

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5987826号
(P5987826)

(45) 発行日 平成28年9月7日 (2016.9.7)

(24) 登録日 平成28年8月19日 (2016.8.19)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 B

A 6 1 B 1/06 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 3 4 D

A 6 1 B 1/04 (2006.01)

A 6 1 B 1/06 A

G 0 2 B 23/26 (2006.01)

A 6 1 B 1/04 3 7 0

G 0 2 B 23/26 B

請求項の数 7 (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2013-517962 (P2013-517962)
 (86) (22) 出願日 平成24年5月18日 (2012.5.18)
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2012/062744
 (87) 国際公開番号 W02012/165172
 (87) 国際公開日 平成24年12月6日 (2012.12.6)
 審査請求日 平成26年9月10日 (2014.9.10)
 (31) 優先権主張番号 特願2011-125009 (P2011-125009)
 (32) 優先日 平成23年6月3日 (2011.6.3)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(73) 特許権者 000001270
 コニカミノルタ株式会社
 東京都千代田区丸の内二丁目7番2号
 (74) 代理人 110001254
 特許業務法人光陽国際特許事務所
 (72) 発明者 国本 晃
 東京都千代田区丸の内二丁目7番2号 コ
 ニカミノルタ株式会社内
 (72) 発明者 中島 雅章
 東京都千代田区丸の内二丁目7番2号 コ
 ニカミノルタ株式会社内
 (72) 発明者 新 勇一
 東京都千代田区丸の内二丁目7番2号 コ
 ニカミノルタ株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 プローブシステム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

内視鏡に形成された内視鏡チャンネルに挿通されるプローブと、前記プローブの基端が接続されるベースユニットとを備えるプローブシステムであって、
 前記プローブシステムには、前記内視鏡による撮影用の照明手段が設けられ、
 前記ベースユニットには、前記照明手段の発光を制御する照明制御手段と、
 前記内視鏡により撮影される映像のビデオ信号を入力する入力インターフェースと、
 前記プローブによる測定を制御する測定制御手段とが設けられ、
 前記照明手段の光源として固体発光素子が適用され、
 前記照明制御手段は、前記入力インターフェースを介して入力されるビデオ信号に基づき
 、前記固体発光素子の発光を制御し、
 前記測定制御手段は、当該測定の開始時に前記照明手段を消灯し、当該測定の終了時に前記照明手段を点灯させる制御を行うことを特徴とするプローブシステム。

【請求項 2】

前記プローブに、投光用光ファイバーと、受光用光ファイバーとを備え、
 前記ベースユニットに、測定用光源と、測定用光検出器とを備え、
 前記測定用光源により発せられ前記投光用光ファイバーにより導光された光を生体組織の測定対象部位に照射し、当該照射した光に起因して前記測定対象部位から放射される放射光を受光して前記受光用光ファイバーによりプローブの基端側へ導き前記測定用光検出器に導入することを特徴とする請求項 1 に記載のプローブシステム。

【請求項 3】

前記照明手段として前記プローブに少なくとも照明光導光用光ファイバーが設けられ、前記ベースユニットに設置される前記固体発光素子からの光を前記照明光導光用光ファイバーによって前記プローブの先端部に導光することを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 に記載のプローブシステム。

【請求項 4】

前記照明手段として前記プローブに少なくとも前記固体発光素子が設けられ、前記固体発光素子と接続するための電気配線が前記プローブに設けられたことを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 に記載のプローブシステム。

【請求項 5】

前記照明制御手段は、前記固体発光素子をパルス幅変調方式で制御することを特徴とする請求項 1 から請求項 3 のうちいずれか一に記載のプローブシステム。

【請求項 6】

前記照明制御手段は、前記ビデオ信号の垂直同期信号に同期した前記固体発光素子の駆動パルス波を生成させることを特徴とする請求項 5 に記載のプローブシステム。

【請求項 7】

前記固体発光素子は発光ダイオードであることを特徴とする請求項 1 から請求項 6 のうちいずれか一に記載のプローブシステム。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、内視鏡チャンネルに挿通されるプローブであって、生体組織の測定対象部位に照射光を照射して、この照射光に起因して測定対象部位から放射される放射光を受光する光学系を備えるプローブのプローブシステム及びその使用方法に関する。

【背景技術】**【0002】**

今日、上部食道内視鏡としては、経口タイプが普及しており、経鼻タイプのものも普及しつつある。

近時、いわゆる内視鏡ビデオスコープ以外に、超音波診断装置、蛍光診断装置等様々な光学原理を活用した特殊診断装置が提案され、一部は実用化されている。

特に、蛍光を応用する蛍光診断装置にあっては、内視鏡ビデオスコープでは得られない不可視な情報を得て、悪性腫瘍の早期発見につなげるなど診断に役立つため、非常に期待されている。

このような診断をするための診断子、すなわち、プローブは、内視鏡の鉗子チャンネルを経由して体内に至るもの、あるいは内視鏡と一体になっているものなどがある。

ここで、鉗子チャンネルとは、鉗子や捕捉ネットなどの処置具を通す、内視鏡の基端から先端にかけて内視鏡内部に形成されたトンネル状の経路のことである。作業チャンネル、挿通チャンネルなどともいう（チャンネルをチャンネルと表記することもある）。以下、このような内視鏡の基端から先端にかけて内視鏡内部に形成されたトンネル状の経路を内視鏡チャンネルという。

【0003】

経口タイプの内視鏡は 10 mm 程度の外径であり、3 mm 弱の内視鏡チャンネルを備えているものが多い。

このような内視鏡チャンネルを経由してプローブを挿通させる場合は、従来の内視鏡を活用でき、また比較的ゆるやかなカーブを描いて体内管腔に至るので、プローブには経鼻内視鏡のような柔軟性は要求されないものの、内視鏡チャンネルを通る非常に小径な外径にする必要があるため、プローブに搭載する構成によっては非常に精密な構造になりがちである。

また下部消化管内視鏡は、肛門より挿入して、直腸をはじめ大腸などを診断するものであるが、同様に内視鏡チャンネルを備えており、この内視鏡チャンネルを利用して診断機器・

