

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第3706326号
(P3706326)

(45) 発行日 平成17年10月12日(2005.10.12)

(24) 登録日 平成17年8月5日(2005.8.5)

(51) Int.Cl.⁷

F 1

A 61 B 1/04

A 61 B 1/04 37 O

A 61 B 1/06

A 61 B 1/06 B

A 61 B 1/06 D

請求項の数 1 (全 14 頁)

(21) 出願番号

特願2001-319622 (P2001-319622)

(22) 出願日

平成13年10月17日 (2001.10.17)

(65) 公開番号

特開2003-116783 (P2003-116783A)

(43) 公開日

平成15年4月22日 (2003.4.22)

審査請求日

平成15年9月25日 (2003.9.25)

(73) 特許権者 000000376

オリンパス株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(74) 代理人 100076233

弁理士 伊藤 進

(72) 発明者 伊藤 満祐

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
リンパス光学工業株式会社内

審査官 小田倉 直人

(56) 参考文献 特開昭63-304221 (JP, A)

特開平05-307145 (JP, A)

特開平11-225952 (JP, A)

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被写体を観察可能な内視鏡装置において、

前記内視鏡に設けられ、前記被写体を照明する照明光を発光可能な発光手段と、

前記発光手段からの前記照明光で照明された前記被写体からの被写体光を入射する対物光学系と、

前記対物光学系で入射された前記被写体光を像形成可能に伝送する、前記内視鏡に設けられた光伝送手段と、

前記光伝送手段で伝送された前記被写体光を異なる光軸で分割する、前記内視鏡に設けられた光分割手段と、

前記光分割手段で分割された第1の分割被写体光を観察するための被写体像を形成する、前記内視鏡に設けられた接眼光学系と、

前記内視鏡に設けられ、前記光分割手段で分割された第2の分割被写体光を撮像可能な撮像素子と、

前記内視鏡に着脱自在に接続され、前記発光手段に電力を供給可能な第1のバッテリを有する第1のユニットと、

前記内視鏡に着脱自在に接続され、前記発光手段及び前記撮像素子に電力を供給可能な第2のバッテリと、前記撮像素子で撮像された撮像信号を信号処理する撮像信号処理手段とを有する第2のユニットと、

を備えたことを特徴とする内視鏡装置。

10

20

【発明の詳細な説明】**【0001】****【発明の属する技術分野】**

本発明は、内視鏡装置に関し、特に電子撮像素子を有する電子内視鏡の改良に関する。

【0002】**【従来の技術】**

近年、電子撮像素子の小型化と高画素化により、細径の管状部に挿入して、観察部位を撮像する電子内視鏡装置が開発実用化されている。

【0003】

この電子内視鏡装置は、例えば、特開平11-225952号公報に開示されているように、先端に観察部位を照明する複数のLEDからなる光源ユニット、及び観察部位を撮像する電子撮像素子である電荷結合素子（以下、CCDと称する）等が組み込まれた挿入部と、及びこの内視鏡挿入部を体腔内に挿入する際に、前記内視鏡挿入部の先端部を湾曲させたり、観測部位の検体採取等の操作を行う操作部とからなる内視鏡には、この操作部の手元側に前記先端部のCCDを駆動制御するCCDドライバ、前記CCDで生成された観察部位の映像信号を所定の信号処理を行う映像信号処理回路、前記光源ユニットの個々のLEDを点灯制御するLED駆動回路、及び前記映像信号処理回路からの映像出力信号の基で、前記LED駆動回路を制御して、前記光源ユニットの光量を制御する自動調光回路等で構成された外付けユニットが接続されるようになっている。

【0004】

また、前記映像信号処理回路で生成された観察部位の映像信号を基に、観察部位の映像を表示するモニタが接続されるようになっている。

【0005】**【発明が解決しようとする課題】**

前記特開平11-225952号公報に開示されている内視鏡装置は、内視鏡以外にCCDドライバ、映像信号処理回路、LED駆動回路、及び自動調光回路等を組み込んだ外付けユニットと、モニタ等比較的大掛かりなシステムとなってしまう。

【0006】

このために、前記外部ユニットやモニタを恒久的に設置することになり、そのための内視鏡診断の専用室を設ける必要があった。

【0007】

一方、内視鏡は、患部を直接観察診断できることから近代の医療においては、最も重要な医療機器となっており、内視鏡診断のための専用室を確保することなく内視鏡診断が容易にできる内視鏡装置が望まれている。

【0008】

本発明は、上述の要望に鑑みなされたもので、内視鏡装置の操作が比較的簡便で、外部ユニットの小型化を可能とする内視鏡装置を提供することを目的としている。

【0009】**【課題を解決するための手段】**

本発明の内視鏡装置は、被写体を観察可能な内視鏡装置において、前記内視鏡に設けられ、前記被写体を照明する照明光を発光可能な発光手段と、前記発光手段からの前記照明光で照明された前記被写体からの被写体光を入射する対物光学系と、前記対物光学系で入射された前記被写体光を像形成可能に伝送する、前記内視鏡に設けられた光伝送手段と、前記光伝送手段で伝送された前記被写体光を異なる光軸で分割する、前記内視鏡に設けられた光分割手段と、前記光分割手段で分割された第1の分割被写体光を観察するための被写体像を形成する、前記内視鏡に設けられた接眼光学系と、前記内視鏡に設けられ、前記光分割手段で分割された第2の分割被写体光を撮像可能な撮像素子と、前記内視鏡に着脱自在に接続され、前記発光手段に電力を供給可能な第1のバッテリを有する第1のユニットと、前記内視鏡に着脱自在に接続され、前記発光手段及び前記撮像素子に電力を供給可能な第2のバッテリと、前記撮像素子で撮像された撮像信号を信号処理する撮像信号処理手

