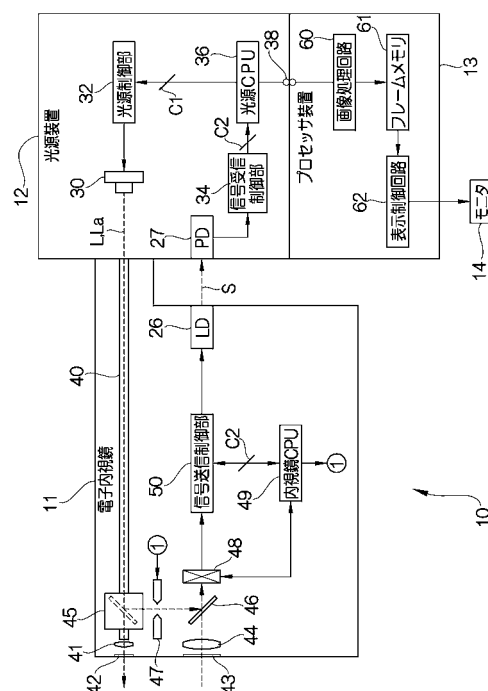




**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

電子内視鏡であって、前記電子内視鏡の先端部に照明光を導くためのライトガイドを有する電子内視鏡と、

前記照明光を出射する光源を有しており、前記ライトガイドに前記照明光を供給する光源装置と、

前記光源装置に設けられ、前記光源を制御して、前記光源装置から前記ライトガイドに供給される前記照明光の少なくとも一部を、前記光源装置から前記電子内視鏡に対する第 1 の通信情報に基づき光信号である通信光に変調する光変調部と、

前記電子内視鏡に設けられ、少なくとも前記通信光を受光して光電変換することにより前記第 1 の通信情報を出力する光電変換部と、

前記電子内視鏡に設けられ、前記光電変換部から出力される前記第 1 の通信情報に基づき前記電子内視鏡の動作制御を行う内視鏡制御部と、

を備える内視鏡装置。

**【請求項 2】**

前記光電変換部は、観察部位を撮像する撮像素子である請求項 1 記載の内視鏡装置。

**【請求項 3】**

前記照明光は、可視光である請求項 1 または 2 記載の内視鏡装置。

**【請求項 4】**

前記光変調部は、前記第 1 の通信情報に基づき、前記照明光の波長域のうちの特定の波長域の光を前記通信光に変調する請求項 1 から 3 のいずれか 1 項に記載の内視鏡装置。

**【請求項 5】**

前記光源は、前記照明光として少なくとも赤色、緑色、青色の各色の光をそれぞれ出射し、

前記特定の波長域の光は、赤色光である請求項 4 記載の内視鏡装置。

**【請求項 6】**

前記光電変換部は、2 次元配列された複数の光電変換素子と、前記光電変換素子上に当該光電変換素子に対応する配列パターンで配設されたカラーフィルタであって、少なくとも赤色、緑色、青色のフィルタを含むカラーフィルタと、を有し、

前記赤色光は、前記赤色のフィルタを透過可能な波長の光である請求項 5 の内視鏡装置。

**【請求項 7】**

少なくとも前記通信光の前記光源が、半導体光源である請求項 1 から 6 のいずれか 1 項に記載の内視鏡装置。

**【請求項 8】**

前記光電変換部は、前記電子内視鏡の先端部から出射された前記照明光の反射光または散乱光を受光する請求項 1 から 7 のいずれか 1 項に記載の内視鏡装置。

**【請求項 9】**

前記ライトガイドには、前記照明光を分光する分光部が設けられており、

前記光電変換部は、前記分光部にて分光された前記照明光を受光する請求項 1 から 7 のいずれか 1 項に記載の内視鏡装置。

**【請求項 10】**

前記内視鏡制御部は、前記第 1 の通信情報を受けて前記光源装置に対する第 2 の通信情報を出力し、

前記電子内視鏡に設けられ、少なくとも前記第 2 の通信情報を光信号または電波信号に変換して送信する信号送信部と、

前記光源装置に設けられ、前記信号送信部から送信された前記光信号または電波信号を受信して前記第 2 の通信情報に変換して出力する信号受信部と、を備える請求項 1 から 9 のいずれか 1 項に記載の内視鏡装置。

**【請求項 11】**

10

20

30

40

50

電子内視鏡に設けられかつ前記電子内視鏡の先端部に照明光を導くためのライトガイドに対して、光源装置から前記照明光を供給する供給ステップであって、前記照明光の少なくとも一部を、前記光源装置から前記電子内視鏡に対する第１の通信情報に基づき光信号である通信光に変調し、前記通信光を前記ライトガイドに供給する供給ステップと、

前記電子内視鏡に設けられた光電変換部により少なくとも前記通信光を受光して光電変換することにより前記第１の通信情報を出力する出力ステップと、

を有する内視鏡装置の制御方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

10

本発明は、電子内視鏡と光源装置とを備える内視鏡装置、及びこの内視鏡装置の制御方法に関する。

【背景技術】

【０００２】

医療分野において、内視鏡装置（内視鏡システムともいう）を用いた内視鏡診断が普及している。内視鏡装置は、生体内に挿入され先端に撮像素子や照明窓を配した挿入部を有する電子内視鏡と、電子内視鏡に照明光を供給する光源装置と、撮像素子が出力する撮像信号を処理するプロセッサ装置と、を備えている。電子内視鏡には、大口径光ファイバ又はバンドルファイバからなるライトガイドが内蔵されており、光源装置から供給された照明光はライトガイドによって照明窓に導光されて観察部位に照射される。

20

【０００３】

内視鏡装置では、装置起動の際（すなわち、電子内視鏡と、光源装置及びプロセッサ装置とを接続して光源装置及びプロセッサ装置の電源をＯＮした際）に、光源装置及びプロセッサ装置のＣＰＵと電子内視鏡のＣＰＵとの間での各種の通信情報（制御信号、ハンドシェイクなど）の送受信が行われる。また、観察部位の観察の際には、電子内視鏡からプロセッサ装置に撮像信号が送信される。

【０００４】

ところで、医療分野で用いられる電子内視鏡では洗浄、消毒が必要であるため、電子内視鏡とプロセッサ装置とを接続するコネクタ部には、洗浄、消毒の際に端子部に防水キャップ等の別体の気密部材が取付可能である。しかし、この気密部材は比較的大きく、かつ重量もあり、取扱いが不便であると共に、クリーニング作業も行い難いという問題がある。一方、電子内視鏡と光源装置との間を接続する光学のコネクタ部においては、電気的接続のための端子部が露出しておらず、コネクタ部に防水構造を採用することで、気密部材を取り付けることなく洗浄、消毒を行うことができる。

30

【０００５】

そこで特許文献１には、プロセッサ装置の機能を有する光源装置のＣＰＵと電子内視鏡のＣＰＵとの間での各種通信情報の送信を光学素子で行う第１の光学インタフェースと、電子内視鏡から光源装置への撮像信号の送信を光学素子で行う第２の光学インタフェースとを備え、電子内視鏡と光源装置とを非接触で接続している内視鏡装置が開示されている。また、特許文献２には、電子内視鏡から光源装置への撮像信号の送信を光学素子及びライトガイドで行う光学インタフェースを備えた内視鏡装置が開示されている。

40

【０００６】

特許文献３には、電子内視鏡とプロセッサ装置との間での各種通信情報の送受信、及び電子内視鏡からプロセッサ装置への撮像信号の送信を無線通信インタフェースで行う内視鏡装置が開示されている。なお、特許文献３の内視鏡装置は、無線通信インタフェースの他に、電子内視鏡とプロセッサ装置との間で各種通信情報の送受信や撮像信号の送信を行う有線通信インタフェースを備えており、通信方式が切り替わった場合でもデータの送信を初めからやり直さずに送信したデータの続きからデータ送信を行うことができる。

【先行技術文献】

【特許文献】

50

## 【 0 0 0 7 】

【特許文献 1】特許第 3 6 1 5 8 9 0 号公報

【特許文献 2】特開 2 0 0 2 - 3 6 9 7 8 9 号公報

【特許文献 3】特開 2 0 1 3 - 7 8 5 9 1 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

## 【 0 0 0 8 】

しかしながら、特許文献 1 から 3 に開示されている内視鏡装置では、電子内視鏡と、光源装置等とにそれぞれ光通信インタフェースや無線通信インタフェースを設ける必要があり、装置全体の大型化及びコストアップが問題となる。

10

## 【 0 0 0 9 】

さらに近年では、内視鏡装置の起動の際に、光源装置の CPU から電子内視鏡の CPU に対して送信される通信情報のデータ量が増加している。このため、光源装置の CPU と電子内視鏡の CPU との間での通信速度が低速であると、内視鏡装置の起動に時間がかかってしまう。従って、内視鏡装置の大型化及びコストアップを抑えつつ、光源装置と電子内視鏡との間の通信を高速化することが求められている。

## 【 0 0 1 0 】

本発明はこのような事情に鑑みてなされたもので、大型化及びコストアップを抑えつつ、光源装置と電子内視鏡との間で高速通信が可能な内視鏡装置及びその制御方法を提供することを目的とする。

20

【課題を解決するための手段】

## 【 0 0 1 1 】

本発明の目的を達成するための内視鏡装置は、電子内視鏡であって、電子内視鏡の先端部に照明光を導くためのライトガイドを有する電子内視鏡と、照明光を出射する光源を有しており、ライトガイドに照明光を供給する光源装置と、光源装置に設けられ、光源を制御して、光源装置からライトガイドに供給される照明光の少なくとも一部を、光源装置から電子内視鏡に対する第 1 の通信情報に基づき光信号である通信光に変調する光変調部と、電子内視鏡に設けられ、少なくとも通信光を受光して光電変換することにより第 1 の通信情報を出力する光電変換部と、電子内視鏡に設けられ、光電変換部から出力される第 1 の通信情報に基づき電子内視鏡の動作制御を行う内視鏡制御部と、を備える。