10

20

30

40

50

プローブを挿通させて使用できる点では経口タイプの内視鏡と共通している。

【0004】

昨今、内視鏡本体で撮像した食道内壁や胃壁などの画像に、プローブを介して検出した結果を重ね合わせて診断に役立てたいという要望がある。蛍光強度などのプローブを介して検出した結果を内視鏡本体で撮像した通常画像と重ね合わせることで、目視では認識できない病変を通常画像上の位置とともに医師、患者等に認識させることができるからである。

【0005】

特許文献1-4には、このような蛍光画像を観察する内視鏡装置が記載されている。特に、特許文献1、3、4には、少なくとも励起光の照射を行うプローブを内視鏡チャンネルに挿通するようにした内視鏡装置が記載されている。プローブを内視鏡チャンネルに挿通するようにすれば、汎用の内視鏡を用いて蛍光測定を行うことができるので、内視鏡及びプローブの双方について構成が複雑になるのを防ぐことができるというメリットがある。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開2010-88929号公報

【特許文献2】特開2006-198106号公報

【特許文献3】特開2007-14633号公報

【特許文献4】特開2010-104391号公報

20

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかし、以上の従来技術にあってもさらに次のような問題があった。

内視鏡本体による画像取得には照明が不可欠である。

一方、内視鏡チャンネルに挿通されるプローブが光学的原理を利用したプローブである場合、内視鏡本体が備えている照明が外乱となり、好適な測定（診断）ができないという問題がある。

そのため、プローブを介した測定時には、内視鏡本体の照明を消すか、あるいはプローブの測定対象部位を遮光する等の処置が必要である。さらにその後に内視鏡本体による画像取得を行うには、消していた照明を灯したり、遮光を解除したりしなければならない。このことから、内視鏡本体及び特殊診断装置の操作が煩雑となるおそれがあり、その結果として検査時間が長くなり、患者の身心の負担が増加するおそれがある。したがって、特許文献4のように手動で内視鏡本体照明の点灯・消灯を操作者が切り替えることは好ましくない。

30

また、内視鏡に備わる照明の光源としては主にキセノンランプやハロゲンランプが用いられており、短時間に点灯・消灯を繰り返すと寿命を低下させるという問題がある。

さらに、内視鏡に備わる照明にあっては、そもそも内視鏡を体内に挿入している検査途中に消灯したり、点灯・消灯を繰り返したりすることは想定しておらず、現に適用されるキセノンランプやハロゲンランプなどでは、消灯状態において点灯操作しても、その点灯操作（従って照明の電源投入）から撮影のために十分な明るさに点灯するまでに比較的長時間を要し、撮影のために十分な明るさに点灯している状態において消灯操作しても、その消灯操作（従って照明の電源遮断）から全消灯するまでに比較的長時間を要する。そのため、プローブによる測定のために内視鏡に備わる照明の点灯・消灯を繰り返しながら内視鏡検査することは、長時間を要してしまい現実的ではない。

40

また、消灯中は内視鏡映像がブラックアウトするため、消灯時間が長くなると内視鏡の誤操作によって臓器に干渉する懸念が高まる。

【0008】

応答性の良い照明用光源としてLEDなどの固体発光素子が考えられるが、明るさの調整のために固体発光素子をPWM（パルス幅変調）方式により発光制御すると、内視鏡画

50

像にフリッカーが生じるというおそれがある。

また本願発明者らは、操作の煩雑を解消し検査を円滑にするために、プローブに内視鏡撮影用の照明を搭載し、プローブシステムにおいてプローブによる測定及び当該照明の制御を行うことを考えるが、組み合わせられる内視鏡の電子カメラの特性によってはプローブ側に設ける照明の発光制御が適切でなくなることが考えられる。

【0009】

本発明は以上の従来技術における問題に鑑みてなされたものであって、内視鏡チャンネルに挿通されるプローブを適用して内視鏡による体内撮影とともにプローブによる測定を実行するにあたり、操作の煩雑性を解消しつつ、プローブによる測定のための照明消灯時間を短時間化し、照明点灯時には内視鏡の種類によらず内視鏡による撮影にとって良好な発光を実現することを課題とする。

10

【課題を解決するための手段】

【0010】

以上の課題を解決するための請求項1記載の発明は、内視鏡に形成された内視鏡チャンネルに挿通されるプローブと、前記プローブの基端が接続されるベースユニットとを備えるプローブシステムであって、

前記プローブシステムには、前記内視鏡による撮影用の照明手段が設けられ、

前記ベースユニットには、前記照明手段の発光を制御する照明制御手段と、

前記内視鏡により撮影される映像のビデオ信号を入力する入力インターフェースと、

前記プローブによる測定を制御する測定制御手段とが設けられ、

20

前記照明手段の光源として固体発光素子が適用され、

前記照明制御手段は、前記入力インターフェースを介して入力されるビデオ信号に基づき、前記固体発光素子の発光を制御し、

前記測定制御手段は、当該測定の開始時に前記照明手段を消灯し、当該測定の終了時に前記照明手段を点灯させる制御を行うことを特徴とするプローブシステムである。

【0011】

請求項2記載の発明は、前記プローブに、投光用光ファイバーと、受光用光ファイバーとを備え、

前記ベースユニットに、測定用光源と、測定用光検出器とを備え、

前記測定用光源により発せられ前記投光用光ファイバーにより導光された光を生体組織の測定対象部位に照射し、当該照射した光に起因して前記測定対象部位から放射される放射光を受光して前記受光用光ファイバーによりプローブの基端側へ導き前記測定用光検出器に導入することを特徴とする請求項1に記載のプローブシステムである。

30

【0012】

請求項3記載の発明は、前記照明手段として前記プローブに少なくとも照明光導光用光ファイバーが設けられ、

前記ベースユニットに設置される前記固体発光素子からの光を前記照明光導光用光ファイバーによって前記プローブの先端部に導光することを特徴とする請求項1又は請求項2に記載のプローブシステムである。

【0013】

40

請求項4記載の発明は、前記照明手段として前記プローブに少なくとも前記固体発光素子が設けられ、

前記固体発光素子と接続するための電気配線が前記プローブに設けられたことを特徴とする請求項1又は請求項2に記載のプローブシステムである。

【0014】

請求項5記載の発明は、前記照明制御手段は、前記固体発光素子をパルス幅変調方式で制御することを特徴とする請求項1から請求項3のうちのいずれかに記載のプローブシステムである。

