1には、このような撮像システムを用いた従来の走査型内視鏡における、内視鏡挿入部の先端部が示されている。円筒型の圧電素子に走査用の光ファイバが挿し通されている。圧電素子には電極が設けられ、この電極によって圧電素子が駆動される。圧電素子は、固定材によって挿入部のシース内に固定されているとともに、接着剤によって走査用光ファイバと接合されている。 30

【0005】

圧電素子は光ファイバの先端部を共振させ、これによって、光ファイバの先端部が螺旋状に走査され、かかる螺旋状の走査が所定の周期で繰り返される。この所定の周期で光ファイバから出射された光は、光学レンズによって観察対象物に集光され、観察対象物上を上記の走査パターンで走査し、観察対象物からの反射光は、光ファイバを中心として円環状に配置された複数の受光用の光ファイバを伝搬してビデオプロセッサ内の受光部に到達する。なお、走査用の光ファイバ先端の螺旋状の走査が所定周期で繰り返し実行され、これにより、フルカラー画像がモニタに表示される技術原理は、特許文献1のほか、特許文献2や非特許文献1などの技術文献に記載されている。 40

【先行技術文献】**【特許文献】****【0006】**

【特許文献1】米国特許第6,563,105号明細書

【特許文献2】米国特許第6,856,712号明細書

【非特許文献】**【0007】**

【非特許文献1】SPIE会報、オプティカルエンジニアリング、2006年2月、第6083巻、シーベルその他「フルカラー走査型ファイバ内視鏡」 Seibel et al. "A full-color scanning fiber endoscope" Proceeding of SPIE, Vol. 6083, Optical Engin 50

eering, February, 2006

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

上記の従来の走査型内視鏡システムにおいては、ビデオプロセッサにおいて光源から出射されたレーザ光を伝搬するための光ファイバと内視鏡においてレーザ光を挿入部の先端に導光するための出射光ファイバとを、内視鏡及びビデオプロセッサに設けられた光コネクタを光結合手段として用いて接続する。そして、挿入部の先端から出射されるレーザ光の光量が所定光量を超えないようにするため、ビデオプロセッサ側に設けられた、挿入部先端を差し込むことができる校正用治具により、光源の出射光量を初期化する必要がある。校正用治具は非滅菌とされることが多いため、医療用装置を扱う現場では、滅菌済みの内視鏡を非滅菌の治具と接触させなければならない。従って、校正時に衛生管理上の懸念が生じる。また、仲介治具を別途用いて内視鏡と校正用治具を接続する場合、仲介治具の製造コストや校正時における仲介治具の取り付け及び取り外しに伴う作業の手間など、新たな問題が生じる可能性がある。さらに、術者が校正作業を行わずに施術を開始した場合、施術開始時に危険域とみなされる光量にて照明光が出射されたり、照明光が所望の光量に満たず施術に支障をきたしたりする可能性がある。

10

【0009】

また、内視鏡とビデオプロセッサとの接続を繰り返し行うことにより、光コネクタの接続部における端面の劣化、端面に生じたキズ、端面に付着したゴミ、端面のずれなどが原因で、光量損失が発生する。光コネクタにおける光量損失が大きい場合、照明光の光量が低下するため内視鏡の撮像画像の画質が低下する可能性がある。また、内視鏡側の光量の損失を補うためにビデオプロセッサ側の光源のレーザ出力を上げる場合、光源からの出射光量が過剰になる可能性もある。

20

【0010】

本発明は上記の事情に鑑みてなされたものである。本発明の目的は、対象部位の撮像に用いられる照明光の伝搬における光量損失、特に照明光の伝搬経路上に用いられる光コネクタにおける光量損失を検知して、照明光の光量を補正する内視鏡装置を提供することである。

30

【課題を解決するための手段】

【0011】

本発明の一実施形態による内視鏡装置は、所定の波長帯域を有する光を出射する光源と、光源からの光と光結合手段を介して結合され、該光を伝搬する出射光ファイバと、出射光ファイバにより伝搬された光を対象部位に走査させる走査手段と、出射光ファイバからの漏れ光を受光する受光素子と、受光素子の受光量に基づいて光源の出射光量を補正する光量補正手段とを有する。また、内視鏡装置は、受光素子の受光量を第1の閾値と比較する受光量比較手段をさらに有し、光量補正手段は、受光量比較手段による比較の結果に基づいて光源の出射光量の補正を行う。

【0012】

好ましくは、光量補正手段は、受光量比較手段による比較の結果が、受光素子の受光量が第1の閾値と異なることを示す場合は、光源の出射光量の補正を行い、受光量比較手段による比較の結果が、受光素子の受光量が第1の閾値と等しいことを示す場合は、光源の出射光量の補正を行わない。

40

【0013】

さらに、受光量比較手段は、受光素子の受光量が第1の閾値と異なる場合に、受光素子の受光量を第1の閾値よりも小さい第2の閾値と比較し、光量補正手段は、受光量比較手段による比較の結果が、受光素子の受光量が第2の閾値より小さいことを示す場合は、光源の出射光量の補正を行わない。

【0014】

さらに好ましくは、内視鏡装置は、光源の出射光量の初期設定値に基づいて第1の閾値

50

を設定する閾値設定手段をさらに有する。従って、光量補正時における光源の出射光量を施術用の初期設定値よりも小さい値に設定して行うことで、光源からの出射光量を確実に安全域に収めて光量補正を行うことができ、光量補正時の安全性を向上させることができ。また、受光素子は、光結合手段の近傍に配置されている。これにより、光結合手段における光量損失をより精度良く検知して光量補正を行うことができる。そして、内視鏡装置は、受光量比較手段による比較の結果が受光素子の受光量が第2の閾値より小さいことを通知する通知手段をさらに有する。

