

(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2008-48905

(P2008-48905A)

(43) 公開日 平成20年3月6日(2008.3.6)

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

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 21 頁)

(21) 出願番号	特願2006-228191 (P2006-228191)	(71) 出願人	304050923
(22) 出願日	平成18年8月24日 (2006.8.24)		オリンパスメディカルシステムズ株式会社
			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	仁井田 巧一
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
			リンパスメディカルシステムズ株式会社内
		Fターム(参考)	2H040 BA09 BA11 CA03 CA06 FA12
			GA02
			4C061 AA00 BB01 CC06 DD00 FF40
			LL02 NN01 QQ02 QQ06 QQ07
			QQ09 RR02 RR06 RR22

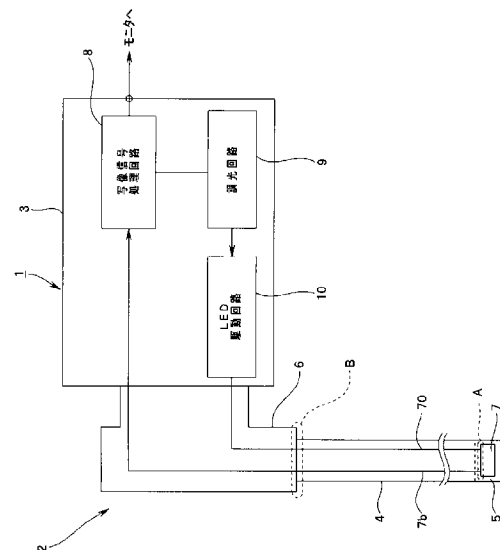
(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】内視鏡の観察視野全体の中の一部に局部的に明暗がある内視鏡観察像の場合でも照明手段毎に適切な調光を行う共に、モニタ画面全体が見やすい明るさとなるように調光すること。

【解決手段】本発明の内視鏡装置1は、CCD12と、このCCD12の撮像視野範囲を照明する複数のLED11a~11dと、CCD12により取得した映像信号から複数の各LED11a~11dの照明領域における明るさをそれぞれ検出し、この検出結果に基づき前記各LED11a~11d毎に調光する調光回路9と、を具備し、前記LED11a~11dは、CCD12に対して、前記調光回路9の領域調光部17により複数のLED11a~11dの照明領域における明るさを検出する際の各LED11a~11dの照明領域(分割画面16a~16d)に対応する位置に設けられている。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

撮像手段と、

前記撮像手段の撮像視野範囲を照明する複数の照明手段と、

前記撮像手段により取得した映像信号から前記複数の各照明手段の照明領域における明るさをそれぞれ検出し、この検出結果に基づき前記各照明手段毎に調光する調光制御部と、
を具備し、

前記複数の照明手段は、前記撮像手段に対して、前記調光制御部により前記複数の各照明手段の照明領域における明るさを検出する際の前記各照明手段の照明領域に対応する位置に設けたことを特徴とする内視鏡装置。

10

【請求項 2】

前記複数の照明手段は、前記撮像手段を中心として前記撮像手段の周囲に配置するように設けたことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 3】

前記調光制御部は、

前記複数の照明手段の調光後に取得した前記映像信号に基づく観察画像の画面全体の明るさが一定値となるように調光制御することを特徴とする請求項 1、又は請求項 2 に記載の内視鏡装置。

【請求項 4】

前記撮像手段は固体撮像素子であり、

20

前記照明手段は L E Dであることを特徴とする請求項 1 から請求項 3 のいずれか 1 つに記載の内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、体腔内に挿入される内視鏡挿入部の先端部に照明手段が組み込まれた内視鏡装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

一般に、内視鏡装置には従来から内視鏡とは別体の光源装置が設けられていることが多い。さらに、内視鏡の内部には例えば、光ファイバ等のライトガイドが配設されている。そして、このライトガイドの基端部が光源装置に連結され、光源装置からの照明光をライトガイドを通して内視鏡挿入部の先端部まで導光し、ライトガイドの先端部から内視鏡の外部に照射させることにより、内視鏡の観察方向の視野を照らすようになっている。

30

【0003】

このような内視鏡装置では、光源装置からの照明光がライトガイドの先端部まで導光される際の光路の長さが長いので、光源装置からの照明光がライトガイドの先端部まで導光される光路の途中での光量ロスが発生するとともに、光源装置内で発生する熱の放熱対策が必要である。

【0004】

40

そこで、最近では、このような事情に鑑みて照明光のロスがなく、光源装置内での放熱対策も軽減するために、内視鏡挿入部の先端部に例えば、L E D等の照明手段が組み込まれた内視鏡装置に関する提案が数多くなされている。

【0005】

例えば、特許文献 1 には、内視鏡挿入部の先端部の観察窓近傍に設けられた 9 つの L E Dとこれらの 9 つの L E Dの光量を調節する自動調光回路とを有し、この自動調光回路によって、モニタ画面が 9 つの L E Dと同数に分割された各分割画面の輝度信号から明るさをそれぞれ検知し、これらの検知結果に基づいて 9 つの L E Dの光量をそれぞれ個別に調整するように L E D駆動回路を制御する内視鏡装置に関する技術が開示されている。

【0006】

50

また、例えば、特許文献 2 には、内視鏡挿入部の先端部の観察窓の周囲に、複数の LED 等の光源、及び光検知装置を配設して、この光検知装置により検知された光量に基づいて複数の光源の光量、及び照射時間等を制御するカプセル型の生体内撮像器に関する技術が開示されている。

【特許文献 1】特開平 1 1 - 2 2 5 9 5 2 号広報

【特許文献 2】特開 2 0 0 5 - 2 8 8 1 9 1 号広報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかしながら、前記したように LED 等の照明手段が先端部に組み込まれた内視鏡装置では、LED から照射される照明光の光量を調節する場合には、全ての LED に供給する電源電圧値を同時に変換し、複数の LED 全体で光量調節するようにしている。そのため、内視鏡の観察視野全体の照明光の光量を同時に調節することしかできないので、内視鏡の観察視野全体の中の一部に局部的に明暗がある内視鏡観察像の場合には適切な調光が出来ない場合がある。

10

【0008】

また、特許文献 1 により開示された内視鏡装置では、9 つの LED が先端面の撮像手段の一方向側に配置されているため被写体に対する光量のバランスが悪く、また、9 つの LED と同数に分割されたモニタ画面の各分割画面は、必ずしも撮像手段により撮像する被写体領域の位置関係とは一致してはいない。このため、結果として内視鏡の観察視野全体の中の一部に局部的に明暗がある内視鏡観察像の場合には、前記同様に適切な調光が出来ない場合がある。

20

【0009】

さらに、特許文献 2 により開示された生体内撮像器では、光検出装置が観察窓の近傍の周囲に配置された構成であるが、この光検出装置による被写体に対する光量の検知位置は、前記同様に必ずしも撮像手段により撮像する被写体領域の位置関係とは関係なく、前記現象を解決するには至っていない。また、光検出装置により検知された光量に基づいて複数の光源の光量を制御した後に、モニタ画面全体を術者が見やすい明るさとなるように調光制御する調光方法、及び手段については何等述べられてはおらず、複数の光源の光量を制御した後に、モニタ画面全体を術者が見やすい明るさとなるように調光制御することも望まれている。

30

【0010】

そこで、本発明は前記事情に鑑みてなされたもので、内視鏡の観察視野全体の中の一部に局部的に明暗がある内視鏡観察像の場合でも照明手段毎に適切な調光を行う共に、モニタ画面全体が見やすい明るさとなるように調光することのできる内視鏡装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0011】

本発明の内視鏡装置は、前記撮像手段の撮像視野範囲を照明する複数の照明手段と、前記撮像手段により取得した映像信号から前記複数の各照明手段の照明領域における明るさをそれぞれ検出し、この検出結果に基づき前記各照明手段毎に調光する調光制御部と、を具備し、前記複数の照明手段は、前記撮像手段に対して、前記調光制御部により前記複数の各照明手段の照明領域における明るさを検出する際の前記各照明手段の照明領域に対応する位置に設けたことを特徴とする。

40

【発明の効果】

【0012】

本発明によれば、内視鏡の観察視野全体の中の一部に局部的に明暗がある内視鏡観察像の場合でも照明手段毎に適切な調光を行う共に、モニタ画面全体が見やすい明るさとなるように調光することのできる内視鏡装置を提供することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

50

【 0 0 1 3 】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

【 0 0 1 4 】

(実施例 1)

図 1 から図 1 3 は本発明の実施例 1 に係り、図 1 は実施例 1 に係る内視鏡装置のシステム全体の概略構成を示す構成図、図 2 は図 1 の内視鏡挿入部の先端部の概略構成を示す構成図、図 3 は図 2 の先端部の先端面における観察窓、及び複数の L E D の配置構成を示す斜視図、図 4 は図 3 の撮像手段、及び複数の L E D の配置位置に対応するモニタ画面の分割領域を示す構成図、図 5 は図 1 の調光回路の具体的な構成を示すブロック図、図 6 は図 5 の領域調光部の具体的な構成を示すブロック図、図 7 は図 5 の画面明るさ制御部の具体的な構成を示すブロック図、図 8 は図 1 に示す内視鏡装置全体の電氣的な回路構成を示す構成図、図 9 から図 1 3 は実施例 1 の作用を説明するためのもので、図 9 は各種調光信号、及び処理内容を説明する説明図、図 1 0 は従来の調光状態を示す説明図、図 1 1 は図 1 0 に示す調光によって表示されたモニタ画面の表示例を示し、図 1 2 は実施例 1 による調光状態を示す説明図、図 1 3 は図 1 1 に示す調光によって表示されたモニタ画面の表示例をそれぞれ示している。