【0015】

請求項6記載の発明は、前記照明制御手段は、前記ビデオ信号の垂直同期信号に同期し

50

た前記固体発光素子の駆動パルス波を生成させることを特徴とする請求項5に記載のプロブシステムである。

【0017】

請求項7記載の発明は、前記固体発光素子は発光ダイオードであることを特徴とする請求項1から請求項6のうちいずれか一に記載のプロブシステムである。

【発明の効果】

【0019】

本発明によれば、プロブシステムに備わる照明手段により測定対象部位を照らしつつ内視鏡の撮影手段により撮影することができ、照明手段の光源として固体発光素子が適用され、照明制御手段は当該プロブシステムに設けられ、プロブによる測定動作に連動して照明を消灯制御可能であるので、操作の煩雑性を解消しつつプロブによる測定のための照明消灯時間を短時間化することができる。また、照明制御手段は内視鏡からのビデオ信号に基づき発光を制御するので、照明点灯時には内視鏡の種類によらず内視鏡による撮影にとって良好な発光を実現することができる。

【図面の簡単な説明】

【0020】

【図1】本発明の第1実施形態に係るプロブシステムのベースユニットの回路ブロックを内視鏡とともに組み合わせて示した図である。

【図2A】本発明の第1実施形態に係るプロブを内視鏡に組み合わせた様子を示す図である。

【図2B】本発明の第1実施形態に係るプロブを内視鏡に組み合わせた様子を示す図である。

【図3】本発明の第1実施形態に係るプロブの縦断面模式図である。

【図4】本発明の第1実施形態に係る照明制御ユニットの構成ブロック図である。

【図5】本発明の第1実施形態に係る照明操作パネルの外観図である。

【図6】本発明の第1実施形態に係るPWM信号と測定時消灯指令信号とを示す模式的波形図である。

【図7A】本発明の第1実施形態に係るビデオ信号とPWM信号とを示す模式的波形図である。

【図7B】本発明の第1実施形態に係るビデオ信号とPWM信号とを示す模式的波形図である。

【図8】比較例に係るプロブを利用した測定の手順を示すフローチャートである。

【図9】本発明の第1実施形態に係るプロブを利用した測定の手順を示すフローチャートである。

【図10】本発明の第2実施形態に係る映像の明るさの測定点を示す画面図である。

【図11】本発明の第2実施形態に係る照明制御ユニットの構成ブロック図である。

【図12】本発明の第3実施形態に係るプロブの縦断面模式図である。

【図13】本発明の第3実施形態に係るベースユニットの構成ブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0021】

以下に本発明の一実施形態につき図面を参照して説明する。以下は本発明の一実施形態であって本発明を限定するものではない。

【0022】

〔第1実施形態〕

まず、本発明の第1実施形態につき図1から図9を参照して説明する。

本実施形態のプロブシステムは、図1に示す構成を有するベースユニット1と、ベースユニット1に接続されるプロブ30とを備える。図1には、プロブ30が挿抜される内視鏡100も図示されている。

【0023】

図1に示すようにベースユニット1は、入力装置10と、表示装置11と、測定制御ユ

10

20

30

40

50

ニット（測定制御手段）１２と、測定用光源１３と、測定用光検出器１４と、プローブ接続部１５と、ビデオ入力インターフェース１６と、照明操作パネル１７と、照明制御ユニット（照明制御手段）１８と、照明用の発光ダイオード（以下「照明用ＬＥＤ」）１９とを備える。

例えば、入力装置１０は、キーボード、マウス、タッチパネル、カードリーダーその他の情報入力機器により構成し、表示装置１１は液晶表示装置などの画像表示装置により構成し、測定制御ユニット１２はコンピュータによって構成する。

照明制御ユニット１８は、照明用ＬＥＤ１９をパルス幅変調方式で制御する。

【００２４】

図３に示すようにプローブ３０の内部にはその長手方向に延在して投光用光ファイバー３１と、受光用光ファイバー３２と、照明光導光用光ファイバー３４とが内蔵されている。投光用光ファイバー３１の先端及び受光用光ファイバー３２の先端は、レンズなどの光学部材３３に臨む。照明光導光用光ファイバー３４の先端は、拡散部材などの光学部材３５に臨む。投光用光ファイバー３１、受光用光ファイバー３２及び照明光導光用光ファイバー３４の基端部はコネクタ部３６に保持されている。

プローブ３０は、図２Ａに示すように、内視鏡１００の可撓性の本体内に設けられたチャンネルに挿入して用いられる。内視鏡１００の先端には、電子カメラ１００ａ及び照明１００ｂが配置されている。同図に示すように内視鏡１００本体には、内視鏡チャンネル１００ｃが形成されている。内視鏡チャンネル１００ｃは、内視鏡１００本体の主幹から枝分かれして設けられた挿入口１００ｄから、内視鏡１００本体の先端面に開口した先端開口１００ｅまで連通して形成されている。図２Ｂに示すように、プローブ３０先端は内視鏡１００先端の開口１００ｅから突き出し得るように構成されており、プローブ３０先端の照明部３０ａから照明光を照射する。また、プローブ先端の測定部３０ｂから励起光を照射し、測定対象部位からの放射光を測定部３０ｂで受光する。なお、内視鏡１００の電子カメラ１００ａから生成される撮影データは、内視鏡プロセッサ２００（図１参照）を介してビデオ信号としてベースユニット１のビデオ入力インターフェース１６に入力される。

【００２５】

図４に照明制御ユニット１８の構成の詳細が示される。

図４に示すように照明制御ユニット１８は、ビデオ信号明るさ測定部２０と、調光制御部２１と、ＰＷＭ変調部２２と、ＬＥＤドライバ部２３と、ビデオ同期分離回路２４と、位相調整部２５とから構成される。

【００２６】

図５に、照明操作パネル１７の外観図が示される。

図５に示すように照明操作パネル１７には、照明ＯＮ／ＯＦＦスイッチ１７ａと、調光モード切替スイッチ１７ｂと、明るさ設定値表示部１７ｃと、明るさ設定ボタン１７ｄとが設けられている。

【００２７】

本プローブシステムは、内視鏡とともに使用されるものである。プローブ３０の基端のコネクタ部３６がベースユニット１のプローブ接続部１５に接続され、内視鏡電子カメラ１００ａによって撮影される映像のビデオ信号のケーブル１２０がベースユニット１のビデオ入力インターフェース１６に接続され、プローブ３０が内視鏡に形成された内視鏡チャンネルに挿通されて使用される。