10

20

30

40

50

段とを有する第2のユニットと、を備えたことを特徴としている。

【0010】

本発明の内視鏡装置により、被写体である観察部位に応じて、第1のユニット、又は第2のユニットのいずれかを選択することが可能となり、また、電子撮像された観察部位の映像表示は、比較的ハンディな表示手段で表示可能となり、かつ、その電子撮像の映像データの記録も可能となり、専用の内視鏡診断室を設けることなく内視鏡診断が可能となつた。

【0011】

【発明の実施の形態】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態について詳細に説明する。図1は本発明に係る内視鏡装置の第1の実施形態を示すプロック図である。 10

【0012】

内視鏡装置1は、体腔内に挿入される挿入部2と、この挿入部2の基端には、前記挿入部2に設けられている図示していない湾曲部を操作する湾曲操作ノブ、各種レンズなどを洗浄する流体を噴き付ける操作ノブ、及び後述する各種光学系や電子撮像系等が内蔵された操作部3とからなっている。

【0013】

前記挿入部2の先端には、観察部位である被写体からの光を取り込む対物レンズからなる対物光学系4と、前記観察部位である被写体に所定の照明光を投射させるはっ光手段である複数のLED5が設けられている。 20

【0014】

前記LED5で照明された被写体からの被写体光は、前記対物光学系4に入射され、前記挿入部2の内部に敷設されている、例えば、イメージガイドやリレーズレンズ等からなる映像伝送手段6を介して、前記操作部3へと導かれる。

【0015】

前記操作部3は、前記挿入部2の映像伝送手段6で伝送された被写体像を2方向に分岐するハーフミラー7と、このハーフミラー7を透過した前記被写体光を結像して被写体像を生成する接眼光学系8と、この接眼光学系8に結像された被写体像を術者が目視する接眼部9と、前記ハーフミラー7で反射された被写体光が結像して被写体像の映像信号を生成するCCDやC-MOSイメージセンサ等の撮像手段10と、及び後述する外部ユニットと接続するコネクタ部11とからなっている。 30

【0016】

このコネクタ部11は、前記挿入部2のLED5に点灯駆動電力を供給するLED用入力端端子12aと、前記撮像手段10を駆動制御する2つの端子からなる映像信号入出力端端子13aとが設けられている。

【0017】

前記コネクタ部11には、第1のユニットである外部ユニットA15と第2のユニットである外部ユニットB25が接続されるようになっている。

【0018】

前記コネクタ部11に接続される外部ユニットA15は、前記コネクタ部11のLED用入力端端子12aに接続される接点12bと、前記撮像信号入出力端端子13aの2つの端子にそれぞれ接続される2つの接点13bと、前記LED用入力端の接点12bにLED点灯駆動電力をスイッチA18を介して供給するバッテリーA17と、前記撮像信号入出力端の接点13bに接続された信号処理部16と、及びこの信号処理部16の出力に接続された無線通信手段19aから構成されている。 40

【0019】

なお、前記スイッチA18は、前記バッテリーA17からスイッチを図中a方向に切り換えると、前記LED用入力端の接点12bにのみバッテリーAからの電源が供給され、前記スイッチA18のスイッチを図中b方向に切り換えると、前記LED用入力端の接点12bと前記信号処理部16にバッテリーA16の電源が供給されるようになっている。 50

【0020】

つまり、前記スイッチA18をa方向に切り換えると、前記バッテリーA17から前記LED用入力端の接点12bとコネクタ部11のLED用入力端端子12aを介して、前記挿入部2のLED5に点灯駆動電源が供給される。

【0021】

これにより、前記LED5が点灯駆動し、投射された光で照明された被写体からの反射光である被写体光は、対物光学系4、映像伝送手段6、ハーフミラー7を介して、接眼光学系8に被写体像が結像されて、接眼部9で肉眼による目視が可能となる。

【0022】

前記スイッチA18をb方向に切り換えると、前記スイッチA18をa方向と同様に、前記挿入部2のLED5に点灯駆動電源されると共に、前記信号処理部16に駆動電源が供給され、この信号処理部16から前記操作部3の撮像手段10の駆動制御信号が生成されて、前記撮像信号入力端端子13aと接点13bを介して、撮像手段10に供給されると共に、前記ハーフミラー7から前記撮像手段10に結像された被写体像を基に被写体映像信号が前記信号処理部16に出力される。この撮像手段10からの被写体映像信号を基に、信号処理部16は、所定のデジタル映像圧縮データに変換すると共に、前記無線通信手段19aへと出力する。

【0023】

この無線通信手段19aは、前記デジタル映像圧縮データを無線信号に変換して、外部機器へと伝送する。

10

20

【0024】

前記外部ユニットA15の無線通信手段19aから送信された無線信号のデジタル映像圧縮データは、外部機器であるPDA(Personal Data Assistant：携帯用情報端末器)20へと伝送される。このPDA20は、前記外部ユニットA15の無線通信手段19aから送信された前記デジタル映像圧縮データの無線信号を受信する無線通信手段19bと、この無線通信手段19bで受信した前記デジタル映像圧縮データの無線信号からデジタル映像圧縮データに復調して、液晶パネル等の表示部21に映像表示させる表示映像信号を生成すると共に、このPDA20のICカードスロットル23に装填されたICカードスタイルの記録手段22に前記デジタル映像圧縮データを記録する機能を有している。

30

【0025】

なお、前記外部ユニットA15の無線通信手段19aから前記PDA20の無線通信手段19bに伝送される無線信号は、RS232、USB、あるいはBlueooth(登録商標)等のプロトコルを用いる。また、前記PDA20にパソコン用コンピュータを用いることも可能である。さらに、また、前記外部ユニットA15の無線通信手段19aと前記PDA20の無線通信手段19bに代えて、赤外線通信手段を用いることも可能である。

【0026】

つまり、前記内視鏡装置1の操作部3に設けられた撮像手段10で撮像された映像信号は、外部ユニットA15の信号処理部16でデジタル映像圧縮データに変換され、そのデジタル映像圧縮データは、無線送信されて、PDA20に伝送され、そのPDA20に設けられた表示部21に前記撮像手段10で撮像した映像を表示すると共に、そのデジタル映像圧縮データを前記記録手段22に記録させることができる。