10

【 0 0 1 5 】

図 1 に示すように、実施例 1 の内視鏡装置 1 は、内視鏡 2 と、ビデオプロセッサである C C U (カメラコントロールユニット) 3 と、を有している。

20

内視鏡 2 には、体腔内に挿入される挿入部 4 と、この挿入部 4 の基端部に連結された手元側端部 6 とが設けられている。さらに、挿入部 4 の先端部 5 には、照明手段 1 1、及び撮像手段 1 2 を有する撮像ユニット 7 が設けられている。尚、手元側端部 6、又は C C U 3 は、操作部として構成される。

【 0 0 1 6 】

ここで、撮像ユニット 7、及び先端部 5 の構成を説明する。

撮像ユニット 7 は、図 2 に示すように、照明光を発生させる照明手段 1 1 である複数、例えば 4 個の L E D (白色 L E D であり、半導体発光素子) 1 1 a ~ 1 1 d と、観察用の撮像手段 1 2 である C C D (固体撮像素子) 1 2 と、この C C D 1 2 を駆動させるための C C D ドライバ 1 3 とを有している。尚、C C D ドライバ 1 3 は、後述する C C U 3 内に設けて構成しても良い。

30

【 0 0 1 7 】

4 個の L E D 1 1 a ~ 1 1 d は、それぞれ接続線 7 a を介して図 1 に示す L E D 駆動回路 1 0 に電氣的に接続されている。また、C C D 1 2 の前面には、図示しない対物光学系が配設されており、この対物光学系を覆うように観察窓 1 4 が先端部 5 の先端面 5 A に配設されている (図 3 参照)。さらに、C C D ドライバ 1 3 は、接続線 7 b を介して図 1 に示す映像信号処理回路 8 に電氣的に接続されている。

【 0 0 1 8 】

本実施例では、4 個の L E D 1 1 a ~ 1 1 d は、図 3 に示すように、C C D 1 2 の前面に配設された観察窓 1 4 の周囲、例えば、観察窓 1 4 が中心となる先端面 5 A 内に形成される長方形の 4 角に対応する 4 力所に配設されている。この場合、4 個の L E D 1 1 a ~ 1 1 d と C C D 1 2 との位置関係は、後述する 4 個の照明領域の明るさをそれぞれ検出する明るさ検出領域に対応している。

40

【 0 0 1 9 】

つまり、C C D 1 2 より撮像された観察像、すなわち、図 4 に示すモニタ 1 5 の画面 1 6 を 4 個の L E D 1 1 a ~ 1 1 d と同数の 4 画面に分割し、分割された各画面 1 6 a ~ 1 6 d に対応するように映像信号を用いてマスキング処理された各画面 1 6 a ~ 1 6 d の輝度信号から明るさが検出される。したがって、各画面 1 6 a ~ 1 6 d が 4 個の L E D 1 1 a ~ 1 1 d に対応する明るさ検出領域となる。

【 0 0 2 0 】

この場合、例えば、図 3、及び 4 に示すように、1 個目の L E D 1 1 a (先端面 5 A の

50

左上)の照明領域はモニタ画面16の第1画面16a(モニタ画面16の右上)に対応し、2個目のLED11b(先端面5Aの左下)の照明領域はモニタ画面16の第2画面16b(モニタ画面の右下)に対応している。また、3個目のLED11c(先端面5Aの右下)の照明領域はモニタ画面16の第3画面16c(モニタ画面16の左下)に対応し、4個目のLED11d(先端面5Aの右上)の照明領域はモニタ画面16の第4画面16d(モニタ画面の左上)に対応している。

【0021】

尚、本実施例では、照明手段11として、4個のLED11a~11dを設けたが、これに限定されるものではなく、4個以上のLED11を設けて構成しても良い。但し、設けた4個以上のLED11とCCD12との配置関係は、前記同様に4個以上の複数のLEDと同数に設けられた各照明領域(検出領域)の各画面16a~16nに対応したものとなる。

10

【0022】

また、図1に示すように、内視鏡2の手元側端部6は、CCU3のスコープ連結部に着脱可能に連結されている。

このCCU3は、撮像ユニット7内のCCDドライバ13、及びCCD12の出力側に接続線7bを介してそれぞれ電氣的に接続された映像信号処理回路8と、この映像信号処理回路8からの映像信号が供給され、この映像信号に基づき照明手段11の光量値を設定する調光制御部としての調光回路9と、撮像ユニット7内の各LED11a~11dに電氣的に接続され、調光回路9からの調光信号に基づき各LED11a~11dを駆動させるLED駆動回路10と、を有している。

20

【0023】

尚、接続線7bは、図示はしないが映像信号処理回路8からの駆動信号がCCDドライバ13に供給するための入力側接続線と、CCD12からの出力信号を映像信号処理回路8に出力するための出力側接続線とで構成されている。

【0024】

映像信号処理回路8には、出力端子3aを介して図4に示すモニタ15が電氣的に接続されている。そして、内視鏡2の使用時にはCCDドライバ13によってCCD12が駆動される。このとき、内視鏡2の観察像はCCD12で電気信号に変換された状態で出力される。さらに、このCCD12からの出力信号は映像信号処理回路8に入力されて映像信号化された後、この映像信号処理回路8からの映像信号出力が出力端子3aを介してモニタ15に入力され、モニタ15の画面16に内視鏡2の観察像が表示されるようになっている。

30

【0025】

また、調光回路9には、映像信号処理回路8、及びLED駆動回路10がそれぞれ電氣的に接続されている。そして、映像信号処理回路8からの映像信号出力の一部は調光回路9に入力され、調光回路9によってこの映像信号処理回路8からの出力映像信号に基づき照明手段11の光量値が設定され、この設定された光量値に基づく各種調光信号がLED駆動回路10に出力される。

LED駆動回路10には、図示はしないが、照明手段11の4個の各LED11a~11dへ供給する点灯時間を制御する定電流パルス幅変調回路を有し、LED11a~11dの光量をそれぞれ個別に調節する個別光量調節手段が内蔵されている。このため、LED駆動回路10は、供給された各種調光信号に基づき、定電流パルス幅変調手段、及び個別光量調節手段を用いて4個のLED11a~11dの光量をそれぞれ個別に調節するようになっている。

40

【0026】

次に、図1に示すCCU3内の調光回路9の具体的な構成について、図5から図8を参照しながら説明する。

図5に示すように、調光制御部を構成する調光回路9は、映像信号処理回路8からの映像信号が入力端子3aを介して入力される領域調光部17と、この領域調光部17により

50

生成された各種調光信号が供給される全画面明るさ制御部 18 と、を有している。

【0027】

領域調光部 17 は、入力された映像信号に基づく観察像、すなわち、図 4 に示すモニタ 15 の画面 16 を 4 個の LED 11a ~ 11d と同数の 4 画面の照射領域に分割し、入力映像信号からこの分割された各画面 16a ~ 16d の各照射領域に対応する画面 16a ~ 16d の輝度信号から明るさを検出し、検出結果に基づき各光量を補正して領域 1 ~ 領域 4 用調光信号を生成して全画面明るさ制御部 18 に供給する。

【0028】

具体的には、領域調光部 17 には、図 6 に示すように、映像信号が入力端子 17a を介して供給され、各 LED 11a ~ 11d に対応した領域 1 ~ 領域 4 マスク部 19a ~ 19d と、これら領域 1 ~ 領域 4 マスク部 19a ~ 19d の出力信号が供給される第 1 ~ 第 4 調光回路部 20a ~ 20d とが設けられている。

10

【0029】

領域 1 ~ 領域 4 マスク部 19a ~ 19d は、入力映像信号から、各 LED 11a ~ 11d の照射領域に対応する各画面 16a ~ 16d の輝度信号から明るさを検出し、検出結果を後段の第 1 ~ 第 4 調光回路部 20a ~ 20d にそれぞれ供給する。

【0030】

この場合、領域 1 マスク部 19a は、入力映像信号から、図 4 中に示す画面 16a の LED 11a の照射領域に対応する輝度信号から明るさを検出し、領域 2 マスク部 19b は、入力映像信号から、図 4 中に示す画面 16b の LED 11b の照射領域に対応する輝度信号から明るさを検出する。また、領域 3 マスク部 19c は、入力映像信号から、図 4 中に示す画面 16c の LED 11c の照射領域に対応する輝度信号から明るさを検出し、領域 4 マスク部 19d は、入力映像信号から、図 4 中に示す画面 16d の LED 11d の照射領域に対応する輝度信号から明るさを検出するようになっている。

20

【0031】

第 1 ~ 第 4 調光回路部 20a ~ 20d は、供給された各検出結果と予め設定された基準値（閾値であり自在に変更可能である）とでそれぞれ比較を行い、適正な光量となるように補正することにより、各 LED 11a ~ 11d に対応した領域 1 用 ~ 領域 4 用調光信号を生成し、各出力端子 21a ~ 21d を介して、図 5 に示す全画面明るさ制御部 18 へとそれぞれ供給する。

