

(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2006-34544

(P2006-34544A)

(43) 公開日 平成18年2月9日(2006.2.9)

(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 O
G 0 2 B	23/24	(2006.01)	G 0 2 B	23/24	A	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 4 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2004-217882 (P2004-217882)	(71) 出願人	000000376
(22) 出願日	平成16年7月26日 (2004.7.26)		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	成瀬 真人
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
			オリンパス株式会社内
		Fターム(参考)	2H040 CA03 CA04 CA06 CA11 CA12
			CA13 DA12 DA22 DA52 GA02
			4C061 FF40 JJ06 NN01 QQ06

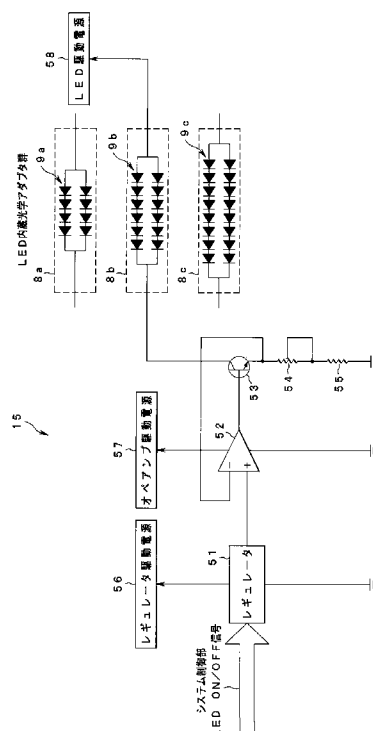
(54) 【発明の名称】 電子内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】発光素子の数が異なる複数の交換式光学アダプタを使用する場合においても、システムを大型化することなく、安全かつ自動的に各発光素子を最適に駆動することができる、操作性及び観察性のよい電子内視鏡システムを提供する。

【解決手段】照明手段として発光素子を備えた複数の光学アダプタと、光学アダプタが先端部において着脱自在であり、発光素子に接続する電気ケーブルを内挿した挿入部と、電気ケーブルを通じて発光素子に供給する電流を制御する制御部とを有し、制御部は定電流方式の駆動回路を備え、発光素子に定電流を供給する。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

照明手段として発光素子を備えた複数の光学アダプタと、
前記光学アダプタが先端部において着脱自在であり、前記発光素子に接続する電気ケーブルを内挿した挿入部と、
前記電気ケーブルを通じて前記発光素子に供給する電流を制御する制御部と、
を有し、前記制御部は定電流方式の駆動回路を備え、前記発光素子に定電流を供給することを特徴とする電子内視鏡システム。

【請求項 2】

前記複数の光学アダプタは、それぞれ前記発光素子が複数個直列接続された発光素子列を 1 列以上内蔵しており、2 列以上内蔵している場合は前記発光素子列は並列接続されていることを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡システム。 10

【請求項 3】

前記複数の光学アダプタは内蔵している前記発光素子列の列数が互いに等しいことを特徴とする請求項 2 に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 4】

前記発光素子は、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 3 のいずれかに記載の電子内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

20

【技術分野】**【0001】**

本発明は、電子内視鏡システムに関し、特に、照明手段を備えた光学アダプタを挿入部の先端に装着して構成される電子内視鏡システムに関する。

【背景技術】**【0002】**

近年、体腔内に細長の挿入部を挿入することにより、体腔内臓器等を観察したり、必要に応じて処置具チャンネル内に挿通した処置具を用いたりして各種治療処置のできる内視鏡システムが広く利用されている。また、工業用の分野においても、ボイラ、タービン、エンジン、化学プラント等の内部の傷や腐食等の観察、検査に工業用内視鏡が広く用いら 30

【0003】

このような内視鏡システムでは、体腔内など暗部の部位を観察することが多いために、観察時に明るさを確保する必要がある。そこで、挿入部の先端部に照明手段としてランプや LED などの発光素子を配し、これらの照明手段によって被写体を照明しながら CCD などの撮像素子により被写体を観察する電子内視鏡システムが広く用いられるようになってきた。

【0004】

近年、医療現場では、内視鏡医学の発展に伴い観察部位が複雑多岐に渡り、観察部位に対応した照明手段や画素構成（例えばピクセルサイズの違いや NTSC・PAL の違いなど）の撮像素子を設けた電子内視鏡システムが求められている。このため、観察部位や観察目的に応じた光学アダプタを種々用意して、様々な観察や治療などに対応するようにしていた。また、工業用の電子内視鏡システムにおいても、観察対象となる配管などの径寸法が太いものから細いものまで様々あるので、径寸法や検査目的に対応させるために光学アダプタを種々用意して様々な検査に対応するようにしていた。 40

【0005】

このような交換式光学アダプタを備えた電子内視鏡システムとしては、LED を内蔵した交換式光学アダプタを用いたシステムが従来から提案されている。例えば、照明手段である複数の LED を対物レンズの周辺に配置して構成された交換式光学アダプタを有し、電子内視鏡本体内に LED へ電源を供給する機構を備えており、交換式光学アダプタの基 50