30

## 【 0 0 1 2 】

本発明によれば、第 1 の通信情報に対応するライトガイドを介して光源装置から電子内視鏡に送信し、電子内視鏡にて通信光を光電変換して第 1 の通信情報を取得することができる。このため、少なくとも光源装置については既存の照明光用の光源を用いて通信光の送信が行えるので、通信光を送信するための光通信インタフェースや無線通信インタフェースを光源装置に別途設ける必要がなくなる。さらに、ライトガイドを利用した光通信、すなわち、高速通信を行うことができる。

## 【 0 0 1 3 】

本発明の他の態様に係る内視鏡装置において、光電変換部は、観察部位を撮像する撮像素子であることが好ましい。これにより、電子内視鏡の内部の限られたスペース（特に挿入部内のスペース）に光電変換部を別途設ける必要が無くなる。これにより、電子内視鏡の内部のスペースが圧迫されることが防止され、さらに電子内視鏡の大型化（挿入部の太径化）を抑えることができ、コストダウンも図れる。

40

## 【 0 0 1 4 】

本発明の他の態様に係る内視鏡装置において、照明光は、可視光であることが好ましい。光電変換部に紫外カットフィルタや赤外カットフィルタが設けられている場合でも通信光を光電変換部にて受光することができる。

## 【 0 0 1 5 】

本発明の他の態様に係る内視鏡装置において、光変調部は、第 1 の通信情報に基づき、照明光の波長域のうちの特定の波長域の光を通信光に変調することが好ましい。これによ

50

り、例えば特殊光観察において利用しない波長域の光を通信光として用いることができる。

【 0 0 1 6 】

本発明の他の態様に係る内視鏡装置において、光源は、照明光として少なくとも赤色、緑色、青色の各色の光をそれぞれ出射し、特定の波長域の光は、赤色光であることが好ましい。これにより、例えば表層血管や中深層血管などの特殊光観察において利用しない赤色光を通信光として用いることができる。

【 0 0 1 7 】

光電変換部は、２次元配列された複数の光電変換素子と、光電変換素子上に光電変換素子に対応する配列パターンで配設されたカラーフィルタであって、少なくとも赤色、緑色、青色のフィルタを含むカラーフィルタと、を有し、赤色光は、赤色のフィルタを透過可能な波長の光であることが好ましい。これにより、例えば表層血管や中深層血管などの特殊光観察において利用しない赤色光を通信光として用いることができる。

【 0 0 1 8 】

本発明の他の態様に係る内視鏡装置において、少なくとも通信光の光源が、半導体光源であることが好ましい。半導体光源からの光の出射のＯＮ・ＯＦＦを切り替えるスイッチングを行うことで通信光を出射することができる。

【 0 0 1 9 】

本発明の他の態様に係る内視鏡装置において、光電変換部は、電子内視鏡の先端部から出射された照明光の反射光または散乱光を受光することが好ましい。これにより、ライトガイドの途中で通信光を分光させる必要がなくなるので、さらに、電子内視鏡の内部のスペースが圧迫されることが防止され、かつ大型化（挿入部の太径化）及びコストアップを抑えることができる。

【 0 0 2 0 】

本発明の他の態様に係る内視鏡装置において、ライトガイドには、照明光を分光する分光部が設けられており、光電変換部は、分光部にて分光された照明光を受光することが好ましい。これにより、光電変換部にて照明光を受光することができる。

【 0 0 2 1 】

本発明の他の態様に係る内視鏡装置において、内視鏡制御部は、第１の通信情報を受けて光源装置に対する第２の通信情報を出力し、電子内視鏡に設けられ、少なくとも第２の通信情報を光信号または電波信号に変換して送信する信号送信部と、光源装置に設けられ、信号送信部から送信された光信号または電波信号を受信して第２の通信情報に変換して出力する信号受信部と、を備えることが好ましい。光源装置にて電子内視鏡からの第２の通信情報を取得することができる。

【 0 0 2 2 】

本発明の目的を達成するための内視鏡装置の制御方法は、電子内視鏡に設けられかつ電子内視鏡の先端部に照明光を導くためのライトガイドに対して、光源装置から照明光を供給する供給ステップであって、照明光の少なくとも一部を、光源装置から電子内視鏡に対する第１の通信情報に基づき光信号である通信光に変調し、通信光をライトガイドに供給する供給ステップと、電子内視鏡に設けられた光電変換部により少なくとも通信光を受光して光電変換することにより第１の通信情報を出力する出力ステップと、を有する。

【発明の効果】

【 0 0 2 3 】

本発明の内視鏡装置及びその制御方法によれば、大型化及びコストアップを抑えつつ、光源装置と電子内視鏡との間で高速通信を行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 2 4 】

【図１】第１実施形態の内視鏡装置の外観斜視図である。

【図２】第１実施形態の内視鏡装置の電氣的構成を示すブロック図である。

【図３】第１実施形態の通信光を説明するための説明図である。

10

20

30

40

50

【図４】第１実施形態の内視鏡装置の起動から観察部位の画像表示までの流れを示したフローチャートである。

【図５】第２実施形態の内視鏡装置の電氣的構成を示すブロック図である。

【図６】第３実施形態の内視鏡装置の電氣的構成を示すブロック図である。

【図７】第３実施形態の光源装置のＲＧＢ半導体光源の概略図である。

【図８】第３実施形態の通信光を説明するための説明図である。

【図９】特殊光観察を説明するための説明図である。

【図１０】第３実施形態の内視鏡装置の電氣的構成を示すブロック図である。

【図１１】垂直ブランキング期間内の通信光の送信を説明するための説明図である。

【発明を実施するための形態】

10

【００２５】

以下、添付図面に従って本発明に係る内視鏡装置及びその制御方法について説明する。

【００２６】

[第１実施形態の内視鏡装置の全体構成]

図１は、本発明の第１実施形態の内視鏡装置１０の外観斜視図である。内視鏡装置１０は、患者体内の観察部位を撮像するスコープとしての電子内視鏡１１と、観察部位を照明する照明光を電子内視鏡１１へ供給する光源装置１２と、電子内視鏡１１により得られた撮像信号に基づいて観察部位の画像データを生成するプロセッサ装置１３と、画像データに基づく観察部位の観察像を表示するモニタ１４とを備えている。

【００２７】

20

電子内視鏡１１は、体内に挿入される可撓性の挿入部１６と、挿入部１６の基端部に連設され、電子内視鏡１１の把持及び挿入部１６の操作に用いられる操作部１７と、操作部１７を光源装置１２に接続するユニバーサルコード１８とを備えている。

【００２８】

挿入部１６の先端部位である挿入部先端部１６ａには、観察部位の照明や撮影に用いられる光学系、撮像素子などが内蔵されている。また、挿入部先端部１６ａの先端面には、観察窓、照明窓、送気送水ノズル、挿入部１６内に挿通された鉗子チャネルの出口となる鉗子出口等が設けられている。挿入部先端部１６ａの後端には、湾曲自在な湾曲部１６ｂが連設されている。

【００２９】

30

操作部１７には、アングルノブ２１、操作ボタン２２、鉗子入口２３などが設けられている。アングルノブ２１は、湾曲部１６ｂの湾曲方向及び湾曲量を調整する際に回転操作される。操作ボタン２２は、送気・送水や吸引等の各種の操作に用いられる。鉗子入口２３は、鉗子チャネルに連通している。

【００３０】

ユニバーサルコード１８には、送気・送水チャネル、信号ケーブル、及びライトガイドなどが組み込まれている。ユニバーサルコード１８の先端部には、光源装置１２に接続されるコネクタ部２５ａが設けられている。また、コネクタ部２５ａには、コネクタ部２５ａに送られてくる各種の通信情報や撮像信号を光信号化した光信号を光源装置１２に向けて送信するレーザダイオード（Laser Diode：以下、ＬＤと略す）２６が設けられている。ＬＤ２６は、本発明の信号送信部の一部を構成するものであり、前述の光信号を非接触で光源装置１２に送信することができる。すなわち、電子内視鏡１１は、光源装置１２及びプロセッサ装置１３とは電氣的に直接接続されていない、いわゆる非接触型の電子内視鏡である。

40

【００３１】

光源装置１２は、コネクタ部２５ａを介して電子内視鏡１１のライトガイドに照明光を供給する。また、光源装置１２は、内視鏡装置１０の起動の際（例えば、コネクタ部２５ａを光源装置１２に接続して光源装置１２及びプロセッサ装置１３の電源をＯＮした際）に、電子内視鏡１１に対して各種の通信情報を送信する。この際に、光源装置１２は、詳しくは後述するが、照明光を変調して通信情報を光信号化した通信光を生成し、この通信

50

光をライトガイドに供給する。

【 0 0 3 2 】

また、光源装置 1 2 には、L D 2 6 からの光信号を受信するフォトダイオード ( Photodiode : 以下、P D と略す ) 2 7 が設けられている。この P D 2 7 は、本発明の信号受信部の一部を構成するものである。光源装置 1 2 は、P D 2 7 で受信した光信号を元の各種通信情報や撮像信号に変換すると共に、変換した撮像信号等をプロセッサ装置 1 3 に送信する。

【 0 0 3 3 】

プロセッサ装置 1 3 は、光源装置 1 2 に有線接続しており、光源装置 1 2 から送信された撮像信号に各種の画像処理を施して観察像の画像データを生成し、この画像データをモ

10

【 0 0 3 4 】

[ 第 1 実施形態の内視鏡装置の電気的構成 ]

図 2 は、内視鏡装置 1 0 の電気的構成を示すブロック図である。光源装置 1 2 は、大別して、白色半導体光源 3 0 と、光源制御部 3 2 と、P D 2 7 と、信号受信制御部 3 4 と、光源 C P U 3 6 と、を有している。

【 0 0 3 5 】

白色半導体光源 3 0 は、L D や発光ダイオード ( Light Emitting Diode : 以下、L E D と略す ) などのいわゆる半導体光源であり、波長が赤色領域から青色領域にわたる白色の可視光、すなわち、白色光を照明光 L として出射する。この白色半導体光源 3 0 は、本発

20

【 0 0 3 6 】

光源制御部 3 2 は、光源 C P U 3 6 の制御の下、白色半導体光源 3 0 からの照明光 L の出射を制御する。この光源制御部 3 2 は、本発明の光変調部の一形態に相当するものである。