本プローブシステムには、内視鏡による撮影用の照明手段が設けられる。本実施形態においては、光源としての発光ダイオード（照明用ＬＥＤ）１９と、光源からの光を導く照明光導光用光ファイバー３４と、拡散部材等の光学部材３５とにより、照明手段が構成される。光源としては、例えば、有機ＥＬなどの他の固体発光素子を用いてもよい。

ベースユニット１に備えられた照明用ＬＥＤ１９を光源とする照明光がプローブ接続部１５を介して照明光導光用光ファイバー３４に導光される。さらに照明光は照明光導光用光ファイバー３４によってプローブ３０の先端部に導光され拡散部材等の光学部材３５を

介して生体組織 2 に照射される。

その照明される範囲は内視鏡電子カメラ 100a による撮影範囲を含み、内視鏡電子カメラ 100a による撮影範囲は、プローブ 30 による測定対象部位を含んでいる。

本プローブシステムを使用してプローブによる測定を実行しながら内視鏡電子カメラ 100a による撮影を行う際には、内視鏡に設けられる照明装置を用いずこれを消灯した状態で、本プローブシステムに設けられる照明手段による照明により内視鏡電子カメラによる撮影を行う。

【0028】

ここで、プローブ 30 による測定につき説明する。

測定用光源 13 により発せられ投光用光ファイバー 31 により導光された光を生体組織 2 の測定対象部位に照射し、当該照射した光に起因して測定対象部位から放射される放射光を受光して受光用光ファイバー 32 によりプローブ 30 の基端側へ導き測定用光検出器 14 に導入する。

測定制御ユニット 12 は、測定用光源 13 の ON/OFF 制御、フィルターの切り替え制御、シャッターの制御などを行う。また、測定制御ユニット 12 は測定用光源 13 を検知対象とした温度センサーからの入力を受けて測定用光源 13 の温度を監視する。

測定用光検出器 14 は、受光用光ファイバー 32 を通じて入力された光の光強度、分光特性、偏光特性などを検出し、検出結果を測定制御ユニット 12 に出力する。これを測定制御ユニット 12 が分析して生体組織 2 の病変状態の診断に役立つ情報を特定する。

【0029】

プローブ 30 による測定を、生体組織から発せられる蛍光の測定とする場合は、測定用光源 13 により励起光を発生させる。

励起光が照射された測定対象部位で励起光により、病変状態に従って蛍光が発生する。蛍光が発生すれば蛍光及び反射光が含まれる測定対象部位からの放射光が受光用光ファイバー 32 に入射し測定用光検出器 14 に入力される。

蛍光は、広義には、X線や紫外線、可視光線が照射された被照射物が、そのエネルギーを吸収することで電子が励起し、それが基底状態に戻る際に余分なエネルギーを電磁波として放出するものである。ここでは、励起光によって、その波長とは異なった波長の蛍光が戻り光に含まれるので、測定用光検出器 14 が戻り光を分光し、測定制御ユニット 12 がスペクトル分布を分析することで蛍光量を特定して検出対象の病変状態を検知する。

【0030】

次に、照明の制御につき説明する。

(自動 ON/OFF 機能)

照明制御ユニット 18 は、測定制御ユニット 12 の制御指令に従って照明用 LED 19 を ON/OFF 制御する。

図 6 に、一例として照明制御ユニット 18 が照明用 LED 19 をパルス幅変調 (PWM) 方式で制御するための PWM 信号 A と、測定制御ユニット 12 による測定時消灯指令信号 B が示される。

測定制御ユニット 12 は、測定時消灯指令信号 B を照明制御ユニット 18 に出力して、プローブによる測定の開始時に照明用 LED 19 を OFF にしてプローブ 30 の照明を消灯し、プローブによる測定の終了時に照明用 LED 19 を ON にしてプローブ 30 の照明を点灯させる制御を行う。

図 6 に示す期間 T1 がプローブによる測定期間に相当しており、測定制御ユニット 12 は、測定制御に連動して測定時消灯指令信号 B を発生させ照明制御ユニット 18 に出力する。

照明制御ユニット 18 は、測定時消灯指令信号 B に従って測定期間 T1 においては PWM 信号におけるパルス幅をゼロに制御して照明用 LED 19 を OFF にする。

【0031】

(手動 ON/OFF 機能)

また、照明用 LED 19 の ON/OFF は、照明操作パネル 17 の照明 ON/OFF ス

10

20

30

40

50

イッチ 17 a の操作に応じて照明操作パネル 17 から照明制御ユニット 18 に入力される ON/OFF 操作信号に従って、照明制御ユニット 18 が、PWM 信号を制御することによっても行われる。

【0032】

(手動照明調光機能)

照明操作パネル 17 の操作に応じて照明制御ユニット 18 は、照明用 LED 19 の発光量を調整する。

照明操作パネル 17 の調光モード切替スイッチ 17 b の操作によって、調光モードが手動に切り替わっている状態では、明るさ設定値表示部 17 c に照明用 LED 19 の発光量を指標する値が表示される。これはプローブ 30 に設けられた照明の明るさに相当する値である。この指標値は、明るさ設定ボタン 17 d を操作することで増減させることができる。

10

照明制御ユニット 18 は、このような操作に従って PWM 信号のパルス幅を増減させ、照明用 LED 19 の発光量を制御する、すなわち、プローブ 30 に設けられた照明の明るさを指標値に応じた一定に制御する。

【0033】

(自動ビデオ調光機能)

上記の「手動照明調光機能」にあっては、プローブ 30 に設けられた照明の明るさを指標値に応じた一定に制御するため、接近した被写体の撮影や、胃などの広い空間における撮影など、撮影対象によって撮影された映像の明るさが異なってしまう。この撮影映像の明るさを一定に保つために照明光量を可変制御する機能が、ここで説明する「自動ビデオ調光機能」である。本機能は、照明操作パネル 17 の調光モード切替スイッチ 17 b の操作によって、調光モードが「自動」に切り替わっている状態で有効とされる。このとき、明るさ設定値表示部 17 c には、撮影映像の明るさの制御目標値を指標する値が表示される。この目標値は、明るさ設定ボタン 17 d を操作することで増減させることができる。