40

【0027】

これにより、操作部3の接眼部9で観察部位を肉眼で目視すると共に、前記PDA20の表示部21で動画または静止画として映像表示することができ、かつ、PDA20の記録手段22に記録することができる。

【0028】

前記内視鏡装置1のコネクタ部11には、外部ユニットB25も接続可能となっている。この外部ユニットB25は、前記操作部3のコネクタ部11のLED用入力端端子12a

50

に接続される L E D 用出力端接点 2 8 と、この L E D 用出力端端子 2 8 にバッテリー B からの電源を供給オン／オフするスイッチ B 2 7 からなっている。

【 0 0 2 9 】

つまり、この外部ユニット B 2 5 は、前記内視鏡装置 1 の挿入部 2 の先端に設けられた複数の L E D 5 を点灯駆動するバッテリー B 2 6 から点灯電源のみを供給オン／オフする機能のみを有している。

【 0 0 3 0 】

これにより、前記内視鏡装置 1 には、対物光学系 4 、複数の L E D 5 、映像伝送手段 6 、ハーフミラー 7 、接眼光学系 8 、接眼部 9 、撮像手段 1 0 及びコネクタ部 1 1 を設けたことによって、外部ユニット B 2 5 を用いことで、術者の肉眼のみによる観察部位の観察が可能となり、外部ユニット A 1 5 を用いることで、肉眼観察と電子撮像画像による観察が同時に見えると共に、電子撮像画像を記録することが可能となる。これにより、前記外部ユニット A 1 5 に比して、外部ユニット B 2 5 は、バッテリーの消耗量が軽減できる。

【 0 0 3 1 】

すなわち、外部ユニットの選択により、肉眼のみによる観察部位の内視鏡診断と、肉眼と電子撮像映像及び電子撮像映像の記録を必要とする内視鏡診断とを容易に選択できると共に、電子撮像映像を生成する機能の最小化と、かつ、既存の外部機器を用いて、撮像映像の表示と撮像映像データの記録が可能となった。

【 0 0 3 2 】

次に、図 2 を用いて、本発明の係る内視鏡装置の第 2 の実施形態を説明する。

20

内視鏡本体 3 1 の体腔内に挿入する挿入部の先端には、C C D や C - M O S イメージセンサ等の撮像手段 3 2 が図示していない対物レンズと共に配置され、かつ、被写体に照明光を投射する複数の L E D 3 3 a , 3 3 b が配置されている。さらに、この内視鏡本体 3 1 には、前記撮像手段 3 2 を駆動制御すると共に、撮像手段 3 2 で光電変換された被写体映像信号を所定の映像信号に変換処理（例えば、テレビジョン信号）を行う映像信号処理手段 3 4 と、この映像信号処理手段 3 4 で生成した映像信号の輝度情報から前記 L E D 3 3 a , 3 3 b の点消灯と調光制御を行う調光手段 3 5 とが設けられている。

【 0 0 3 3 】

この内視鏡本体 3 1 には、前記映像信号処理手段 3 4 と調光手段 3 5 に駆動電源を供給する電源線路 3 7 a , 3 7 b と、前記映像信号処理手段 3 4 で生成された映像信号を取り込むための信号線路 3 6 を配置され、それら線路 3 7 a , 3 7 b , 3 6 の基端は、前記内視鏡本体 3 1 の基端に設けられたコネクタ 3 8 に設けられたそれぞれの端子に接続されている。

30

【 0 0 3 4 】

この内視鏡本体 3 1 のコネクタ 3 8 には、外部ユニット 4 0 のコネクタ 3 9 が接続されるようになっている。この外部ユニット 4 0 には、前記信号線路 3 6 を介して、前記映像信号処理手段 3 4 から出力された映像信号を基に、映像再生表示する表示手段 4 1 と、前記電源線路 3 7 a , 3 7 b に駆動電源を供給するバッテリー 4 2 と、このバッテリー 4 2 からの電源供給をオン／オフさせるスイッチ 4 3 と、及び前記表示手段 4 1 で映像再生表示した映像信号を外部機器に出力する映像信号出力端 4 4 とが設けられている。

40

【 0 0 3 5 】

この映像信号出力端子 4 4 には、大型画面のテレビモニタまたは映像信号記録用のビデオ機器等が接続されて、観察部位である被写体映像を拡大表示したり、被写体映像信号を録画記録するようになっている。

【 0 0 3 6 】

つまり、内視鏡本体 3 1 内に、被写体照明用の L E D 3 3 、被写体撮像用の撮像素子 3 2 、この撮像素子 3 2 を駆動制御すると共に、撮像素子 3 2 で光電変換された被写体映像信号をテレビ映像信号に変換すると共に、そのテレビ映像信号の輝度情報を生成する映像信号処理手段 3 4 と、前記 L E D 3 3 を点消灯制御すると共に、前記映像信号処理手段 3 4 からの輝度情報の基で、L E D 3 3 を調光制御する調光手段 3 5 が設けられており、この

50

内視鏡本体31の映像信号処理手段34と調光手段35の駆動電源であるバッテリー42と前記映像信号処理手段34で生成された映像信号の基で、被写体映像を再生表示する表示手段41を外部ユニット40内に設けて、この内視鏡本体31と外部ユニット40とをコネクタ38, 39で接続可能としたことで、内視鏡診断の際に、術者の手元で観察部位の被写体画像を観察可能となり、場所を選ばずに内視鏡診断が可能となった。

【0037】

また、内視鏡診断時に、得られた観察部位の被写体映像信号は、外部ユニット40の映像信号出力端44からビデオ機器等に出力して録画記録することで記録保存も可能となる。

【0038】

なお、滅菌処理が困難で、かつ、仮に滅菌処理すると故障原因となる外部ユニット40は、図示していない滅菌可能な袋や容器で被覆し、前記内視鏡本体31のみを滅菌処理を行うことで滅菌処理の簡素化が可能となる。

