

(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2010-148646
(P2010-148646A)

(43) 公開日 平成22年7月8日(2010.7.8)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	2 H 0 4 0
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 B	4 C 0 6 1
G 0 2 B 23/26 (2006.01)	G 0 2 B 23/26 B	

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2008-329562 (P2008-329562)	(71) 出願人	306037311 富士フイルム株式会社 東京都港区西麻布2丁目26番30号
(22) 出願日	平成20年12月25日 (2008.12.25)	(74) 代理人	100075281 弁理士 小林 和憲
		(72) 発明者	松浦 秀夫 埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目324 番地 富士フイルム株式会社内
		Fターム(参考)	2H040 BA10 CA04 CA11 GA02 GA10 GA11 4C061 BB01 CC06 GG01 JJ11 LL02 QQ02 QQ04 QQ06 RR02 RR22 RR24

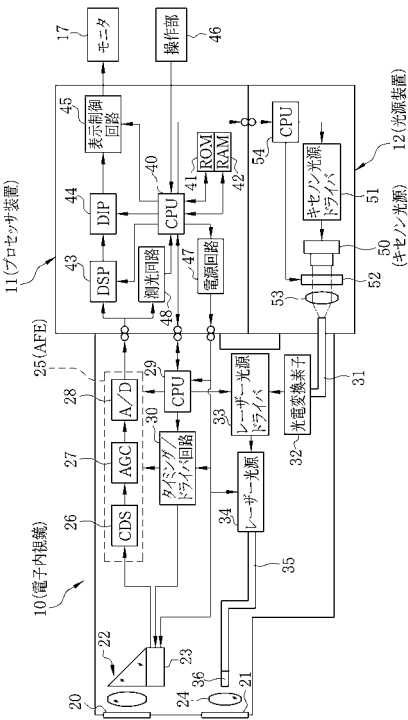
(54) 【発明の名称】 内視鏡、内視鏡システムおよび内視鏡駆動方法

(57) 【要約】

【課題】 レーザー光源を使用しつつ、簡単な構成で漏れ光を完全に防止する。

【解決手段】 電子内視鏡10のコネクタ15内には、光電変換素子32、レーザー光源ドライバ33、レーザー光源34が収められている。光源装置12で発生され、キセノン光用ライトガイド31を通して光電変換素子32に入射したキセノン光が光電変換素子32で光電変換され、その光量に応じた電荷電圧が光電変換素子32からレーザー光源ドライバ33に出力される。レーザー光源ドライバ33は、入力電圧の大きさに対応したレーザー光量を決定し、決定した光量のレーザー光を射出するようにレーザー光源34を駆動する。射出されたレーザー光は、レーザー光用ライトガイド35を通して蛍光体36に導かれる。蛍光体36はレーザー光により励起されて白色照明光を放出する。この白色照明光は、照明レンズ24で拡散され、照明窓21を介して体腔内の被観察部位に照射される。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体内の被観察部位に照明光を照射するレーザー光源を備えることを特徴とする内視鏡。

【請求項 2】

前記レーザー光源の駆動を制御する制御部をさらに備えることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡。

【請求項 3】

内視鏡画像の輝度情報に基づいて光源装置の光源が発する光を光電変換する光電変換素子をさらに備え、

前記制御部は、前記光電変換素子で発生した電気エネルギーの出力に応じて、前記レーザー光源から照射されるレーザー光の光量を決定することを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡。

【請求項 4】

前記光電変換素子は太陽電池であり、

前記太陽電池で発生した電気エネルギーを、前記レーザー光源の駆動エネルギーとして用いることを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡。

【請求項 5】

前記制御部は、プロセッサ装置から直接入力される内視鏡画像の輝度情報に基づいて、前記レーザー光源から照射されるレーザー光の光量を決定することを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡。

【請求項 6】

被検体内の被観察部位に照明光を照射するレーザー光源と、

前記レーザー光源の駆動を制御する制御部と、

内視鏡画像の輝度情報に基づいて光源装置の光源が発する光を光電変換する光電変換素子とを備え、

前記制御部は、前記光電変換素子で発生した電気エネルギーの出力に応じて、前記レーザー光源から照射されるレーザー光の光量を決定することを特徴とする内視鏡。

【請求項 7】

被検体内の被観察部位に照明光を照射するレーザー光源を有する内視鏡と、

内視鏡画像の輝度情報を出力するプロセッサ装置とを備え、

前記レーザー光源は、前記輝度情報に基づいて駆動制御されることを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 8】

前記内視鏡は、前記レーザー光源の駆動を制御する制御部と、

前記輝度情報に基づいて光源装置の光源が発する光を光電変換する光電変換素子とをさらに備え、

前記制御部は、前記光電変換素子で発生した電気エネルギーの出力に応じて、前記レーザー光源から照射されるレーザー光の光量を決定することを特徴とする請求項 7 に記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

前記内視鏡は、前記レーザー光源の駆動を制御する制御部をさらに備え、

前記制御部は、前記プロセッサ装置から直接入力される前記輝度情報に基づいて、前記レーザー光源から照射されるレーザー光の光量を決定することを特徴とする請求項 7 に記載の内視鏡システム。