20

【0034】

本機能を実現するために照明制御ユニット 18 は、ビデオ入力インターフェース 16 を介して入力されるビデオ信号に基づき、照明用 LED 19 の発光を制御する。

照明制御ユニット 18 にビデオ信号が入力されると、図 4 に示すビデオ信号明るさ測定部 20 がビデオ信号を処理して撮影映像の明るさを算出する。

30

ここで算出する撮影映像の明るさを画面全体の平均値とする場合には、ビデオ信号明るさ測定部 20 をアナログ平滑回路として、ビデオ信号明るさ測定部 20 が 1 画像フレーム相当時間で平滑化したビデオ信号の明るさレベルを出力する構成とする。

【0035】

調光制御部 21 は、ビデオ信号明るさ測定部 20 が出力する明るさの測定値と、デフォルトの又は照明操作パネル 17 の操作によって更新された撮影映像の明るさの制御目標値とを比較して、当該測定値が当該制御目標値に近づいて収束するように制御値を算出し PWM 変調部 22 に出力する。PWM 変調部 22 は、調光制御部 21 から与えられる制御値に基づき PWM 信号のパルス幅を制御する。LED ドライバ部 23 は、PWM 変調部 22 により変調された PWM 信号に従った駆動電流を生成し照明用 LED 19 に供給する。

40

内視鏡の電子カメラによって生成され入力インターフェースに入力されるビデオ信号に基づき、照明用 LED の発光を制御することで、照明点灯時には内視鏡の電子カメラの特性によらず内視鏡による撮影にとって良好な発光を実現することができる。従って、汎用の内視鏡に本実施形態のプローブシステムを組み合わせることにより、良好に観察や測定を行うことが可能となる。

【0036】

(フリッカー防止機能)

PWM 方式で照明用 LED を制御して撮影を行うと、撮影された映像にフリッカーノイズが生じるおそれがある。ここでは、これを防止する制御につき説明する。

フリッカーが生じるのは、内視鏡電子カメラの露光期間と照明の発光期間とが同期して

50

おらず、カメラが光を取り込む時に照明が明るかったり暗かったりするためである。内視鏡電子カメラの露光期間はビデオ信号を分析することで特定できる。照明の発光期間はPWM信号のパルスに対応する。そこで、照明制御ユニット18は、フリッカーを防止するために以下の制御を行う。

まず、図4に示すビデオ同期分離回路24が、ビデオ信号から同期信号を分離し、垂直同期信号Vsyncの位相を検出して位相調整部25に出力する。

図7に示すように、ビデオ信号には、垂直同期信号Vsyncと水平同期信号Hsyncとが含まれている。垂直同期信号Vsyncからその次の垂直同期信号Vsyncまでが1画像フレーム分のビデオ信号が送出される1周期に相当する。

図7A及び図7Bに示すように、垂直同期信号Vsyncの位相を基準に、PWM信号のパルスの位相を調整することで、内視鏡電子カメラの露光期間と照明の発光期間とを同期させフリッカーを防ぐことができる。

そのため、位相調整部25は、ビデオ同期分離回路24が出力する垂直同期信号Vsyncの位相に基準に、シフト量dだけシフトした位相をPWM変調部22に出力する。

PWM変調部22は、位相調整部25から入力された位相にパルスがあるようにPWM信号を変調する。シフト量dは、入力装置10を介した操作入力により増減調整が可能である。フリッカーを防止するためのシフト量dは組み合わせる内視鏡電子カメラによって異なるから、使用に際して調整する。なお、フリッカーを防止するために、PWM信号の周期を短くすることも考えられるが、パワーLEDドライバの立ち上がり時間を十分に速くできない場合も想定されるため、本実施形態のように位相のシフトを行うことが好ましい。

【0037】

次に、上述した「自動ON/OFF機能」の有効性を理解するために図8及び図9を参照してプローブを利用した測定手順を説明する。

プローブに照明が無い場合は、図8に示すフローが想定される。

まず、ユーザーが内視鏡プロセッサを操作して内視鏡照明を点灯する（ステップH0）。そして、ユーザーが内視鏡チャンネルを経由してプローブを人体内へ挿入する（ステップH1）。

次に、ユーザーが内視鏡を動かし、測定対象部位へプローブを持っていく（ステップH2）。

次に、ユーザーが内視鏡プロセッサを操作し、内視鏡に設けられた照明を消灯する（ステップH3）。

次に、ユーザーが内視鏡に設けられた照明が完全に消灯したか確認する（ステップH4）。完全に消灯していないとプローブによる測定時に外乱となるためである。

次に、ユーザーがプローブシステムの入力装置に設定される測定開始ボタンを押す（ステップH5）。

これを受けプローブシステムがプローブによる測定を実行する（ステップH6）。

次に、ユーザーが内視鏡プロセッサを操作し、内視鏡に設けられた照明を点灯する（ステップH7）。

次に、ユーザーが内視鏡に設けられた照明の完全な点灯を確認する（ステップH8）。ステップH2に戻って内視鏡を安全に動かすための視野を確保するためである。

ステップH2からH8で一つの測定ルーチンが構成される。必要な箇所の測定が終了するまでこの測定ルーチンを繰り返し、すべての測定ルーチンが終了したら、ステップH9へ移行し、ユーザーがプローブを人体内から取り出す。

【0038】

以上のフローであると、ステップH3、H4、H7、H8がユーザーの操作や確認に係るため、ユーザーにとっては煩雑であり、これらのステップの分だけ一測定ルーチンの時間が長くなってしまう。

上述した本実施形態のプローブシステムにあっては、キセノンランプ等に比較して応答性の良好な固体発光素子が照明用光源として適用され、この照明の「自動ON/OFF機

10

20

30

40

50

能」が設けられているので、図9に示すフローのように一測定ルーチンの時間を大幅に短縮することができる。また、照明の消灯によって内視鏡映像がブラックアウトする時間も短くなり内視鏡の誤操作による事故も回避しやすくなる。さらに、点灯・消灯が繰り返されるのは、プローブシステム側の照明であるので、内視鏡に備わる照明の寿命低下も回避される。

【0039】

本プローブシステムの場合は、図9に示すフローが実行される。

まず、ユーザーが内視鏡プロセッサを操作して内視鏡照明を点灯する（ステップS0）。そして、ユーザーが内視鏡チャンネルを経由してプローブ30を人体内へ挿入する（ステップS1）。 10