【0015】

また、所定の波長帯域は、赤(R)、緑(G)、青(B)の各色光の波長を含み、第1及び第2の閾値は、R、G、Bの光ごとに設定されており、受光量比較手段は、光源からR、G、Bごとに射出された光を受光素子が受光する受光量を、R、G、Bの光ごとに第1の閾値と比較し、受光素子の受光量が第1の閾値と異なる場合に、受光素子の受光量をR、G、Bの光ごとに第2の閾値と比較し、光量補正手段は、R、G、Bの光ごとに、受光量比較手段による比較の結果が受光素子の受光量が第2の閾値より小さいことを示す場合は、光源の出射光量の補正を行う。そして、所定の波長帯域は、受光素子の受光感度が低い波長を含み、受光素子の受光面、受光素子の近傍、出射光ファイバのうち少なくとも1つに、受光素子の受光感度が低い波長にて励起して蛍光を発する蛍光部材が塗布されている。これにより、光源がR、G、Bの各色光を射出するLEDにより構成され可視光観察を行う内視鏡装置においても、光源から特定の短波長の光のみを射出して特殊光観察を行う内視鏡においても、好適に光源の出射光量を制御することができる。

10

20

30

40

50

【発明の効果】

【0016】

本発明の内視鏡装置によれば、工場出荷時や初期接続時における受光素子の受光量に基づいて閾値を設定し、該閾値に基づいて光源(複数の波長を用いる場合は各波長の光)の光量補正を行うことにより、光源の出射光量を好適な値に設定して施術を行うことができる。また、複数の波長の光を用いて施術を行う場合は、各波長の光量のバランスも調整することができる。さらに、校正用治具を用いる必要がないため、内視鏡先端の滅菌状態を維持しつつ光量補正を実行することができ、治具の滅菌などの作業の手間も省くことができる。

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図1】図1は、本発明の実施形態における内視鏡装置を示す模式図である。

【図2】図2は、本発明の第1の実施形態における内視鏡装置の一部を示すブロック図である。

【図3】図3は、本発明の第1の実施形態における内視鏡装置の一部を示す模式図である。

【図4】図4は、本発明の第1の実施形態における内視鏡装置の一部を示す模式図である。

【図5】図5(a)～(c)は、本発明の第1の実施形態における内視鏡装置の受光素子の特性を示すグラフである。

【図6】図6(a)～(c)は、本発明の第1の実施形態における内視鏡装置による光量補正処理のフローチャートである。

【図7】図7は、本発明の第2の実施形態における内視鏡装置の一部を示すブロック図である。

【図8】図8は、本発明の第2の実施形態における内視鏡装置の一部を示す模式図である。

【図9】図9(a)～(c)は、本発明の第2の実施形態における内視鏡装置の受光素子の特性を示すグラフである。

【図10】図10は、本発明の第2の実施形態における内視鏡装置の一部を示す模式図である。

【発明を実施するための形態】

【0018】

以下、図面を参照して、本発明の実施形態における内視鏡装置について説明する。なお、複数の図にまたがって同じ部材を示す場合は同じ符号を付すこととする。

【0019】

図1に第1の実施形態における内視鏡装置100の模式図を示す。図に示すように、内視鏡装置100は、対象部位を撮像するための走査型の内視鏡1を有する。内視鏡1は、可撓性を有するシースによって外装された可撓管6を備える。可撓管6の先端には、硬質性を有する樹脂によって外装された先端部4が連結されている。なお、可撓管6と先端部4とは、湾曲部5によって連結されている。湾曲部5は、可撓管6の基端に連結された操作部7に回動自在に設けられたアングルノブ8によって屈曲自在に構成されている。湾曲部5の屈曲機構は、一般的な内視鏡に組み込まれている周知の機構であり、アングルノブ8の回動操作に連動した操作ワイヤの牽引によって湾曲部5を屈曲させる。上記操作による屈曲動作に応じて先端部4の方向が変わることにより、内視鏡1による撮像領域が変更される。操作部7はユニバーサルケーブル9及び基部10を介してビデオプロセッサ2に接続されている。さらにビデオプロセッサ2はモニタ3に接続されている。

10

【0020】

図2は、内視鏡1の基部10及びビデオプロセッサ2の構成を示すブロック図である。基部10とビデオプロセッサ2とは、出射光ファイバコネクタ17、受光ファイバコネクタ18、電気コネクタ19を介して光学的又は電気的に接続される。ビデオプロセッサ2の光源23a～23cからはそれぞれR, G, Bの各色に対応する波長の光が出射される。光源23a～23cから出射された光は、それぞれ光合波器20に導光されて白色光に合波される。光合波器20にて合波された白色光は、光ファイバによって出射光ファイバコネクタ17に伝搬される。光結合手段である出射光ファイバコネクタ17には、出射光ファイバ13が接続されている。出射光ファイバ13は、内視鏡1の基部10からユニバーサルケーブル9、操作部7、可撓管6、湾曲部5に挿通され、先端部4まで延在している。よって、出射光ファイバコネクタ17に伝搬された白色光は、先端部4における出射光ファイバ13の出射端まで伝搬される。

20

【0021】

先端部4に設けられた走査手段により、出射光ファイバ13の出射端は螺旋状の軌跡を描くように移動され、該出射端から出射された白色光は対象部位に進行する。対象部位により反射された戻り光としての白色光は、先端部4に配置された受光ファイバ14の端面に入射する。なお、先端部4における構成及び走査手段の動作の詳細については後述する。受光ファイバ14は、出射光ファイバ13と同様に、基部10からユニバーサルケーブル9、操作部7、可撓管6、湾曲部5に挿通され、先端部4まで延在している。よって、対象部位からの戻り光は、先端部4から基部10に伝搬される。そして、受光ファイバ14により基部10に伝搬された戻り光は、受光ファイバコネクタ18及び光ファイバを介してビデオプロセッサ2の受光器21に導光される。受光器21において、戻り光はダイクロイックミラーやダイクロイックプリズムなどの光学素子によってR, G, Bの各成分に分離されて各成分検出用の光電子増倍管に導かれる。各光電子増倍管で検出されたR, G, B各成分の光は光電変換された後、映像信号処理回路24に送られる。