端側の接点と、内視鏡挿入部の先端側の接点とが接続されることにより、交換式光学アダプタに内蔵されたＬＥＤを駆動する電子内視鏡システムが提案されている（例えば、特許文献１参照）。

【０００６】

また、照明手段である複数のＬＥＤを対物レンズの円周上に配置して構成された交換式光学アダプタを有し、電子内視鏡本体内にＬＥＤへ電源を供給する回路を備えており、交換式光学アダプタに設けられた接点ピンが、内視鏡挿入部の先端部に設けられた接点受けに接続されることにより、交換式光学アダプタに内蔵されたＬＥＤを駆動する電子内視鏡システムも提案されている（例えば、特許文献２参照）。

【０００７】

さらには、照明手段である複数のＬＥＤと、撮像素子であるＣ－ＭＯＳイメージセンサとを備えた交換式光学アダプタを有し、操作部内にＬＥＤとＣ－ＭＯＳイメージセンサとに電源を供給する回路を備えており、交換式光学アダプタの基端側に設けられた接続部と、内視鏡挿入部の先端側に設けられた接続部とが接続されることにより、交換式光学アダプタに内蔵されたＬＥＤを駆動する電子内視鏡システムも提案されている（例えば、特許文献３参照）。

【特許文献１】特開平１０－２１６０８５号（図２）

【特許文献２】特開２０００－８９１３０号（図２）

【特許文献３】特開２００１－６１７７７号（図４）

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【０００８】

しかし、それらの提案においては、照明光量を変更するためにはＬＥＤへ供給する印加電圧や印加電流を増減する必要があり、間違った印加電圧や印加電流をかけてしまうと、ＬＥＤを破壊してしまったり、十分な光量を得られなかったりするという問題があった。また、照明光量を変更するために、電子内視鏡に装着されている交換式光学アダプタを、ＬＥＤの個数を増減した別の交換式光学アダプタに変更する場合、上述した特許文献３の場合、特許文献３の図６及び図４に示すように、各交換式光学アダプタに対応したＬＥＤ駆動回路や各ＬＥＤ駆動回路を切り替えるための回路を電子内視鏡本体内部や操作部に設ける必要があり、システムが大型化されるという問題があった。

【０００９】

そこで、本発明においては、発光素子の数が異なる複数の交換式光学アダプタを使用する場合においても、システムを大型化することなく、安全かつ自動的に各発光素子を最適に駆動することができる、操作性及び観察性のよい電子内視鏡システム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】

【００１０】

本発明の電子内視鏡システムは、照明手段として発光素子を備えた複数の光学アダプタと、光学アダプタが先端部において着脱自在であり、発光素子に接続する電気ケーブルを内挿した挿入部と、電気ケーブルを通じて発光素子に供給する電流を制御する制御部とを有し、制御部は定電流方式の駆動回路を備え、発光素子に定電流を供給する。

【発明の効果】

【００１１】

本発明によれば、発光素子の数が異なる複数の交換式光学アダプタを使用する場合においても、システムを大型化することなく、安全かつ自動的に各発光素子を最適に駆動することができる、操作性及び観察性のよい電子内視鏡システムを実現することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【００１２】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

まず、図１に基づき、本発明の実施の形態に係わる電子内視鏡システムの全体構成を説

10

20

30

40

50

明する。図 1 は本発明の実施の形態に係わる電子内視鏡装置の全体構成を概略的に示したブロック図である。図 1 に示すように、本実施の形態の電子内視鏡システム 1 は、細長で柔軟性を有する挿入部 2 と、挿入部 2 の基端側に位置して挿入部 2 の湾曲操作などを行う操作部 3 と、操作部 3 から延出されて挿入部 2 よりも径が太くなされているユニバーサルケーブル 4 と、ユニバーサルケーブル 4 の基端側に接続された電源部 5 と、電源部 5 の一側面に設けられた固定部 6 と、固定部 6 により電源部 5 に着脱可能に取り付けられた表示装置 7 から主に構成される。

【0013】

挿入部 2 は、観察部位を照明する照明手段としての発光素子である発光ダイオード（以下、LED という）群 9 a を内蔵する交換式光学アダプタ 8 a と、観察部位からの反射光を透過させる対物レンズ 10 と、対物レンズ 10 を透過した反射光を結像させ、光電変換させる固体撮像素子としての電荷結合素子（以下、CCD という）11 とを先端部に配している。交換式光学アダプタ 8 a は、挿入部 2 の先端部に、接続部 12 を介して着脱可能に装着されており、LED 群 9 b を内蔵する交換式光学アダプタ 8 b や、LED 群 9 c を内蔵する交換式光学アダプタ 8 c と、交換可能となっている。ここで、図 2 を用いて LED 群 9 a、9 b、9 c の構成について説明する。