次に、ユーザーがベースユニット1の照明操作パネル17を操作し、プローブ30に設けられた照明を点灯する（ステップS2）。

次に、ユーザーが内視鏡プロセッサを操作し、内視鏡に設けられた照明を消灯する（ステップS3）。

次に、ユーザーが内視鏡を動かし、測定対象部位へプローブ30を持っていく（ステップS4）。

次に、ユーザーがプローブシステムの入力装置10に設定される測定開始ボタンを押す（ステップS5）。

これを受け本プローブシステムがプローブ30に設けられた照明の消灯、プローブによる測定、同照明の点灯までを自動的に実行する（ステップS6～S8）。 20

ステップS4からS8で一つの測定ルーチンが構成される。必要な箇所の測定が終了するまでこの測定ルーチンを繰り返し、すべての測定ルーチンが終了したら、ステップS9へ移行する。

すなわち、ユーザーが内視鏡プロセッサを操作し、内視鏡に設けられた照明を点灯する（ステップS9）。

次に、ユーザーがベースユニット1の照明操作パネル17を操作し、プローブ30に設けられた照明を消灯する（ステップS10）。

次に、ユーザーがプローブ30を人体内から取り出す（ステップS11）。

【0040】

以上の図9を参照して説明した本実施形態のプローブシステムを使用したフローによれば、図8のステップH3、H4、H7、H8に相当するユーザーの操作や確認に係るステップが無い。したがって、ユーザーは、プローブを動かすこと（ステップS4）と、測定開始ボタンの押下（ステップS5）を必要回数繰り返すだけでよく、測定ルーチン中に照明を操作することが無いので、ユーザーの煩雑さは軽減され、一測定ルーチンの時間を短縮化し、効率よく測定を行うことができる。 30

【0041】

〔第2実施形態〕

次に、第2実施形態につき図10及び図11を参照して説明する。

上記第1実施形態においては、ビデオ信号明るさ測定部20の構成例として、撮影映像の明るさを画面全体の平均値として算出する場合を挙げたが、画面中の特定箇所の明るさを算出する構成例を第2実施形態として説明する。 40

【0042】

図10に示すように例として、画面中のR1～R5の5点をそれぞれ中心とする局所エリアの明るさを算出する場合を取り上げる。

この場合の照明制御ユニット18Aの構成が図11に示される。

本実施形態の照明制御ユニット18Aにあっては、ビデオ信号明るさ測定部40が図11に示すように構成される。その他の構成は第1実施形態と共通である。なお、図11において位相調整部25の図示を省略するが、第1実施形態と同様に構成される。

【0043】

図11に示すように、ビデオ信号明るさ測定部40は、平滑回路（但し時定数が低めに 50

設定される) 4 1 と、サンプルホールド部 4 2 と、タイマー 4 3 と、カウント値メモリ領域 4 4 とを備える。

平滑回路 4 1 は、点 R 1 ~ R 5 をそれぞれ中心とした領域等の局所エリアの明るさが反映される程度に短い時定数で平滑化处理を行う。平滑回路 4 1 が出力する明るさレベルをサンプルホールド部 4 2 が保持して、調光制御部 2 1 に出力する。

一方、タイマー 4 3 がビデオ同期分離回路 2 4 から出力される垂直同期信号 V sync の位相を起点に時間をカウントする。

カウント値メモリ領域 4 4 に、点 R 1 ~ R 5 をそれぞれに対応したカウント値が設定されている。タイマー 4 3 が各点に対応したカウント値のカウントアップ時にサンプルホールド部 4 2 を更新する。

10

点 R 1 ~ R 5 の明るさ測定は、1 画像フレーム中に行う必要は無く、1 画像フレーム中に 1 点ずつ順次実行する測定動作で足りる。

調光制御部 2 1 は、点 R 1 ~ R 5 の明るさに、予め設定されている重み付けをし、照明光の調光制御を実行する。

【0044】

撮影映像の明るさを画面全体の平均値として算出する場合は、画面中の明暗が一様でなく明暗のムラがあるときには、観察者が見たい部分の調光が良好とならないおそれがある。本実施形態によれば、画面中央などの観察者が見たい部分を予め優先的に重み付けしておくことによって、観察者の注目部分の明るさを良好に調光することができる。このように、観察に適するように照明を制御することで、本実施形態のように、内視鏡自身に設けられるのとは別の照明を用いて照明する構成であっても、十分良好に観察を行うことができる。

20

【0045】

〔第3実施形態〕

次に、第3実施形態につき図12及び図13を参照して説明する。

上記第1実施形態においては、プローブ30内に照明光導光用光ファイバー34を設けることで照明手段を構成したが、本実施形態にあっては、照明用LEDをプローブ先端部に配置することで照明手段を構成する。

図12に示すように本実施形態におけるプローブ50にあっては、上記第1実施形態における照明光導光用光ファイバー34は排され、電気配線51及び照明用LED52が配置される。照明用LED52がプローブ50の先端部に配置され、照明用LED52にPWM駆動電流を供給する電気配線51の一端が接続される。電気配線51の他端は、図13に示す照明制御ユニット18に接続される。図13に示すように、本実施形態におけるベースユニット1Aには、照明用LEDは配置されておらず、照明制御ユニット18がプローブ接続部15、コネクタ部53、電気配線51を介してプローブ50先端部に配置された照明用LED52に接続される。

30

図示しないが、照明用LED52の発光部にレンズ、拡散部材等の照明範囲を良好にするための光学部材を配置してもよいことは勿論である。

その他は上記第1実施形態や第2実施形態と共通の構成で実施される。

【0046】

本実施形態によっても、プローブシステムに照明手段を設けることができ、その調光制御、ON/OFF制御を上記第1の実施形態と同様に行うことができ、同様の効果を得ることができる。

40

〔その他の実施形態〕

上述した実施形態においては、プローブ照明を点灯させた後に内視鏡照明を消灯しているが、測定に支障がなければ内視鏡照明の強度を下げて完全に消灯しないようにしてもよい。また、上述した実施形態においては、測定対象物から放射される蛍光を受光する例について示したが、これに限るものではなく、照射光に起因して生じる散乱光またはラマン散乱光を受光するようにしてもよい。