【0039】

次に、図3を用いて、本発明に係る内視鏡装置の第3の実施形態を説明する。

内視鏡本体31の挿入部の先端には、被写体を撮像するCCDまたはC-MOSイメージセンサ等からなる撮像手段32と、被写体に照明光を投射する光源である複数のLED33a, 33bと、前記撮像素子32を駆動制御すると共に、前記撮像素子32で光電変換された被写体映像信号を所定の映像信号に変換すると共に、その映像信号から輝度情報を生成する映像信号処理手段53と、前記LED33a, 33bを点消灯制御すると共に、前記の映像信号処理手段53で生成された輝度情報から前記LED33a, 33bを調光する調光手段52が1つの基板ウエハー51に搭載されて配置されている。

【0040】

前記内視鏡本体31の前記映像信号処理手段53の出力には、発信手段54とアンテナ55が接続配置されている。この発振手段54は、前記映像信号処理手段53で生成された映像信号を無線信号に変換して、アンテナ55から外部機器へ発信する機能を有している。

【0041】

前記基板ウエハー51に搭載された前記映像信号処理手段53と調光手段52には、前記内視鏡本体31の挿入部基端に設けられた端子57a, 57bに接続されている。この端子57a, 57bが設けられた前記内視鏡本体31の挿入部基端の外周には、雄ネジ56が形成されている。

【0042】

一方、前記挿入部の基端の雄ネジ56と螺合する雌ネジ57を有するバッテリユニット58にバッテリー59が内蔵されており、かつ、前記挿入部基端の端子57a, 57bと接続される接点60a, 60bが設けられている。

【0043】

つまり、前記バッテリユニット58の雌ネジ57を前記内視鏡本体31の挿入部基端の雄ネジ56に螺合装着すると、前記端子57a, 57bと接点60a, 60bがそれぞれ接続し、前記バッテリー59から前記映像信号処理手段53と調光手段52にそれぞれ駆動電源が供給され、撮像素子32で光電変換され映像信号処理手段53で生成された映像信号の輝度情報の基で、調光手段52で、LED33を調光制御すると共に、前記映像信号処理手段53で生成された映像信号は、発信手段54において、無線映像信号に変換されて、アンテナ55から無線信号として外部機器に発信される。

【0044】

一方、外部機器として、前記内視鏡本体31のアンテナ55から発信された無線信号を受信するアンテナ61と、このアンテナ61で受信した無線信号を映像信号に変換し、かつ、モニタ63に供給する映像表示信号を生成する受信手段62からなっている。

【0045】

つまり、前記内視鏡本体31から無線発信された無線映像信号を受信し、その無線映像信号を基に、モニタ63に表示するための映像表示信号を生成して、前記モニタ63に前記内視鏡本体31で撮像した被写体像を表示するものである。

10

20

30

40

50

【0046】

これにより、内視鏡本体31にバッテリユニット58を接続するのみで、内視鏡診断が可能状態となり、無線接続されたモニタ63で撮像画面を観察しながら観察部位の診断が可能となった。また、バッテリユニット58のバッテリ59の交換のみで内視鏡本体31は、恒久的に使用可能となる。

【0047】

次に、図4を用いて、本発明に係る内視鏡装置の第4の実施形態を説明する。

なお、図3と同一部分は、同一符号を付して詳細説明は省略する。

【0048】

この第4の実施形態と前述した第3の実施形態との相違は、前記バッテリ59を前記内視鏡本体31内に直接設け、かつ、そのバッテリ59から前記映像信号処理手段53と調光手段52に供給する駆動電源をオン／オフするスイッチ64を設けたことにある。10

【0049】

このような構成の内視鏡本体31は、バッテリ59が消耗すると使用不可となるが内視鏡本体31の操作性と滅菌作業が比較的簡単となり、所謂ディスポーザブル内視鏡として有用である。

【0050】

次に、図5を用いて、本発明に係る内視鏡装置の第5の実施形態を説明する。

なお、図3及び図4と同一部分は、同一符号を付して詳細説明は省略する。

【0051】

この第5の実施形態は、前述の第4の実施形態(図4参照)を内視鏡本体31に設けた発振手段54とアンテナ55に代えて、前記映像信号処理手段53の出力は映像出力端子67を介して、外部のモニタ63に直接表示映像信号を出力可能とすると共に、前記映像出力端子67に前記モニタ63が接続されたことを検出する接続検知手段66を設け、この接続検知手段66で前記モニタ63の接続が検出されると、前記バッテリ59と前記映像信号処理手段53と調光手段52にバッテリ59から供給される駆動電源をオンする電源制御手段65を設けている。20

【0052】

つまり、前記映像出力端子67にモニタ63が接続されていない状態では、前記接続検知手段66は、電源制御手段65をオフ制御し、前記映像出力端子67にモニタ63が接続されたことを接続検知手段66が検出すると前記電源制御手段65をオン制御させて、前記バッテリ59から駆動電源を前記映像信号処理手段53と調光手段52に供給して、前記撮像素子32で撮像生成した被写体像を前記モニタ63に表示させる。30

【0053】

このような構成の内視鏡本体31は、映像出力端子67にモニタ63を接続するのみで内視鏡診断が可能となり、バッテリ59が消耗すると使用不可となるが内視鏡本体31の操作性と滅菌作業が比較的簡単となり、所謂ディスポーザブル内視鏡として有用である。

【0054】

次に、図6乃至図9を用いて、本発明に係る内視鏡装置の第6実施例を説明する。

【0055】

図6は、図2乃至図5に示した内視鏡本体31の先端に設けた撮像素子32と複数のLED33との関係を示している。前記内視鏡本体31の先端部正面中央には、前記撮像素子32が配置され、この撮像素子32の前面には、図示していないが対物レンズや保護ガラス等が設けられた撮像窓68が設けられている。この撮像窓68の周囲には、等間隔で中心から放射状に複数のLED33a～33hが配置されている。40