【 0 0 3 7 】

P D 2 7 及び信号受信制御部 3 4 は、電子内視鏡 1 1 の L D 2 6 から送信される光信号を受信する光通信インタフェースであり、本発明の信号受信部の一形態に相当するものである。信号受信制御部 3 4 は、詳しくは後述するが、P D 2 7 が検出した L D 2 6 からの光信号を電気信号 ( 具体的には、後述する第 2 の通信情報、又は撮像信号 ) に変換して光

30

【 0 0 3 8 】

光源 C P U 3 6 は、光源装置 1 2 の操作部 ( 図示せず ) からの制御信号に基づき、メモリ等から読み出した各種プログラムやデータを逐次実行して、光源装置 1 2 の各部を統括的に制御する。

【 0 0 3 9 】

また、光源 C P U 3 6 は、内視鏡装置 1 0 の起動の際に、光源装置 1 2 から電子内視鏡 1 1 に対する第 1 の通信情報 C 1 を光源制御部 3 2 に出力すると共に、光源制御部 3 2 を制御して、第 1 の通信情報 C 1 を光信号に変換した通信光 L a を白色半導体光源 3 0 から出射させる。

40

【 0 0 4 0 】

第 1 の通信情報 C 1 は、内視鏡装置 1 0 の起動の際に光源装置 1 2 から電子内視鏡 1 1 に対して送信される情報であり、例えば電子内視鏡 1 1 の各種動作 ( 撮像、通信等 ) に係る情報である。具体的には、撮像信号の補正データ、撮像の際のフレームレートや画素数、撮像素子の駆動制御指令 ( 例えば画素間引き駆動 ) などの電子内視鏡 1 1 の撮像に係る情報、及びハンドシェイク通信用データなどの電子内視鏡 1 1 との通信に係る情報が、第 1 の通信情報 C 1 の例として挙げられる。なお、第 1 の通信情報 C 1 は、これらに特に限定されるものではない。

【 0 0 4 1 】

図 3 は、光源制御部 3 2 による白色半導体光源 3 0 の駆動制御を説明するための説明図

50

である。光源制御部 32 は、内視鏡装置 10 の起動の際に、光源 CPU 36 から入力される第 1 の通信情報 C1 に基づき、白色半導体光源 30 から出射される照明光 L を変調させる。白色半導体光源 30 のような半導体光源は、出射する光の ON・OFF を切り替えるスイッチングを高速に行うことができる。このため、光源制御部 32 は、第 1 の通信情報 C1 に基づき白色半導体光源 30 から出射する照明光 L の高速スイッチングを行い、電気信号である第 1 の通信情報 C1 を光信号である通信光 La に変調する。これにより、白色半導体光源 30 から出射される照明光 L を、第 1 の通信情報 C1 に対応する通信光 La として機能させることができる。なお、電気信号を光信号に変換する方法（光信号の個々のパルスの間隔、個々のパルス幅の決定方法）等は、公知技術であるのでここでは具体的な説明を省略する。

10

#### 【0042】

また、光源制御部 32 は、詳しくは後述するが、第 1 の通信情報 C1 の受信を完了した旨を示す情報を光源 CPU 36 が電子内視鏡 11 から受信した際に、白色半導体光源 30 からの照明光 L の出射を常時 ON に切り替える。

#### 【0043】

このように白色半導体光源 30 は、照明光 L として、内視鏡装置 10 の起動の際には第 1 の通信情報 C1 に対応する通信光 La を、コネクタ部 25a に向けて出射する。なお、内視鏡装置 10 の起動が完了するまでは観察部位の観察は行われないが、照明光 L のスイッチング（すなわち、照明光 L の出射の ON・OFF の切り替え）は人の目には認識不可能な速さで行われるので、通信光 La により照明されている観察部位の観察も可能である。

20

#### 【0044】

図 2 に戻って、電子内視鏡 11 は、大別して、ライトガイド 40、照射レンズ 41、照明窓 42、観察窓 43、集光レンズ 44、分光部 45、ハーフミラー 46、シャッタ 47、撮像素子 48、内視鏡 CPU 49、信号送信制御部 50、LD 26 を有している。

#### 【0045】

ライトガイド 40 は大口径光ファイバ、バンドルファイバなどである。ライトガイド 40 は、その入射端がコネクタ部 25a を介して光源装置 12 に挿入されており、その出射端が挿入部先端部 16a 内に設けられた照射レンズ 41 に対向している。白色半導体光源 30 からライトガイド 40 に供給された照明光 L（通信光 La を含む）は、照明窓 42 を通して観察部位に照射される。そして、観察部位で反射 / 散乱した照明光 L は、観察窓 43 を通して集光レンズ 44 に入射する。

30

#### 【0046】

分光部 45 は、ライトガイド 40 の途中位置、より具体的には照明窓 42 と撮像素子 48 との間の位置に設けられている。分光部 45 は、例えばビームスプリッタを有しており、ライトガイド 40 を通る照明光 L を、そのまま照射レンズ 41 に向かう光と、観察窓 43 から撮像素子 48 に至る反射光等の光路に向かう光とに分光する。

#### 【0047】

ハーフミラー 46 は、観察窓 43 から撮像素子 48 に至る光路上の位置でかつ分光部 45 で分光された照明光 L が入射する位置に配置される。ハーフミラー 46 は、観察窓 43 及び集光レンズ 44 を通して入射する照明光 L の反射光または散乱光をそのまま透過させると共に、分光部 45 から入射する照明光 L を撮像素子 48 に向けて反射させる。これにより、撮像素子 48 は、ライトガイド 40 から分光された通信光 La を受光することができる。

40

#### 【0048】

シャッタ 47 は、分光部 45 からハーフミラー 46 に至る照明光 L の光路上に配置されている。シャッタ 47 は、内視鏡装置 10 の起動の際には照明光 L をそのまま透過させる透過状態となり、観察部位の観察時には照明光 L を遮断する遮断状態となる。なお、観察部位の観察時に分光部 45 で分光された照明光 L の撮像素子 48 への入射を防止できれば、シャッタ 47 を設ける以外の方法を採用してもよい。例えば、ハーフミラー 46 をシフ

50

ト移動させることにより分光部４５からの照明光Ｌが撮像素子４８に入射することを防止してもよい。

【００４９】

撮像素子４８は、ＣＭＯＳ（complementary metal oxide semiconductor）型又はＣＣＤ（charge coupled device）型の撮像素子であり、本発明の光電変換部の一形態に相当する。撮像素子４８は、集光レンズ４４を通して入射する照明光Ｌの反射光または散乱光を電氣的な撮像信号に変換する、すなわち、観察部位を撮像する。なお、撮像素子４８がＣＭＯＳ型である場合には、Ａ／Ｄ変換器が内蔵されており、撮像素子４８から信号送信制御部５０に対してデジタルの撮像信号が直接出力される。また、撮像素子４８がＣＣＤ型である場合には、撮像素子４８から出力される撮像信号は図示しないＡ／Ｄ変換器等でデジタルな撮像信号に変換された後、信号送信制御部５０に出力される。

10

【００５０】

また、撮像素子４８は、分光部４５からの通信光Ｌ<sub>a</sub>を受光した場合に、光信号である通信光Ｌ<sub>a</sub>を電気信号に光電変換して第１の通信情報Ｃ１を出力する。ここで、撮像素子４８がＣＭＯＳ型である場合には、撮像信号に基づき第１の通信情報Ｃ１を生成する情報生成回路（図示せず）が内蔵されている。また、撮像素子４８がＣＣＤ型である場合には、撮像信号に基づき第１の通信情報Ｃ１を生成する情報生成回路（図示せず）が別途設けられており、この場合には情報生成回路も本発明の光電変換部としての「撮像素子４８」に含まれるものとする。撮像素子４８により生成された第１の通信情報Ｃ１は、内視鏡ＣＰＵ４９に入力される。

20

【００５１】

内視鏡ＣＰＵ４９は、メモリ等から読み出した各種プログラムやデータを逐次実行して、主として撮像素子４８の駆動を制御する他に、電子内視鏡１１の各部を統括的に制御する。なお、撮像素子４８がＣＭＯＳ型である場合には、内視鏡ＣＰＵ４９が撮像素子４８に内蔵されていてもよい。

【００５２】

また、内視鏡ＣＰＵ４９は、電子内視鏡１１の動作モードの切り替えを行う。電子内視鏡１１の動作モードには、例えば、光源装置１２から送信される第１の通信情報Ｃ１を待ち受ける情報待ち受けモード、観察部位の撮像を行う通常モードなどが存在する。内視鏡ＣＰＵ４９は、内視鏡装置１０の起動の際には電子内視鏡１１の動作モードを情報待ち受けモードに設定する。

30

【００５３】

情報待ち受けモード下において、内視鏡ＣＰＵ４９は、シャッタ４７を透過状態に設定すると共に、撮像素子４８に対して第１の通信情報Ｃ１の生成指令を行う。そして、内視鏡ＣＰＵ４９は、撮像素子４８から第１の通信情報Ｃ１が送信された場合に、第１の通信情報Ｃ１に基づき電子内視鏡１１の各部を制御する。例えば、内視鏡ＣＰＵ４９は、第１の通信情報Ｃ１に含まれる撮像信号の補正データ、撮像の際のフレームレートや画素数、撮像素子の駆動制御方式に従って撮像素子４８の駆動を開始する。すなわち、内視鏡ＣＰＵ４９は、本発明の内視鏡制御部の一形態に相当する。

【００５４】

また、内視鏡ＣＰＵ４９は、第１の通信情報Ｃ１を受けて、光源装置１２に対する第２の通信情報Ｃ２を生成して信号送信制御部５０へ出力する。第２の通信情報Ｃ２としては、第１の通信情報Ｃ１の受信を完了したことを示す受信完了信号、ハンドシェイク通信データ、電子内視鏡１１の固有情報（機種情報等）などが例として挙げられるが、これらに特に限定されるものではない。そして、内視鏡ＣＰＵ４９は、第２の通信情報Ｃ２の出力後に電子内視鏡１１の動作モードを通常モードに切り替える。