30

【0022】

映像信号処理回路24は、入力された信号に、クランプ、ニー、補正、補間処理、AGC (Auto Gain Control)などの種々の信号処理を施した後、処理した信号をデジタル信号列に変換して画像メモリ26に出力する。画像メモリ26は、入力された画像信号をフレーム単位でバッファリングする。映像信号処理回路24は、画像メモリ26から所定のタイミングで書き出された画像信号を映像信号出力回路27に送る。映像信号出力回路27は、画像信号をNTSC (National Television System Committee) やPAL (Phase Alternating Line)などの所定の規格に準拠した映像信号に変換して、モニタ3に出力する。これにより、対象部位のカラー画像がモニタ3に表示される。

40

50

【0023】

基部10のメモリ11には、内視鏡1に関する情報が記憶されている。サブCPU16は、メモリ11から先端部4の走査手段の動作に必要な情報を読み出して走査ドライバ15に必要な設定値を指定する。また、内視鏡1をビデオプロセッサ2に接続したときに、サブCPU16は、メモリ11に記憶されている情報のうち内視鏡1の識別情報や走査手段のプロパティ情報など、ビデオプロセッサ2内の処理に必要な情報を電気コネクタ19を介してビデオプロセッサ2のCPU25に送信する。

【0024】

CPU25は、サブCPU16から電気コネクタ19を介して取得した情報をメモリ22に格納する。CPU25は、走査手段などの内視鏡1の制御に必要な信号をサブCPU16に送る。また、CPU25は、光源23a～23cの光量の制御や映像信号処理回路24における画像処理の制御を行う。

10

【0025】

ここで、図3を参照しながら内視鏡1の先端部4の構成について詳しく説明する。図3に示すように、挿入部4の長手方向にZ軸を定め、挿入部4の先端側に向かう方向を正のZ方向とする。そして、Z軸に垂直な平面をXY直交座標系の平面(XY平面)とする。紙面に垂直で奥に進む方向を正のX方向、紙面上方向を正のY方向とする。出射光ファイバ13の先端側の中途部は、圧電素子30及び電極31などから構成された円筒型あるいは箱型の圧電素子ユニットに挿し通されており、接着剤35によって圧電素子ユニットの先端と接着固定されている。圧電素子ユニットは固定材33によってシース34内に固定されている。電極31には電線32a～32dが接続されており、各電線は、基部10の走査ドライバ15内のX軸ドライバ(図示せず)又はY軸ドライバ(図示せず)に接続される。

20

【0026】

圧電素子30は出射光ファイバ13の先端を共振させる一対のアクチュエータからなる。アクチュエータは圧電アクチュエータである。X軸ドライバは、走査ドライバ15から送信される駆動制御信号に基づいて一方のアクチュエータに第1の交流電圧を印加する。また、Y軸ドライバは、走査ドライバ15から送信される駆動制御信号に基づいて他方のアクチュエータに第1の交流電圧と同一の周波数で位相が直交する第2の交流電圧を印加する。

30

【0027】

2つのアクチュエータは印加される第1及び第2の交流電圧に応じて振動し、出射光ファイバ13の先端のX軸方向及びY軸方向への共振運動を生じさせる。その結果、出射光ファイバ13の先端の出射端は、アクチュエータが発生させるX軸方向及びY軸方向への運動エネルギーの合成により、XY平面に近似する面上において挿入部4の中心軸AXを中心とする所定半径の円の軌跡を描く。

【0028】

そして、出射光ファイバ13の先端が所定半径の円の軌跡を描いている状態で、アクチュエータへの交流電圧の印加が停止され、出射光ファイバ13の先端の共振が減衰する。この減衰により、出射光ファイバ13の先端はXY平面に近似する面上において渦巻パターンの軌跡を描きながら中心軸AXに向かい、最終的に中心軸AX上で停止する。出射光ファイバ13の先端が中心軸AX上で停止した後、再びそれぞれのアクチュエータに交流電圧が印加され、出射光ファイバ13の先端は上記所定半径の円の軌跡を描く状態になる。こうして出射光ファイバ13の先端は上記動作を繰り返す。出射光ファイバ13から出射された白色光は、対象部位によって反射され、受光ファイバ14の先端面に入射する。

40

【0029】

次に図4を参照しながら、本実施形態における光量補正について説明する。内視鏡1の基部10内において、出射光ファイバ13の近傍に受光素子12が出射光ファイバ13と対向するように設けられている。受光素子12としてはフォトダイオードやアバランシェフォトダイオード、光電子増倍管などが用いられる。受光素子12は、内視鏡1の基板上

50

に配置されている。出射光ファイバ13の側面からの漏れ光は、受光素子12によって受光され、信号処理回路42において受光量が電気信号に変換されてA/D変換された後、信号出力部43を介してサブCPU16に出力される。

【0030】

ここで図5(a)～(c)のグラフを参照しながら、受光素子12の感度や出力信号の信号量について説明する。図5(a)に示すような、光量が同一すなわち出力が同一であるR,G,Bの各波長の光を受光素子12に受光させる場合を考える。受光素子12は、図5(b)のグラフに示すように、短波長から長波長に向かって感度が上がる受光感度特性を有する。従って、受光素子12の最大感度における出力信号の信号量を100とするとき、同一光量のR,G,Bの各波長の光を受光した受光素子12は、図5(c)に示すようにR,G,B光に対して出力信号の信号量がそれぞれ90,70,30と、異なる信号量の信号を出力する。

10

【0031】

図6(a)～(c)には、本実施形態における光量補正処理のフローチャートを示す。なお、本実施形態では、R,G,B各光の初期設定値に基づく光源23a～23cの出射光量 S_{R0} , S_{G0} , S_{B0} 、初期設定値にて光源23a～23cからR,G,Bの各光を出射した場合の受光素子12における受光量 O_{R0} , O_{G0} , O_{B0} などのデータを工場出荷時にあらかじめメモリ11,22に記憶しておく。本実施形態では、R,G,B光のうちR光の光量補正を最初に行う。図6(a)にR光の光量補正処理のフローチャートを示す。まず、ステップS101において、CPU25がビデオプロセッサ2のメモリ22から S_{R0} , S_{G0} , S_{B0} の各値を読み出し、内視鏡1のメモリ11から O_{R0} , O_{G0} , O_{B0} の各値を読み出し、工場出荷時のデータを読み出した後でステップS103に進む。