【産業上の利用可能性】

50

【0047】

本発明に係るプローブシステム及びその使用方法は、内視鏡による検査を行う医療分野において利用可能性がある。

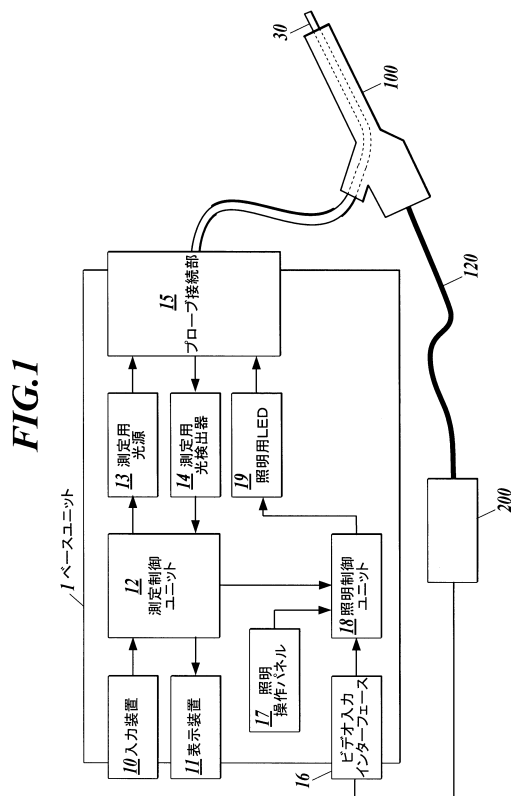
【符号の説明】

【0048】

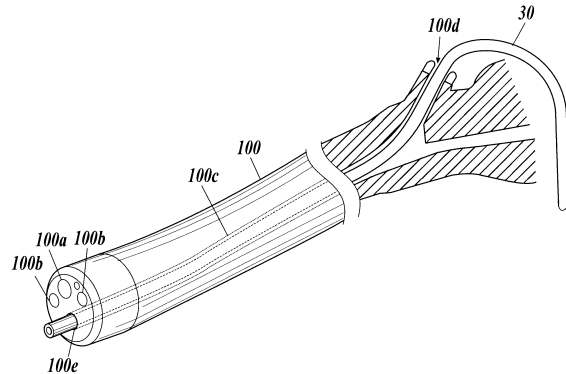
- 1 ベースユニット
- 2 生体組織
- 30 プローブ
- 31 投光用光ファイバー
- 32 受光用光ファイバー
- 34 照明光導光用光ファイバー
- 36 コネクタ部
- 51 電気配線
- 53 コネクタ部
- A PWM信号
- B 測定時消灯指令信号
- T1 測定期間
- Vsync 垂直同期信号