40

【００５５】

通常モード下において、内視鏡ＣＰＵ４９は、シャッタ４７を遮断状態に設定すると共に、前述の第１の通信情報Ｃ１に従って撮像素子４８を駆動する。これにより、撮像素子４８から信号送信制御部５０へ観察部位の撮像信号が出力される。

50

## 【 0 0 5 6 】

信号送信制御部 5 0 は、L D 2 6 からの光信号の出射を制御する。信号送信制御部 5 0 は L D 2 6 と共に P D 2 7 に光信号 S を送信する光通信インタフェースであり、本発明の信号送信部の一形態に相当するものである。信号送信制御部 5 0 は、通常モード下において撮像素子 4 8 から入力される撮像信号に基づき L D 2 6 を駆動して、撮像信号に対応する光信号 S を L D 2 6 から送信させる。これにより、P D 2 7 において撮像信号に対応する光信号 S を受信することができる。

## 【 0 0 5 7 】

また、信号送信制御部 5 0 は、情報待ち受けモード下において内視鏡 C P U 4 9 から入力される第 2 の通信情報 C 2 に基づき L D 2 6 を駆動して、第 2 の通信情報 C 2 に対応する光信号 S を L D 2 6 から送信させる。これにより、P D 2 7 において第 2 の通信情報 C 2 に対応する光信号 S を受信することができる。L E D 等に比較して高速通信が可能な L D 2 6 ( L E D が数 k b p s に対して、L D は数 G b p s ) を有する撮像信号送信用の光通信インタフェースにより、第 2 の通信情報 C 2 を光源装置 1 2 に送信することができる。

10

## 【 0 0 5 8 】

前述の通り、光源装置 1 2 の P D 2 7 が第 2 の通信情報 C 2 に対応する光信号 S を検出した場合に、信号受信制御部 3 4 は、P D 2 7 が検出した光信号 S を第 2 の通信情報 C 2 に変換して光源 C P U 3 6 へ出力する。また、P D 2 7 が撮像信号に対応する光信号 S を検出した場合に、信号受信制御部 3 4 は、P D 2 7 が検出した光信号 S を撮像信号に変換して光源 C P U 3 6 へ出力する。

20

## 【 0 0 5 9 】

光源 C P U 3 6 は、信号受信制御部 3 4 から第 2 の通信情報 C 2 が入力された場合に、第 2 の通信情報 C 2 に含まれる受信完了信号に応じて、白色半導体光源 3 0 からの照明光 L の出射を常時 O N に切り替えるように光源制御部 3 2 を制御する。また、光源 C P U 3 6 は、第 2 の通信情報 C 2 に含まれる電子内視鏡 1 1 の固有情報を、通信インタフェース 3 8 を介してプロセッサ装置 1 3 に出力する。

## 【 0 0 6 0 】

一方、光源 C P U 3 6 は、信号受信制御部 3 4 から撮像信号が入力された場合に、通信インタフェース 3 8 を介してプロセッサ装置 1 3 に撮像信号を出力する。

30

## 【 0 0 6 1 】

プロセッサ装置 1 3 は、画像処理回路 6 0、フレームメモリ 6 1、表示制御回路 6 2 などを有しており、通信インタフェース 3 8 を介して光源装置 1 2 に接続している。なお、本実施形態では、プロセッサ装置 1 3 が光源装置 1 2 とは別体に設けられているが、プロセッサ装置 1 3 が光源装置 1 2 と一体に設けられていてもよい。この場合には、光源装置 1 2 がプロセッサ装置 1 3 の機能を有している。

## 【 0 0 6 2 】

画像処理回路 6 0 は、光源装置 1 2 から入力される撮像信号に対し、ホワイトバランス調整、色調処理、階調処理、シャープネス処理などの信号処理を施して、画像データを生成する。この際に画像処理回路 6 0 は、光源装置 1 2 から入力される電子内視鏡 1 1 の固有情報に基づき、例えば、電子内視鏡 1 1 の機種に対応した信号処理を撮像信号に対して施す。画像処理回路 6 0 は、画像データをフレームメモリ 6 1 へ出力する。

40

## 【 0 0 6 3 】

表示制御回路 6 2 は、フレームメモリ 6 1 から画像データを読み出し、この画像データに基づいてモニタ 1 4 に観察部位の観察像を表示させる。

## 【 0 0 6 4 】

なお、図 2 中では、電子内視鏡 1 1 の電源についての図示は省略しているが、例えば光源装置 1 2 からワイヤレス給電（非接触電力伝送ともいう）により電力供給を受けてもよいし、あるいはバッテリー等を内蔵してもよい。

## 【 0 0 6 5 】

50

〔第１実施形態の内視鏡装置の作用〕

次に、図４に示すフローチャートを用いて上記構成の内視鏡装置１０の作用、特に起動から観察部位の撮像までの処理の流れを説明する。

【００６６】

最初に内視鏡装置１０の起動が開始される。具体的には電子内視鏡１１のコネクタ部２５ａを光源装置１２に接続して、光源装置１２及びプロセッサ装置１３の電源をＯＮする。これにより、光源装置１２及びプロセッサ装置１３がそれぞれ起動すると共に（ステップＳＡ１，ＳＢ２）、光源装置１２からのワイヤレス給電により電子内視鏡１１が起動する（ステップＳＣ１）。

【００６７】

光源装置１２の起動の際に、光源ＣＰＵ３６は、電子内視鏡１１に対する第１の通信情報Ｃ１を光源制御部３２に出力すると共に（ステップＳＡ２）、光源制御部３２に対して通信光Ｌａの送信指令を行う。この送信指令を受けて、光源制御部３２は、第１の通信情報Ｃ１に基づき白色半導体光源３０から出射される照明光Ｌのスイッチングを行い、照明光Ｌを変調させることにより、第１の通信情報Ｃ１に対応する通信光Ｌａを白色半導体光源３０から出射させる。これにより、通信光Ｌａがコネクタ部２５ａを介してライトガイド４０に供給される（ステップＳＡ３）。すなわち、ステップＳＡ３が本発明の供給ステップの一形態に相当する。

【００６８】

一方、電子内視鏡１１の起動の際に、内視鏡ＣＰＵ４９は、電子内視鏡１１の動作モードを情報待ち受けモードに設定して、シャッタ４７を透過状態に設定すると共に、撮像素子４８に対して第１の通信情報Ｃ１の生成指令を行う（ステップＳＣ２）。これにより、撮像素子４８は、通信光Ｌａの受光待機状態となる。

【００６９】

前述のステップＳＡ３にてライトガイド４０に供給された通信光Ｌａは、ライトガイド４０を通過して分光部４５まで導かれる。分光部４５に導かれた通信光Ｌａは分光され、この分光された通信光Ｌａがシャッタ４７及びハーフミラー４６を経由して、撮像素子４８に入射する。これにより、撮像素子４８にて通信光Ｌａが受光される（ステップＳＣ３）。

【００７０】

撮像素子４８は、分光部４５からの通信光Ｌａを光電変換して第１の通信情報Ｃ１を生成し、この第１の通信情報Ｃ１を内視鏡ＣＰＵ４９へ出力する（ステップＳＣ４）。すなわち、ステップＳＣ４が本発明の出力ステップの一形態に相当する。

【００７１】

内視鏡ＣＰＵ４９は、撮像素子４８から第１の通信情報Ｃ１が入力された場合に、この第１の通信情報Ｃ１に含まれる撮像信号の補正データ、撮像の際のフレームレートや画素数、撮像素子の駆動制御方式に従って撮像素子４８の駆動を開始するなど、電子内視鏡１１の各部を制御する。

【００７２】

また、内視鏡ＣＰＵ４９は、第１の通信情報Ｃ１を受けて、光源装置１２に対する第２の通信情報Ｃ２を生成して信号送信制御部５０へ出力する（ステップＳＣ５）。信号送信制御部５０は、内視鏡ＣＰＵ４９から入力される第２の通信情報Ｃ２に基づきＬＤ２６を駆動して、第２の通信情報Ｃ２に対応する光信号ＳをＬＤ２６から送信させる（ステップＳＣ６）。

【００７３】

次いで、内視鏡ＣＰＵ４９は、電子内視鏡１１の動作モードを通常モードに切り替え、シャッタ４７を遮断状態に設定すると共に、前述の第１の通信情報Ｃ１に従って撮像素子４８を駆動する（ステップＳＣ７）。

【００７４】

一方、ＬＤ２６から送信された光信号Ｓは、光源装置１２のＰＤ２７にて受信される（

10

20

30

40

50

ステップ S A 4 )。そして、信号受信制御部 3 4 は、P D 2 7 が検出した光信号 S を第 2 の通信情報 C 2 に変換して光源 C P U 3 6 へ出力する (ステップ S A 5 )。

【 0 0 7 5 】

光源 C P U 3 6 は、信号受信制御部 3 4 より第 2 の通信情報 C 2 が入力された場合に、第 2 の通信情報 C 2 に含まれる受信完了信号に応じて、光源制御部 3 2 に対して照明光 L の通常出射指令を発する。この指令を受けて光源制御部 3 2 は、照明光 L の出射を常時 O N に切り替える (ステップ S A 6 )。また、光源 C P U 3 6 は、第 2 の通信情報 C 2 に含まれる電子内視鏡 1 1 の固有情報を、通信インタフェース 3 8 を介してプロセッサ装置 1 3 に出力する。以上で内視鏡装置 1 0 の起動が完了する。

【 0 0 7 6 】

内視鏡装置 1 0 の起動完了後、電子内視鏡 1 1 の挿入部 1 6 が患者の体内に挿入されて、体内の観察部位の撮像が行われる (ステップ S C 8 )。光源装置 1 2 から供給される照明光 L がライトガイド 4 0 及び照射レンズ 4 1 を通って照明窓 4 2 から観察部位に向けて出射される。また、撮像素子 4 8 は、集光レンズ 4 4 を通して入射する照明光 L の反射光または散乱光を撮像信号に変換して信号送信制御部 5 0 へ出力する (ステップ S C 9 )。この際に、シャッタ 4 7 は遮断状態であるので、分光部 4 5 にて分光された照明光 L が撮像素子 4 8 に直接入射することが防止される。