20

【0032】

ステップS103において、受光量比較回路28は、光源23aの出力が S_{R0} の50%である場合の受光素子12における受光量 O_{R1} を計算する。ここで、光量補正時に保証するために光源23aの出力を S_{R0} の50%を設定している。従って、光源の出力を工場出荷時の値より小さい値に設定することにより、光量補正時における光源の出射光量を確実に安全域に収めることができる。もちろん、任意の割合を採用してもよいし、工場出荷時の値 S_{R0} に設定して光源23を出力してもよい。次に、ステップS105において、出射光量を S_{R0} の50%に設定して光源23aからR光の出射を行う。そして、ステップS107において、受光素子12による受光量 O_{R2} を測定し、測定結果がCPU25を介して受光量比較回路28に送られる。

30

【0033】

ステップS109において、受光量比較回路28は O_{R2} と O_{R1} の比較を行い、これら2つの値がほぼ等しいか否かの判定を行う。CPU25は、値がほぼ等しいと判定された場合は、光源23aの光量を補正する必要はないとみなしてR光の光量補正処理を終了し、G光の光量補正処理に移る。また、 O_{R2} と O_{R1} がほぼ等しいと判定されない場合は、光源23aの光量を補正する必要があるとみなしてステップS111に進む。

40

【0034】

ステップS111では、受光量比較回路28が O_{R2} が O_{R1} の20%以下であるか否かを判定する。 O_{R2} が O_{R1} の20%以下である場合は、出射光ファイバコネクタ17の接続部にゴミの付着や大きなキズ、軸ずれなどの致命的な欠陥が発生しているために出射光ファイバ13を伝搬するR光の光量が極端に低下している可能性が高い。そこで、光量補正処理を行わずにステップS113に進んでモニタ3にエラー表示を行い、本実施形態の光量補正処理を終了する。モニタ3に当該エラーが表示された場合は、術者は出射光ファイバコネクタ17のゴミの除去や交換などの作業を適宜行った上で、本実施形態の光量補正処理を再度実行する。 O_{R2} が O_{R1} の20%以下でない場合は、上記のような致命的な欠陥が発生している可能性は低く、エラーを表示して術者にゴミの除去や交換の作業を促す必要はないとみなすことができるため、ステップS115に進み、CPU25は

50

光量補正手段として、受光素子12の受光量が O_{R1} になるまで光源23aの出射光量を変更する処理を行う。 $O_{R2} = O_{R1}$ になったらR光の光量補正処理を終了して、G光の光量補正処理に移る。なお、ステップS109における O_{R2} と O_{R1} がほぼ等しいか否かの判定の基準としては、 O_{R2} と O_{R1} の差が O_{R1} の10%以内や20%以内に収まるか否かなどの許容範囲を用いることができる。また、ステップS111においては、 O_{R2} が O_{R1} の20%以下であるか否かを判定する代わりに、 O_{R2} が O_{R1} の50%以下であるか否かを判定することができる。これにより、致命的な欠陥が発生している可能性が高いとは必ずしも言えない場合でも、エラー表示を行って術者に出射光ファイバコネクタの状態をチェックするように促す構成とすることができます。

【0035】

10

次に、図6(b)を参照しながら、G光の光量補正処理について説明する。ステップS201において、受光量比較回路28は、光源23bの出力が S_{G0} の50%である場合の受光素子12における受光量 O_{G1} を計算する。ここでも、光源23bの出力は、 S_{G0} の50%以外の任意の割合を設定してもよいし、工場出荷時の値 S_{G0} に設定してもよい。次に、ステップS203において、出射光量を S_{G0} の50%に設定して光源23bからG光の出射を行う。そして、ステップS205において、受光素子12による受光量 O_{G2} を測定し、測定結果が受光量比較回路28に送られる。

【0036】

ステップS207において、受光量比較回路28が O_{G2} と O_{G1} の比較を行い、これら2つの値がほぼ等しいか否かの判定を行う。CPU25は、値がほぼ等しいと判定された場合は、光源23bの光量を補正する必要はないとみなしてG光の光量補正処理を終了して、G光の光量補正処理に移る。また、 O_{G2} と O_{G1} がほぼ等しいと判定されない場合は、光源23bの光量を補正する必要があるとみなしてステップS209に進む。なお、R光の光量補正処理と同様、 O_{G2} と O_{G1} がほぼ等しいか否かの判定の基準として、 O_{G2} と O_{G1} の差が O_{G1} の10%以内や20%以内に収まるか否かなどの許容範囲を用いることができる。

20

【0037】

ステップS209では、受光量比較回路28が O_{G2} が O_{G1} の20%以下であるか否かを判定する。 O_{G2} が O_{G1} の20%以下である場合は、第1の実施形態におけるステップS111と同様に、補正処理を行わずにステップS211に進んでモニタ3にエラー表示を行い、本実施形態の光量補正処理を終了する。モニタ3に当該エラーが表示された場合は、術者は出射光ファイバコネクタ17のゴミの除去や交換などの作業を適宜行った上で、本実施形態の光量補正処理を再度実行する。 O_{G2} が O_{G1} の20%以下でない場合は、ステップS213に進み、光量補正手段であるCPU25が、受光素子12の受光量が O_{G1} になるまで光源23bの出射光量を変更する処理を行う。 $O_{G2} = O_{G1}$ になったらG光の光量補正処理を終了して、B光の光量補正処理に移る。なお、G光の光量補正処理においても、ステップS209で、 O_{G2} が O_{G1} の20%以下であるか否かを判定する代わりに、 O_{G2} が O_{G1} の50%以下であるか否かを判定することができる。図6(c)に示すように、B光の光量補正処理は、 S_{G0} 、 O_{G1} 、 O_{G2} の代わりに、それぞれ S_{B0} 、 O_{B1} 、受光素子12による受光量 O_{B2} を用いること以外はG光の光量補正処理と同じ条件及び内容の処理であるため、説明は省略する。以上のR、G、B各光の光量補正処理を実行することにより、施術時においても、内視鏡先端から出射される照明光のR、G、B光の比率すなわちカラーバランスを工場出荷時の状態に合わせ、光源の出射光量を好適な値に設定することができる。