30

【0032】

このことにより、図 5 に示す領域調光部 17 によって、各 LED 11a ~ 11d の各照射領域における明るさがそれぞれ検出され、さらに、各検出結果が基準値と比較され、適正な光量となるように補正された領域 1 ~ 領域 4 用調光信号を得ることができる。

【0033】

よって、この得られた領域 1 ~ 領域 4 用調光信号に基づいて各 LED 11a ~ 11d を駆動すれば、内視鏡 2 の観察視野全体の中の一部に局部的に明暗がある内視鏡観察像の場合でも適正な調光が可能となる。

【0034】

ところで、このように各 LED 11a ~ 11d を個別に最適な調光を行ったとしても、モニタ 15 の画面 16 全体の明るさが見やすい明るさとなるようにすることが望ましい。

40

【0035】

そこで、本実施例では、前記したように各 LED 11a ~ 11d を個別に最適な調光を行った場合に、図 7、及び図 8 に示す全画面明るさ制御部 18 によってモニタ 15 の画面 16 全体の明るさが、例えば暗いときには明るく、又は明るいときには暗くするように見やすい明るさとなるように制御可能である。

【0036】

つまり、前記調光制御部を構成する全画面明るさ制御部 18 は、複数の各 LED 11a ~ 11d の調光後に取得した映像信号に基づく観察画像の画面 16 全体の明るさが一定値となるように調光制御することが可能である。

50

【0037】

具体的には、全画面明るさ制御部18は、図7に示すように、図6に示す領域調光部17からの各領域1用～領域4用調光信号が供給される入力端子22a～22dと、これらの入力端は22a～22dからの各領域1用～領域4用調光信号をそれぞれ加算する加算器23と、この加算器23からの出力信号を入力して係数演算処理を施して係数を出力する係数演算部24と、前記入力端子22a～22dからの各領域1用～領域4用調光信号に対して係数演算部24からの係数を乗算することによりそれぞれの信号レベルを増幅させるための乗算器25a～25dと、これら乗算器25a～25dからの出力信号をそれぞれ後段のLED駆動回路10に出力するための出力端子26a～26dとを有している。

10

【0038】

また、全画面明るさ制御部18の具体的な構成例が図8に示されている。

図8に示すように、全画面明るさ制御部18には、前記加算器23としての第1～第3加算器23a～23cと、前記係数演算部24としての比較器24Aと、例えば、基準時間などの基準値を発生して前記比較器24Aに一方の入力端に出力する基準値発生部25と、前記比較器24Aからの比較結果に基づき信号レベルを増幅する前記乗算器25a～25dとを有している。

【0039】

前記比較器24の他方の入力端には、前記第1～第3加算器23a～23cによって加算された加算結果が供給される。そして、比較器24は、この加算結果と例えば基準時間等の基準値とを比較し、比較結果、例えば加算結果が基準時間の2倍であるとすれば1/2である比較結果を係数として前記乗算器25a～25dに供給するようになっている。

20

【0040】

尚、図8に示す構成例では、前記各乗算器25a～25dからの出力信号である各領域1～領域4用調光信号は、LED駆動回路10を構成する各LED11a～11dに応じたLED1～LED4駆動回路10a～10dに供給される。

【0041】

そして、各LED1～LED4駆動回路10a～10dは、供給された各領域1～領域4用調光信号にそれぞれ基づく正な光量となるように補正された領域1～領域4用調光信号を得ることができる。よって、この得られた領域1～領域4用調光信号に基づいて各LED11a～11dを駆動すれば、内視鏡2の観察視野全体の中の一部に局部的に明暗がある内視鏡観察像の場合でも適正な調光が可能となる。

30

【0042】

尚、図8に示すLED1調光マスク部20Aは、図6に示す領域1マスク部19aと第1調光回路部20aとを有して構成される。また、以降のLED2調光マスク部20BからLED4調光マスク部20Dについても同様にLED11b～11dに対応する図6に示す領域2～領域4マスク部19b～19dと第2～第4調光回路部20b～20dとをそれぞれ有して構成される。

【0043】

ここで、具体的な全画面明るさ制御部18による制御例を図9を参照しながら説明する。

40

【0044】

例えば、図9中のAからDに示すように、全画面明るさ制御部18に供給される領域1用～領域4用調光信号が、本実施例の調光回路9内の領域調光部17によって、入力映像信号を用いて各LED11a～11dの照明領域(図4中に示す各画面16a～16d)に応じて適正な光量となるように補正された領域1～領域4用調光信号であるものとする。

【0045】

尚、通常、調光回路9による光量補正処理は、図9中のAからDに示すように、各種調光信号において、1フレーム中のパルス幅P1を調整することによって、対応するLEDの光量の調節が可能である。

50

【0046】

このように、領域調光部17によってそれぞれのパルス幅P1となるように補正された領域1用～領域4用調光信号の一例が、図9中のAからDに示されている。また、図9中に示すEは前記加算器23（図8では第1～第3加算器23a～23c）によって加算された領域1用～領域4用調光信号のパルス幅P1の積算時間 t_L を示し、図9中に示すFは係数演算部24内で用いられる基準値である基準時間（図8では基準値発生部25からの基準値である基準時間） t_O をそれぞれ示している。

【0047】

そして、係数演算部24は、例えば、供給された各領域1～領域4用調光信号の各パルス幅P1の積算時間が図9中のEに示す積算時間 t_L であるので、基準時間 t_O と比較すると、積算時間 t_L が基準時間 t_O の略2倍となり、このため、係数を $1/2$ として各乗算器25a～25dに供給する。

10

【0048】

すなわち、モニタ15の画面16全体の明るさが基準値と比較して2倍となっているので、 $1/2$ を係数として設定し、この $1/2$ である係数を用いて各乗算器25a～25dによって各領域1用～領域4用調光信号に対して乗算することで各信号レベルをそれぞれ $1/2$ 倍に小さくする。

【0049】

このことにより、全画面明るさ制御部18の出力信号の各パルス幅P1の積算時間は、例えば図9中のGに示すように、基準時間 t_O と略同じ積算時間 t_{O1} となる。すなわち、このように補正処理された領域用1～領域4用調光信号に基づいてLED駆動回路10（LED1～LED4駆動回路10a～10d）によって各LED11a～11dが駆動されることにより、モニタ15の画面16全体の明るさを最初の調光時よりも $1/2$ 倍となるように暗くすることができる。つまり、モニタ15の画面16の明るさが略基準時間 t_O と同じ明るさとなるように各LED11a～11dの駆動が制御されることで、モニタ15の画面16全体の明るさが見やすくなる。

20

尚、前記係数演算部24における係数、又は基準値発生部25における基準値は自在に設定可能であり、外部からユーザーが設定することも可能である。

【0050】

次に、上記構成の作用について、図10から図13を参照しながら説明する。

30

本実施例の内視鏡装置1の使用時には、CCU3のLED駆動回路10とCCDドライバ13とが駆動される。そして、CCU3のLED駆動回路10によって内視鏡2のLED11a～11dが駆動され、これらのLED11a～11dが点灯されて照明光が挿入部4における先端部5の撮像ユニット7から内視鏡2の観察視野方向に照射される。

【0051】

また、CCU3のCCDドライバ13による内視鏡2のCCD12の駆動時には内視鏡2の観察像は、CCD12で電気信号に変換された状態で出力される。そして、このCCD12からの出力信号は映像信号処理回路8に入力されて映像信号化された後、この映像信号処理回路8からの映像信号出力がモニタ15に入力され、モニタ15の画面16に内視鏡2の観察像が表示される。

40

【0052】

このとき、内視鏡2による観察中において、例えば挿入部4の先端部5の観察視野方向内の先端面5Aの近傍、例えば、図10に示すように、被検体30が先端部5の先端面5Aに配された下部のLED11b、11c前方に照射を妨げるような障害物として配されたとする。

【0053】

このような場合には、従来のような調光制御では、内視鏡2の観察視野全体の照明光の光量を同時に調節することしかできないので、被検体30近傍に配される先端面5Aの下部のLED11b、11dについては明るすぎる光量で調光されると同時に、他の先端面5Aの上部のLED11a、11dについても同じ光量で調光されてしまう。その結果、

50

図 1 1 に示すようにモニタ 1 5 の画面 1 6 に表示される観察像は、被検体 3 0 が明るすぎ、さらに他の体腔内では光量が足りずに暗くなるといった観察像になってしまう。

【 0 0 5 4 】

そこで、本実施例では、前記したように、図 5 に示す領域調光部 1 7 によって、入力された映像信号に基づく観察像、すなわち、図 4 に示すモニタ 1 5 の画面 1 6 を 4 個の L E D 1 1 a ~ 1 1 d と同数の 4 画面の照射領域に分割し、入力映像信号からこの分割された各画面 1 6 a ~ 1 6 d の各照射領域に対応する画面 1 6 a ~ 1 6 d の輝度信号から明るさを検出し、検出結果に基づき各光量を補正して領域 1 ~ 領域 4 用調光信号を生成して全画面明るさ制御部 1 8 に供給する。

