

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6280406号
(P6280406)

(45) 発行日 平成30年2月14日(2018.2.14)

(24) 登録日 平成30年1月26日(2018.1.26)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 1/06 (2006.01) A 6 1 B 1/06 5 3 1
A 6 1 B 1/018 (2006.01) A 6 1 B 1/018 5 1 1
 A 6 1 B 1/06 6 1 2

請求項の数 8 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2014-56721 (P2014-56721)	(73) 特許権者	000113263 H O Y A 株式会社 東京都新宿区西新宿六丁目10番1号
(22) 出願日	平成26年3月19日(2014.3.19)	(74) 代理人	100078880 弁理士 松岡 修平
(65) 公開番号	特開2015-177898 (P2015-177898A)	(74) 代理人	100183760 弁理士 山鹿 宗貴
(43) 公開日	平成27年10月8日(2015.10.8)	(72) 発明者	河端 祐一 東京都新宿区中落合2丁目7番5号 H O Y A 株式会社内
審査請求日	平成28年6月14日(2016.6.14)	審査官	伊藤 昭治

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

複数の光源部と、被写体を撮像して撮像信号を生成する少なくとも一つの撮像素子と、を有する電子スコープと、

前記複数の光源部の各々を駆動制御する光源駆動手段と、を備え、

前記電子スコープは、処置具を通して該電子スコープの先端部から突出させるための処置具チャンネルを有し、

前記光源駆動手段は、全ての前記光源部を駆動し、前記処置具チャンネルに前記処置具が挿入されているか否かに応じて、各前記光源部の出射光量を調整する、内視鏡システム。

【請求項2】

前記電子スコープは、

前記処置具チャンネルに前記処置具が通されているか否かを検知する処置具検知センサを有し、

前記処置具検知センサによる検知結果を前記光源駆動手段へ送信する、請求項1に記載の内視鏡システム。

【請求項3】

前記電子スコープは、該電子スコープに関する所定の情報を前記光源駆動手段へ送信し、

前記光源駆動手段は、前記所定の情報に基づいて、各前記光源部の出射光量を調整する

請求項 1 又は請求項 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記電子スコープは、

前記電子スコープの先端部の向きを検知するための向き検知センサを含み、

前記向き検知センサによる検知結果を、前記所定の情報として前記光源駆動手段へ送信する、

請求項 3 に記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記所定の情報は、前記電子スコープの固有情報を含む、

請求項 3 又は請求項 4 に記載の内視鏡システム。

10

【請求項 6】

前記電子スコープの固有情報は、前記少なくとも一つの撮像素子の固有情報を含む、

請求項 5 に記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記撮像信号に基づいて撮影画像を表示装置上に表示するための画像信号を生成する画像信号処理手段を更に有し、

前記画像信号処理手段は、前記複数の光源部から射出される照明光の配光分布に基づいて前記画像信号の輝度分布を調整する、

請求項 1 から請求項 6 のいずれか一項に記載の内視鏡システム。

20

【請求項 8】

前記複数の光源部の駆動状態をユーザに通知する通知手段を更に有する、

請求項 1 から請求項 7 のいずれか一項に記載の内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被写体を照明する内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

人の食道や腸などの管腔内を観察するための内視鏡システムとして、被写体を照明して撮像する電子スコープ、電子スコープから送信された撮像信号を処理する内視鏡プロセッサおよび内視鏡プロセッサで処理された撮像信号に基づいて観察画像を表示するモニタを備える内視鏡システムが知られている。被写体を照明する照明光の光源には、キセノンランプやハロゲンランプなどの高輝度ランプが用いられている。しかし、近年、発光ダイオード（LED）やレーザーダイオード（LD）などの固体光源の高輝度化や長寿命化に伴い、内視鏡システムの光源に固体光源が用いられ始めている。

30

【0003】

例えば特許文献 1 に、固体光源を用いた内視鏡システムの具体的構成が記載されている。特許文献 1 に記載の内視鏡システムは、先端部に 2 つの LED を備える電子スコープを備えている。2 つの LED は、光源用の電源に対して並列に且つ 2 つの LED の極性（アノードの向きとカソードの向き）が逆方向となるように接続されている。この構成において、LED に供給される駆動電流の極性が反転されることにより、2 つの LED が択一的に駆動（点灯）される。駆動される LED は、術者による内視鏡プロセッサに設けられたスイッチの操作により選択される。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特開 2013 - 123585 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