【 0 0 7 7 】

信号送信制御部 5 0 は、撮像素子 4 8 から入力される撮像信号に基づき L D 2 6 を駆動して、L D 2 6 から撮像信号に対応する光信号 S を送信させる (ステップ S C 1 0 )。これにより、光源装置 1 2 の P D 2 7 において、撮像信号に対応する光信号 S が受信される (ステップ S A 7 )。

【 0 0 7 8 】

信号受信制御部 3 4 は、P D 2 7 が検出した光信号 S を撮像信号に変換して光源 C P U 3 6 へ出力する (ステップ S A 8 )。光源 C P U 3 6 は、信号受信制御部 3 4 から入力された撮像信号をプロセッサ装置 1 3 に出力する。 (ステップ S A 9 )。これにより、プロセッサ装置 1 3 に撮像信号が入力される (ステップ S B 2 )。

【 0 0 7 9 】

プロセッサ装置 1 3 の画像処理回路 6 0 は、光源装置 1 2 から先に入力された電子内視鏡 1 1 の固有情報に基づき、撮像信号に対して各種信号処理を施して画像データを生成し、画像データをフレームメモリ 6 1 に格納する (ステップ S B 3 )。表示制御回路 6 2 は、フレームメモリ 6 1 から画像データを読み出し、この画像データに基づいてモニタ 1 4 に観察部位の観察像を表示させる (ステップ S B 4 )。

【 0 0 8 0 】

以下、観察部位の撮像が終了するまで、電子内視鏡 1 1 による撮像及び光信号 S の送信、光源装置 1 2 による光信号 S の受信並びに撮像信号への変換・出力、プロセッサ装置 1 3 によるモニタ 1 4 への観察像の表示が繰り返し行われる (ステップ S A 1 0 , S B 5 , S C 1 1 で Y E S )。

【 0 0 8 1 】

[ 本発明の効果 ]

本発明の内視鏡装置 1 0 では、第 1 の通信情報 C 1 に基づき照明光 L を変調させてなる通信光 L a を、ライトガイド 4 0 を介して光源装置 1 2 から電子内視鏡 1 1 に送信し、電子内視鏡 1 1 にて通信光 L a を光電変換して第 1 の通信情報 C 1 を取得する。このため、少なくとも光源装置 1 2 については既存の白色半導体光源 3 0 を用いて通信光 L a の送信が実行可能となるので、通信光 L a を送信するために L D 等の光通信インタフェースや無線通信インタフェースを光源装置 1 2 に別途設ける必要がなくなる。これにより、光源装置 1 2 の大型化及びコストアップが抑えられる。また、ライトガイド 4 0 を利用した光通信、すなわち、高速通信を行うことができる。さらに、ライトガイド 4 0 を利用した有線の光通信では、非接触の光通信等で送信を行う場合よりも高速で安定的に通信光 L a を電子内視鏡 1 1 に送信することができる。その結果、内視鏡装置 1 0 の大型化及びコストア

10

20

30

40

50

ップを抑えつつ、光源装置 12 と電子内視鏡 11 との間で高速通信が可能になる。

【0082】

また、本発明の内視鏡装置 10 では、電子内視鏡 11 の既存の撮像素子 48 を用いて通信光 La を光電変換して第 1 の通信情報 C1 を出力することができるので、電子内視鏡 11 の内部の限られたスペース（特に挿入部 16 内のスペース）に PD などの光電変換部を別途設ける必要が無くなる。これにより、電子内視鏡 11 の内部のスペースが圧迫されることが防止されるので、特に電子内視鏡 11 の大型化（挿入部 16 の太径化）及びコストアップを抑えることができる。

【0083】

また、本発明の内視鏡装置 10 では、LD 26 を有する撮像信号送信用の高速光通信インタフェースを用いて、電子内視鏡 11 から光源装置 12 に対して第 2 の通信情報 C2 に対応する光信号 S を送信することにより、電子内視鏡 11 から光源装置 12 への通信を高速化することができる。

【0084】

また、本発明の内視鏡装置 10 では、照明光 L（通信光 La）として可視光を用いているので、撮像素子 48 等の光電変換部に紫外カットフィルタや赤外カットフィルタが設けられている場合でも通信光 La を光電変換部にて受光することができる。

【0085】

〔第 2 実施形態の内視鏡装置〕

次に、図 5 を用いて本発明の第 2 実施形態の内視鏡装置 10A について説明を行う。上記第 1 実施形態の内視鏡装置 10 の電子内視鏡 11 では、分光部 45 により分光された通信光 La を撮像素子 48 に受光させているが、内視鏡装置 10A の電子内視鏡 11A では、分光部 45 を用いることなく通信光 La を撮像素子 48 に受光させる。

【0086】

なお、内視鏡装置 10A は、電子内視鏡 11A の構成が第 1 実施形態の電子内視鏡 11 と異なる点を除けば、第 1 実施形態の内視鏡装置 10 と基本的に同じ構成である。このため、上記第 1 実施形態と機能・構成上同一のものについては、同一符号を付してその説明は省略する。

【0087】

電子内視鏡 11A では、ライトガイド 40 の途中に分光部 45 は設けられていない。このため、白色半導体光源 30 から供給された通信光 La は、分光されることなく照明窓 42 を通して挿入部先端部 16a の前方に照射される。この通信光 La は挿入部先端部 16a の前方にある何らかの物体 X で反射 / 散乱される。そして、反射 / 散乱した照明光 L は、観察窓 43 を通して集光レンズ 44 に入射し、集光レンズ 44 を通して撮像素子 48 に受光される。これにより、第 1 実施形態と同様に、撮像素子 48 は受光した通信光 La を光電変換して第 1 の通信情報 C1 を出力することができる。物体 X は、反射板、挿入部先端部 16a に取り付けられるキャップ、部屋の壁、観察部位など特に限定はされない。

【0088】

なお、内視鏡装置 10A は、電子内視鏡 11A の構成が一部異なる点を除けば第 1 実施形態の内視鏡装置 10 と基本的に同じ構成であるので、その作用は第 1 実施形態と基本的に同じであり、第 1 実施形態で説明した効果と同様の効果が得られる。

【0089】

さらに、第 2 実施形態の内視鏡装置 10A の電子内視鏡 11A では、分光部 45 を用いることなく通信光 La を撮像素子 48 に受光させて第 1 の通信情報 C1 を出力可能であるので、分光部 45、ハーフミラー 46、シャッタ 47などを設ける必要がなくなる。これにより、電子内視鏡 11A は、第 1 実施形態の電子内視鏡 11 よりも内部のスペースが圧迫されることが防止され、かつ大型化（挿入部 16 の太径化）及びコストアップを抑えることができる。言い換えると、第 1 実施形態の電子内視鏡 11 よりも挿入部 16 を細径化することができる。

【0090】

10

20

30

40

50

### [ 第 3 実施形態の内視鏡装置 ]

次に、図 6 を用いて本発明の第 3 実施形態の内視鏡装置 10B について説明を行う。上記第 1 実施形態の内視鏡装置 10 の光源装置 12 では、照明光 L として白色半導体光源 30 から出射される白色光を用いている。これに対して、内視鏡装置 10B の光源装置 12B では、照明光 L として、赤色、緑色、青色の各色の可視光を用いている。

#### 【 0091 】

なお、内視鏡装置 10B は、光源装置 12B の構成が第 1 実施形態の光源装置 12 と異なり、かつ詳しくは後述する特殊光観察が可能である点を除けば、第 1 実施形態の内視鏡装置 10 と基本的に同じ構成である。このため、上記第 1 実施形態と機能・構成上同一のものについては、同一符号を付してその説明は省略する。

10

#### 【 0092 】

光源装置 12B は、第 1 実施形態の白色半導体光源 30 及び光源制御部 32 の代わりに RGB 半導体光源 71、光源制御部 32B を有しており、その他の構成は第 1 実施形態の光源装置 12 と基本的に同じである。

#### 【 0093 】

図 7 は、RGB 半導体光源 71 の概略図である。RGB 半導体光源 71 は、本発明の光源の一形態に相当するものであり、可視光として、赤色光（図中では「R」と表示）を出射する半導体光源 71R と、緑色光（図中では「G」と表示）を出射する半導体光源 71G と、青色光（図中では「B」と表示）を出射する半導体光源 71B と、を有する。以下、赤色光、緑色光、青色光をそれぞれ R 光、G 光、B 光と略す。各色の半導体光源 71R、71G、71B からそれぞれ出射される R、G、B 光が照明光 L となる。

20

#### 【 0094 】

図 6 に戻って、光源制御部 32B は、光源 CPU 36 の制御の下、各色の半導体光源 71R、71G、71B からの R、G、B 光の出射を制御する。また、光源制御部 32B は、内視鏡装置 10B の起動の際に、光源 CPU 36 から入力される第 1 の通信情報 C1 に基づき、RGB 半導体光源 71 を制御して第 1 の通信情報 C1 を通信光に変調する。すなわち、光源制御部 32B は、本発明の光変調部の一形態に相当するものである。

#### 【 0095 】

図 8 に示すように、内視鏡装置 10B の起動の際に光源制御部 32B は、第 1 の通信情報 C1 に基づき半導体光源 71R を制御して、R、G、B 光のうちの R 光のスイッチングを行い、第 1 の通信情報 C1 を通信光 LaR に変換する。これにより、RGB 半導体光源 71 から出射される照明光 L の特定波長域の光である R 波長域の R 光を、通信光 LaR として機能させることができる。以下、R、G、B 光のうちの R 光を通信光 LaR に変換する理由について説明する。

30

#### 【 0096 】

図 9 に示すように、内視鏡装置 10B は、前述の通常モードの他に、特定の狭い波長帯域の光（以下、狭帯域光という）を生体組織に照射して、生体組織の表層血管や中深層血管の特殊光観察を行う特殊光観察モードを有している。血管（ヘモグロビン）の光吸収スペクトルは、415nm 付近や 540nm 付近の帯域に吸収ピークを持つため、特殊光観察では、狭帯域光として、415nm 付近の光吸収率が高い帯域の波長を持つ青色狭帯域光 Bn と、540nm 付近の光吸収率が高い帯域の波長を持つ緑色狭帯域光 Gn とを使用している。