【 0 0 5 5 】

具体的には、領域調光部 1 7 の領域 1 ~ 領域 4 マスク部 1 9 a ~ 1 9 d (図 6 参照) は、入力映像信号から、各 L E D 1 1 a ~ 1 1 d の照射領域に対応する各画面 1 6 a ~ 1 6 d の輝度信号から明るさを検出し、検出結果を後段の第 1 ~ 第 4 調光回路部 2 0 a ~ 2 0 d にそれぞれ供給する。そして、第 1 ~ 第 4 調光回路部 2 0 a ~ 2 0 d は、供給された各検出結果と予め設定された基準値とでそれぞれ比較を行い、適正な光量となるように補正することにより、各 L E D 1 1 a ~ 1 1 d に対応した領域 1 用 ~ 領域 4 用調光信号を生成し、各出力端子 2 1 a ~ 2 1 d を介して、図 5 に示す全画面明るさ制御部 1 8 へとそれぞれ供給する。

【 0 0 5 6 】

このことにより、図 5 に示す領域調光部 1 7 によって、各 L E D 1 1 a ~ 1 1 d の各照射領域における明るさがそれぞれ検出され、さらに、各検出結果が基準値と比較され、適正な光量となるように補正された領域 1 ~ 領域 4 用調光信号を得ることができる。

【 0 0 5 7 】

その後、本実施例では、図 5、図 7、及び図 8 に示す画面明るさ制御部 1 8 によって、モニタ 1 5 の画面 1 6 全体の明るさが見やすい明るさとなるように補正処理が施される。

この場合、全画面明るさ制御部 1 8 において、係数演算部 2 4 は、例えば、加算器 2 3 から供給された各領域 1 ~ 領域 4 用調光信号の各パルス幅 P 1 の積算時間が図 9 中の E に示す積算時間 t_L であるので、基準時間 t_0 と比較すると、積算時間 t_L が基準時間 t_0 の略 2 倍となり、このため、係数を $1/2$ として各乗算器 2 5 a ~ 2 5 d に供給する。

【 0 0 5 8 】

すなわち、モニタ 1 5 の画面 1 6 全体の明るさが基準値と比較して 2 倍となっているので、 $1/2$ を係数として設定し、この $1/2$ である係数を用いて各乗算器 2 5 a ~ 2 5 d によって各領域 1 用 ~ 領域 4 用調光信号に対して乗算することで各信号レベルをそれぞれ $1/2$ 倍に小さくする。

【 0 0 5 9 】

このことにより、全画面明るさ制御部 1 8 の出力信号の各パルス幅 P 1 の積算時間は、例えば図 9 中の G に示すように、基準時間 t_0 と略同じ積算時間 t_{01} となる。すなわち、このように補正処理された領域用 1 ~ 領域 4 用調光信号に基づいて L E D 駆動回路 1 0 (L E D 1 ~ L E D 4 駆動回路 1 0 a ~ 1 0 d) によって各 L E D 1 1 a ~ 1 1 d が駆動されることにより、モニタ 1 5 の画面 1 6 全体の明るさを最初の調光時よりも $1/2$ 倍となるように暗くすることができる。つまり、モニタ 1 5 の画面 1 6 の明るさが略基準時間 t_0 と同じ明るさとなるように各 L E D 1 1 a ~ 1 1 d の駆動が制御されることで、モニタ 1 5 の画面 1 6 全体の明るさが見やすくなる。

【 0 0 6 0 】

例えば、本実施例によれば、図 1 2 に示すように、被検体 3 0 近傍に配される先端面 5 A の下部の L E D 1 1 b、1 1 d については図 1 0 に示す従来例よりも暗くなる光量で調光されると同時に、他の先端面 5 A の上部の L E D 1 1 a、1 1 d については従来例よりも明るくなる光量で調光される。そして、全画面明るさ制御部 1 8 によってモニタ 1 5 の画面 1 6 全体の明るさが見やすい明るさとなるように補正処理される。

【 0 0 6 1 】

10

20

30

40

50

その結果、モニタ 15 の画面 16 に表示される観察像は、図 13 に示すように、被検体 30 が見やすい明るさで識別も容易となり、さらに他の体腔内では光量が大きくなるので見やすい明るさとなる観察像となる。

【0062】

したがって、実施例 1 によれば、内視鏡 2 の観察視野全体の中の一部に局部的に明暗がある内視鏡観察像の場合でも各 LED 11a ~ 11d 毎に適切な調光を行う共に、モニタ 15 の画面 16 全体が見やすい明るさとなるように調光を行うことができる。

【0063】

また、調光回路 9 を介して撮像ユニット 7 の各 LED 11a ~ 11d を、各 LED の照射領域における明るさに応じて個別に制御できるので、内視鏡 2 の観察像の各分割画面 16a ~ 16d を常に最適な光量にできる。

【0064】

尚、実施例 1 では、撮像ユニット 7 の各 LED 11a ~ 11d の光量調整は各 LED 11a ~ 11d の電流制御で光量調整してもよい。

【0065】

(実施例 2)

図 14 は本発明の実施例 2 に係る内視鏡装置全体の電氣的な回路構成を示す構成図である。

【0066】

実施例 2 の内視鏡装置 1 は、図 14 に示すように、全画面明るさ制御部 18 において、実施例 1 にて用いた基準値発生部 25 に替えて、全画面調光部 26 を設けて構成されている。

この全画面調光部 26 は、入力映像信号に基づき図 4 に示すモニタ 15 の画面 16 全体の明るさが均一となるような係数を生成し、係数演算部 24 を構成する比較器 24A の一方の入力端に出力する。すなわち、全画面調光部 26 は、図 4 に示す画面 16 の分割画面 16a ~ 16d を合わせた全画面全体の明るさが常に均一となる係数を生成し出力する。

【0067】

尚、図示はしないが、この全画面調光部 26 に、CCU 3、又は手元側端部 6 に設けられた操作部と電氣的に接続し、この操作部を操作することにより複数の調光モードに応じて前記全画面調光部 26 により生成される係数を自動的に変更し設定するようにしても良い。この場合、全画面調光部 26 内に、予め調光モードに応じて設定された係数を記憶した記憶部を設ければ良い。

【0068】

したがって、このような構成の全画面明るさ制御部 18 においては、全画面明るさ調光部 26 からの係数は、実施例 1 と同様に係数演算部 24 としての比較器 24A の一方の入力端に供給される。そして、比較器 24A は、例えば、供給された各領域 1 ~ 領域 4 用調光信号の各パルス幅 P1 の積算時間と係数である基準時間とを比較し、実施例 1 と同様に積算時間 t_L が基準時間 t_O の略 2 倍である場合には $1/2$ とする係数を各乗算器 25a ~ 25d に供給する。

【0069】

このことにより、実施例 1 と同様に、この $1/2$ である係数を用いて各乗算器 25a ~ 25d によって各領域 1 用 ~ 領域 4 用調光信号に対して乗算することで各信号レベルをそれぞれ $1/2$ 倍に小さくする。そして、このように補正処理された領域用 1 ~ 領域 4 用調光信号に基づいて LED 駆動回路 10 (LED 1 ~ LED 4 駆動回路 10a ~ 10d) によって各 LED 11a ~ 11d が駆動される。すなわち、モニタ 15 の画面 16 の明るさが略予め設定された係数に基づく明るさとなるように各 LED 11a ~ 11d の駆動が制御されることで、モニタ 15 の画面 16 全体の明るさが見やすくなる。

したがって、実施例 2 によれば、実施例 1 と同様の効果が得られる。

【0070】

ところで、本発明の内視鏡装置 1 は、内視鏡 2 の挿入部 4 をディスポーザブルとして構

10

20

30

40

50

成した場合に鑑み、製造コストを安価にすることができる工夫もなされている。このような本発明に係る内視鏡装置 1 に適用された技術について、図 1 5 から図 1 7 を参照しながら説明する。

【0071】

図 1 5、及び図 1 6 は内視鏡の先端部における撮像ユニットと接続線との接続部 A における構成を説明するもので、図 1 5 は接続部 A に用いられた接続機構の構成を示す分解斜視図、図 1 6 は固定後の接続機構の断面図である。

【0072】

一般に、内視鏡 2 の先端部 5 内の撮像ユニット 7 に対する電氣的な接続は、小型化、及び設計の自由度の点でフレキシブル基板を用いて行われる場合が多い。

10

【0073】

そこで、本発明に係る内視鏡装置 1 では、図 1 5 に示すようにな、接続機構を構成する上蓋 3 2、及びケーブル受け台 3 3 を用いて、撮像ユニット 7 から延出されるフレキシブル基板 3 1 と挿入部 4 内に配されているケーブルである接続線 7 a (7 b) とを電氣的に固定するようにしている。

【0074】

上蓋 3 2 は、図 1 5 に示すように、内周側に接続線 7 a (7 b) をそれぞれ収容するとともに、ケーブル受け台 3 3 に嵌合するための収容溝 3 2 A を有している。また、その収容溝 3 2 A の基端側には、図 1 6 に示すように、ケーブル受け台 3 3 方向に突出するように、且つ先端部が鋭利な形状に導電性の部材で形成された貫通刃 3 4 が設けられている。

20

尚、上蓋 3 2 と貫通刃 3 4 とを一体的に導電性部材を用いて構成しても良く、又は貫通刃 3 4 のみを導電性部材として構成しても良い。

【0075】

そして、ケーブル受け台 3 3 は、前記接続線 7 a を載せて保持するための第 1 受け部 3 3 a と、撮像ユニット 7 からのフレキシブル基板 3 1 を載せて保持するための第 2 受け部 3 3 b とを有して構成されている。