30

【0038】

40

上記の光量補正処理の終了後、内視鏡装置100を用いて対象部位の撮像を行う際は、光源23a～23cから出射されたR、G、B光が、光合波器20により白色光に合波され、出射光ファイバコネクタ17及び出射光ファイバ13を経由して先端部4の走査機構により対象部位に出射される。撮像時に対象部位に出射される白色光の光量を変更する場合は、受光素子12によって検知される白色光の漏れ光の光量に基づいて、光量補正処理

50

によって補正されたR, G, B光の比率を維持しつつ、各光源から初期設定値にて光を出射した場合の白色光の光量を上限として、光源23a～23cの制御電圧を変更してR, G, B各光の出射光量を調整する。

【0039】

ここで、光量補正処理後に白色光の光量を調整する別の方法について説明する。本実施形態では、圧電素子30のアクチュエータに対する交流電圧の印加が停止されてから出射光ファイバ13の先端がXY平面に近似する面において走査されて中心軸AX上で停止するまでの期間（渦巻パターン期間と呼ぶ）に対象部位の撮像を行う。各渦巻パターン期間の間の期間を、撮像を行っていない中断期間とする。そこで、渦巻パターン期間においては対象部位の撮像を行うため光源23a～23cを同時点灯してR, G, B光を出射し、中断期間においては光源23a～23cのいずれかを点灯する個別点灯に切り替え、受光素子12にて各光源から出射されるR, G, B光の光量を検知し、上記の光量補正処理によって設定されたR, G, B光の比率が保たれていることやR, G, B各光の光量が初期設定値を超えていないことを確認し、必要に応じて各光源の出射光量を制御することができる。渦巻パターン期間と中断期間を周期的に繰り返しながら走査を行って撮像をしているので、中断期間は周期的に発生するため、白色光の光量調整も周期的かつ自動的に行うことができる。

10

【0040】

次に、本発明の第2の実施形態における内視鏡装置について説明する。本実施形態における内視鏡装置に用いられる内視鏡は、共焦点内視鏡である。図7は、本実施形態における内視鏡装置の内視鏡の基部210とビデオプロセッサ220を示すブロック図である。光源223から出射された光は、光分波合波器221、出射光ファイバコネクタ216、出射光ファイバ213を介して内視鏡の先端部の共焦点光学ユニット200に伝搬される。なお、光源223から出射された光を無反射で終端するためのダンパー222が光分波合波器221に接続されている。

20

【0041】

図8は、内視鏡の先端部に組み込まれた共焦点光学ユニット200の構成を示す概略図である。便宜上、共焦点光学ユニット200の長手方向を正のZ方向とし、Z方向に直交しあつ互いに直交するX方向、Y方向を設定する。また、図7の紙面上方向を正のX方向とし、紙面手前側を向く方向を正のY方向とする。

30

【0042】

図8に示されるように、共焦点光学ユニット200は、ユニットの各構成部材を収容する金属製の外筒201を有している。外筒201は、外筒201の内壁面形状に対応する外壁面形状を有する内筒202を、同軸でかつZ方向に摺動自在に保持している。出射光ファイバ213の出射端は、外筒201と内筒202の各基端面に形成された開口を通じて内筒202の内部に支持されている。外筒201は、対物光学系203を有している。対物光学系203は、図示しないレンズ枠に保持された複数枚からなる光学レンズを有している。レンズ枠は、外筒201の内部において、内筒202と相対的に固定され支持されている。そのため、レンズ枠に保持された光学レンズ群は、外筒201の内部を内筒202と一体となってZ軸方向にスライドする。

40

【0043】

出射光ファイバ213の出射端の近傍は、図示しない圧電アクチュエータによって振動する。この圧電アクチュエータは、基部210の走査ドライバ214によって駆動制御される。出射光ファイバ213の出射端は、圧電アクチュエータの振動によって、XY平面に近似する面上を周期的に移動する。出射端から出射される光は、対物光学系203を介して焦点を結びつつ出射端のXY平面に近似する面上の移動に伴って、被写体を二次元走査する。

【0044】

共焦点光学ユニット200は、内筒202の基端面と外筒201の内壁面との間に、圧縮コイルばね204を有している。圧縮コイルばね204は、内筒202の基端面と外筒

50

201の内壁面とによって、Z方向に沿って自然長から初期的に圧縮した状態で狭持されている。また、共焦点光学ユニット200は、Z方向に長尺な棒状の形状記憶合金205を有している。形状記憶合金205は、通電によって加熱されると、圧縮コイルばね204の復元力に抗してZ方向に収縮する。形状記憶合金205の一端と固定されている内筒202は、形状記憶合金205の収縮に伴い、内筒202に支持された出射光ファイバ213と共に外筒201の内部をZ方向に後退する。形状記憶合金205の収縮量は、形状記憶合金205への通電量によって制御される。

【0045】

出射光ファイバ213の出射端から出射された光は、対物光学系203を介して対象部位の表面又は表層で焦点を結ぶ。この焦点位置は、出射光ファイバ213の出射端の進退に応じてZ方向に変位する。すなわち、共焦点光学ユニット200は、圧電アクチュエタによる出射端の2軸方向の移動と、圧縮コイルばね204及び形状記憶合金205による出射端の1軸方向の移動とを行うことによって、被写体を三次元走査する。

【0046】

共焦点光学ユニット200によって対象部位を走査された光は、対象部位にて反射して出射光ファイバ213に戻り、戻り光として出射光ファイバ213を伝搬して出射光ファイバコネクタ216を経由して光分波合波器221に進行する。そして、光分波合波器221にて光源223からの光の光路から分岐され受光ファイバ224を伝搬して受光器225に入射する。戻り光は、受光器225にて受光信号に変換されて映像信号処理回路226に出力される。