【請求項 10】

プロセッサ装置で内視鏡画像の輝度情報を得る第 1 ステップと、

前記第 1 ステップで得た前記輝度情報に基づいて、内視鏡に内蔵されたレーザー光源の駆動を制御する第 2 ステップとを備えることを特徴とする内視鏡駆動方法。

【請求項 11】

前記第２ステップでは、前記輝度情報に基づいて光源装置の光源が発する光を、内視鏡に内蔵された光電変換素子で光電変換し、

光電変換素子で発生した電気エネルギーの出力に応じて、レーザー光源から照射されるレーザー光の光量を決定することを特徴とする請求項１０に記載の内視鏡駆動方法。

【請求項１２】

前記第１ステップでは、前記輝度情報を前記プロセッサ装置から直接取得し、

前記第２ステップでは、直接取得した前記輝度情報に基づいて、前記レーザー光源から照射されるレーザー光の光量を決定することを特徴とする請求項１０に記載の内視鏡駆動方法。

【発明の詳細な説明】

10

【技術分野】

【０００１】

本発明は、被検体を観察するため、照明光を被検体内の被観察部位に照射する内視鏡、内視鏡システムおよび内視鏡駆動方法に関する。

【背景技術】

【０００２】

従来、医療分野において、内視鏡、例えば電子内視鏡を利用した検査が広く普及している。電子内視鏡は、被検体内に挿入される挿入部の先端に、ＣＣＤイメージセンサ等の固体撮像素子を有する。電子内視鏡は、コードやコネクタを介してプロセッサ装置、および光源装置に接続される。

20

【０００３】

プロセッサ装置は、固体撮像素子から出力された撮像信号に対して各種処理を施し、診断に供する内視鏡画像を生成する。内視鏡画像は、プロセッサ装置に接続されたモニタに表示される。光源装置は、電子内視鏡に被検体内照明用の照明光を供給するための光源を有する。光源からの照明光は、電子内視鏡に挿通されたライトガイドで、挿入部の先端に導光される。

【０００４】

従来、光源としては、キセノンランプやハロゲンランプ等の白色光源が用いられてきたが、最近、これに代えて、レーザー光源を用いる光源装置が提案されている（特許文献１～３参照）。レーザー光はビーム径が小さいので、従来の白色光源を用いる場合と比較して、ライトガイドを細径化することができる。これにより電子内視鏡の挿入部の径をより細くすることができる。

30

【０００５】

さらに、電子内視鏡を用いた医療診断の分野では、病変の発見を容易にするために、可視光域にブロードな分光特性を有する白色光による観察ではなく、狭い波長帯域の光を被観察部位に照射し、これによる反射光を画像化して観察する特殊光観察も行われている。レーザー光源を用いれば、狭帯域波長レーザーや、エタロン等の波長変換素子を用いることによって、比較的簡単な構成で特殊光観察が可能となる。

【０００６】

ところで、光源からの光は、光源装置のソケットや、その他筐体に設けられた開口（換気口等）より、光源装置内で乱反射した光等が漏れるおそれがある（以下、漏れ光という）。レーザー光源を用いる場合、強いエネルギーをもつレーザー光が筐体から漏れて操作者や被検者の目に入ると、失明の危険がある。従って、漏れ光の発生を嚴重に防止する必要がある。

40

【０００７】

そこで、漏れ光対策として、特許文献１では、光源装置内のレーザー光の光路上に測光センサを設けて、測光センサによる受光光量が閾値より低い場合に、光学系に異常があると判断してレーザー光の射出を停止している。特許文献２では、光源装置内にシステムコントロール回路および電気ソケットを、内視鏡のコネクタ内に識別情報が収められたＲＯＭをそれぞれ設け、電気ソケットを介してコネクタ内のＲＯＭからシステムコントロール

50

回路に、当該内視鏡がレーザー光対応の内視鏡であることを示す識別情報が読み出されている間に限り、レーザー光の射出を行っている。特許文献3では、レーザー光源の射出面およびコリメータレンズ等の光学系をレーザー光源ケースで覆うことにより、レーザー光が光学系から漏れることを防止している。

【特許文献1】特開2005-348792号公報

【特許文献2】特開2005-348793号公報

【特許文献3】特開2005-348794号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

10

特許文献1～3では、光源装置のソケットに内視鏡が接続されていないときにレーザー光がソケットから射出されることを防ぐための対策、また光学系の外部にレーザー光を漏らさないための対策が提案されているが、これらの対策を施すためには、従来の装置に対して多数の部品を追加する必要がある、装置が大掛かりになってしまう。

【0009】

さらに、レーザー光はビーム径が小さいので、光源装置のソケットと内視鏡のコネクタとの接続がわずかでもずれると、ライトガイドにレーザー光が入射されない。このため、光源装置内の光学系だけでなく、ソケットとコネクタの接続部分にも高い取り付け精度が要求される。そのうえ、コネクタはソケットに対して頻繁に脱着されるため、脱着回数を重ねてもガタを発生させない程度の高い機械的強度も要求される。このように、光源装置にレーザー光源を内蔵させると、完全に漏れ光を防止し、且つすべてのレーザー光を内視鏡側に伝達することは極めて困難で、できたとしてもコストが高つく。

20

【0010】

本発明は、上記課題を鑑みてなされたものであり、その目的は、レーザー光源を使用しつつも、簡単な構成で漏れ光を完全に防止することにある。

【課題を解決するための手段】

【0011】

上記目的を達成するために、本発明の内視鏡は、被検体内の被観察部位に照明光を照射するレーザー光源を備えることを特徴とする。

【0012】

30

前記レーザー光源の駆動を制御する制御部をさらに備えることが好ましい。また、内視鏡画像の輝度情報に基づいて光源装置の光源が発する光を光電変換する光電変換素子をさらに備えることが好ましい。この場合、前記制御部は、前記光電変換素子で発生した電気エネルギーの出力に応じて、前記レーザー光源から照射されるレーザー光の光量を決定する。なお、光源装置の光源とは、例えば従来の光源装置に搭載されるキセノン光源やハロゲン光源等である。