【0056】

この複数のLED33a～33hは、図7に示すように、調光手段52で点消灯と調光制御されるようになっている。この調光手段52は、マイクロプロセッサ(以下、CPUと称する)71と、前記LED33a～33hを個々に点灯及び調光制御するドライバ72a～72hからなっている。50

【0057】

前記CPU71は、前記撮像素子32を駆動させ、映像信号処理手段53で生成されたデジタル映像信号から前記LED33a～33hの照明エリア毎の輝度レベルを演算算出し、その輝度レベルから前記LED33a～33h個々の点消灯と調光制御値を求め、この点消灯と調光制御値の基で、前記ドライバ72a～72hを介して、前記LED33a～33hを点消灯と調光制御させるようになっている。

【0058】

前記LED33a～33hの照明エリアは、図8に示すように、前記撮像素子32で撮像生成する被写体映像画面73の中心から前記LED33a～33hの配置方向へ放射状にエリアa～エリアhに区分設定し、そのエリアa～エリアh毎に前記CPU71で輝度値を算出し、そのエリアa～エリアh個々の輝度値と目標輝度値とを比較し、その比較結果を基に、前記ドライバ72a～72hを駆動制御されることにより、個々のLED33a～33hの点消灯と調光を行い、被写体部位に投射される照明光の光量を目標値となるよう制御される。なお、前記目標輝度値は、映像画面全体の明るさの目標値である。

10

【0059】

前記CPU71における各LED33a～33hの点消灯及び調光制御の動作について、図9を用いて説明する。

【0060】

ステップS1で、前記映像信号処理手段53から取り込んだデジタル映像信号から予め設定された前記被写体映像画面73のエリアa～エリアh毎の輝度情報（明るさ情報）を求めて取り込む。このステップS1で求められたエリアa～エリアhの輝度情報から、ステップS2で、エリアaの輝度情報は、目標輝度値よりも明るいか判定される。このステップS2の判定の結果、エリアaの輝度情報が目標輝度値よりも明るいと判定されると、ステップS3で、LED33aの点灯光量が適切となるように、LED33aのドライバ72aの駆動係数Kaを算出する。

20

【0061】

前記ステップS2で、エリアaの輝度値が目標値よりも明るくないと判定されたり、または、ステップS3で、エリアaのLED33aを適切な光量で点灯するためのドライバ72aの駆動係数Kaが設定されると、ステップS4で、前記エリアaの輝度値が目標値よりも暗いか判定される。このステップS4で、目標値よりも暗いと判定されると、ステップS5で、エリアaのLED33aを適切な光量で点灯するためのドライバ72aの駆動係数Kaが設定される。

30

【0062】

前記ステップS4で、エリアaの輝度値が目標値よりも暗くないと判定されたり、または、ステップS5で、エリアaのLED33aを適切な光量で点灯するためのドライバ72aの駆動係数Kaが設定されると、前記ステップS2～S5と以降同様にエリアb～エリアg毎に目標値と比較され、それぞれのドライバ72b～72gの駆動係数Kb～Kgを設定する。ステップS16で、エリアhの輝度情報は、目標輝度値よりも明るいか判定される。このステップS16の判定の結果、エリアhの輝度情報が目標輝度値よりも明るいと判定されると、ステップS17で、LED33hの点灯光量が適切となるように、LED33hのドライバ72hの駆動係数Khを算出する。

40

【0063】

前記ステップS16で、エリアhの輝度値が目標値よりも明るくないと判定されたり、または、ステップS17で、エリアhのLED33hを適切な光量で点灯するためのドライバ72hの駆動係数Khが設定されると、ステップS18で、前記エリアhの輝度値が目標値よりも暗いか判定される。このステップS18で、目標値よりも暗いと判定されると、ステップS19で、エリアhのLED33hを適切な光量で点灯するためのドライバ72hの駆動係数Khが設定される。

【0064】

前記ステップS18で、目標値よりも暗いと判定されたり、または、ステップS19で、

50

エリアhのLED33hを適切な光量で点灯するためのドライバ72hの駆動係数Khが設定されると、ステップS20で、各ドライバ72a～72hの駆動係数Ka～Khにより駆動制御させて、前記ステップS1へと戻る。

【0065】

このようにして、被写体映像画面を目標輝度となるように前記LED33a～33hを点消灯及び調光制御することで適切で均一の明るさの被写体映像による観察部位の表示映像が得られる。なお、前記LED33a～33hの調光制御は、ダイナミック点灯のデューティー比によって制御することも可能である。

【0066】

[付記]

以上詳述した本発明の実施形態によれば、以下のごとき構成を得ることができる。

10

【0067】

(付記1)

被写体を観察可能な内視鏡装置において、

前記内視鏡に設けられ、前記被写体を照明する照明光を発光可能な発光手段と、

前記発光手段からの前記照明光で照明された前記被写体からの被写体光を入射する対物光学系と、

前記対物光学系で入射された前記被写体光を像形成可能に伝送する、前記内視鏡に設けられた光伝送手段と、

前記光伝送手段で伝送された前記被写体光を異なる光軸で分割する、前記内視鏡に設けられた光分割手段と、

20

前記光分割手段で分割された第1の分割被写体光を観察するための被写体像を形成する、前記内視鏡に設けられた接眼光学系と、

前記内視鏡に設けられ、前記光分割手段で分割された第2の分割被写体光を撮像可能な撮像素子と、

前記内視鏡に着脱自在に接続され、前記発光手段に電力を供給可能な第1のバッテリを有する第1のユニットと、

前記内視鏡に着脱自在に接続され、前記発光手段及び前記撮像素子に電力を供給可能な第2のバッテリと、前記撮像素子で撮像された撮像信号を信号処理する撮像信号処理手段とを有する第2のユニットと、

30

を備えたことを特徴とする内視鏡装置。

【0068】

(付記2)

前記第2のユニットの撮像信号処理手段で信号処理された映像信号は、無線または有線で携帯用の映像信号表示機能と記憶機能を有する情報端末器に伝送する通信手段を有することを特徴とする付記1記載の内視鏡装置。