【0047】

映像信号処理回路226は、入力された信号に種々の信号処理を施した後、処理した信号をデジタル信号列に変換して画像メモリ230に出力する。画像メモリ230は、入力された画像信号をフレーム単位でバッファリングする。映像信号処理回路226は、画像メモリ230から所定のタイミングで掃き出された画像信号を映像信号出力回路227に送る。映像信号出力回路227は、画像信号をNTSCやPALなどの所定の規格に準拠した映像信号に変換して、モニタに出力する。これにより、対象部位の観察画像がモニタに表示される。

【0048】

基部210のメモリ211には、内視鏡に関する情報が記憶されている。サブCPU215は、メモリ211から共焦点光学ユニット200の動作に必要な情報を読み出して走査ドライバ214に必要な設定値を指定する。また、内視鏡をビデオプロセッサ220に接続したときに、サブCPU215はメモリ211に記憶されている情報のうち内視鏡の識別情報や共焦点光学ユニット200のプロパティ情報などのビデオプロセッサ220内の処理に必要な情報を、電気コネクタ217を介してビデオプロセッサ220のCPU229に送信する。

【0049】

CPU229は、サブCPU215から電気コネクタ217を介して受信した情報をメモリ228に格納する。CPU229は、共焦点光学ユニット200などの内視鏡の制御に必要な信号をサブCPU215に送る。また、CPU229は、光源223の光量の制御や映像信号処理回路226における画像処理の制御を行う。

【0050】

本実施形態においても、第1の実施形態と同様に、工場出荷時に初期設定値にて光源223から光を出射した際の出射光ファイバ213からの漏れ光を受光素子212にて受光し、光源223の出射光量、受光素子212における受光量などのデータをあらかじめメモリ211, 228に記憶しておく。そして、図6(a)に示す第1の実施形態と同様に、所定の出射光量にて光源223から光を出射し、工場出荷時のデータに基づいて受光素子212における受光量が所望の値になるように、第1の実施形態と同様に光量補正処理の演算を行う。

【0051】

10

20

30

40

50

共焦点観察や薬剤蛍光観察、自家蛍光観察などを行うために光源 223 から短波長の光を出射することもある。受光素子は、図 5 (b) のグラフに示したように、短波長から長波長に向かって感度が上がる受光感度特性を有する。従って、図 9 (a) に示す短波長の光を光源 223 から出射した場合、図 9 (b) に示すように、この光に対する受光素子 212 の感度は低く、図 9 (c) に示すように、受光素子 212 が output する信号量は小さい。そこで、図 10 に示すように受光素子 212 の受光面に、光源 223 から出射される光の波長にて励起して蛍光を発する蛍光部材を塗布する。また、受光素子 212 の周辺部や出射光ファイバ 213 の受光素子 212 と対向する部分などに、同様の蛍光部材 212a, 212b をそれぞれ塗布してもよい。これにより、図 9 (c) に示すように、出射光ファイバ 213 からの漏れ光を受光素子 212 の受光感度が高い波長の光に変換して、短波長の漏れ光も感度よく検知して、上述の光量補正処理の光量制御の精度を向上させることができる。なお、蛍光部材 212a, 212b に用いる素材としては、例えば、光源 223 から青色又は青紫色の波長の光を出射する場合はサイアロン蛍光体を使用し、光源 223 から緑色の波長の光を出射する場合はボロンジピロメテンを使用することができる。

10

【0052】

従来の共焦点内視鏡では、内視鏡側で照明光の光量をモニタするには内視鏡側に光分波合波器を設け、光分波合波器から出力される光を受光素子で受光する必要があった。このため、光分波合波器や対象部位からの戻り光を伝搬するための受光用光ファイバ、受光用光ファイバを内視鏡とビデオプロセッサとの間で接続するための光コネクタなど、複雑な構成を有する部材を内視鏡内に設ける必要があり、内視鏡の小型化や細径化を図る上で支障となる可能性がある。しかし、第 2 の実施形態に説明したように、本発明により、光分波合波器をビデオプロセッサ側に設け内視鏡を小型化しつつ、内視鏡側において簡易な構成で照明光の光量を検知して補正を行うことが可能となる。

20

【0053】

以上が本発明における実施形態に関する説明である。本発明は、上記の構成に限定されるものではなく、本発明の技術的思想の範囲において種々の変形が可能である。例えば、受光素子は基部に設ける必要も基板上に配置する必要もなく、出射光ファイバの漏れ光を受光することが可能な任意の位置に配置することができる。また、上記の説明では、光量補正処理における光量補正の基準となるデータを工場出荷時に取得するデータとしているが、出荷後の初回接続時にデータを取得する構成としてもよい。また、上記の説明では、走査型内視鏡と共に焦点内視鏡を用いているが、分光内視鏡のほか、治療機能やレーザアブレーションが可能な内視鏡やプローブに上記の構成を採用することでも、本発明の効果を達成することができる。

30

【0054】

また、観察する対象部位や実行する観察の種類に応じて必要な R, G, B 光の比率は異なる。そこで、各種観察に応じた R, G, B 光の比率ごとに光量補正処理における光量補正の基準となるデータをメモリ 11, 22 に記憶することも可能である。例えば上記の説明において、工場出荷時に、各種観察に応じた R, G, B 光の比率にて各光源から各色光を出射した際の受光素子 12 における受光量をメモリ 11, 22 に記憶しておき、光量補正処理の開始時に術者が指定した観察の種類に応じて光量補正の基準となるデータを読み出す構成としてもよい。さらに、光量補正処理における光量補正の基準となるデータは内視鏡側のメモリに記憶しておき、ビデオプロセッサとの接続時に必要なデータをビデオプロセッサ側のメモリに格納することもできる。そして、上記の説明では、R 光、G 光、B 光の順に光量補正処理を行っているが、任意の順序で光量補正処理を行うことができる。