40

#### 【 0097 】

光源装置 12B では、特殊光観察モード下において、例えば半導体光源 71B、71G が LED である場合に、半導体光源 71B、71G からそれぞれ出射される B 光や R 光の光路上にフィルタ 73B、73G がセットされる。フィルタ 73B、73G は、それぞれ特定の波長域に制限された青色狭帯域光 Bn、緑色狭帯域光 Gn を透過させる。これにより、青色狭帯域光 Bn、緑色狭帯域光 Gn を電子内視鏡 11 に供給することができる。なお、LED 及びフィルタ 73B、73G を使用する代わりに、青色狭帯域光 Bn 及び緑色狭帯域光 Gn をそれぞれ出射する LD 等の狭帯域光の光源を別途設けてもよい。

50

## 【 0 0 9 8 】

血管の光吸収率が高い帯域に対応する狭帯域光を使用すると、観察像においては、血管部分は光が吸収されるため暗く、血管の周辺組織では吸収されずに、散乱、反射するため明るく写る。そして、照明光を狭帯域化することにより、光吸収率が高い帯域から外れる波長が照明光から取り除かれるため、血管部分において散乱、反射する成分が減り、血管とその周辺組織のコントラストが強調された観察像が得られる。

## 【 0 0 9 9 】

また、生体組織内における光の散乱特性は、波長が長いほど低くなるため、波長が長い光ほど生体組織の深層まで到達する（深達度が高い）。そのため、青色狭帯域光 B n とより波長が長い緑色狭帯域光 G n の 2 種類の狭帯域光を利用することにより、青色狭帯域光 B n により、生体組織表面近くの表層にある表層血管を強調した像を得て、緑色狭帯域光 G n により、より深い中深層の血管を強調した像を得ることができる。

10

## 【 0 1 0 0 】

このように、表層血管や中深層血管の特殊光観察では R 光は使用されない。このため、内視鏡装置 1 0 B では、R , G , B 光のうちの R 光を通信光 L a R に変換している。ここで、半導体光源 7 1 R からの通信光 L a R の照射は、内視鏡装置 1 0 B の起動の際、または後述する垂直ブランキング期間（図 1 1 参照）に行われるので、通信光 L a R が特殊光観察で得られる観察像に影響を及ぼすことはない。

## 【 0 1 0 1 】

なお、撮像素子 4 8 が、2 次元配列された複数の光電変換素子 P D と、各光電変換素子 P D 上に光電変換素子 P D に対応する配列パターンで配設された少なくとも R 色のフィルタ R F、G 色のフィルタ G F、及び B 色のフィルタ B F を含むカラーフィルタ C F と、を有する場合に、R 光（通信光 L a R）は、フィルタ R F を透過可能な波長の光である。

20

## 【 0 1 0 2 】

図 6 に戻って、光源装置 1 2 B からコネクタ部 2 5 a を介してライトガイド 4 0 に供給された通信光 L a R は、分光部 4 5 で分光された後、シャッタ 4 7 及びハーフミラー 4 6 を経て撮像素子 4 8 に入射する。撮像素子 4 8 は、通信光 L a R を受光すると共に光電変換して第 1 の通信情報 C 1 を出力する。これ以降の処理は、第 1 実施形態と同じであるので、ここでは説明を省略する。

## 【 0 1 0 3 】

このように第 3 実施形態の内視鏡装置 1 0 B では、第 1 の通信情報 C 1 に基づき照明光 L の波長域のうちの特定の波長域の光（ここでは R 光）を変調させてなる通信光 L a R を、ライトガイド 4 0 を介して光源装置 1 2 から電子内視鏡 1 1 に送信し、電子内視鏡 1 1 にて通信光 L a R を光電変換して第 1 の通信情報 C 1 を取得する。このため、上記第 1 実施形態で説明した効果と同様の効果が得られる。また、特殊光観察に利用しない波長域の光（ここでは R 光）を利用して第 1 の通信情報 C 1 の送信を行うことができる。

30

## 【 0 1 0 4 】

上記第 3 実施形態では、R , G , B 光のうちの R 光を通信光 L a R に変換しているが、他の色の光を通信光に変換してもよい。また、上記第 3 実施形態では、R , G , B 光を照明光 L として出射する R G B 半導体光源 7 1 を用いているが、照明光 L として出射する光の色の種類及び数は特に限定はされない。

40

## 【 0 1 0 5 】

さらに、特殊光観察は表層血管や中深層血管の特殊光観察に限られず、例えば、特定の波長の光を利用して行う蛍光観察（Auto Fluorescence Imaging）などの各種特殊光観察があり、各特殊光観察において使用されない R 光以外の色の光を通信光に変換してもよい。

## 【 0 1 0 6 】

また、上記第 2 実施形態の内視鏡装置 1 0 A において、第 3 実施形態の内視鏡装置 1 0 B と同様に、照明光 L の波長域のうちの特定の波長域の光（例えば R 光）を変調させた光を通信光として用いてもよい。

50

## 【 0 1 0 7 】

## [ 第 4 実施形態の内視鏡装置 ]

次に、図 10 を用いて本発明の第 4 実施形態の内視鏡装置 10 C について説明を行う。上記第 1 実施形態の内視鏡装置 10 の電子内視鏡 11 では、観察部位の撮像に用いる撮像素子 48 により通信光 L a を光電変換して第 1 の通信情報 C 1 を出力している。これに対して、内視鏡装置 10 C の電子内視鏡 11 C では、撮像素子 48 とは異なる光電変換部 80 を用いて通信光を光電変換して第 1 の通信情報 C 1 を出力する。

## 【 0 1 0 8 】

なお、内視鏡装置 10 C は、電子内視鏡 11 C の構成が第 1 実施形態の電子内視鏡 11 と異なる点を除けば、第 1 実施形態の内視鏡装置 10 と基本的に同じ構成である。このため、上記第 1 実施形態と機能・構成上同一のものについては、同一符号を付してその説明は省略する。

## 【 0 1 0 9 】

電子内視鏡 11 C は、第 1 実施形態のシャッタ 47 及びハーフミラー 46 の代わりに、分光部 45 にて分光された照明光 L ( 通信光 L a を含む ) の光路上に配置された光電変換部 80 を有する。光電変換部 80 は、例えば P D や撮像素子などを含んで構成されており、前述の撮像素子 48 と同様に、分光部 45 にて分光された通信光 L a を受光し光電変換して第 1 の通信情報 C 1 を出力する。これ以降の処理は、第 1 実施形態と基本的に同じであるので、ここでは説明を省略する。

## 【 0 1 1 0 】

このように第 4 実施形態の内視鏡装置 10 C においても、光源装置 12 からライトガイド 40 を介して送信される通信光 L a を、電子内視鏡 11 C の光電変換部 80 により光電変換して第 1 の通信情報 C 1 を取得することができる。これにより、第 1 実施形態と同様に、内視鏡装置 10 C の大型化及びコストアップを抑えつつ、光源装置 12 から電子内視鏡 11 C への通信を高速化することができる。また、シャッタ 47 を設けることなく、観察部位の観察時に照明光 L が撮像素子 48 に入射することが防止される。

## 【 0 1 1 1 】

なお、上記第 3 実施形態の内視鏡装置 10 B にも、内視鏡装置 10 C と同様に、撮像素子 48 とは別途に光電変換部 80 を設けてもよい。

## 【 0 1 1 2 】

## [ その他 ]

上記第 1 実施形態では、内視鏡装置 10 の起動の際に、光源装置 12 から電子内視鏡 11 に対して第 1 の通信情報 C 1 に対応する通信光 L a を送信しているが、観察部位の観察時に通信光の送信を行ってもよい。この場合には、例えば図 11 に示すように、撮像素子 48 から出力されるフレームごとの撮像信号間の垂直ブランキング期間内に、光源装置 12 から電子内視鏡 11 に対して通信光 L a を送信する。これにより、観察部位の観察時にも、第 1 の通信情報 C 1 として、電子内視鏡 11 の動作制御に係る各種情報を光信号化して光源装置 12 から電子内視鏡 11 に送信することができる。なお、上記第 2 実施形態から第 4 実施形態についても同様に、観察部位の観察時に通信光の送信を行ってもよい。

## 【 0 1 1 3 】

上記各実施形態では、照明光として可視光を用いているが、照明光が可視範囲内及び可視範囲外の波長域の光を含む広帯域光である場合には、例えば、照明光の波長域のうちの可視範囲外の波長域の光を通信光として用いてもよい。

## 【 0 1 1 4 】

上記各実施形態では、光源装置の光源として L D や L E D 等の半導体光源を例に挙げて説明を行ったが、例えばキセノンランプ等の半導体光源以外の各種光源を用いてもよい。なお、光源としてキセノンランプを用いる場合には、別途に通信光を出射可能な L E D や L D 等の半導体光源を設けるようにしてもよい。

## 【 0 1 1 5 】

上記各実施形態では、L D 26 及び P D 27 により、電子内視鏡から光源装置に対して

10

20

30

40

50

第２の通信情報Ｃ２に対応する光信号Ｓを送信しているが、ＬＤ２６の代わりにＬＥＤ等を用いて良く、さらに非接触型の通信方式であれば特に限定されない。例えば、電子内視鏡にて第２の通信情報Ｃ２を電波信号に変換し、この電波信号を無線通信により光源装置に送信して、光源装置にて電波信号を第２の通信情報Ｃ２に変換して出力してもよい。この場合には、図２等において、ＬＤ２６及びＰＤ２７の代わりに無線通信可能な無線送信部、無線受信部を設ける。そして、信号送信制御部５０は、無線送信部から第２の通信情報Ｃ２に対応する電波信号を送信させ、信号受信制御部３４は、無線受信部が受信した電波信号を第２の通信情報Ｃ２に変換して出力する。