【0013】

前記光電変換素子は、例えばフォトダイオードであり、太陽電池であってもよい。太陽電池の場合は、太陽電池で発生した電気エネルギーを、前記レーザー光源の駆動エネルギーとして用いる。

40

【0014】

前記制御部は、プロセッサ装置から直接入力される内視鏡画像の輝度情報に基づいて、前記レーザー光源から照射されるレーザー光の光量を決定してもよい。

【0015】

また、本発明の内視鏡は、被検体内の被観察部位に照明光を照射するレーザー光源と、前記レーザー光源の駆動を制御する制御部と、内視鏡画像の輝度情報に基づいて光源装置の光源が発する光を光電変換する光電変換素子とを備え、前記制御部は、前記光電変換素子で発生した電気エネルギーの出力に応じて、前記レーザー光源から照射されるレーザー光の光量を決定することを特徴とする。

【0016】

50

本発明の内視鏡システムは、被検体内の被観察部位に照明光を照射するレーザー光源を有する内視鏡と、内視鏡画像の輝度情報を出力するプロセッサ装置とを備え、前記レーザー光源は、前記輝度情報に基づいて駆動制御されることを特徴とする。

【0017】

前記内視鏡は、前記レーザー光源の駆動を制御する制御部と、前記輝度情報に基づいて光源装置の光源が発する光を光電変換する光電変換素子とをさらに備えることが好ましい。この場合、前記制御部は、前記光電変換素子で発生した電気エネルギーの出力に応じて、前記レーザー光源から照射されるレーザー光の光量を決定する。

【0018】

あるいは、前記制御部は、前記プロセッサ装置から直接入力される前記輝度情報に基づいて、前記レーザー光源から照射されるレーザー光の光量を決定する。

10

【0019】

本発明の内視鏡駆動方法は、プロセッサ装置で内視鏡画像の輝度情報を得る第1ステップと、前記第1ステップで得た前記輝度情報に基づいて、内視鏡に内蔵されたレーザー光源の駆動を制御する第2ステップとを備えることを特徴とする。

【0020】

前記第2ステップでは、前記輝度情報に基づいて光源装置の光源が発する光を、内視鏡に内蔵された光電変換素子で光電変換する。そして、光電変換素子で発生した電気エネルギーの出力に応じて、レーザー光源から照射されるレーザー光の光量を決定する。

【0021】

あるいは、前記第1ステップでは、前記輝度情報を前記プロセッサ装置から直接取得する。前記第2ステップでは、直接取得した前記輝度情報に基づいて、前記レーザー光源から照射されるレーザー光の光量を決定する。

20

【発明の効果】

【0022】

本発明によれば、レーザー光源を内視鏡に備えるので、光源装置にレーザー光源を内蔵させた場合に生じる、漏れ光の問題を完全に防止することができる。また、光源装置からの光を光電変換した電気エネルギー量に基づいて内視鏡のレーザー光源の駆動を制御すれば、従来の白色光源の使用を前提とした内視鏡システムから、内視鏡のみを本発明のものに交換するだけで、レーザー光源を用いた被検体の検査が可能になる。さらに、プロセッサ装置で生成される、内視鏡画像の輝度情報を直接内視鏡に送れば、本発明の内視鏡と従来のプロセッサ装置だけで内視鏡システムを構成する、つまり光源装置を省略することも可能になる。

30

【発明を実施するための最良の形態】

【0023】

図1において、内視鏡システム2は、電子内視鏡10、プロセッサ装置11、および光源装置12からなる。電子内視鏡10は、周知の如く、患者の体腔内に挿入される可撓性の挿入部13と、挿入部13の基端部分に連設された操作部14と、プロセッサ装置11および光源装置12に接続されるコネクタ15と、操作部14、コネクタ15間を繋ぐユニバーサルコード16とを有する。

40

【0024】

挿入部13の先端には、観察窓20、照明窓21（ともに図2参照）等が設けられている。観察窓20の奥には、対物光学系22を介して、体腔内撮影用の固体撮像素子23が配されている（いずれも図2参照）。照明窓21は、レーザー光源34、レーザー光用ライトガイド35、蛍光体36および照明レンズ24（いずれも図2参照）で導光される照明光を、被観察部位に照射する。

【0025】

操作部14には、挿入部13の先端を上下左右方向に湾曲させるためのアングルノブや、挿入部13の先端からエアー、水を噴出させるための送気・送水ボタンの他、内視鏡画像を静止画記録するためのフリーズボタン等が設けられている。

50

【0026】

また、操作部14の先端側には、電気メス等の処置具が挿通される鉗子口が設けられている。鉗子口は、挿入部13内の鉗子チャンネルを通して、挿入部13の先端に設けられた鉗子出口に連通している。

【0027】

プロセッサ装置11は、光源装置12と電氣的に接続され、内視鏡システム2の動作を統括的に制御する。プロセッサ装置11は、ユニバーサルコード16や挿入部13内に挿通された伝送ケーブルを介して、電子内視鏡10に給電を行い、固体撮像素子23の駆動を制御する。また、プロセッサ装置11は、伝送ケーブルを介して、固体撮像素子23から出力された撮像信号を受信し、受信した撮像信号に各種処理を施して画像データを生成する。プロセッサ装置11で生成された画像データは、プロセッサ装置11にケーブル接続されたモニタ17に内視鏡画像として表示される。

【0028】

図2において、電子内視鏡10は、前述の観察窓20、照明窓21、対物光学系22、固体撮像素子23、および照明レンズ24が挿入部13の先端に設けられ、アナログ信号処理回路（以下、AFEと略す）25等が操作部14に設けられている。