40

【符号の説明】

【0055】

1 内視鏡

4 先端部

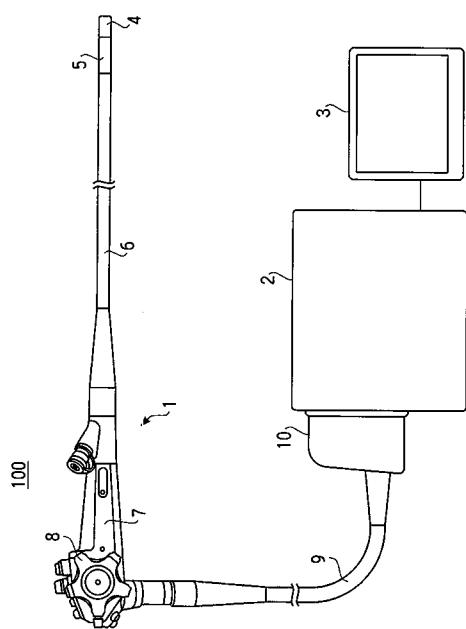
12, 212 受光素子

13, 213 出射光ファイバ

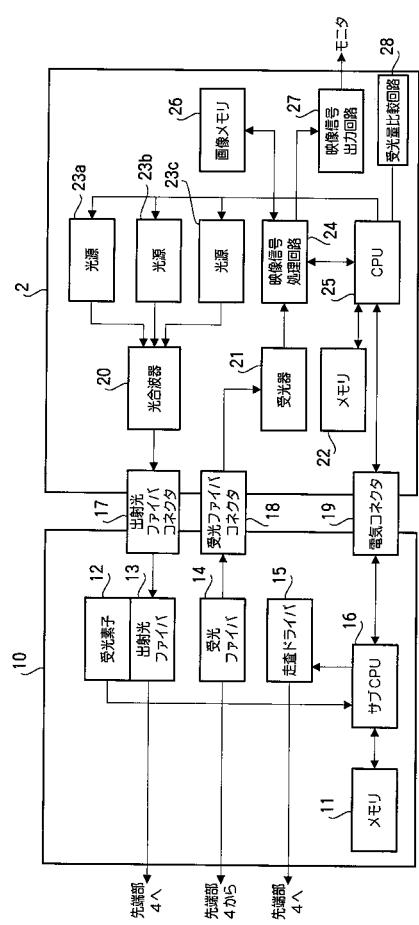
50

1 7 , 2 1 6 出射光ファイバコネクタ
 2 3 a , 2 3 b , 2 3 c , 2 2 3 光源
 2 5 , 2 2 9 C P U
 2 8 , 2 3 1 受光量比較回路
 2 0 0 共焦点光学ユニット
 2 1 2 a , 2 1 2 b 蛍光部材