10

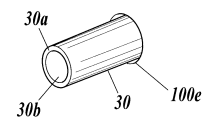
【図1】



【図2A】

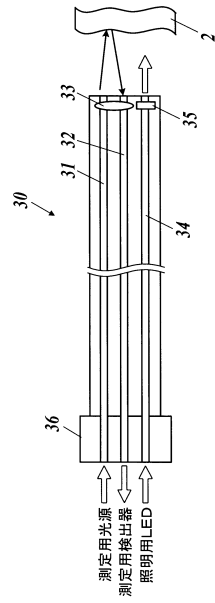
FIG.2A

【図2B】

FIG.2B

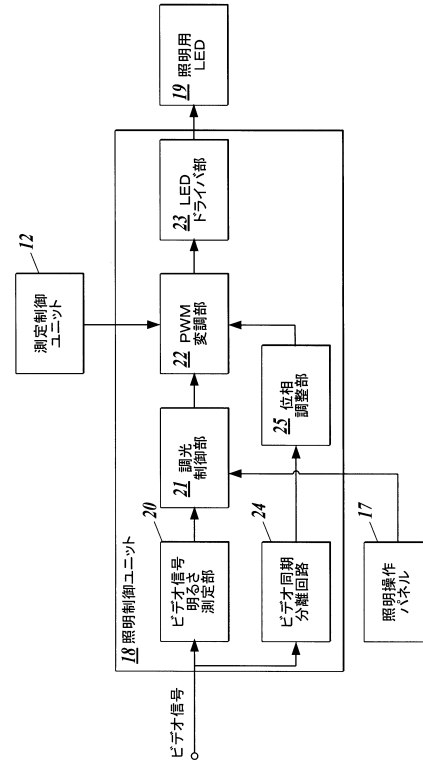
【図 3】

FIG.3



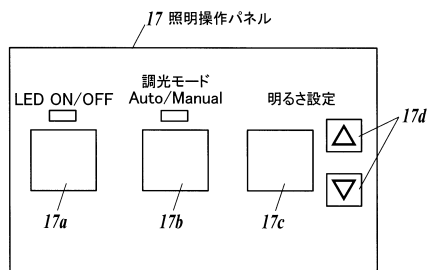
【図 4】

FIG.4



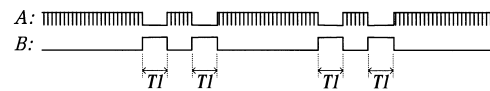
【図 5】

FIG.5

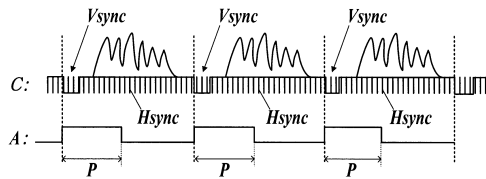


【図 6】

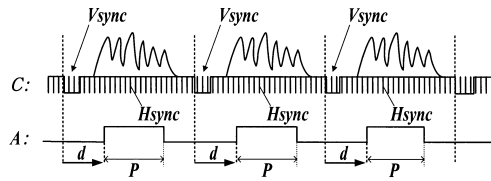
FIG.6



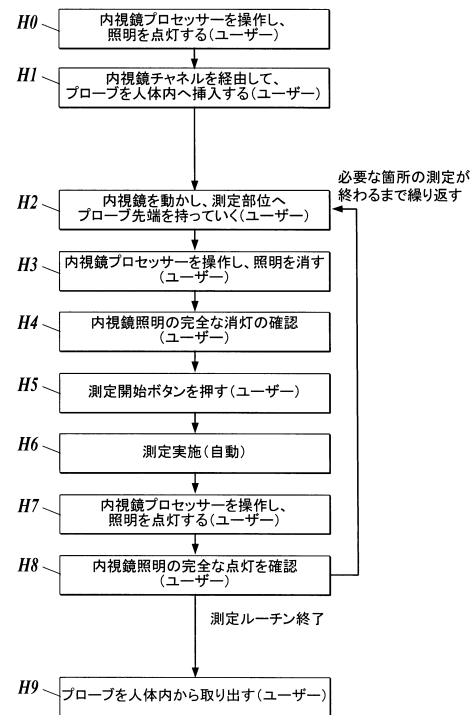
【図 7 A】

FIG.7A

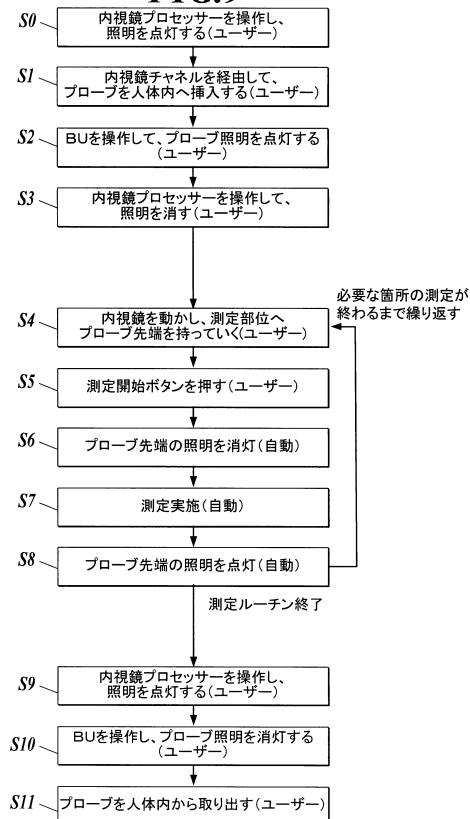
【図 7 B】

FIG.7B

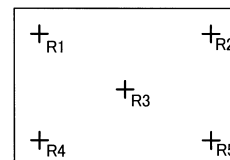
【図 8】

FIG.8

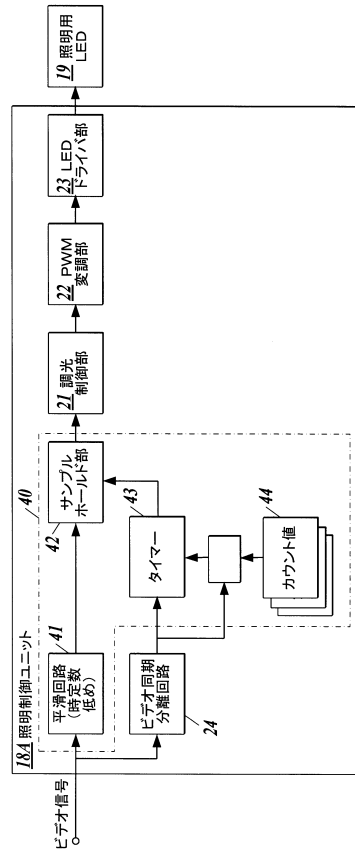
【図 9】

FIG.9

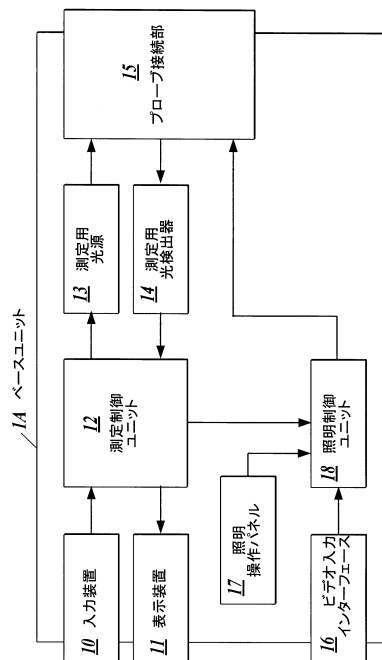
【図 10】

FIG.10

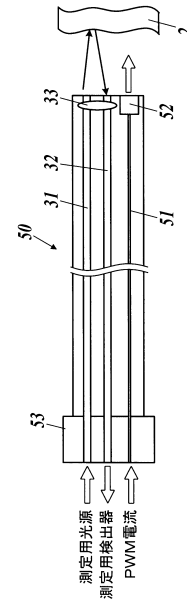
【図 1 1】



【図 13】



【図 1 2】



フロントページの続き

審査官 伊藤 昭治

- (56)参考文献 特開 2003-325434 (JP, A)
特開 2010-145474 (JP, A)
特開 2007-090044 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 1/00 - 1/32
G 02 B 23/24 - 23/26

专利名称(译)	探针系统		
公开(公告)号	JP5987826B2	公开(公告)日	2016-09-07
申请号	JP2013517962	申请日	2012-05-18
[标]申请(专利权)人(译)	柯尼卡株式会社		
申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达有限公司		
[标]发明人	国本晃 中島雅章 新勇一		
发明人	国本 晃 中島 雅章 新 勇一		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/06 A61B1/04 G02B23/26		
CPC分类号	A61B1/018 A61B1/00039 A61B1/043 A61B1/05 A61B1/0684		
FI分类号	A61B1/00.300.B A61B1/00.334.D A61B1/06.A A61B1/04.370 G02B23/26.B		
审查员(译)	伊藤商事		
优先权	2011125009 2011-06-03 JP		
其他公开文献	JPWO2012165172A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

探针通过施加在通过所述探针与所述身体成像进行测量，同时消除了操作的复杂被插入到内窥镜通道，变成短照明熄灭时间由探针测量中，在照明光的时间以实现良好的照明光发射而不管所述内窥镜的。 探头30上设置有照明装置，用于与内窥镜，基本单元1中，输入端和用于控制照明装置的光发射，由内窥镜拍摄的图像的视频信号上的照明控制单元18拍摄被提供，所述固态发光元件（照明LED 19）被施加作为照明装置的光源，所述照明控制单元，基于经由所述输入接口输入的视频信号，所述发光固态光发射器的输入接口16（对照脉冲宽度和相位由PWM控制）。测定控制部12，熄灭点亮中的装置在测量开始由探针，进行点亮的照明装置在测量结束的控制。