【0029】

固体撮像素子23は、インターライントランスファ型のCCDイメージセンサや、CMOSイメージセンサ等からなる。固体撮像素子23は、観察窓20、対物光学系22（レンズ群およびプリズムからなる）を経由した体腔内の被観察部位の像光が、撮像面に入射するように配置されている。固体撮像素子23の撮像面には、複数の色セグメントからなるカラーフィルタ（例えば、ベイヤー配列の原色カラーフィルタ、図示せず）が形成されている。

【0030】

AFE25は、相関二重サンプリング回路（以下、CDSと略す）26、自動ゲイン制御回路（以下、AGCと略す）27、およびアナログ／デジタル変換器（以下、A／Dと略す）28から構成されている。CDS26は、固体撮像素子23から出力される撮像信号に対して相関二重サンプリング処理を施し、固体撮像素子23で生じるリセット雑音およびアンプ雑音の除去を行う。AGC27は、CDS26によりノイズ除去が行われた撮像信号を、プロセッサ装置11から指定されるゲイン（増幅率）で増幅する。A／D28は、AGC27により増幅された撮像信号を、所定のビット数のデジタル信号に変換する。A／D28でデジタル化された撮像信号は、ユニバーサルコード16、コネクタ15を介してプロセッサ装置11に入力され、デジタル信号処理回路（以下、DSPと略す）43の作業用メモリ（図示せず）に一旦格納される。

【0031】

電子内視鏡10の操作部14には、AFE25の他に、CPU29およびタイミング／ドライバ回路30が設けられている。CPU29は、プロセッサ装置11のCPU40と通信を行うとともに、AFE25、タイミング／ドライバ回路30等の各部の動作を制御する。

【0032】

タイミング／ドライバ回路30は、タイミングジェネレータと固体撮像素子23のドライバを兼ねる。タイミング／ドライバ回路30は、固体撮像素子23を駆動するための各種駆動パルスとAFE25用の同期パルスとを発生する。固体撮像素子23は、タイミング／ドライバ回路30からの駆動パルスに応じて撮像動作を行い、撮像信号を出力する。AFE25の各部26～28は、タイミング／ドライバ回路30からの同期パルスに基づいて動作する。

【0033】

CPU29は、電子内視鏡10とプロセッサ装置11とが接続された後、プロセッサ装置11のCPU40からの動作開始指示に応じて、タイミング／ドライバ回路30を駆動させるとともに、AGC27のゲインを調整する。

【0034】

CPU40は、プロセッサ装置11全体の動作を統括的に制御する。CPU40は、図示しないデータバスやアドレスバス、制御線を介して各部と接続している。ROM41には、プロセッサ装置11の動作を制御するための各種プログラム（OS、アプリケーションプログラム等）やデータ（グラフィックデータ等）が記憶されている。CPU40は、ROM41から必要なプログラムやデータを読み出して、作業用メモリであるRAM42に展開し、読み出したプログラムを逐次処理する。また、CPU40は、検査日時、患者や術者の情報等の文字情報といった検査毎に変わる情報を、操作部46やLAN(Local Area Network)等のネットワークより得て、RAM42に記憶する。

【0035】

DSP43は、AFE25からの撮像信号を作業用メモリから読み出す。DSP43は、読み出した撮像信号に対して、色分離、色補間、ゲイン補正、ホワイトバランス調整、ガンマ補正等の各種信号処理を施し、画像データを生成する。DSP43で生成された画像データは、デジタル画像処理回路（以下、DIPと略す）44の作業用メモリ（図示せず）に入力される。

【0036】

DIP44は、CPU40の制御に従って各種画像処理を実行する。DIP44は、DSP43で処理された画像データを作業用メモリから読み出す。DIP44は、読み出した画像データに対して、電子変倍、あるいは色強調、エッジ強調、分光特性抽出等の各種画像処理を施す。DIP44で各種画像処理を施された画像データは、表示制御回路45

【0037】

表示制御回路45は、DIP44からの処理済みの画像データを格納するVRAMを有する。表示制御回路45は、CPU40からROM41およびRAM42のグラフィックデータを受け取る。グラフィックデータには、内視鏡画像の無効画素領域を隠して有効画素領域のみを表示させる表示用マスク、検査日時、あるいは患者や術者の情報等の文字情報、グラフィカルユーザインターフェース（GUI；Graphical User Interface）といったものがある。表示制御回路45は、DIP44からの画像データに対して、表示用マスク、文字情報、GUIの重畳処理、モニタ17の表示画面への描画処理等の各種表示制御処理を施す。

【0038】

表示制御回路45は、VRAMから画像データを読み出し、読み出した画像データをモニタ17の表示形式に応じたビデオ信号（コンポーネント信号、コンポジット信号等）に変換する。これにより、モニタ17に内視鏡画像が表示される。

【0039】

操作部46は、プロセッサ装置11の筐体に設けられる操作パネル、あるいは、マウスやキーボード等の周知の入力デバイスである。CPU40は、操作部46からの操作信号に応じて、各部を動作させる。

【0040】

電源回路47は、いわゆる定電圧源であり、電子内視鏡10の固体撮像素子23、CPU29、タイミング／ドライバ回路30、およびレーザー光源34等に各種電源電圧を供給する。電源回路47は、CPU40からの指示を受けて電源電圧の供給を開始する。

【0041】

測光回路48は、AFE25から入力される1フレーム分の撮像信号を取得し、有効画素領域内の全画素について輝度値を積算し、この積算値を全画素数で平均することにより、内視鏡画像の平均輝度値（測光値）を算出する。この平均輝度値は、CPU40を介して光源装置12に入力される。光源装置12では、平均輝度値が所定の値となるように、すなわち、内視鏡画像の明るさが一定となるように、照明光の光量が調節される。

