

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4689206号  
(P4689206)

(45) 発行日 平成23年5月25日(2011.5.25)

(24) 登録日 平成23年2月25日(2011.2.25)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B	1/06	(2006.01)
G 0 2 B	23/24	(2006.01)
G 0 2 B	23/26	(2006.01)

A 6 1 B	1/06
G 0 2 B	23/24
G 0 2 B	23/26

A
A
B

請求項の数 5 (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2004-217882 (P2004-217882)
(22) 出願日	平成16年7月26日 (2004.7.26)
(65) 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)
審査請求日	平成19年7月17日 (2007.7.17)

(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	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

審査官 樋熊 政一

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】電子内視鏡システム

## (57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

照明手段としての複数の発光素子を備え、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2列以上内蔵している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、前記複数の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複数の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、前記複数の発光素子に定電流を供給するものであり、

前記駆動回路は、前記複数の発光素子に流れる電流値が一定になるように設定された可変抵抗器と、前記複数の発光素子に流れる電流の最大値を決定するための固定抵抗器とを有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のそれぞれに内蔵している前記発光素子列は、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。

## 【請求項 3】

前記複数の光学アダプタは、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 1 に記載の電子内視鏡システム。

## 【請求項 4】

前記光学アダプタは、内蔵している前記発光素子列の列数が互いに等しく、且つ前記發

10

20

光素子列の発光素子の数がそれぞれ異な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。

【請求項 5】

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 4 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】

【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。 10

【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れている。

【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。 20

【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なっていた。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なっていた。 30

【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）。 40

【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 50

プラに内蔵された L E D 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 L E D 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、L E D 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、L E D 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 L E D 駆動回路や各 L E D 駆動回路を切り替えるための回路を電子内視鏡本体内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、照明手段としての複数の発光素子を備え、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 2 列以上内蔵している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、前記複数の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複数の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、前記複数の発光素子に定電流を供給するものであり、前記駆動回路は、前記複数の発光素子に流れる電流値が一定になるように設定された可変抵抗器と、前記複数の発光素子に流れ 30 る電流の最大値を決定するための固定抵抗器とを有する。

【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プロック図である。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、L E D 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

10

20

30

40

50

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8a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9bを内蔵する交換式光学アダプタ8bや、LED群9cを内蔵する交換式光学アダプタ8cと、交換可能となっている。ここで、図2を用いてLED群9a、9b、9cの構成について説明する。

#### 【0014】

図2は、LED群9a、9b、9c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9a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9b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9c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9a、9b、9c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9a、9b、9c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9aの点灯／消灯を制御するLED制御部15と、CCD11を駆動させるための信号を出力するCCD駆動部16と、CCD11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9aと電気的に接続されている。すなわち、交換式光学アダプタ8a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9aとが、接続部12において電気的に接続される。尚、挿入部2の先端部に交換式光学アダプタ8bまたは交換式光学アダプタ8cが装着された場合も同様に、接続部12においてLED群9bとケーブル24、またはLED群9cとケーブル24とが電気的に接続される。

#### 【0018】

LED制御部15は、ケーブル25によりシステム制御部23とも電気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と電気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9a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9a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9a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9a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8bまたは交換式光学アダプタ8c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9bまたはLED群9c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、

10

20

30

40

50

後に詳述する。

#### 【0019】

LED群9が点灯している間、LED群9a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CCD11に到達し、結像される。ここで、CCD11は複合同軸ケーブル27によりCCD駆動部16と電気的に接続されており、CCD11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。CCD11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CCD11と電気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と電気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と電気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と電気的に接続された表示装置7に出力され、出画される。

10

#### 【0021】

また、画像処理部17は、CCD11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と電気的に接続された記録再生部18により行われる。

20

#### 【0022】

記録再生部18は、ケーブル32によりシステム制御部23と電気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により電気的に接続され、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。

30

#### 【0023】

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

40

#### 【0024】

電源供給回路19は、ケーブル39によりバッテリ検出機構40とも電気的に接続されている。バッテリ検出機構40は、バッテリ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、受信したバッテリ有無に関する情報を、ケーブ

50

ル41によって電気的に接続されているシステム制御部23へ出力する。

**【0025】**

ファン20は、ケーブル42により電源供給回路19と電気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と電気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と電気的に接続されている。

10

**【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と電気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と電気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。

20

**【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。

30

**【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と電気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、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、それぞれ電気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の一端と電気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。

40

50

## 【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<sup>10</sup>とを防ぐことができる。

## 【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。<sup>20</sup>

## 【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<sub>F</sub>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<sub>F</sub>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<sub>F</sub>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ます、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。<sup>30</sup>

## 【0033】

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8a、8b、8cに内蔵されるLED群9a、9b、9c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8a、8b、8cが挿入部2の先端部に装着された場合においても、LED制御部15に設けられた定電流駆動回路によりLED群9a、9b、9cを駆動するため、各交換式光学アダプタ8a、8b、8c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8a、8b、8cが装着されても、LED制御部15に設けられた定電流駆動回路により、LED群9a、9b、9cの各LED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<sup>40</sup>

、観察性が向上する。

#### 【0034】

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13と第二のユーザインターフェース21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21でLED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13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13と第二のユーザインターフェース21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。

10

#### 【0035】

また、LED群9a、9b、9c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LEDを直列に接続した1列のLED群69、69b、69cとしてもよい。図4は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4に示すように、LED制御部15の回路構成をなんら変更することなく、LED群69、69b、69cをそれぞれ内蔵する交換式光学アダプタ68a、68b、68c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、LED群69、69b、69cは、それぞれのVF特性に従って端子間の電圧が異なる可能性があるが、LED駆動電源58からLED群69a、69b、69cに十分な電圧を供給することで、トランジスタ53により、VF特性の違いによるLED群69a、69b、69cの端子間の電圧の差異を吸収することができる。