【０１１６】

上記第１実施形態等では、ライトガイド４０を通る通信光Ｌａを分光部４５で分光しているが、分光部は図２等にしたものに限定されず、例えば光ファイバカプラやスプリッタ等でライトガイド４０から別の光ファイバケーブルを分岐させて、この光ファイバケーブルにより通信光Ｌａを撮像素子４８や光電変換部８０まで導く構成も本発明の分光部に含まれる。また、上記第１実施形態等では、分光部４５で分光された通信光Ｌａをハーフミラー４６で撮像素子４８に向けて反射しているが、ハーフミラー４６を設けることなく、分光部４５で分光された通信光Ｌａを光ファイバケーブル等により光電変換部８０まで導くようにしてもよい。さらに、分光部４５で分光された通信光Ｌａを撮像素子４８で受光可能な構成であれば特に限定はされない。

10

【０１１７】

上記各実施形態では、電子内視鏡として軟性内視鏡を例に挙げて説明を行ったが、硬性内視鏡等の各種電子内視鏡を備える内視鏡装置に本発明を適用することができる。

20

【０１１８】

更に、本発明は上述した実施形態に限定されず、本発明の精神を逸脱しない範囲で種々の変形が可能であることは言うまでもない。

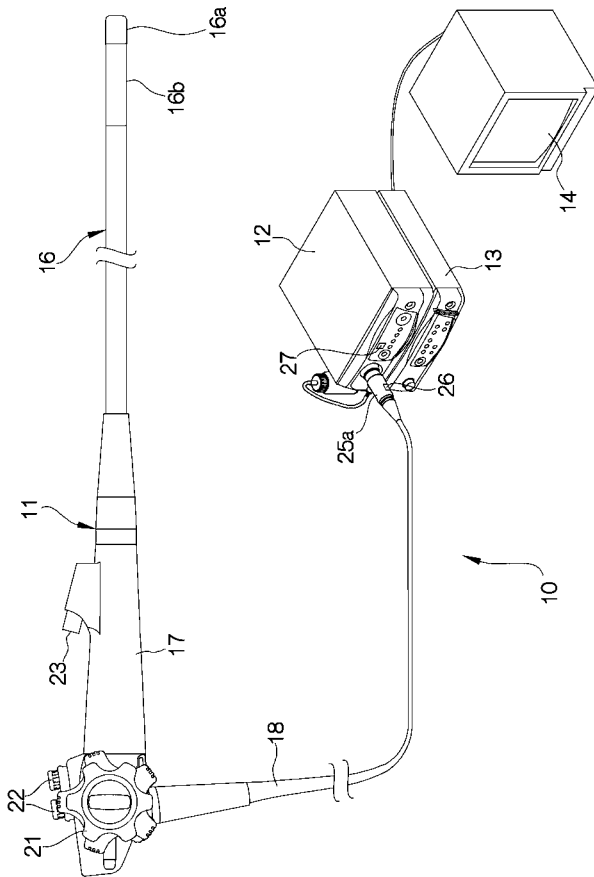
【符号の説明】

【０１１９】

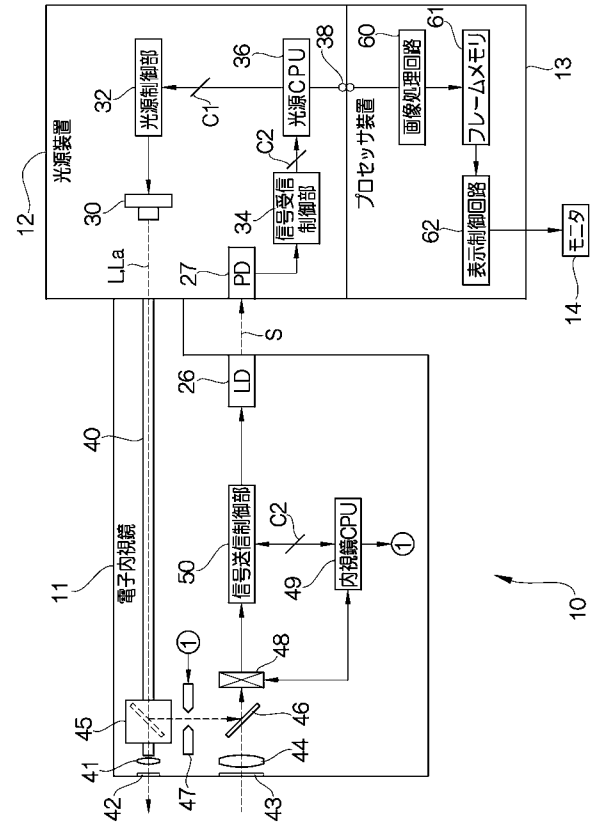
１０…内視鏡装置，１０Ａ…内視鏡装置，１０Ｂ…内視鏡装置，１０Ｃ…内視鏡装置，１１…電子内視鏡，１１Ａ…電子内視鏡，１１Ｃ…電子内視鏡，１２…光源装置，１２Ｃ…光源装置，２６…ＬＤ，２７…ＰＤ，３０…半導体光源，３２…光源制御部，３４…信号受信制御部，３６…光源ＣＰＵ，４５…分光部，４８…撮像素子，４９…内視鏡ＣＰＵ，５０…信号送信制御部，７１…ＲＧＢ半導体光源，８０…光電変換部