【0042】

プロセッサ装置11には、上記の他にも、画像データに所定の圧縮形式（例えばJPE

10

20

30

40

50

G形式)で画像圧縮を施す圧縮処理回路や、圧縮された画像データを、CFカード、光磁気ディスク(MO)、CD-R等のリムーバブルメディアに記憶するメディアI/F、LAN等のネットワークとの間で各種データの伝送制御を行うネットワークI/F等が設けられている。これらはデータバス等を介してCPU40と接続されている。

【0043】

光源装置12は、キセノン光源50を有する。キセノン光源50は、キセノン光源ドライバ51によって駆動される。絞り機構52は、キセノン光源50の光射出側に配置され、モニタ17に表示される内視鏡画像の明るさが略一定となるように、キセノン光源50から発せられるキセノン光の光量を調節する。絞り機構52は、キセノン光を通過させる絞り径を可変させる絞り羽根、およびこの絞り羽根を移動させるモータから構成され、絞り径の変化によりキセノン光の通過面積を変化させて、集光レンズ53に入射されるキセノン光量を増減させる。

10

【0044】

CPU54は、プロセッサ装置11のCPU40と通信し、プロセッサ装置11の測光回路48で算出された画像データの平均輝度値に応じて、絞り機構52を駆動制御して絞り径を変化させる。具体的には、キセノン光量を増やす場合、絞り機構52の絞り羽根を開いてキセノン光の光径を大きくする。一方、キセノン光量を減らす場合、絞り機構52の絞り羽根を閉じてキセノン光の光径を小さくする。これら一連の制御は、キセノン光源を有する光源装置で一般的に行われているものと同じである。

【0045】

20

集光レンズ53は、絞り機構52を通過したキセノン光を集光して、キセノン光用ライトガイド31の入射端に導光する。キセノン光用ライトガイド31は、例えば、複数の石英製光ファイバを巻回テープ等で集束してバンドル化したものである。キセノン光用ライトガイド31は、電子内視鏡10のコネクタ15に入射端が配されており、コネクタ15が光源装置12に差し込まれたときに、集光レンズ53でキセノン光が集光される位置に入射端が配置される。

【0046】

電子内視鏡10のコネクタ15内には、光電変換素子32、レーザー光源ドライバ33およびレーザー光源34が収められている。キセノン光用ライトガイド31の出射端は、光電変換素子32の直前に配されており、キセノン光用ライトガイド31の出射端に導かれたキセノン光は、光電変換素子32に入射する。光電変換素子32は、例えばフォトダイオード等、光エネルギーを電気エネルギーに変換するものであり、入射したキセノン光を光電変換して、その光量に応じた電荷を生成し、この電荷電圧をレーザー光源ドライバ33に出力する。レーザー光源ドライバ33は、光電変換素子32からの入力電圧に基づいて、レーザー光源34に供給する信号(例えばパルス状のタイミング信号)を変化させることにより、レーザー光源34の駆動を制御する。

30

【0047】

レーザー光源ドライバ33は、光電変換素子32からの入力をレーザー光出力に変換する変換式や、光電変換素子32からの入力とレーザー光出力の対応関係を記憶したデータテーブル等を用いて、光電変換素子32からの入力に対応するレーザー光出力を導出し、導出したレーザー光出力となるようにレーザー光源34を駆動する。従って、光電変換素子32に入射するキセノン光量の増減に追従して、レーザー光源34から射出されるレーザー光量も増減される。

40

【0048】

レーザー光源34から射出されたレーザー光は、レーザー光用ライトガイド35に入射する。レーザー光用ライトガイド35は、キセノン光用ライトガイド31と同様、例えば、複数の石英製光ファイバを巻回テープ等で集束してバンドル化したものであるが、レーザー光用ライトガイド35のほうがキセノン光用ライトガイド31よりも細径である。

【0049】

レーザー光用ライトガイド35の出射端には、レーザー光により励起されて白色光を放

50

出する蛍光体 36 が取り付けられている。蛍光体 36 から放出された白色照明光は、照明レンズ 24 で拡散され、照明窓 21 を介して体腔内の被観察部位に照射される。

【0050】

次に、上記のように構成された内視鏡システム 2 の作用について、図 3 を参照しながら説明する。電子内視鏡 10 で患者の体腔内を観察する際、術者は、電子内視鏡 10 のコネクタ 15 を各装置 11、12 に繋げ、各装置 11、12 の電源をオンする。そして、操作部 46 を操作して、検査開始を指示し (S10)、挿入部 13 を体腔内に挿入する。

【0051】

光源装置 12 内部のキセノン光源 50 からキセノン光が発せられ (S11)、このキセノン光は絞り機構 52 による光量調整 (例えば初期値は最小絞りとする) (S12) を経て、キセノン光用ライトガイド 31 を介して電子内視鏡 10 のコネクタ 15 内に収められている光電変換素子 32 に入射する。光電変換素子 32 は、入射したキセノン光を光電変換 (S13) し、その光量に応じた電荷を生成して、この電荷電圧をレーザー光源ドライバ 33 に出力する。

10

【0052】

レーザー光源ドライバ 33 は、光電変換素子 32 からの入力に基づいてレーザー光量を決定 (S14) し、決定した光量のレーザー光を射出するようにレーザー光源 34 を駆動する (S15)。レーザー光源 34 から射出されたレーザー光は、レーザー光用ライトガイド 35 を通って蛍光体 36 に導かれる。蛍光体 36 は、レーザー光により励起されて白色照明光を放出する。