【0076】

撮像ユニット 7 からのフレキシブル基板 3 1 と接続線 7 a (7 b) とを電氣的な接続して固定する場合には、まず、作業者は、フレキシブル基板 3 1 をケーブル受け台 3 3 の第 2 受け部 3 3 b に載せた後、接続線 7 a (7 b) をケーブル受け台 3 3 の第 1 受け部 3 3 a に載せる。このとき、接続線 7 a (7 b) の先端部は、図 1 6 に示すように、フレキシブル基板 3 1 の先端部と重なるように配置する。

30

【0077】

その後、作業者は、その状態のケーブル受け台 3 3 の上から上蓋 3 2 を被せる。このとき、上蓋 3 2 の収容溝 3 2 A にケーブル受け台 3 3 が確実に収容し、さらにこの上蓋 3 2 の上方向から強く押しつけるようにして、上蓋 3 2 をケーブル受け台 3 3 に嵌合させる。

【0078】

すると、上蓋 3 2 の貫通刃 3 4 は、図 1 6 に示すように、接続線 7 a (7 b) を貫通した状態で下側に配置されたフレキシブル基板 3 1 に当接、又は突き刺さることになる。すなわち、導電性の部材で形成された貫通刃 3 4 によって接続線 7 a (7 b) とフレキシブル基板 3 1 とが電氣的に接続され、また同時にこの状態が保持されることになる。さらに、この固定状態は、上蓋 3 1 とケーブル受け台 3 3 との嵌合により強固なものとなる。

40

【0079】

したがって、このような接続機構を設けたことによって、先端部 5 内の撮像ユニット 7 からのフレキシブル基板 3 1 と接続線 7 a (7 b) との電氣的な接続を、容易に、且つ、確実に行うことができ、また、その電氣的な接続状態を保持しながら強固に固定することが可能となる。

【0080】

このことにより、製造コストの低減に大きく寄与するといった効果が得られる。さらに

50

、前記接続機構は小型化に構成することが可能であるので、省スペースで先端部 5 内に設けることが可能であり、よって、先端部 5 の小型化、及び挿入部 4 の細径化に大きく寄与することも可能である。

【 0 0 8 1 】

また、図 1 7 は内視鏡の挿入部基端部と手元側端部との接続部 B における接続機構の構成を説明するための斜視図である。

内視鏡 2 の挿入部 4 をディスプレイとして構成した場合には、操作部として構成される手元側端部 6 に対して着脱自在に構成する必要がある。

【 0 0 8 2 】

そこで、本発明の内視鏡装置 1 では、図 1 6 に示すように、接続機構を構成するケーブル基端部 4 0、及びケーブル受け部 6 A を用いて、挿入部 4 の基端側からの接続線 7 a、7 b を手元側端部 6 側に配されている図示しない接続線とを電氣的に接続して固定するようにしている。

【 0 0 8 3 】

具体的には、図 1 6 に示すように、挿入部 4 の基端側には、接続機構を構成するコネクタ部としてのケーブル基端部 4 0 が設けられている。このケーブル基端部 4 0 は、例えば挿入部 4 内に挿通された接続線 7 a、7 b を含む接続ケーブル 4 1 を樹脂等の材料を用いて、例えば円柱形状に形成されたものである。

【 0 0 8 4 】

この場合、ケーブル基端部 4 0 内の接続ケーブル 4 1 の位置決め方法については特に限定されない。例えば、ケーブル基端部 4 0 を、予め接続ケーブル 4 1 を挿通する挿通孔を形成し、その後、さらに樹脂を溶着することによって接続ケーブル 4 1 の位置決めを行っても良い。

【 0 0 8 5 】

さらに、ケーブル基端部 4 0 の基端面 4 0 A に露出する複数の接続ケーブル 4 1 部分には、それぞれ金属端子が複数設けられている。

【 0 0 8 6 】

一方、手元側端部 6 に設けられたコネクタ受け部としてのケーブル受け部 6 A は、前記ケーブル基端部 4 0 の形状に対応する形状に形成されている。つまり、ケーブル受け部 6 A はケーブル基端部 4 0 が嵌入されるように凹んだ円柱形状の収容溝として形成されている。

【 0 0 8 7 】

そして、そのケーブル受け部 6 A 内の当接面 6 B には、前記ケーブル基端部 4 0 の基端面 4 0 A の電気端子と接触して電氣的に接続するための複数の電気端子 4 2 が設けられている。

【 0 0 8 8 】

尚、ケーブル基端部 4 0 の各電気端子とケーブル受け部 6 A の各電気端子との位置決めを確実にを行うために、例えばケーブル基端部 4 0 の基端面 4 0 A の外周の一部に突起部を設け、ケーブル受け部 6 A の内周の一部に前記突起部と係合する係合溝を設けて各種電気端子の位置決めを行うように構成しても良い。もちろん、これ以外の方法を適用しても良い。

【 0 0 8 9 】

挿入部 4 のケーブル基端部 4 0 と手元側端部 6 のケーブル受け部 6 A とを電氣的に接続して固定する場合には、まず、作業者は、前記したような突起部等の位置決め手段（図示せず）を設けた場合、この突起部と係止溝とが係合するようにケーブル基端部 4 0 をケーブル受け部 6 A に嵌め入れる。

【 0 0 9 0 】

この場合、作業者は、ケーブル基端部 4 0 の基端面 4 0 A がケーブル受け部 6 A の当接面 6 B に当接するように押し込む。

したがって、ケーブル基端部 4 0 の基端面 4 0 A がケーブル受け部 6 A の当接面 6 B に

10

20

30

40

50

当接したことにより、ケーブル基端部 40 の各電気端子とケーブル受け部 6A の各電気端子とが接種区して電氣的に導通すると同時に、ケーブル受け部 6A の収容溝にケーブル基端部 40 が確実に嵌入されているため、その電氣的な導通状態を保持しつつ強固に固定される。

【0091】

したがって、このような接続機構を設けたことによって、挿入部 4 をディスプレイブルとして構成した場合に、挿入部 4 を手元側端部 6 に着脱自在に構成する必要があるが、高価なコネクタなどの部材を用いずに、挿入部 4 と手元側端部 6 との電氣的な接続を、簡単な構成で、且つ容易に行うことが可能となる。このことにより、製造コストの低減に大きく寄与するといった効果が得られる。

10

【0092】

ところで、本発明に係る内視鏡装置 1 は、挿入性向上、及び観察性能向上を図るための工夫もなされている。

このような本発明に係る内視鏡装置 1 に適用された技術について、図 18 を参照しながら説明する。

【0093】

図 18 は内視鏡を回転自走式内視鏡として構成し、さらに先端部の前方に先導部を設けた挿入部先端部の断面図である。

従来の内視鏡装置では、円滑に内視鏡挿入部を体腔内の目的部位まで到達させるためには、熟練を要する。また、一般に行われている挿入部の挿入方法は、送気による管路拡大と大腸の直線化によって行われており、送気や、腸の形状を意図的に変形させるために、患者にとっては痛みが伴ってしまう虞れがある。

20

【0094】

そこで、本発明の内視鏡装置では、内視鏡の挿入部を自動的に挿入可能として、従来の挿入手技に頼ることなく、内視鏡の先端部に設けられた先導部の弾性力により腸を大きく変化させずに挿入部を円滑に挿入させることができるように改良がなされている。

【0095】

具体的には、内視鏡 2A は、例えば、回転自走式内視鏡として構成されている。すなわち、図 18 に示すように、内視鏡 2A の挿入部 4A は、ディスプレイブルとして構成されたもので、図示しない挿入部本体と、回転筒体 4A とを有している。

30

尚、図示しないが、挿入部本体には、内層チューブ、接続線 7a、7b、送気、送水管路、及び処置具管路等を構成する各種チューブ等が配設されている。

【0096】

回転筒体 4A は、例えば夫々の軸回り（例えば図 18 中の矢印 C 方向）に回転可能となるように構成されており、図示はしないが断面形状が凹凸となるように加工された生体適合性のある金属板部材を螺旋状に巻回し、可撓性を備えた筒体である。この回転筒体 4A は、前記した凹凸が略隙間なく係合しており、その外周面に螺旋状凸部（あるいは、螺旋状凹部、さらにあるいは、螺旋に沿って連設されるように突設される凸部、など）となる螺旋形状部（図示せず）が形成される。

40

【0097】

そして、この回転筒体 4A が回転すると、外周面の螺旋形状部（図示せず）が被検体の体腔内壁と接触して推力が発生し、回転筒体 5A 自体が挿入方向へ進行しようとする。

【0098】

このとき、先端部 5 を含めた挿入部 4 全体が体腔内の深部に向かって前進する推進力が付与されるようになっている。尚、回転筒体 4A は、例えば、手元側端部 6 内に配設されたモータ（図示せず）により回転駆動力が与えられるようになっている。

【0099】

このような回転自走式内視鏡 2A において、先端部 5 の先端面 5A の送気、送水開口部（図示せず）には、挿入補助具としての先導部 52 が設けられている。この先導部 52 は、先端面 5A の送気管路開口部（図示せず）に設けられた第 1 接続部 54、ベース部材 5

50

3、及び第2接続部52bを介して取り付けられている。

尚、先導部52は、前記第1接続部54が送気管路開口部（図示せず）を閉塞するようにして設けたが、これに限定されることはなく、例えば先端部5全体を被せるような先端部52aを有するフード形状に形成しても良い。