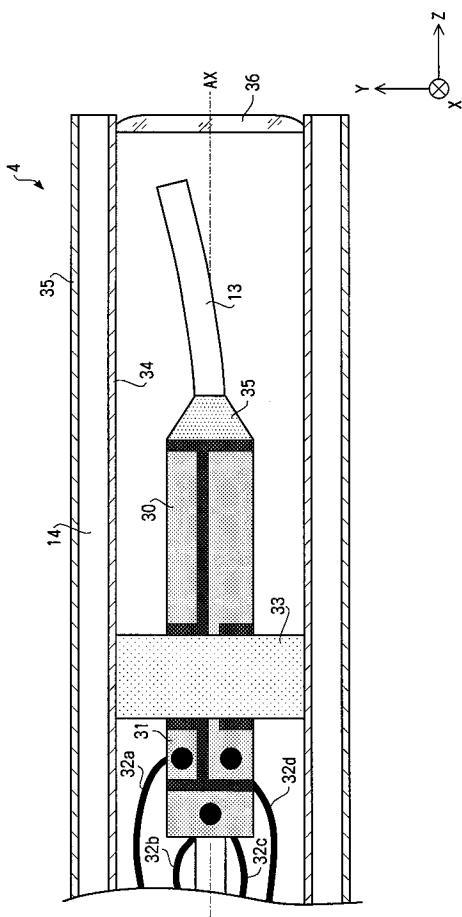
【図 1】



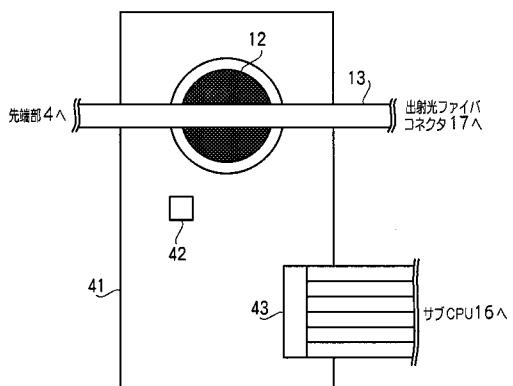
【図 2】



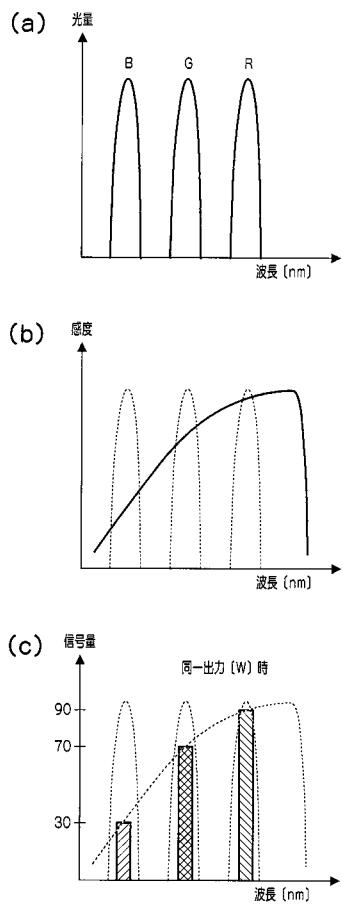
【図3】



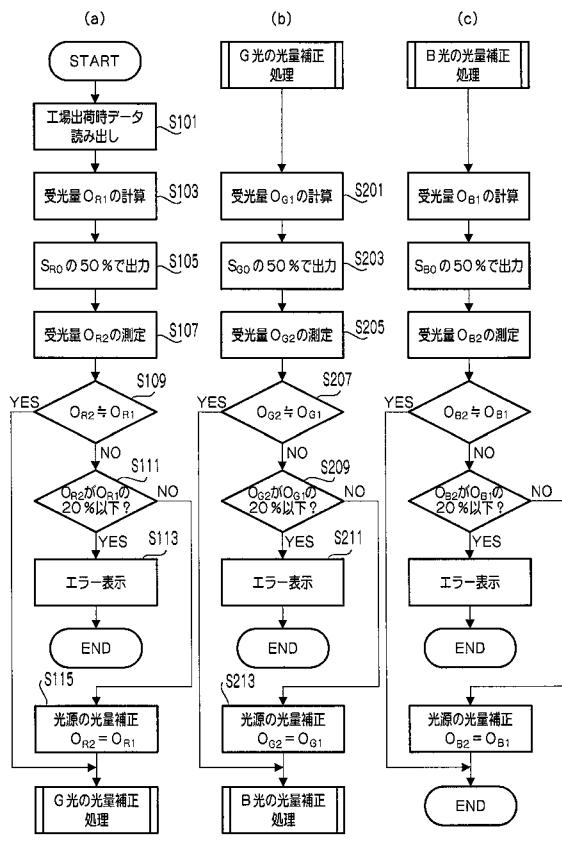
【図4】



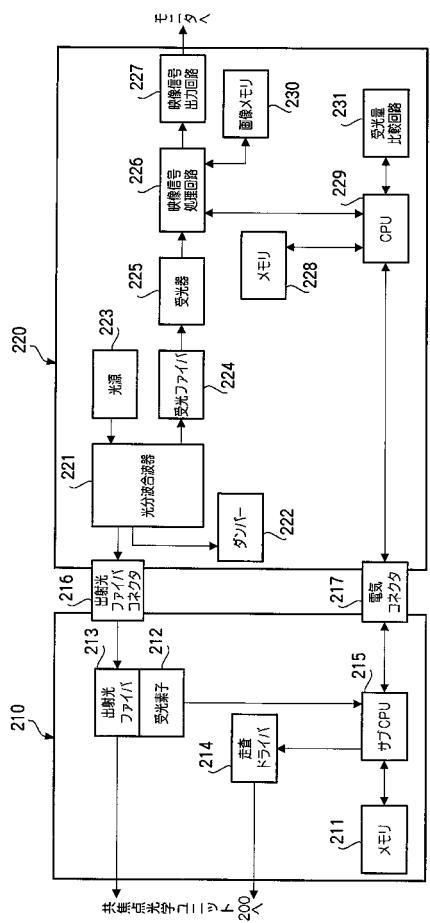
【図5】



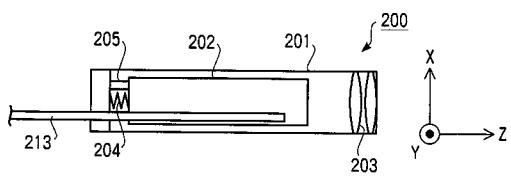
【図6】



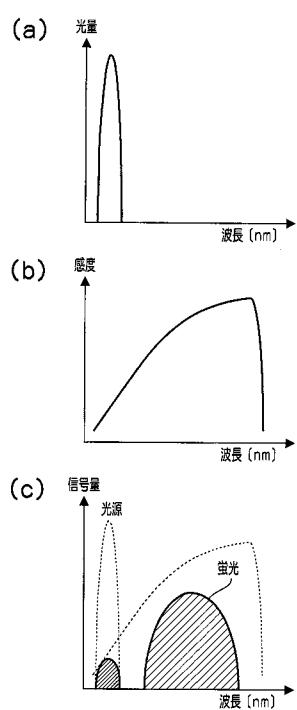
【図 7】



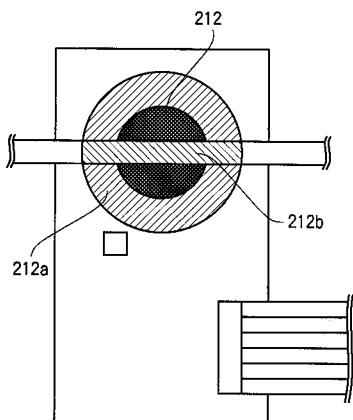
【図 8】



【図 9】



【図 10】



专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	JP2011255015A	公开(公告)日	2011-12-22
申请号	JP2010132589	申请日	2010-06-10
[标]申请(专利权)人(译)	保谷股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	小林将太郎		
发明人	小林 将太郎		
IPC分类号	A61B1/06 A61B1/00 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/06.A A61B1/00.300.P A61B1/06.B G02B23/26.B A61B1/00.630 A61B1/00.715 A61B1/06.510 A61B1/06.612 A61B1/07.730		
F-TERM分类号	2H040/BA10 2H040/BA23 2H040/CA11 2H040/CA12 2H040/DA12 2H040/DA14 2H040/DA15 2H040 /DA21 2H040/GA02 2H040/GA11 4C061/AA00 4C061/BB00 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/FF40 4C061/GG01 4C061/HH54 4C061/LL10 4C061/MM09 4C061/RR02 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161 /CC06 4C161/DD03 4C161/FF40 4C161/GG01 4C161/HH54 4C161/LL10 4C161/MM09 4C161/RR02 4C161/MM10		
代理人(译)	荒木义行		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在内窥镜设备中不使用校准工具来校正照明光的光量。
ŽSOLUTION：内窥镜装置包括：发射具有特定波长带区域的光的光源；发光光纤，通过光合成装置与来自光源的光组合，并散射光；扫描装置，通过发射光纤扫描在目标区域内进行光扩散；光接收元件，接收来自发射光纤的泄漏光；光量校正装置，校正符合光接收元件的接收光量的光源的发光量。Ž