30

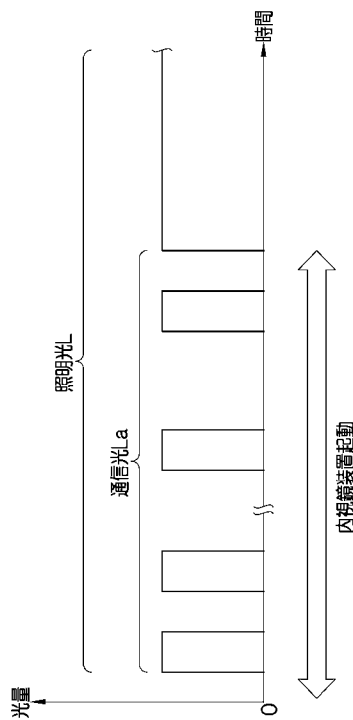
【図 1】



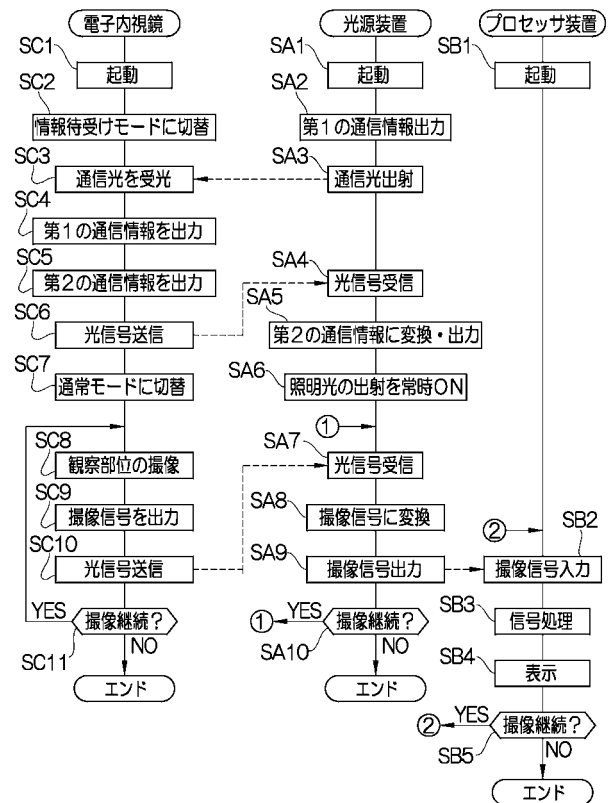
【図 2】



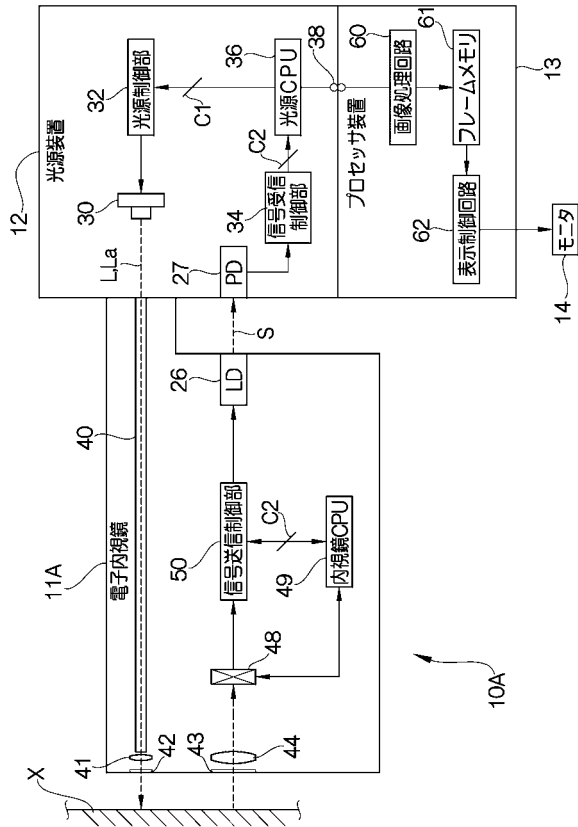
【図 3】



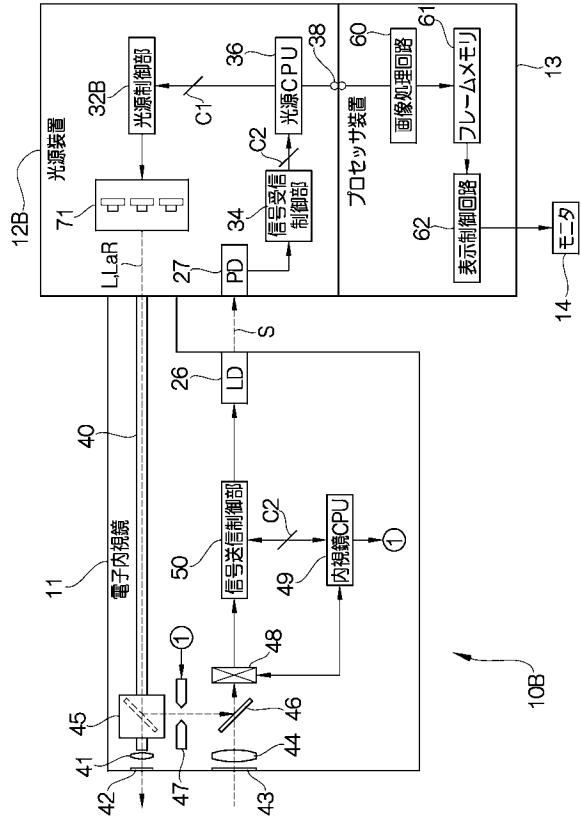
【図 4】



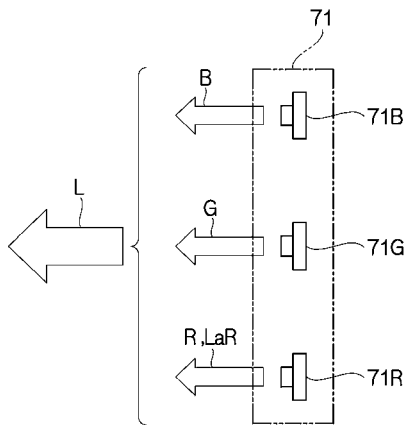
【 図 5 】



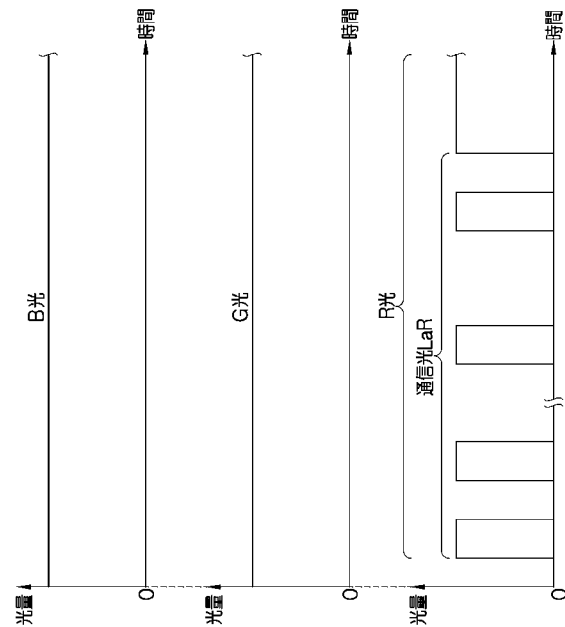
【 図 6 】



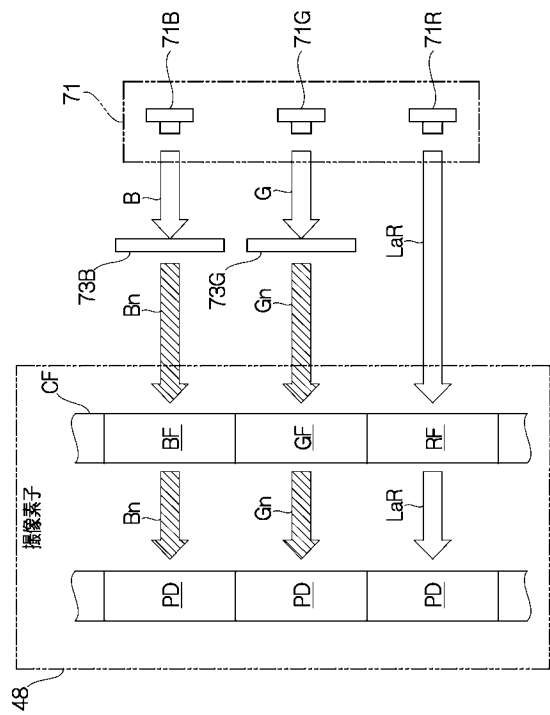
【圖 7】



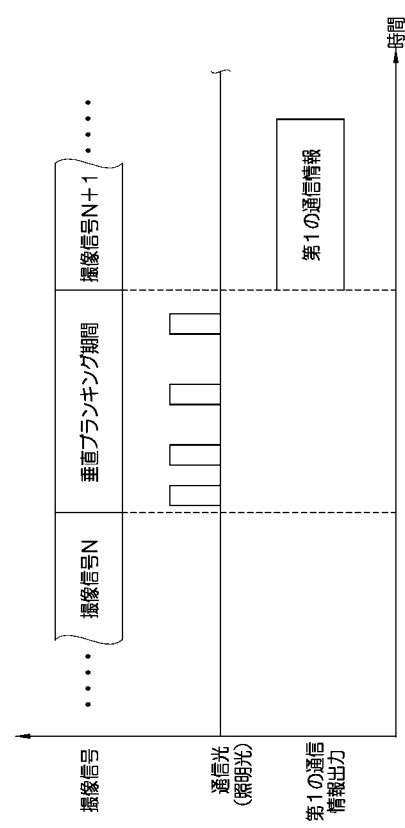
【 図 8 】



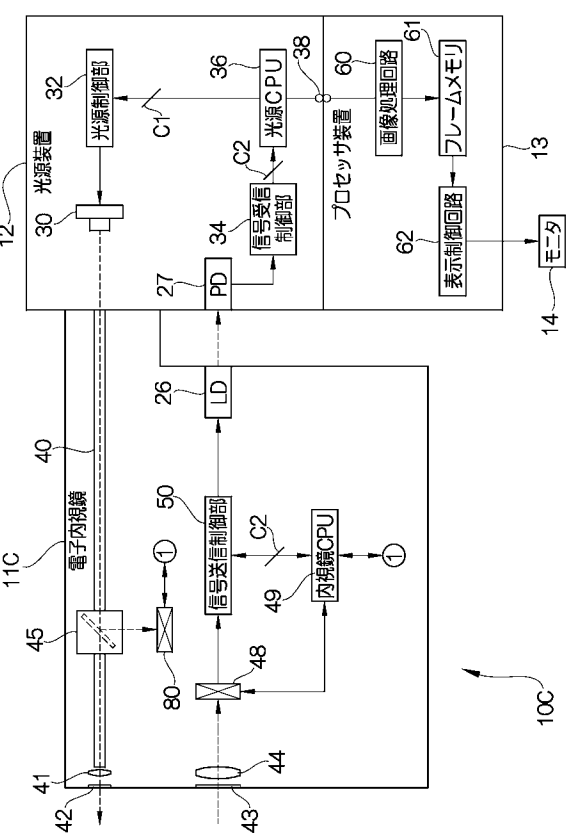
【図 9】



【図 11】



【図 10】



---

フロントページの続き

F ターム(参考) 2H040 CA04 CA06 CA11 CA12 CA22 DA03 DA13 DA14 DA15 DA21  
FA13 GA02 GA11  
4C161 BB02 CC06 DD03 FF46 GG01 JJ19 LL02 NN01 QQ02 QQ09  
RR26

|                |                                                                                                                                                                                                                                                                         |         |            |
|----------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 内窥镜装置及其控制方法                                                                                                                                                                                                                                                             |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP2015186556A</a>                                                                                                                                                                                                                                           | 公开(公告)日 | 2015-10-29 |
| 申请号            | JP2014065472                                                                                                                                                                                                                                                            | 申请日     | 2014-03-27 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 富士胶片株式会社                                                                                                                                                                                                                                                                |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 富士胶片株式会社                                                                                                                                                                                                                                                                |         |            |
| [标]发明人         | 下村浩司<br>成田諭<br>坂本利男                                                                                                                                                                                                                                                     |         |            |
| 发明人            | 下村 浩司<br>成田 諭<br>坂本 利男                                                                                                                                                                                                                                                  |         |            |
| IPC分类号         | A61B1/04 A61B1/06 G02B23/24                                                                                                                                                                                                                                             |         |            |
| FI分类号          | A61B1/04.362.J A61B1/06.A G02B23/24.B A61B1/00.680 A61B1/00.681 A61B1/00.682 A61B1/04.531 A61B1/045.610 A61B1/06.610 A61B1/07.730 A61B1/07.731                                                                                                                          |         |            |
| F-TERM分类号      | 2H040/CA04 2H040/CA06 2H040/CA11 2H040/CA12 2H040/CA22 2H040/DA03 2H040/DA13 2H040/DA14 2H040/DA15 2H040/DA21 2H040/FA13 2H040/GA02 2H040/GA11 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF46 4C161/GG01 4C161/JJ19 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/QQ09 4C161/RR26 |         |            |
| 其他公开文献         | JP6247580B2                                                                                                                                                                                                                                                             |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>                                                                                                                                                                                                                                               |         |            |

# 摘要(译)

解决的问题：提供一种内窥镜装置及其控制方法，该内窥镜装置能够在抑制光源装置和电子内窥镜的大型化和成本增加的同时进行高速通信。

解决方案：照明光是从将照明光提供给电子内窥镜的光导的光源设备的光源发出的。光源由光调制器控制，以基于从光源装置到电子内窥镜的第一通信信息，将从光源装置提供给光导的照明光的至少一部分调制为通信光，该通信光是光信号。要做。至少通信光被电子内窥镜的光电转换单元接收并被光电转换以输出第一通信信息。电子内窥镜的内窥镜控制单元基于从光电转换单元输出的第一通信信息来控制电子内窥镜的操作。[选择图]图2

|           |                            |          |                                            |
|-----------|----------------------------|----------|--------------------------------------------|
| (21) 出願番号 | 特願2014-65472 (P2014-65472) | (71) 出願人 | 306037311                                  |
| (22) 出願日  | 平成26年3月27日 (2014. 3. 27)   |          | 富士フイルム株式会社<br>東京都港区西麻布2丁目26番30号            |
|           |                            | (74) 代理人 | 100083116<br>弁理士 松浦 憲三                     |
|           |                            | (72) 発明者 | 下村 浩司<br>神奈川県足柄上郡開成町官台798番地<br>富士フイルム株式会社内 |
|           |                            | (72) 発明者 | 成田 諭<br>神奈川県足柄上郡開成町官台798番地<br>富士フイルム株式会社内  |
|           |                            | (72) 発明者 | 坂本 利男<br>神奈川県足柄上郡開成町官台798番地<br>富士フイルム株式会社内 |

最終頁に続く