【0100】

また、先導部52の先端部52aの形状は、腸壁を傷つけないような円弧形状、又はテーパ形状に形成されている。また、先導部52全体の形状を、観察窓14の視野角に影響を及ぼさないように、基端側から先端部52aにかけて細くなるテーパ形状に構成しても良い。尚、先導部52、及び先端部52aの形状は、これらの形状に限定されることはなく、腸壁を傷つけないような形状、或いは観察窓14の視野角に影響を及ぼさない形状であればいずれの形状であっても良い。

10

【0101】

第2接続部52dは、弾性部材を用いて構成されている。したがって、この第2接続部52dに接続される先導部52は、挿入部4の体腔内への挿入時には、第2接続部52dの弾性作用によって上下左右に曲がったりしながら腸壁を痛めることなく腸壁を押し広げることが可能である。

【0102】

また、第1接続部54は、例えば先端部5を盲腸等の目的部位に到達した場合には、先端部5、挿入部4内に設けられた送気管路（処置具管路）51に送気する空圧によって容易に先端部5から分離することが可能である。すなわち、目的部位の観察、又は治療処置が完了した場合には、前記第1接続部54を用いて先導部52を分離するようになっている。

20

尚、前記第1接続部を介する先導部52の分離は、送気管路（処置具管路）51に処置具を挿通し、この挿通された処置具によって行うようにしても良い。

【0103】

その他の構成については、実施例1、及び実施例2と同様である。また、先端部5内のCCD12の前側には対物光学系を構成するレンズ12Aが設けられ、このレンズ12Aの前側には実施例1と同様に観察窓14（図3参照）が設けられている。

【0104】

尚、内視鏡2Aにおけるレンズ12A、及び観察窓14の視野範囲は、図18に示すような視野角となっているが、先導部52が設けられたとしても観察に影響のない視野角で観察、処置を行うことができるようになっている。

30

【0105】

次に、このような内視鏡2Aの作用を説明する。尚、以下の説明において、大腸内視鏡検査を例に挙げて説明する。

いま、内視鏡装置1を用いて、例えば大腸検査を行うものとする。このとき、術者は、図示しない挿入補助具を例えば、ベッド上に横たわっている患者の肛門から挿入する。そして、術者は、挿入補助具を介して図18に示す挿入部4を肛門から直腸内に挿入し、この状態で、手元側端部6の把持部を握持し、図示しないフットスイッチの足元操作、或いは手元側端部6、又はCCU3に設けた図示しない進退スイッチの手元操作により、挿入部4の回転筒体（螺旋形状部）4Aを長手軸回りに回転させる。

40

【0106】

すると、回転筒体4Aには、基端部分から先端側へ回転力が伝達され、その全体が図18の矢印Cに示すような軸回りに所定の方向へ回転し、推進力が得られる。この回転筒体4Aの推進力によって、挿入部4は大腸内の深部に向かって進んでいく。

【0107】

術者は、挿入部4を把持して押し進めることなく、図示しない挿入補助具を軽く把持し、回転筒体4Aによる推進力のみで挿入部4を大腸内の深部に向かって前進させることができる。

【0108】

50

このとき、回転筒体 4 A の図示しない螺旋形状部は、腸壁の壁との接触状態が雄ねじと雌ねじとの関係になる。螺旋形状部は、腸壁の壁との接触により発生した推進力等によりスムーズに前進し、結果として挿入部 4 A は直腸から S 字状結腸に向かって進む。

【0109】

その後、挿入部 4 の図示しない湾曲部の湾曲操作等によって挿入部 4 は、S 字状結腸をスムーズに通過し、その後、S 字状結腸と可動性に乏しい下行結腸との境界である屈曲部、下行結腸と可動性に富む横行結腸との境界である脾湾曲、横行結腸と上行結腸との境界である肝湾曲の壁に沿うようにスムーズに前進して、大腸の走行状態を変化させることなく、例えば目的部位である盲腸近傍に到達する。

【0110】

この場合、第 2 接続部 5 2 d に接続される先端部 5 2 は、第 2 接続部 5 2 d の弾性作用によって上下左右に曲がったりしながら腸壁を痛めることなく腸壁を押し広げて、視野範囲を十分に確保しながら挿入部 4 の先端部 5 をスムーズに前進させることが可能である。

【0111】

そして、挿入部 4 の先端部 5 が盲腸近傍に到達した場合には、術者は、先端部 5、挿入部 4 内に設けられた送気管路（処置具管路）5 1 に送気し、この空圧によって第 1 接続部 5 4 を送気管路開口部（図示せず）から外すことにより、ベース部材 5 3 を含む先端部 5 2 を分離する。

【0112】

このことにより、図示しない先端部 5 の先端面 5 A 上の送気管路開口部が確保されて送気等を行うことができるとともに、十分に視野角を確保することができるので、良好な大腸の観察像を得ることができる。

【0113】

その後、術者は、回転筒体 4 A を挿入時とは逆に反転させて、先端部 5 を大腸の深部、盲腸の近傍から抜去する方向へと挿入部 4 を後進させながら大腸検査を行う。この場合でも、挿入部 4 に手を触れずとも、回転筒体 4 A の後退力により、挿入部 4 を後退させることができる。

【0114】

したがって、このような構成の内視鏡 2 A によれば、内視鏡 2 A の挿入部 4 を自動的に挿入可能として、従来の挿入手技に頼ることなく、内視鏡 2 A の先端部 5 に設けられた先端部 5 2 の弾性力により腸を大きく変化させずに挿入部 4 を円滑に挿入させることができる。また、先端部 5 2 を先端部 5 から分離して挿入部 4 を抜去する場合には、十分な視野角を確保することができるので観察性能を損なわずに観察を行うことができる。

【0115】

以上の実施例に記載した発明は、その実施例に限ることなく、その他、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で種々の変形を実施し得ることが可能である。さらに、前記実施例には、種々の段階の発明が含まれており、開示される複数の構成要件における適宜な組合せにより種々の発明が抽出され得る。

【0116】

例えば、実施例に示される全構成要件から幾つかの構成要件が削除されても、発明が解決しようとする課題の欄で述べた課題が解決でき、発明の効果で述べられている効果が得られる場合には、この構成要件が削除された構成が発明として抽出され得る。

【0117】

[付記]

(付記項 1)

先端部内の撮像手段からの第 1 接続線と挿入部内に挿通された第 2 接続線とを電氣的に接続するため接続機構を有する内視鏡装置であって、

前記接続機構は、

前記第 1 接続線と第 2 接続線との各先端部分が重なりあうように配置した状態で挟み込んで固定するための上蓋部とケーブル受け台とを有し、

10

20

30

40

50

前記上蓋部の前記ケーブル受け台側の内周面には、前記上蓋部とケーブル台とによる固定時に、前記第1接続線と前記第2接続線との各先端部分が重なりあう部分を貫通することで前記第1接続線と前記第2接続線とを電氣的に接続するための導電性で形成された貫通刃が設けられていることを特徴とする内視鏡装置。

【0118】

(付記項2)

前記第1接続線は、フレキシブル基板であることを特徴とする付記項1に記載の内視鏡装置。

【0119】

(付記項4)

挿入部と操作部とが着脱自在な内視鏡装置において、
前記挿入部に挿通された第1接続線と前記操作部内の第2接続線とを電氣的に接続するため接続機構を有し、

前記接続機構は、

前記挿入部内の挿通された第1接続線の基端部を樹脂を用いて所定の形状に形成されるとともに、前記第1接続線の基端部に電気接点を設けて構成されたコネクタ部と、

前記操作部の所定位置に前記コネクタ部を嵌入して固定するため取付溝を有し、この取付溝の前記コネクタ部に対する当接面には前記電気接点と接触して電氣的に接続するための前記第2接続線に導通している電気接点が設けられたコネクタ受け部と、を有して構成されていることを特徴とする内視鏡装置。

【0120】

(付記項5)

前記コネクタ部、及び前記コネクタ受け部は、前記コネクタ部の電気接点をそれぞれ適正な前記コネクタ受け部の電気接点に接触するための位置決めを行う位置決め手段を有していることを特徴とする付記項4に記載の内視鏡装置。

【0121】

(付記項6)

前記コネクタ部、及びコネクタ受け部の形状は、円柱形状に形成されていることを特徴とする付記項4、又は付記項5に記載の内視鏡装置。

【0122】

(付記項7)

照明手段、及び撮像手段を備えた内視鏡先端部と、

前記内視鏡先端部の体腔内挿入時において、前記体腔内の体腔壁を押し広げることができるように前記内視鏡先端部の前方へ突出するように前記内視鏡先端部に設けられた挿入補助具と、

を具備したことを特徴とする内視鏡装置。

【0123】

(付記項8)

前記挿入補助具は、遠隔的に前記内視鏡先端部から分離することが可能に構成されたものであることを特徴とする付記項7に記載の内視鏡装置。

【0124】

(付記項9)

前記挿入補助具は、内視鏡操作部における遠隔操作により前記内視鏡先端部から分離することが可能に構成されたものであることを特徴とする付記項7に記載の内視鏡装置。

【0125】

(付記項10)