【0014】

図 2 は、LED 群 9 a、9 b、9 c の構成について説明する図である。図 2 に示すように、LED 群 9 a は 8 個の LED から成り、4 個の LED を直列接続したものを並列に 2 列接続して構成されている。LED 群 9 b は 12 個の LED から成り、6 個の LED を直列接続したものを並列に 2 列接続して構成されている。LED 群 9 c は 16 個の LED から成り、8 個の LED を直列接続したものを並列に 2 列接続して構成されている。すなわち、LED 群 9 a、9 b、9 c は、並列数は等しく 2 列であるが、各列に直列接続されている LED の数がそれぞれ 4 個、6 個、8 個と異なって構成されている。言い換えると、LED 群 9 a、9 b、9 c は、並列数が同じで、直列に接続された LED の個数が異なっている。

【0015】

操作部 3 は、ユーザが電子内視鏡システム 1 の各ユニットの動作を制御する信号を入力する第一のユーザインターフェース 13 と、挿入部 2 の先端部の湾曲動作を制御する湾曲制御部 14 とを有する。

【0016】

電源部 5 は、LED 群 9 a の点灯 / 消灯を制御する LED 制御部 15 と、CCD 11 を駆動させるための信号を出力する CCD 駆動部 16 と、CCD 11 から出力される光電変換された画像信号を処理して観察画像を作成する画像処理部 17 と、観察画像の記録及び記録した観察画像の再生を行う記録再生部 18 と、内部供給電圧を作り出す電源供給回路 19 と、電源部 5 の内部を冷却するファン 20 と、ユーザが電子内視鏡システム 1 の各ユニットの動作を制御する信号を入力する第二のユーザインターフェース 21 と、デフォルト設定部 22 と、ユーザ等から入力された信号に応じて各ユニットに制御信号を出力するシステム制御部 23 とを有する。

【0017】

LED 制御部 15 は、ケーブル 24 により LED 群 9 a と電氣的に接続されている。すなわち、交換式光学アダプタ 8 a が挿入部 2 の先端部に装着されることにより、LED 制御部 15 から挿入部 2 の先端部の接続部 12 まで延出されているケーブル 24 と、LED 群 9 a とが、接続部 12 において電氣的に接続される。尚、挿入部 2 の先端部に交換式光学アダプタ 8 b または交換式光学アダプタ 8 c が装着された場合も同様に、接続部 12 において LED 群 9 b とケーブル 24、または LED 群 9 c とケーブル 24 とが電氣的に接続される。

【0018】

LED 制御部 15 は、ケーブル 25 によりシステム制御部 23 と電氣的に接続されている。システム制御部 23 は、ケーブル 26 により第二のユーザインターフェース 21 と

10

20

30

40

50

電氣的に接続されている。ユーザは第二のユーザインターフェース 21 から LED 群 9 a の点灯 / 消灯を制御する信号を入力することができる。例えば、第二のユーザインターフェース 21 がスイッチである場合、スイッチの ON / OFF を切り替えることで、LED 群 9 a の点灯 / 消灯を制御することができる。システム制御部 23 は、第二のユーザインターフェース 21 から入力された信号に従って、LED 制御部 15 に対し、LED 群 9 a の点灯 / 消灯を制御する信号を出力する。LED 制御部 15 は、システム制御部 23 から受信した信号に従って、LED 群 9 a を点灯もしくは消灯させる。尚、挿入部 2 の先端部に交換式光学アダプタ 8 b または交換式光学アダプタ 8 c が装着された場合も同様に、LED 制御部 15 は、システム制御部 23 から受信した信号に従って、LED 群 9 b または LED 群 9 c を点灯もしくは消灯させる。尚、LED 制御部 15 の内部構造に関しては、
後に詳述する。 10

【0019】

LED 群 9 a が点灯している間、LED 群 9 a により照明されることで観察部位から発生した反射光は、対物レンズ 10 を透過して CCD 11 に到達し、結像される。ここで、CCD 11 は複合同軸ケーブル 27 により CCD 駆動部 16 と電氣的に接続されており、CCD 11 を駆動させるための信号を CCD 駆動部 16 から受信している。CCD 11 では、CCD 駆動部 16 から受信した信号に基づいたタイミングで、結像された観察部位の観察像が光電変換される。光電変換された画像信号は、複合同軸ケーブル 27 により CCD 11 と電氣的に接続された画像処理部 17 に出力される。

【0020】

画像処理部 17 は、ケーブル 28 によりシステム制御部 23 と電氣的に接続されている。システム制御部 23 は、ケーブル 29 により第一のユーザインターフェース 13 と電氣的に接続されている。ユーザは第一のユーザインターフェース 13 からズームアップやズームダウン、フリーズなどの各種指示を入力することができる。例えば、第一のユーザインターフェース 13 がスイッチである場合、スイッチのボタン操作でズームアップやズームダウン、フリーズなどの各種指示をすることができる。システム制御部 23 は、第一のユーザインターフェース 13 から入力された信号に従って、画像処理部 17 に対し、ズームアップやズームダウン、フリーズなどを指示する信号を出力する。画像処理部 17 は、システム制御部 23 から受信した信号に従って画像信号を処理し、観察画像を作成する。観察画像は、同軸ケーブル 30 により画像処理部 17 と電氣的に接続された表示装置 7 に
出力され、出画される。 30