20

【0053】

この白色照明光は、照明レンズ 24 で拡散され、照明窓 21 を介して体腔内の被観察部位に照射される。この白色照明光で体腔内を照明しながら、電子内視鏡 10 の固体撮像素子 23 によって内視鏡画像を取り込み (S16)、プロセッサ装置 11 における画像処理を経てモニタ 17 で内視鏡画像を観察する。

【0054】

このとき、プロセッサ装置 11 の測光回路 48 で内視鏡画像の測光値を得る (S17)。光源装置 12 の CPU 54 は、プロセッサ装置 11 の CPU 40 と通信してこの測光値を評価し、絞り機構 52 によるキセノン光量調整 (S12) を行う。測光値が所定の値より低い場合、CPU 54 は、絞り機構 52 を駆動制御してキセノン光の光径を大きくすることにより、キセノン光量を増やす。測光値が所定の値より高い場合は、逆にキセノン光の光径を小さくすることにより、キセノン光量を減らす。

30

【0055】

光源装置 12 から発せられる (光源装置 12 から電子内視鏡 10 内に取り込まれる) キセノン光量が増えることは、光電変換 (S13) される光量が増加すること、つまり光電変換素子 32 からレーザー光源ドライバ 33 への入力電圧が増加することを意味する。レーザー光源ドライバ 33 は、この増加した出力に基づいて、レーザー光量を増加させる決定 (S14) をし、増加された光量のレーザー光を射出するようにレーザー光源 34 を駆動する (S15)。従って、光源装置 12 から発せられるキセノン光量が増えたと、それに呼応して電子内視鏡 10 内のレーザー光源 34 から発せられるレーザー光量も増える。逆に、キセノン光量が減ると、レーザー光量も減る。

40

【0056】

術者が操作部 46 を操作して、検査終了を指示 (S18 で yes) するまで、内視鏡システム 2 は、上述の S12 ~ S17 の各処理を繰り返す。

【0057】

以上説明したように、レーザー光源 34 を電子内視鏡 10 内に収めるため、特別な対策を必要とせず漏れ光を完全に防止し、安全かつ高効率でレーザー光を被観察部位に照射することができる。また、レーザー光源 34 の光量制御についても、光電変換素子 32 を設けることで、従来と同構成のプロセッサ装置 11 および光源装置 12 を用いて行うことができるため、従来の内視鏡システムから電子内視鏡のみを本発明のものに変更するだけ

50

でよく、従来装置との互換性も確保されている。光源装置 1 2 内では従来と同じくキセノン光のみを扱うため、漏れ光に起因する危険がレーザー光より少なく、またビーム径も大きいいため、光源装置にレーザー光源を搭載する従来のものと比して、コネクタとソケットの取り付け精度や機械的強度についても特別な配慮を必要としない。

【0058】

上記実施形態では、光电変換素子 3 2 を、光源装置 1 2 からのキセノン光量を測定する測定手段としてのみ用いており、レーザー光源 3 4 の駆動は、プロセッサ装置 1 1 内の電源回路 4 7 から供給される電力によって行っているが、光电変換素子で発生する電気エネルギーをレーザー光源 3 4 の駆動に用いてもよい。

【0059】

この場合、図 4（上記実施形態と同様の構成には同様の符号を付し、説明省略）に示す電子内視鏡 6 0 のように、光电変換素子として太陽電池 6 1 を用いる。キセノン光用ライトガイド 3 1 からキセノン光が太陽電池 6 1 に入射すると、太陽電池 6 1 は、入射したキセノン光量に応じた電力を発生する。この電力は、例えばその一部がレーザー光源ドライバ 3 3 に送られて、レーザー光量の決定に用いられる一方、残りはレーザー光源 3 4 に送られ、レーザー光源 3 4 の補助電源として用いられる。レーザー光源ドライバ 3 3 に送られる電力とレーザー光源 3 4 に送られる電力とは、例えば一定の比率となるようにする。

【0060】

太陽電池 6 1 が発生する電力がレーザー光源 3 4 を駆動するのに十分である場合には、電源回路 4 7 からの電力供給は不要となる。さらに、太陽電池 6 1 が発生する電力に余裕があれば、固体撮像素子 2 3、CPU 2 9、およびタイミング／ドライバ回路 3 0 等に電力を供給することもできる。もしくは、電源回路 4 7 に加えて、あるいは代えて、電子内視鏡 6 0 にバッテリーを積み、太陽電池 6 1 で発生した電力でバッテリーを充電してもよい。このように、太陽電池を用いることにより、光源装置からのキセノン光のエネルギーを有効利用できるので、電子内視鏡、ひいては内視鏡システム全体における電力消費効率を高めることができる。

【0061】

上記実施形態では、光源装置を用いて、光源装置から発せられるキセノン光の光量を電子内視鏡側で測定して、レーザー光源からのレーザー光量を決定しているが、本発明はこれに限らない。上記実施形態でプロセッサ装置から光源装置に送信していた、プロセッサ装置の測光回路で算出された画像データの測光値や光源装置用の制御信号を、プロセッサ装置の CPU から光源装置の CPU ではなく、電子内視鏡の CPU に直接送るようにすれば、内視鏡システムから光源装置を省略することができる。例えば、従来光源装置に設けていたプロセッサ装置からの入力端子に対応するコネクタを電子内視鏡に設ければ、プロセッサ装置の制御には変更を加えずに上記構成が実施できる。