【0069】

(付記3)

内視鏡挿入部の先端に配置し、被写体を撮像する撮像素子手段と、

前記内視鏡挿入部の先端に配置し、被写体に対して照明光を投射する光源手段と、

40

前記撮像素子手段を駆動制御すると共に、撮像素子手段で撮像生成された映像信号を所定の被写体映像信号に変換する前記内視鏡挿入部に配置された映像信号処理手段と、

前記光源を点灯及び調光駆動制御する前記内視鏡挿入部に配置された調光手段と、

前記内視鏡挿入部とコネクタで接続され、前記映像信号処理手段と調光手段の駆動電源用のバッテリと前記映像信号処理手段で生成された映像信号の基で、被写体映像表示する表示手段を有したユニット手段と

を備えたことを特徴とする内視鏡装置。

【0070】

(付記4)

内視鏡挿入部の先端に配置し、被写体を撮像する撮像素子手段と、

50

前記内視鏡挿入部の先端に配置し、被写体に対して照明光を投射する光源手段と、
 前記撮像素子手段を駆動制御すると共に、撮像素子手段で撮像生成された映像信号を所定
 の被写体映像信号に変換する前記内視鏡挿入部に配置された映像信号処理手段と、
 前記光源を点灯及び調光駆動制御する前記内視鏡挿入部に配置された調光手段と、
 前記映像信号処理手段で生成された映像信号を無線信号に変換し、外部に無線送信する前
 記内視鏡挿入部に配置された発信手段と、
 前記内視鏡挿入部とコネクタで接続され、前記映像信号処理手段と調光手段の駆動電源用
 のバッテリを内蔵したユニット手段と
 を備えたことを特徴とする内視鏡装置。

【0071】

10

(付記5)

被写体を撮像する撮像素子手段と、
 前記被写体に対して照明光を投射する光源手段と、
 前記撮像素子手段を駆動制御すると共に、撮像素子手段で撮像生成された映像信号を所定
 の被写体映像信号に変換する映像信号処理手段と、
 前記光源を点灯及び調光駆動制御する調光手段と、
 前記映像信号処理手段で生成された映像信号を無線信号に変換し、外部に無線送信する發
 信手段と、
 前記内視鏡挿入部とコネクタで接続され、前記映像信号処理手段と調光手段の駆動電源用
 のバッテリ手段と

20

を備えたことを特徴とする内視鏡装置。

【0072】

(付記6)

被写体を撮像する撮像素子手段と、
 前記被写体に対して照明光を投射する光源手段と、
 前記撮像素子手段を駆動制御すると共に、撮像素子手段で撮像生成された映像信号を所定
 の被写体映像信号に変換する映像信号処理手段と、
 前記光源を点灯及び調光駆動制御する調光手段と、
 前記映像信号処理手段で生成された映像信号を外部機器に送信する出力端子手段と、
 前記内視鏡挿入部とコネクタで接続され、前記映像信号処理手段と調光手段の駆動電源用
 のバッテリ手段と

30

前記出力端子手段への外部機器の接続有無を検出し、前記バッテリ手段からの駆動電源供
 給を制御する電源制御手段と、
 を備えたことを特徴とする内視鏡装置。

【0073】

(付記7)

前記光源手段は、複数の光源からなり、その複数の光源毎の被写体照明エリア毎に前記映
 像信号処理手段で生成された映像信号から被写体輝度値を生成し、その被写体輝度値と適
 切輝度値を比較し、その比較結果を基に前記調光手段により前記複数の光源毎に調光制御
 することを特徴とする付記3乃至6のいずれかに記載の内視鏡装置。

40

【0074】

(付記8)

前記撮像素子手段、映像信号処理手段、光源手段、及び調光手段は、单一の基板ウアハに
 配置されていることを特徴とする付記3乃至6のいずれかに記載の内視鏡装置。

【0075】

(付記9)

前記撮像素子手段は、電荷結合素子またはC-MOSイメージセンサ等の固体撮像素子で
 あることを特徴とする付記1乃至6のいずれかに記載の内視鏡装置。

【0076】

(付記10)

50

前記光源手段は、LEDであることを特徴とする付記1乃至9のいずれかに記載の内視鏡装置。

【0077】

【発明の効果】

本発明の内視鏡装置は、被写体である観察部位の内視鏡診断や治療に応じて、第1のユニット、又は第2のユニットのいずれかを選択することが可能となり、また、電子撮像された観察部位の映像表示は、比較的ハンディな表示手段で表示可能となり、かつ、その電子撮像の映像データの記録も可能となり、専用の内視鏡診断室を設けることなく内視鏡診断が可能となる効果を有する。

【図面の簡単な説明】

10

【図1】本発明に係る内視鏡装置の第1の実施形態を示すブロック図。

【図2】本発明に係る内視鏡装置の第2の実施形態を示すブロック図。

【図3】本発明に係る内視鏡装置の第3の実施形態を示すブロック図。

【図4】本発明に係る内視鏡装置の第4の実施形態を示すブロック図。

【図5】本発明に係る内視鏡装置の第5の実施形態を示すブロック図。

【図6】本発明に係る内視鏡装置の挿入部先端の撮像窓とLEDの関係を説明する説明図。

【図7】本発明に係る内視鏡装置の調光手段を示すブロック図。

【図8】本発明に係る内視鏡装置の照明エリアを説明する説明図。

【図9】本発明に係る内視鏡装置の調光制御の動作を説明するフローチャート。

20

【符号の説明】

1 ... 内視鏡装置

2 ... 挿入部

3 ... 操作部

4 ... 対物光学系

5 ... LED (光源)

6 ... 映像伝送手段

7 ... ハーフミラー

8 ... 接眼光学系

9 ... 接眼部

30

10 ... 撮像手段

11 ... コネクタ部

12 ... LED用入力端端子

13 ... 撮像信号入出力端端子

15 ... 外部ユニットA

16 ... 信号処理部

17 ... バッテリA

18 ... スイッチA

19 ... 無線通信手段

20 ... 携帯用情報端末器 (P.S.D.)