【0021】

また、画像処理部 17 は、CCD 11 から出力された画像信号を処理して作成した観察画像だけでなく、予め記録された観察画像を表示装置 7 に出力することもできる。観察画像の記録及び再生は、ケーブル 31 により画像処理部 17 と電氣的に接続された記録再生部 18 により行われる。

【0022】

記録再生部 18 は、ケーブル 32 によりシステム制御部 23 と電氣的に接続されており、システム制御部 23 から観察画像の記録及び記録した観察画像の再生を指示する信号を受信することで動作する。システム制御部 23 から観察画像の記録を指示する信号を受信すると、記録再生部 18 は画像処理部 17 で作成されている観察画像を、ケーブル 31 を介して受信する。受信した観察画像は、記録再生部 18 と伝送路 33 により電氣的に接続され、観察画像を蓄積することが可能な記録媒体 34 に出力され、記録される。システム制御部 23 から記録した観察画像の再生を指示する信号を受信すると、記録再生部 18 は記録媒体 34 に蓄積された観察画像を、伝送路 33 を介して読み出す。読み出された観察画像は、記録再生部 18 から画像処理部 17 へ出力された後、画像処理部 17 から同軸ケーブル 30 を介して表示装置 7 に出力され、出画される。

【0023】

電源供給回路 19 は、ケーブル 35 によりバッテリー 36 と、ケーブル 37 により AC アダプタ 38 と、それぞれ電氣的に接続されており、バッテリー 36 もしくは AC アダプタ 3
50

8から電圧を得ることで、電子内視鏡システム1の各ユニットを駆動するための内部供給電圧を作り出す。ここで、バッテリー36からの出力とACアダプタ38からの出力は、図示しないダイオードにより結合されており、他方より高い電圧を出力している一方からのみ電源供給回路19に電圧が供給されるようになされている。電源供給回路19で生成された内部供給電圧は、図示しないケーブルを介して電源供給回路19から電子内視鏡システム1の各ユニットへ供給される。

【0024】

電源供給回路19は、ケーブル39によりバッテリー検出機構40とも電氣的に接続されている。バッテリー検出機構40は、バッテリー36の有無を確認し、その情報を電源供給回路19へ出力する。電源供給回路19は、受信したバッテリー有無に関する情報を、ケーブル41によって電氣的に接続されているシステム制御部23へ出力する。

10

【0025】

ファン20は、ケーブル42により電源供給回路19と電氣的に接続されており、このケーブル42を介して電源供給回路19から供給された電圧により駆動されて、電源部5の内部を冷却する。

【0026】

第二のユーザインターフェース21は、ケーブル26によりシステム制御部23と電氣的に接続されており、ユーザから入力される電子内視鏡システム1の各部位の動作を制御する信号を、システム制御部23へ出力する。デフォルト設定部22は、ケーブル43によりシステム制御部23と電氣的に接続されている。

20

【0027】

システム制御部23は、ユニバーサルケーブル4の内部を通過するケーブル44により湾曲制御部14と電氣的に接続されている。湾曲制御部14は、ケーブル45によりモータ46と電氣的に接続されており、モータ46を駆動及び停止させることで挿入部2の先端部の湾曲動作を制御している。湾曲動作の制御の詳細は次の通りである。ユーザは第二のユーザインターフェース21からモータ46を駆動あるいは停止させる指示を入力することができる。例えば、第二のユーザインターフェース21がスイッチである場合、スイッチのボタン操作でモータ46を駆動あるいは停止を指示することができる。システム制御部23は、第二のユーザインターフェース21から入力された信号に従って、湾曲制御部14に対し、モータ46を駆動あるいは停止させるよう指示する信号を出力する。湾曲制御部14は、受信した信号に従って、モータ46を駆動あるいは停止させる。

30

【0028】

モータ46が駆動されている場合、ユーザは挿入部2の先端部を湾曲させたい方向に図示しないジョイスティックを倒すことにより、ワイヤー47をモータ46と接触させ、モータ46の動力を利用して挿入部2の先端部を湾曲動作させることができる。ここで、湾曲制御部14は、接続されたモータ46にかかる負荷の状態を監視しており、モータ46異常な負荷がかけられていること感知すると、システム制御部23に対してモータ過負荷状態検出信号を出力することができる。システム制御部23は、モータ過負荷状態検出信号を受信すると、装置及びユーザの安全のために、湾曲制御部14に対してモータ46を停止させるよう指示する信号を出力する。湾曲制御部14は、受信した信号に従って、モータ46を停止させる。