前記内視鏡先端部を有する挿入部内に連通する送気管路が前記内視鏡先端部において開口する開口部を有し、

前記挿入補助具は、前記送気管路による送気時には空圧によって前記内視鏡先端部から分離できるように、前記開口部を閉塞するように設けられていることを特徴とする付記項

10

20

30

40

50

7 から付記項 9 のいずれか 1 つに記載の内視鏡装置。

【図面の簡単な説明】

【0126】

【図1】本発明の実施例1に係る内視鏡装置のシステム全体の概略構成を示す構成図。

【図2】図1の内視鏡挿入部の先端部の概略構成を示す構成図。

【図3】図2の先端部の先端面における観察窓、及び複数のLEDの配置構成を示す斜視図。

【図4】図3の撮像手段、及び複数のLEDの配置位置に対応するモニタ画面の分割領域を示す構成図。

【図5】図1の調光回路の具体的な構成を示すブロック図。

10

【図6】図5の領域調光部の具体的な構成を示すブロック図。

【図7】図5の画面明るさ制御部の具体的な構成を示すブロック図。

【図8】図1に示す内視鏡装置全体の電気的な回路構成を示す構成図。

【図9】実施例1の作用を説明するもので、各種調光信号、及び処理内容を説明する説明図。

【図10】従来の調光状態を示す説明図。

【図11】図10に示す調光によって表示されたモニタ画面の表示例を示す図。

【図12】実施例1による調光状態を示す説明図。

【図13】図11に示す調光によって表示されたモニタ画面の表示例を示す図。

【図14】本発明の実施例2に係る内視鏡装置全体の電気的な回路構成を示す構成図。

20

【図15】図1の内視鏡2の接続部Aに用いられた接続機構の構成を示す分解斜視図。

【図16】固定後の接続機構の断面図。

【図17】内視鏡の挿入部基端部と手元側端部との接続部Bにおける接続機構の構成を説明するための斜視図。

【図18】内視鏡を回転自走式内視鏡として構成し、さらに先端部の前方に先端部を設けた挿入部先端部の断面図。

【符号の説明】

【0127】

1 ... 内視鏡装置、

2 A ... 回転自走式内視鏡、

30

2 ... 内視鏡、

3 ... CCU、

4 ... 挿入部、

5 ... 先端部、

5 A ... 先端面、

6 ... 手元側端部、

7 ... 撮像ユニット、

7 a、7 b ... 接続線、

8 ... 映像信号処理回路、

9 ... 調光回路、

40

10 ... LED駆動回路、

11 ... 照明手段、

11 a ~ 11 d ... LED、

12 A ... レンズ、

12 ... 撮像手段(CCD)、

13 ... CCDドライバ、

14 ... 観察窓、

15 ... モニタ、

16 ... 画面、

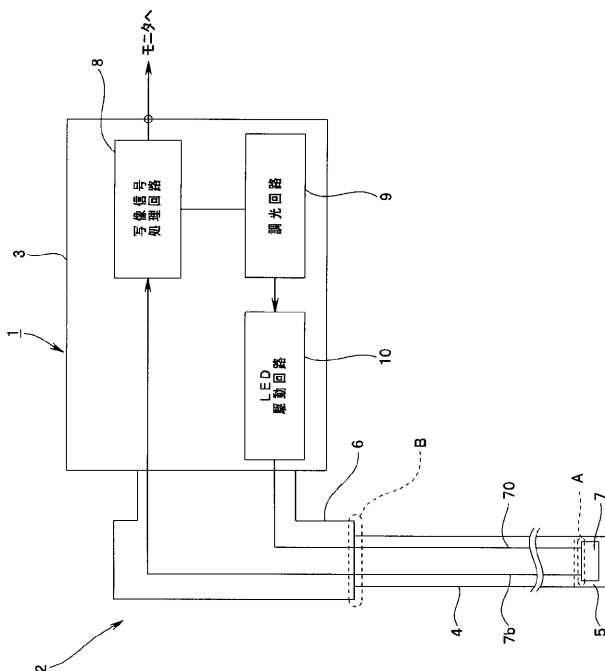
16 a ~ 16 d ... 分割画面、

50

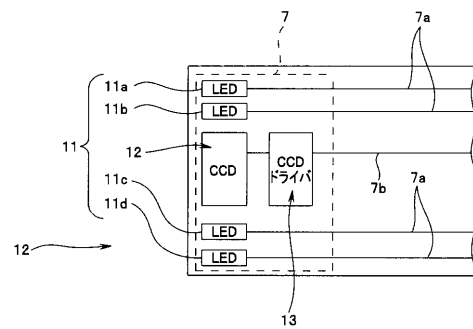
- 1 7 ... 領域調光部、
- 1 8 ... 全画面明るさ制御部、
- 1 9 a ... 領域 1 マスク部、
- 1 9 b ... 領域 2 マスク部、
- 1 9 c ... 領域 3 マスク部、
- 1 9 d ... 領域 4 マスク部、
- 2 0 a ... 第 1 調光回路部、
- 2 0 b ... 第 2 調光回路部、
- 2 0 c ... 第 3 調光回路部、
- 2 0 d ... 第 4 調光回路部、
- 2 3 ... 加算器、
- 2 4 ... 係数演算部、
- 2 4 A ... 比較器、
- 2 5 ... 基準値発生部、
- 2 5 a ~ 2 5 d ... 乗算器、
- 2 6 ... 全画面調光部。