40

21 ... 表示部

22 ... 記録手段

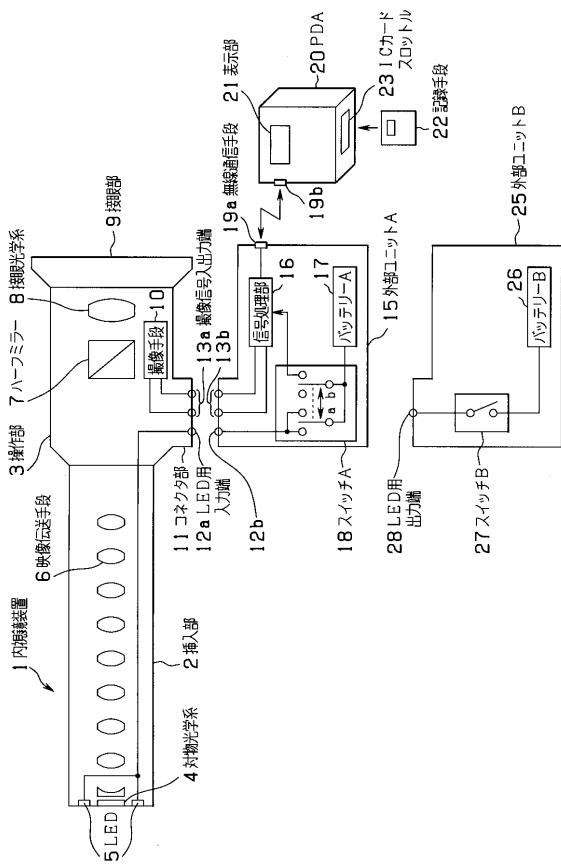
23 ... I.Cカードスロットル

25 ... 外部ユニットB

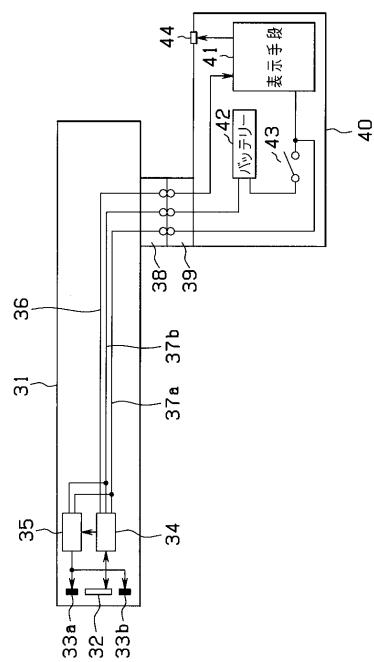
26 ... バッテリB

27 ... スイッチB

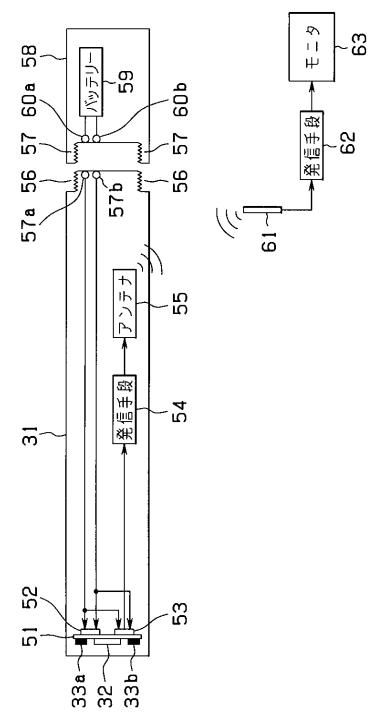
【 図 1 】



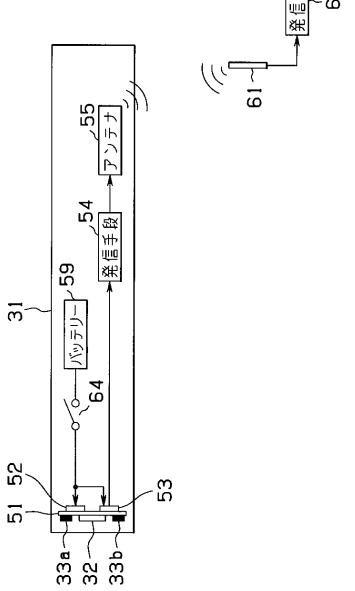
【 囮 2 】



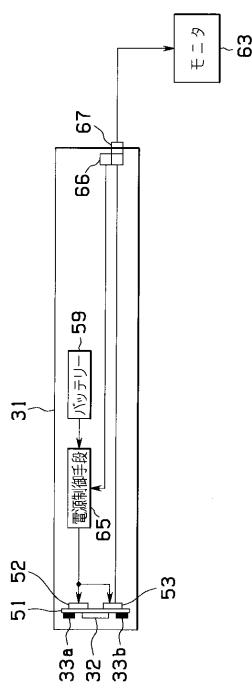
【 四 3 】



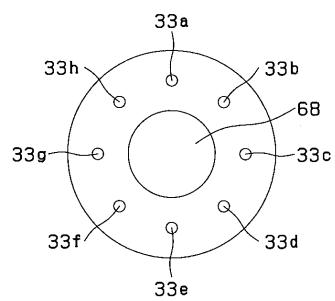
〔 四 4 〕



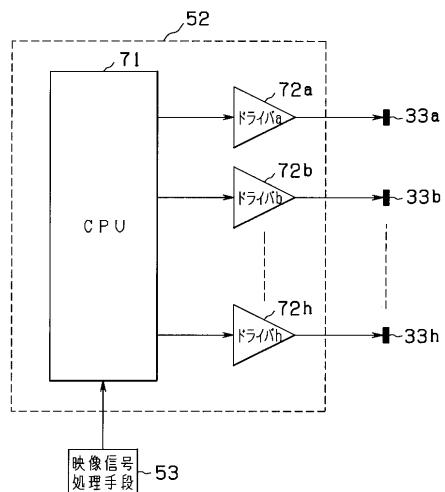
【図5】



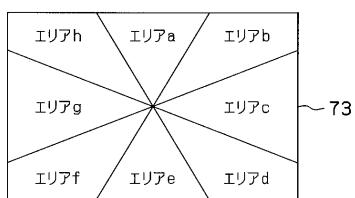
【図6】



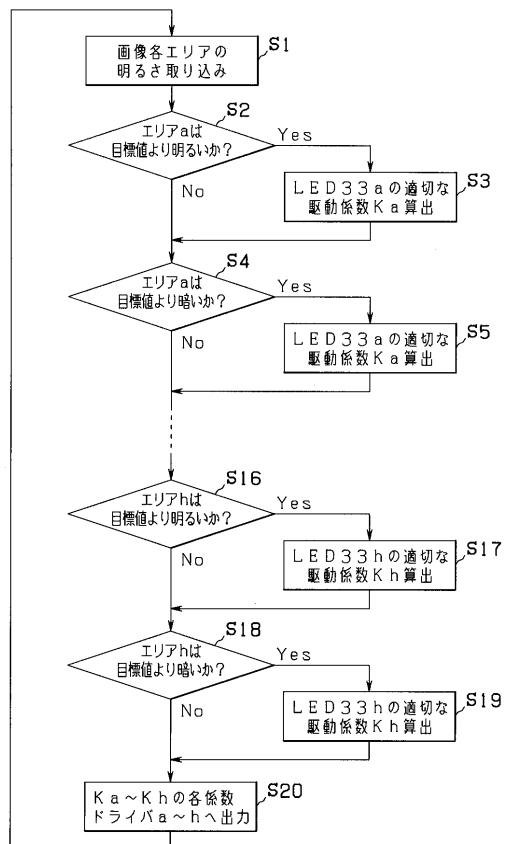
【図7】



【図8】



【図9】



フロントページの続き

(58)調査した分野(Int.Cl.⁷, DB名)

A61B 1/04

A61B 1/06

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	JP3706326B2	公开(公告)日	2005-10-12
申请号	JP2001319622	申请日	2001-10-17
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパス光学工业株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	伊藤满祐		
发明人	伊藤 满祐		
IPC分类号	G02B23/24 A61B1/04 A61B1/06 G02B23/26 H04N5/225 H04N7/18		
FI分类号	A61B1/04.370 A61B1/06.B A61B1/06.D A61B1/00.718 A61B1/00.731 A61B1/00.732 A61B1/04 A61B1/04.540 A61B1/06.510 A61B1/06.520 G02B23/24.A G02B23/24.B G02B23/26.B G02B23/26.D H04N5/225 H04N5/225.C H04N5/225.400 H04N5/225.500 H04N5/225.600 H04N7/18.M		
F-TERM分类号	2H040/BA11 2H040/CA03 2H040/CA04 2H040/CA06 2H040/DA01 2H040/DA02 2H040/GA00 2H040/GA02 4C061/CC06 4C061/FF03 4C061/FF07 4C061/JJ19 4C061/LL03 4C061/NN01 4C061/NN03 4C061/NN05 4C061/NN07 4C061/PP04 4C061/QQ06 4C061/QQ07 4C061/QQ09 4C061/RR02 