40

【0029】

以上、本実施の形態における電子内視鏡システム1の全体構造について説明してきたが、ここで、図3を用いて、LED制御部15の内部の回路構造について詳しく説明する。図3は、LED制御部15内部の回路構造を説明する図である。ここでは、挿入部2の先端部に交換式光学アダプタ8bが装着されている場合について説明する。LED制御部15は、システム制御部23からLED群9bの点灯/消灯を制御する信号を受信して駆動するレギュレータ51と、レギュレータ51と電氣的に接続されたオペアンプ52と、LED群9bに供給される電流の制御を行うトランジスタ53とから構成される。トランジスタ53のベースはオペアンプ52の出力端子と、エミッタは可変抵抗器54の一端と、

50

コレクタはＬＥＤ群９ｂのアノードに接続されるケーブル２４の一端と、それぞれ電氣的に接続されている。可変抵抗器５４の別の一端は、固定抵抗器５５の一端と電氣的に接続されており、固定抵抗器５５の別の一端は接地されている。トランジスタ５３のベース・エミッタ間の電位差が温度によりばらつくのを補償するために、エミッタとオペアンプ５２のマイナス入力端子も接続されている。レギュレータ５１は電源供給回路１９からレギュレータ駆動電圧５６を供給されている。オペアンプ５２も電源供給回路１９からオペアンプ駆動電圧５７を供給されている。ＬＥＤ群９ｂのカソードはＬＥＤ駆動電源５８と接続されている。このとき、可変抵抗器５４を用いて、ＬＥＤ群９ｂに流れる電流量が一定になるように調整しておく。また、固定抵抗器５５は、ＬＥＤ群９ｂに流れる電流の最大値を決定するため、ＬＥＤ群９ｂに過大な電流が流れることを防止することができる。

10

【００３０】

ユーザが第二のユーザインターフェース２１からＬＥＤ群の点灯を制御する信号を入力すると、システム制御部２３は、第二のユーザインターフェース２１から入力された信号に従って、ＬＥＤ制御部１５に対し、ＬＥＤ群の点灯を制御する信号を出力する。ＬＥＤ制御部１５では、システム制御部２３からＬＥＤ群の点灯を制御する信号を受信すると、レギュレータ５１がＯＮの状態になり、レギュレータ５１からオペアンプ５２を通じてトランジスタ５３のベースへ電流が流れ、トランジスタ５３がＯＮの状態になる。トランジスタ５３がＯＮの状態になると、ＬＥＤ駆動電源５８からＬＥＤ群９ｂへ電圧が供給されて、ＬＥＤ群９ｂが点灯する。ここで、ＬＥＤ群９ｂを構成する各ＬＥＤに流れる電流量は、可変抵抗器５４と固定抵抗器５５により一定に制御された値である。すなわち、可変抵抗器５４によりＬＥＤ群９ｂの各ＬＥＤに流れる電流量が一定量になるように予め設定されており、固定抵抗器５５によりＬＥＤ群９ｂの各ＬＥＤに流れる最大電流量が予め決定されている。よって、ＬＥＤ群９ｂの各ＬＥＤには過大な電流や過小な電流が流れることを防ぐことができる。

20

【００３１】

ユーザが第二のユーザインターフェース２１からＬＥＤ群の消灯を制御する信号を入力すると、システム制御部２３は、第二のユーザインターフェース２１から入力された信号に従って、ＬＥＤ制御部１５に対し、ＬＥＤ群の消灯を制御する信号を出力する。ＬＥＤ制御部１５では、システム制御部２３からＬＥＤ群の消灯を制御する信号を受信すると、レギュレータ５１がＯＦＦの状態になり、レギュレータ５１からオペアンプ５２を通じてトランジスタ５３のベースへ電流が流れなくなるために、トランジスタ５３がＯＦＦの状態になる。すると、ＬＥＤ駆動電源５８からＬＥＤ群９ｂへ電流が流れなくなるために、ＬＥＤ群９ｂが消灯する。

30

【００３２】

以上は、挿入部２の先端部に交換式光学アダプタ８ｂが装着されている場合について説明したが、交換式光学アダプタ８ａ、または８ｃが装着されている場合、上述のＬＥＤ群９ｂをＬＥＤ群９ａまたはＬＥＤ群９ｃに置き換えれば全く同様の構成であり、ＬＥＤ群９ｂと同様の点灯・消灯動作が行われる。ＬＥＤ群９ａ、９ｂ、９ｃは、それぞれの順電流・順電圧特性（以下、 V_F 特性という）に従って、端子間の電圧が異なる可能性がある。しかし、ＬＥＤ駆動電源５８からＬＥＤ群９ａ、９ｂ、９ｃに十分な電圧を供給することで、トランジスタ５３により、 V_F 特性の違いによるＬＥＤ群９ａ、９ｂ、９ｃの端子間の電圧の差異を吸収することができる。すなわち、レギュレータ５１、オペアンプ５２、トランジスタ５３、可変抵抗器５４、固定抵抗器５５により定電流駆動回路が構成されており、ＬＥＤ駆動電源５８から十分な電圧が供給されている場合、ＬＥＤ群９ａ、９ｂ、９ｃの各ＬＥＤを流れる電流量は、可変抵抗器５４と固定抵抗器５５の抵抗値と、レギュレータ５１によりオペアンプ５２のプラス入力端子に入力される電圧値によって決定される。よって、挿入部２の先端部に交換式光学アダプタ８ａ、８ｂ、８ｃのいずれが装着された場合でも、 V_F 特性が異なるＬＥＤ群９ａ、９ｂ、９ｃの各ＬＥＤを流れる電流量を一定とすることができ、ＬＥＤ群９ａ、９ｂ、９ｃの各ＬＥＤに過大な電流や過小な電流が流れることを防ぐことができる。