20

#### 【0036】

更に、図5に示すように、それぞれ4個、6個、8個のLEDを直列に接続したものを作成し、3列並列接続したLED群79、79b、79cとしてもよい。図5は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。図5に示すように、LED制御部15の回路構成をなんら変更することなく、LED群79、79b、79cをそれぞれ内蔵する交換式光学アダプタ78a、78b、78c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、LED群79、79b、79cは、それぞれのVF特性に従って端子間の電圧が異なる可能性があるが、LED駆動電源58からLED群79、79b、79cに十分な電圧を供給することで、トランジスタ53により、VF特性の違いによるLED群79、79b、79c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。

30

#### 【0037】

また、図2に示したLED群9a、9b、9cにおいて、LED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LED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LED群69a、69b、69cや図5に示したLED群79、79b、79cでも同様に、並列数が共通であれば、各LED群の間で直列接続個数が1個以上の差があってもよい。

40

#### 【0038】

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る、かつLEDに過電流あるいは過電圧を印加することができない。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。

50

(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に通化して、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】

10

【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】

20

8a、8b、8c 交換式光学アダプタ

9a、9b、9c LED群

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

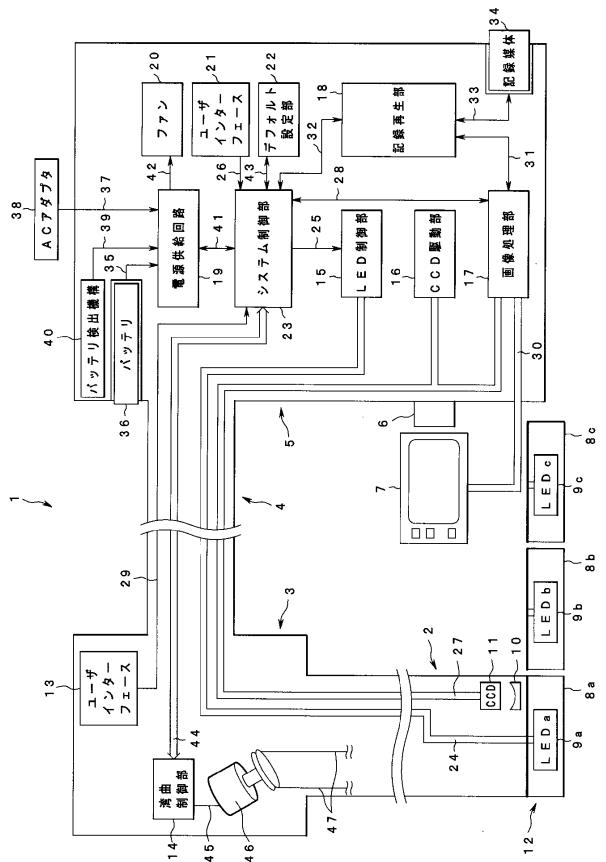
57 オペアンプ駆動電圧

58 LED駆動電源

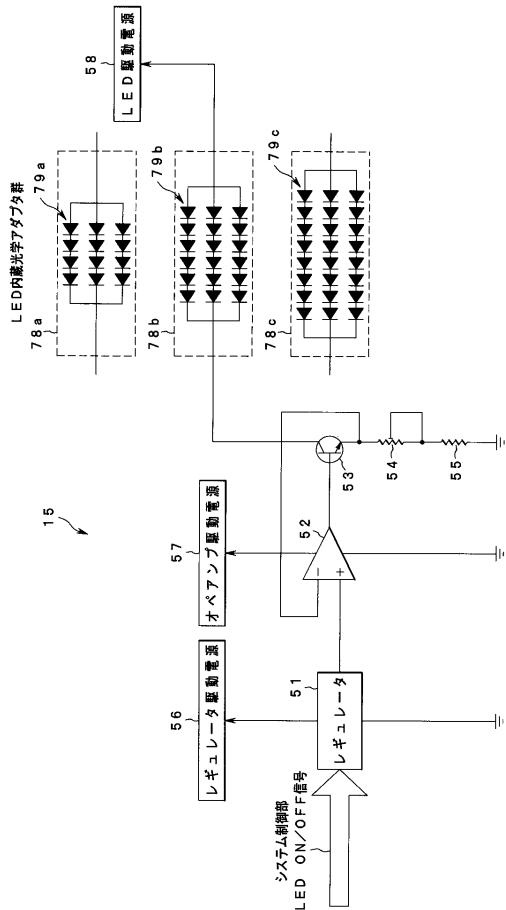
30

代理人 弁理士 伊藤 進

【図1】



【図5】



---

フロントページの続き

(56)参考文献 特開2001-061777(JP,A)  
特開平10-216085(JP,A)  
特開2002-224031(JP,A)  
特開平06-045653(JP,A)  
特開2003-142281(JP,A)  
特開2003-068109(JP,A)  
特開2002-270384(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 1 / 0 0  
G 02 B 2 3 / 2 4

专利名称(译)	电子内窥镜系统		
公开(公告)号	<a href="#">JP4689206B2</a>	公开(公告)日	2011-05-25
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		
当前申请(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		
审查员(译)	棕熊正和		
其他公开文献	JP2006034544A JP2006034544A5		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

### 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。  
**ZSOLUTION：**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