【0062】

この場合、図 5（上記実施形態と同様の構成には同様の符号を付し、説明省略）に示す電子内視鏡 6 5 のように、光源装置の CPU と同様、プロセッサ装置の CPU と通信して画像データの測光値を直接入手し、この測光値を評価する CPU 6 6 を設ける。測光値が所定の値より高い場合、CPU 6 6 は、レーザー光量を減らすようにレーザー光源ドライバ 3 3 に指示する。一方、値が低い場合、CPU 6 6 は、レーザー光量を増やすようにレーザー光源ドライバ 3 3 に指示する。

【0063】

このように、プロセッサ装置から画像データの測光値を直接電子内視鏡内に取り込み、この測光値に基づいてレーザー光源の駆動を制御することにより、従来の内視鏡システムから光源装置を省略することができ、システムの簡略化が可能になる。しかも、従来のプロセッサ装置をそのまま用いることができる。

【0064】

上記実施形態では、レーザー光を蛍光体によって白色照明光に変換してから、体腔内の被観察部位に照射することにより観察を行っているが、レーザー光源として狭帯域波長レ

10

20

30

40

50

ーザーを用いる、もしくはレーザー光射出側にエタロン等の波長変換素子を設けたりして、特殊光観察を行ってもよい。

【0065】

上記実施形態では、レーザー光源を電子内視鏡のコネクタ内に収めているが、これに限定されず、例えばレーザー光源を電子内視鏡の操作部内に設けてもよい。さらに、スペースがあれば、電子内視鏡の挿入部の先端に配置してもよい。レーザー光源を電子内視鏡の先端側に配置すればするほど、レーザー光路を短くすることができるので、たとえ電子内視鏡が挿入部の途中で破断した場合でも、レーザー光が漏洩するおそれをより小さくすることができる。なお、レーザー光源は発熱量が大きいので、この発熱を効果的に放熱させる部材もしくは機構を設けることが好ましい。

10

【0066】

上記実施形態では、光源装置のキセノン光源で発生したキセノン光をすべて光電変換素子に入射させ、レーザー光源からの照明光のみを電子内視鏡から被観察部位に照射しているが、光源装置からのキセノン光の一部を光電変換素子に入射させ、残りを照明光として電子内視鏡から被観察部位に照射してもよい。

【0067】

さらに、レーザー光とキセノン光のうちの一方もしくは両方を、選択的に被観察部位に照射させるための機構を設けてもよい。このようにすれば、レーザー光源を特殊光観察用とした場合、キセノン光を用いた通常光観察と、レーザー光を用いた特殊光観察とを一つの電子内視鏡で行うことができ、通常光観察と特殊光観察とで内視鏡を交換するといった手間を省くことができる。

20

【0068】

電子内視鏡に内蔵する光源はレーザーに限定されず、例えばLEDでもよい。また、光源装置内に搭載される光源はキセノン光源に限らず、代わりにハロゲン光源等の白色の高輝度光源を用いてもよい。さらに、光源装置の光源はガスランプに限らず、LED等の周知の光源を用いてもよい。また、光源装置からのキセノン光を光電変換素子に直接入射させれば、キセノン光用ライトガイドは不要である。

【0069】

上記実施形態では、レーザー光源からのレーザー光量の調整を、レーザー光源ドライバからレーザー光源に供給する信号の変化によって行っているが、電子内視鏡内にスペースがあれば、光源装置のキセノン光源からのキセノン光量の調整と同様に、レーザー光用の絞り機構を設けてもよい。

30

【0070】

上記実施形態では、内視鏡として電子内視鏡を例示したが、超音波内視鏡であってもよい。また、プロセッサ装置と光源装置は、上記実施形態の如く別体でもよいし、一体化されていてもよい。また、ファイバースコープを通して患部を観察する内視鏡等、他の内視鏡に本発明を適用してもよい。さらに、上記実施形態では、患者を被検体とする医療用の内視鏡を例示したが、配管等を被検体とする工業用のものでもよい。