10

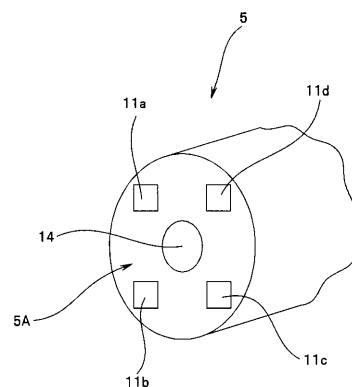
【 図 1 】



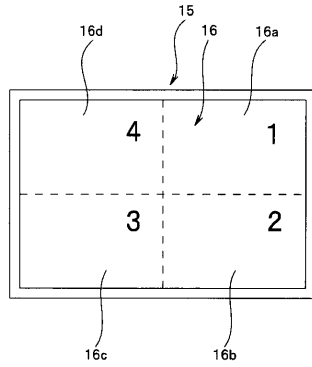
【 図 2 】



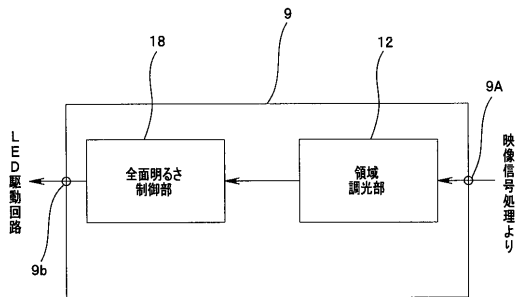
【 図 3 】



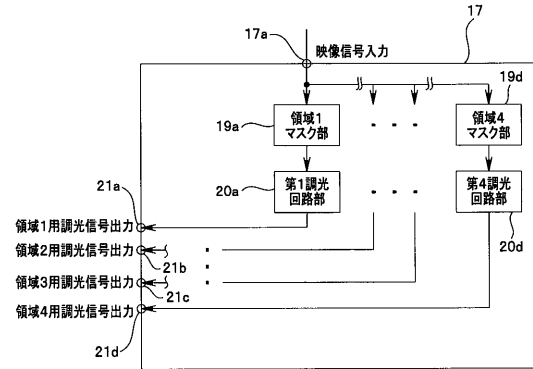
【図 4】



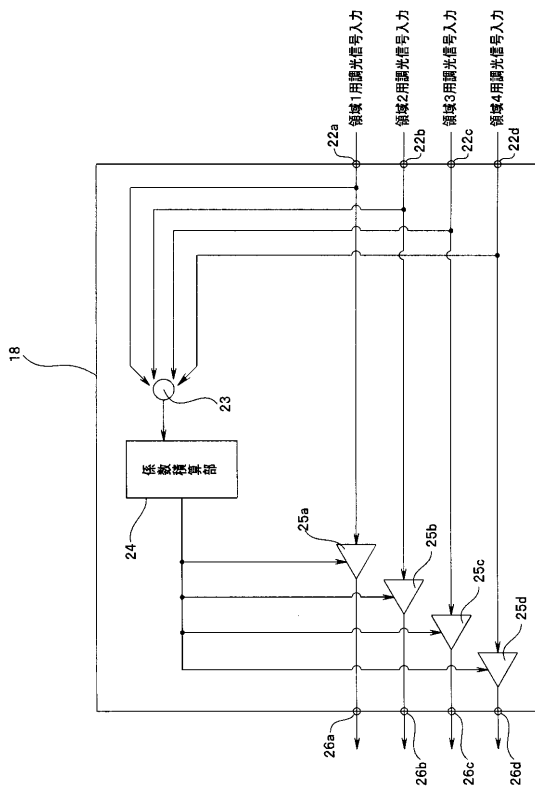
【図 5】



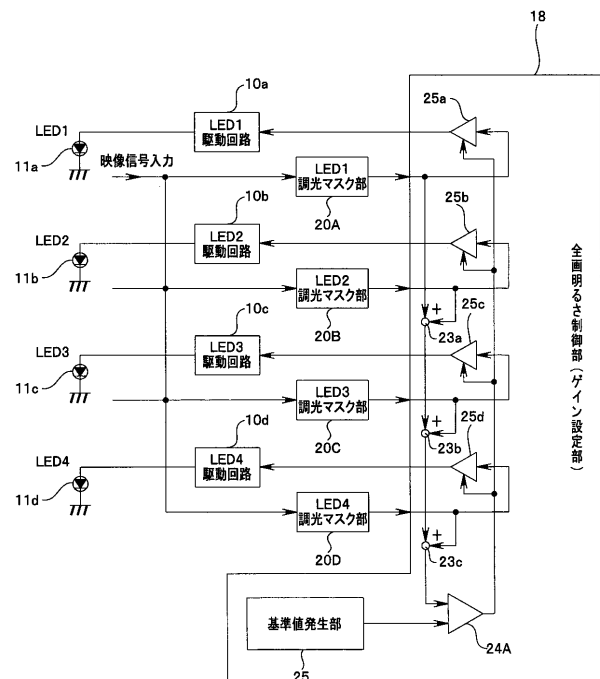
【図 6】



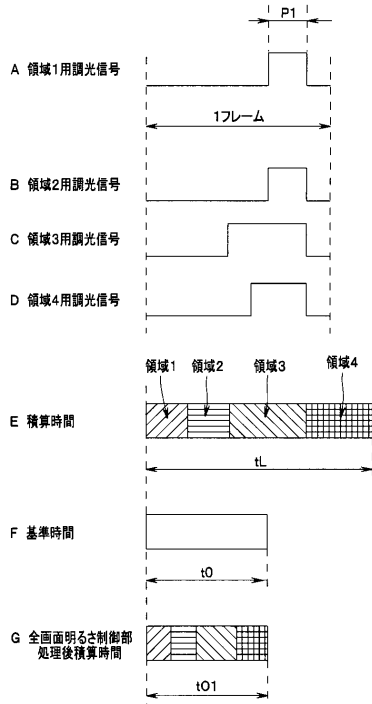
【図 7】



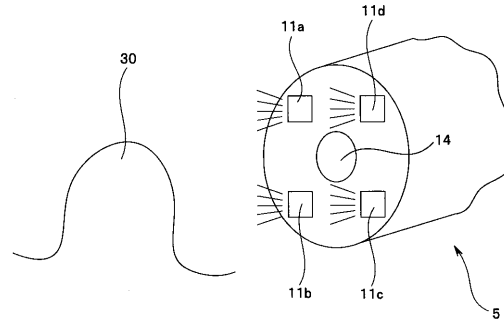
【図 8】



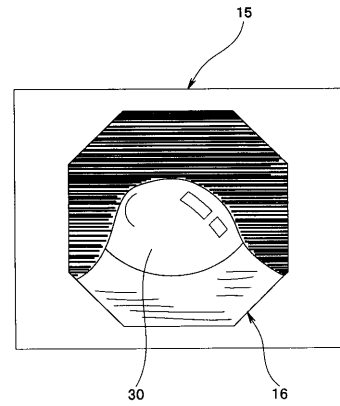
【図 9】



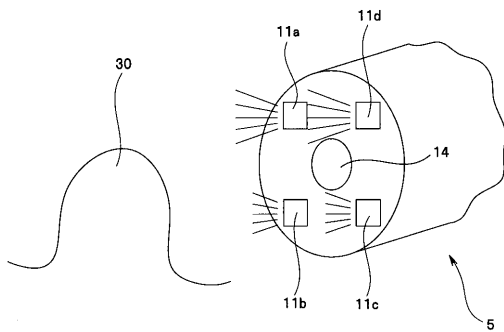
【図 10】



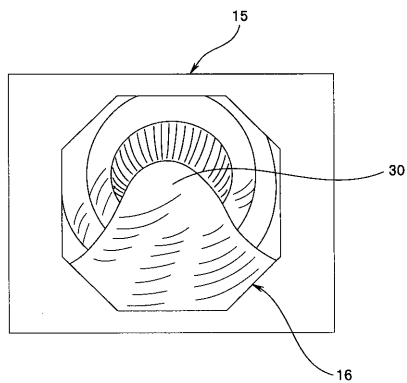
【図 11】



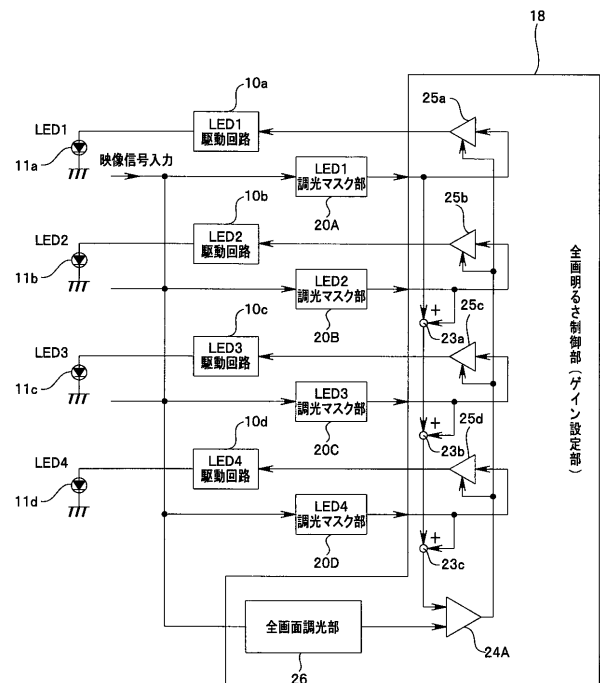
【図 12】



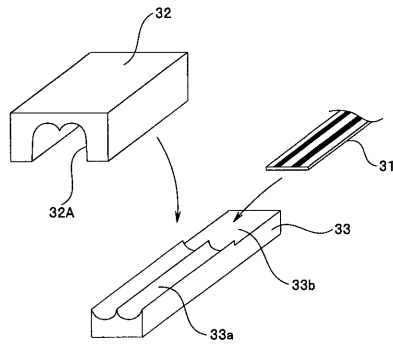
【図 13】



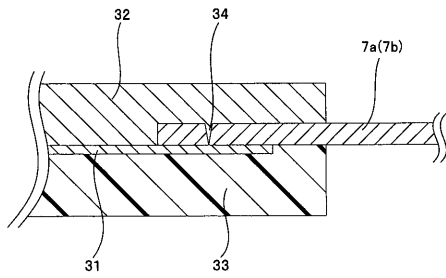
【図 14】



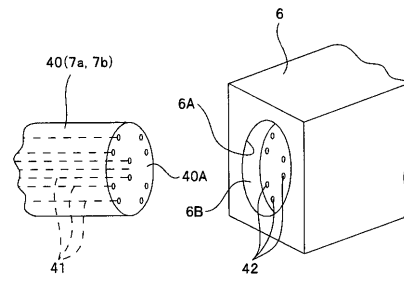
【図 15】



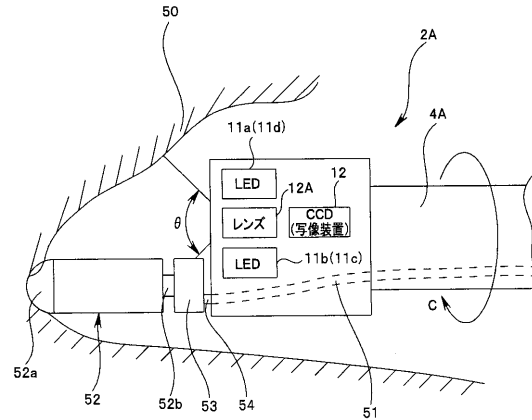
【図 16】



【図 17】



【図 18】



专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	JP2008048905A	公开(公告)日	2008-03-06
申请号	JP2006228191	申请日	2006-08-24
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	仁井田 巧一		
发明人	仁井田 巧一		
IPC分类号	A61B1/06 G02B23/26		
CPC分类号	A61B1/042 A61B1/045 A61B1/051 A61B1/0607 A61B1/0676 A61B1/0684 G02B23/2461 G02B23/2484		
FI分类号	A61B1/06.A G02B23/26.B A61B1/05 A61B1/06.531 A61B1/06.610 A61B1/07.730		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/BA11 2H040/CA03 2H040/CA06 2H040/FA12 2H040/GA02 4C061/AA00 4C061/BB01 4C061/CC06 4C061/DD00 4C061/FF40 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/QQ02 4C061/QQ06 4C061/QQ07 4C061/QQ09 4C061/RR02 4C061/RR06 4C061/RR22 4C161/AA00 4C161/BB01 4C161/CC06 4C161/DD00 4C161/FF40 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/QQ06 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR02 4C161/RR06 4C161/RR22		
代理人(译)	伊藤 进		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：即使内窥镜观察图像在内窥镜的整个观察视野的一部分中具有局部明亮和黑暗的部分并且调制光以改善监视器屏幕的可见性，也为每个照明装置适当地调制光。全身。ZSOLUTION：该内窥镜装置1具有CCD12，照射CCD12的成像视野范围的多个LED11a-11d，以及检测多个LED的照明区域的亮度的光调制电路9。图11a-11d示出了由CCD 12获取的成像信号，并基于检测结果调制每个LED 11a-11d的光。当检测到多个LED 11a的照明区域中的亮度时，LED 11a-11d相对于CCD 12安装在与各个LED 11a-11d的照明区域（分割屏幕16a-16d）相对应的位位置。图11d是光调制电路9的面光调制部分17