4C061/RR22 4C061/SS01 4C061/SS13 4C061/SS14 4C061/UU06 4C061/UU08 4C061/VV03 4C061/WW01 4C061/YY02 4C061/YY03 4C061/YY12 4C161/CC06 4C161/FF03 4C161/FF07 4C161/JJ19 4C161/LL03 4C161/NN01 4C161/NN03 4C161/NN05 4C161/NN07 4C161/PP04 4C161/QQ06 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR02 4C161/RR22 4C161/SS01 4C161/SS13 4C161/SS14 4C161/UU06 4C161/UU08 4C161/VV03 4C161/WW01 4C161/YY02 4C161/YY03 4C161/YY12 5C022/AA09 5C022/AB15 5C022/AB40 5C022/AC01 5C022/AC03 5C022/AC08 5C022/AC31 5C022/AC42 5C022/AC73 5C022/AC77 5C022/AC78 5C054/CC07 5C054/DA07 5C054/EA01 5C054/EA07 5C054/GA04 5C054/GB01 5C054/HA12 5C122/DA09 5C122/DA26 5C122/EA42 5C122/EA54 5C122/EA56 5C122/FB01 5C122/FB13 5C122/FC01 5C122/FC02 5C122/FG03 5C122/FG15 5C122/FH08 5C122/FK07 5C122/FK09 5C122/FK15 5C122/FK23 5C122/FK27 5C122/GA31 5C122/GC22 5C122/GC86 5C122/GE03 5C122/GE14 5C122/GF04 5C122/GF05 5C122/GG01 5C122/GG04 5C122/GG17 5C122/GG26 5C122/HA10 5C122/HA86 5C122/HB01		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP2003116783A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供相对容易操作的内窥镜装置，并且能够减小外部装置的尺寸。解决方案：内窥镜1的内部设置有用于将照明光发射到物体的LED5，物镜光学系统4，由LED5照射的物体的光入射在物镜光学系统4上，用于发光装置6发射入射在该物镜光学系统4上的物体光以便能够形成图像，用于将由光发射装置6透射的物体光分成不同光轴的半反射镜7，用于形成的目镜光学系统8用于观察由半反射镜7分割的第一分割物体光的物体图像，以及能够对由半反射镜7分开的第二分割物体光成像的成像装置10。该内窥镜装置由可拆卸地连接到第二单元25的第一单元25组成。该内窥镜，具有能够向LED5供电的电池B，能够向LED5和成像装置10供电的电池A，以及第二单元如图15所示，具有成像信号处理部分16，用于处理由成像元件10成像的图像信号。

図 1