40

50

【 0 0 3 3 】

本実施の形態の電子内視鏡システムでは、交換式光学アダプタ 8 a、8 b、8 c に内蔵される L E D 群 9 a、9 b、9 c の並列接続数を 2 列と共通化させている。そして、いずれの交換式光学アダプタ 8 a、8 b、8 c が挿入部 2 の先端部に装着された場合においても、L E D 制御部 1 5 に設けられた定電流駆動回路により L E D 群 9 a、9 b、9 c を駆動するため、各交換式光学アダプタ 8 a、8 b、8 c に専用の駆動回路、及び、各駆動回路を切り替える回路や操作が不要となり、システムを大型化することなく、操作性が向上する。また、挿入部 2 の先端部にいずれの交換式光学アダプタ 8 a、8 b、8 c が装着されても、L E D 制御部 1 5 に設けられた定電流駆動回路により、L E D 群 9 a、9 b、9 c の各 L E D を流れる電流量が一定に制御されて、観察に最適な光量が常に保たれるため、観察性が向上する。 10

【 0 0 3 4 】

尚、本実施の形態の電子内視鏡システム 1 は、第一のユーザインターフェース 1 3 と第二のユーザインターフェース 2 1 の二つのユーザインターフェースを有しているが、互いの機能を入れ替えて構成してもよい。例えば、第二のユーザインターフェース 2 1 で L E D の点灯や消灯を指示するのではなく、第一のユーザインターフェース 1 3 で指示するように構成してもよい。また、第一のユーザインターフェース 1 3 と第二のユーザインターフェース 2 1 の機能を統合して一つのユーザインターフェースとして構成してもよい。更に、統合されたユーザインターフェースを三つ以上のユーザインターフェースに分割して機能を分散させて構成してもよい。 20

【 0 0 3 5 】

また、L E D 群 9 a、9 b、9 c の並列接続数は 2 列共通となっているが、図 4 に示すように、それぞれ 4 個、6 個、8 個の L E D を直列に接続した 1 列の L E D 群 6 9 a、6 9 b、6 9 c としてもよい。図 4 は L E D 群の他の構成について説明するための回路図である。図 4 に示すように、L E D 制御部 1 5 の回路構成をなんら変更することなく、L E D 群 6 9 a、6 9 b、6 9 c をそれぞれ内蔵する交換式光学アダプタ 6 8 a、6 8 b、6 8 c を挿入部 2 の先端部に装着して使用することができる。この場合も、L E D 群 6 9 a、6 9 b、6 9 c は、それぞれの V_F 特性に従って端子間の電圧が異なる可能性があるが、L E D 駆動電源 5 8 から L E D 群 6 9 a、6 9 b、6 9 c に十分な電圧を供給することで、トランジスタ 5 3 により、 V_F 特性の違いによる L E D 群 6 9 a、6 9 b、6 9 c の端子間の電圧の差異を吸収することができる。 30

【 0 0 3 6 】

更に、図 5 に示すように、それぞれ 4 個、6 個、8 個の L E D を直列に接続したものを 3 列並列接続した L E D 群 7 9 a、7 9 b、7 9 c としてもよい。図 5 は L E D 群のさらに他の構成について説明するための回路図である。図 5 に示すように、L E D 制御部 1 5 の回路構成をなんら変更することなく、L E D 群 7 9 a、7 9 b、7 9 c をそれぞれ内蔵する交換式光学アダプタ 7 8 a、7 8 b、7 8 c を挿入部 2 の先端部に装着して使用することができる。この場合も、L E D 群 7 9 a、7 9 b、7 9 c は、それぞれの V_F 特性に従って端子間の電圧が異なる可能性があるが、L E D 駆動電源 5 8 から L E D 群 7 9 a、7 9 b、7 9 c に十分な電圧を供給することで、トランジスタ 5 3 により、 V_F 特性の違いによる L E D 群 7 9 a、7 9 b、7 9 c の端子間の電圧の差異を吸収することができる。尚、並列接続数が共通であれば、4 列以上の構成も可能である。 40