【図面の簡単な説明】

【0071】

【図1】内視鏡システムの構成を示す外観図である。

【図2】内視鏡システムの構成を示すブロック図である。

【図3】内視鏡システムの処理手順を示すフローチャートである。

【図4】本発明の別の実施形態における内視鏡システムの構成を示すブロック図である。

【図5】本発明のさらに別の実施形態における内視鏡システムの構成を示すブロック図である。

40

【符号の説明】

【0072】

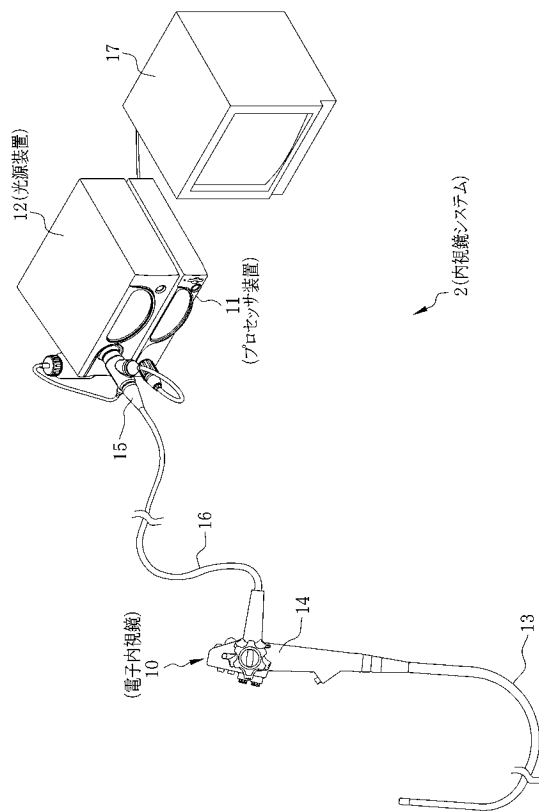
2 内視鏡システム

10、60、65 電子内視鏡

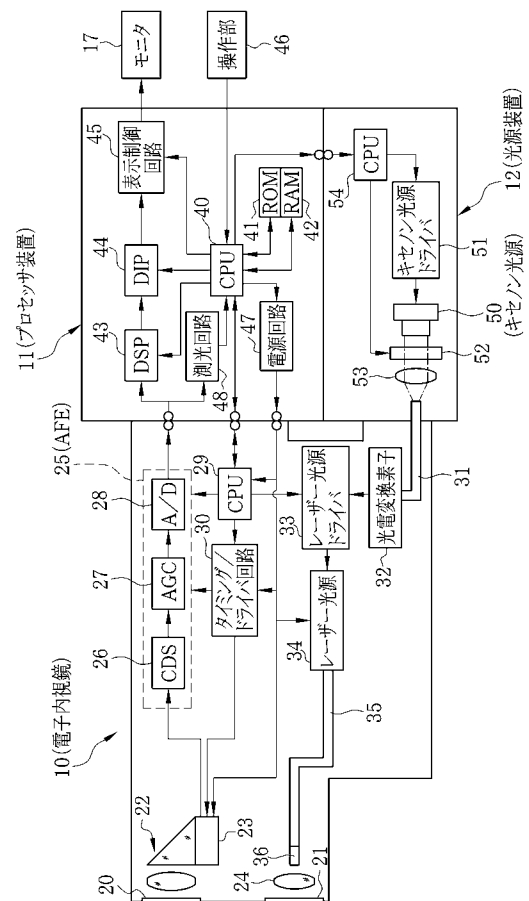
50

- 1 1 プロセッサ装置
- 1 2 光源装置
- 2 9、6 6 CPU
- 3 1 キセノン光用ライトガイド
- 3 2 光電変換素子
- 3 3 レーザー光源ドライバ
- 3 4 レーザー光源
- 3 5 レーザー光用ライトガイド
- 4 0 CPU
- 4 8 測光回路
- 5 0 キセノン光源
- 5 2 絞り機構
- 5 4 CPU
- 6 1 太陽電池

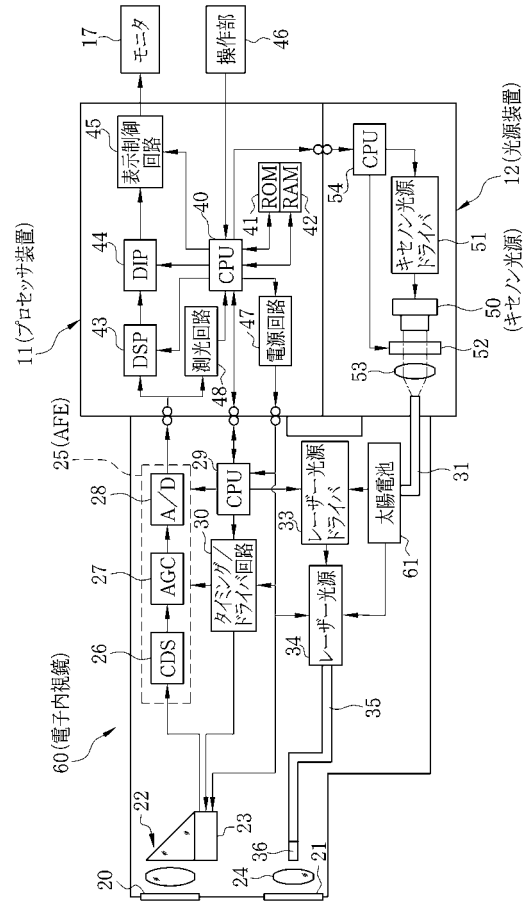
【図 1】



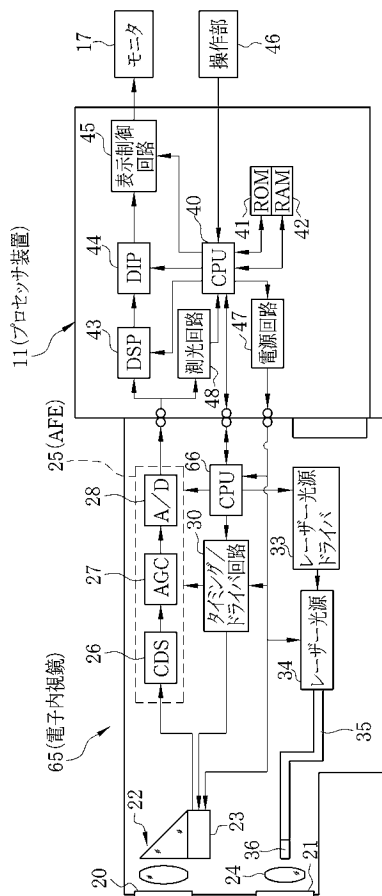
【図 2】



【図 4】



【図 5】



要解决的问题：使用激光光源通过内窥镜中的简单结构完全防止光线泄漏。ŽSOLUTION：电子内窥镜10的连接器15包含光电转换装置32，激光光源驱动器33和激光光源34。从光源12产生并在通过光电转换装置32之后进入光电转换装置32的氙光。用于氙光的光导31在光电转换装置32中进行光电转换，其将对应于氙光的光量的电荷和电压输出到激光光源驱动器33。激光光源驱动器33确定激光数量对应于输入电压的幅度，并驱动激光光源34，以便可以发射确定光量的激光。发射的激光经由用于激光的光导35被引导到磷光体36。荧光体36被激光激发并释放白色照明光。白色照明光被照明透镜24分散并照射在内部区域上，以通过照明窗口21在体腔内观察。