【 0 0 3 7 】

また、図 2 に示した L E D 群 9 a、9 b、9 c において、L E D の直列接続個数はそれぞれ 4 個、6 個、8 個となっているが、これに限定されるものでなく、並列数が 2 列と共通であれば、各 L E D 群の間で直列接続個数が 1 個以上の差があってもよい。図 4 に示した L E D 群 6 9 a、6 9 b、6 9 c や図 5 に示した L E D 群 7 9 a、7 9 b、7 9 c でも同様に、並列数が共通であれば、各 L E D 群の間で直列接続個数が 1 個以上の差があってもよい。

【 0 0 3 8 】

以上説明したように、本実施の形態によれば、ＬＥＤの数が異なる複数の交換式光学アダプタを使用する場合においても、交換式光学アダプタを交換しても、ＬＥＤ１個あたりに流れる電流を略同じにすることができ、かつＬＥＤに過電流あるいは過電圧を印加することがない。よって、交換式光学アダプタを交換しても、安全かつ自動的に各ＬＥＤを最適に駆動することができる、操作性及び観察性のよい電子内視鏡システムを実現することができる。

【００３９】

本発明は、上述した実施の形態に限定されるものではなく、本発明の要旨を変えない範囲において、種々の変更、改変等が可能である。以上の実施の形態から、次の付記項に記載の点に特徴がある。

10

（付記項１）複数の交換式光学アダプタを有する電子内視鏡システムにおいて、

前記交換式光学アダプタに発光素子を内蔵し、定電流方式の発光素子駆動回路を備えた内視鏡装置を有し、

前記交換式光学アダプタに内蔵される前記発光素子の構成は、並列接続数を他の前記交換式光学アダプタと共通化して、前記発光素子の数を増減した、前記交換式光学アダプタ群から構成されることを特徴とする電子内視鏡システム。

（付記項２）前記発光素子は、ＬＥＤであることを特徴とする付記項１に記載の電子内視鏡システム。

【図面の簡単な説明】

【００４０】

20

【図１】本発明の実施の形態に係わる電子内視鏡システムの全体構成を概略的に示したブロック図である。

【図２】ＬＥＤ群の構成について説明するための図である。

【図３】ＬＥＤ制御部内部の回路構造を説明するための回路図である。

【図４】ＬＥＤ群の他の構成について説明するための回路図である。

【図５】ＬＥＤ群のさらに他の構成について説明するための回路図である。

【符号の説明】

【００４１】

８ａ、８ｂ、８ｃ 交換式光学アダプタ

９ａ、９ｂ、９ｃ ＬＥＤ群

30

１５ ＬＥＤ制御部

２３ システム制御部

５１ レギュレータ

５２ オペアンプ

５３ トランジスタ

５４ 可変抵抗器

５５ 固定抵抗器

５６ レギュレータ駆動電圧

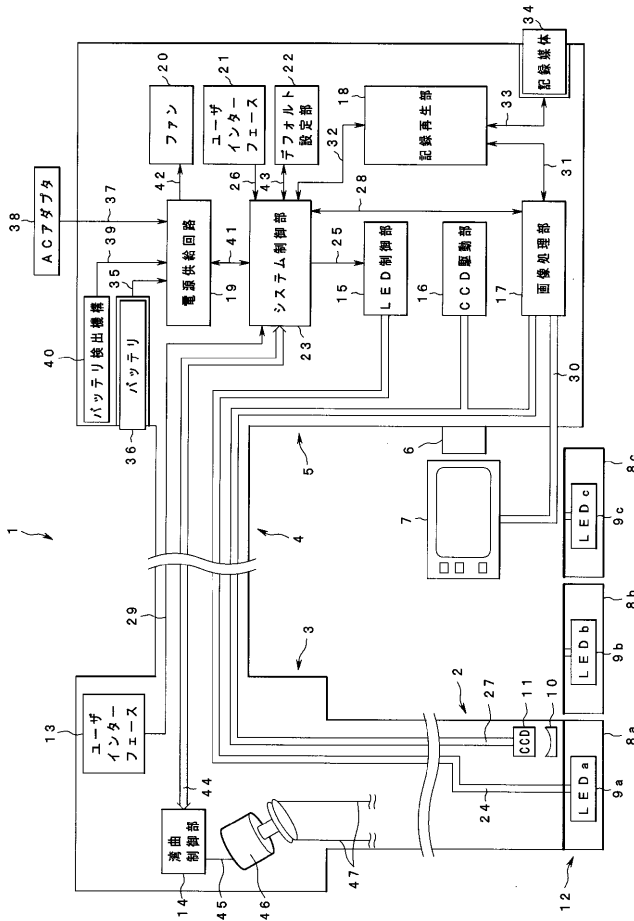
５７ オペアンプ駆動電圧

５８ ＬＥＤ駆動電源

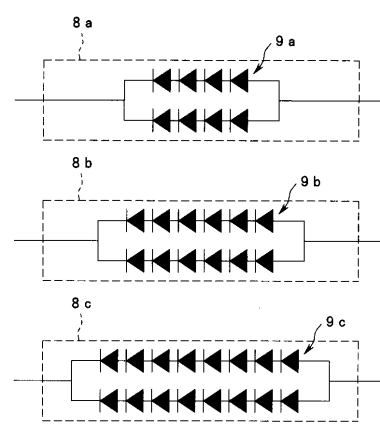
40

代理人 弁理士 伊 藤 進

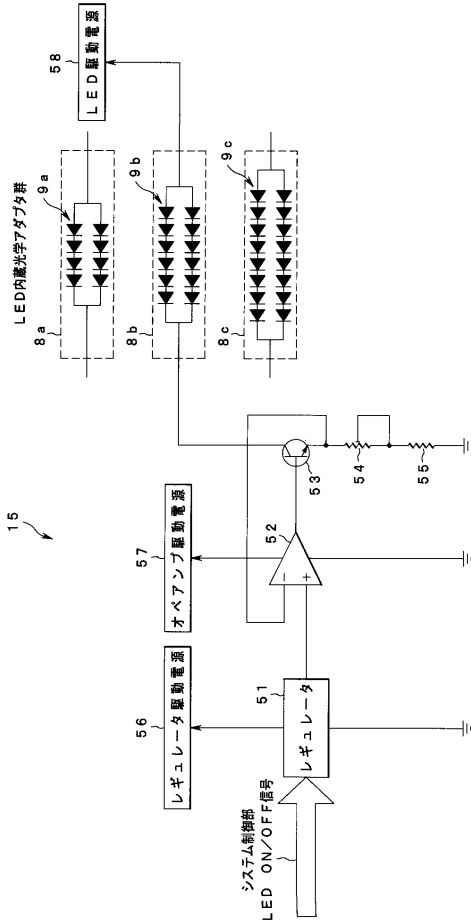
【図 1】



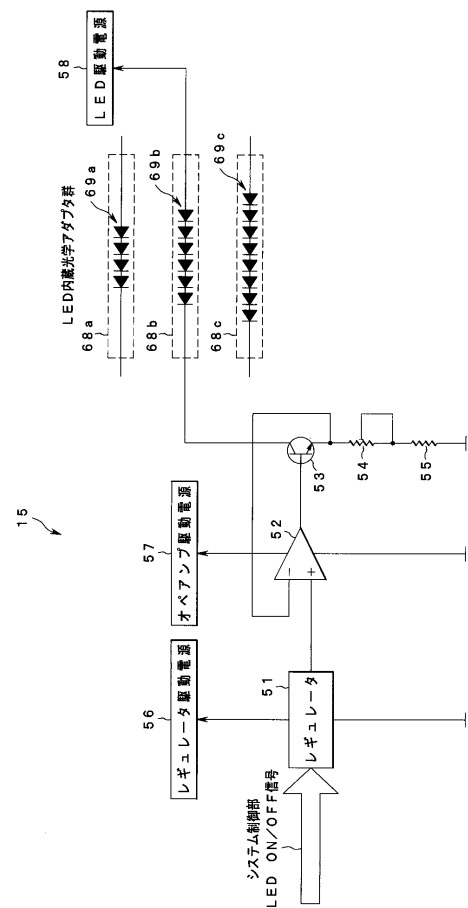
【図 2】



【図 3】



【図 4】



专利名称(译)	电子内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2006034544A	公开(公告)日	2006-02-09
申请号	JP2004217882	申请日	2004-07-26
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	成瀬真人		
发明人	成瀬 真人		
IPC分类号	A61B1/06 G02B23/24 G02B23/26		
CPC分类号	A61B1/0676 A61B1/00027 A61B1/00105 A61B1/0684		
FI分类号	A61B1/06.A G02B23/24.A G02B23/26.B A61B1/00.650 A61B1/00.715 A61B1/06.531 A61B1/07.730		
F-TERM分类号	2H040/CA03 2H040/CA04 2H040/CA06 2H040/CA11 2H040/CA12 2H040/CA13 2H040/DA12 2H040/DA22 2H040/DA52 2H040/GA02 4C061/FF40 4C061/JJ06 4C061/NN01 4C061/QQ06 4C161/FF40 4C161/JJ06 4C161/NN01 4C161/QQ06		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP4689206B2 JP2006034544A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种具有良好可操作性和良好观察性能的电子内窥镜系统，其中即使在使用具有不同的多个可互换光学适配器的情况下，各个发光元件也安全，自动且最佳地被驱动而不增加系统。发光元件的数量。ŽSOLUTION：电子内窥镜系统包括：多个光学适配器，设置有发光元件作为照明装置；光学适配器在其尖端处可附接和可拆卸的插入部分，其中插入与发光元件连接的电缆；控制部分用于控制通过电缆提供给发光元件的电流。控制部分设有恒流系统的驱动电路，并向发光元件提供恒定电流。Ž