50

【 0 0 0 5 】

特許文献 1 に記載の内視鏡システムでは、術者は、患者の体腔内の検査中、電子スコープの操作を行いながら LED の選択操作を行わなければならない。術者にとって操作負担が大きいため、術者が体腔内の検査に集中できないという不都合が指摘される。

【 0 0 0 6 】

本発明は上記の事情を鑑みてなされたものであり、その目的とするところは、術者の操作負担を軽減すべく、複数の光源部の駆動制御が容易な内視鏡システムを提供することである。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 7 】

上記の目的を達成するために、本発明の実施形態の内視鏡システムは、被写体を撮像して撮像信号を生成する少なくとも一つの撮像素子を有する電子スコープであって、先端部に照明光を射出する複数の光源部を搭載するものと、複数の光源部の各々を駆動制御する光源駆動手段と、を備える。電子スコープは、電子スコープに関する所定の情報を光源駆動手段へ送信し、光源駆動手段は、電子スコープから送信される所定の情報に基づいて、駆動する光源部を切り替える。

【 0 0 0 8 】

このような構成によれば、駆動される光源部は、電子スコープより受信される所定の情報に基づいて自動で切り替わる。術者は、光源部の切り替え操作を行う必要がないため、操作負担が軽減される。術者は、光源部の操作の負担が軽減されることにより、患者の体腔内の検査により一層集中することができる。

【 0 0 0 9 】

また、電子スコープに関する所定の情報は、電子スコープの実使用状態を示す情報を含んでもよい。

【 0 0 1 0 】

また、電子スコープは、電子スコープの実使用状態を検知するためのセンサと、センサによる検知結果に基づいて電子スコープの状態を検知する状態検知手段とを更に有してもよい。この場合、電子スコープは、検知された電子スコープの状態を示す情報を光源駆動手段へ送信する。

【 0 0 1 1 】

また、センサは、電子スコープの先端部の向きを検知する向き検知センサを含んでもよい。

【 0 0 1 2 】

また、電子スコープは、所定の処置具を通して先端部から突出させるための処置具チャンネルを更に有してもよい。この場合、センサは、処置具チャンネルに所定の処置具が通されているかどうかを検知する処置具検知センサを含む。

【 0 0 1 3 】

また、電子スコープに関する所定の情報は、電子スコープの固有情報を含んでもよい。

【 0 0 1 4 】

また、電子スコープの固有情報は、少なくとも一つの撮像素子の固有情報を含んでもよい。

【 0 0 1 5 】

また、内視鏡システムは、撮像信号に基づいて撮影画像を表示装置上に表示するための画像信号を生成する画像信号処理手段を更に有してもよい。この場合、画像信号処理手段は、光源駆動手段によって駆動されている光源部から射出される照明光の配光分布に基づいて画像信号の輝度分布を調整する。

【 0 0 1 6 】

また、内視鏡システムは、複数の光源部の中で光源駆動手段によって駆動されている光源部をユーザに通知する通知手段を更に有してもよい。

【発明の効果】

10

20

30

40

50

【 0 0 1 7 】

本発明の内視鏡システムによれば、術者による光源部の操作負担が軽減される。そのため、術者は、患者の体腔内の検査により一層集中することができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 8 】

【 図 1 】 本発明の実施形態にかかる内視鏡システムのブロック図である。

【 図 2 】 本発明の実施形態にかかる電子スコープを説明する図である。

【 図 3 】 本発明の実施形態にかかる内視鏡システムの動作フローを説明する図である。

【 図 4 】 本発明の実施形態にかかるモニタの表示例を説明する図である。

【 図 5 】 本発明の実施形態にかかる電子スコープの管腔内における向きを説明する図である。

10

【 図 6 】 本発明の実施形態にかかるモニタに表示される光源部の駆動状態を説明する図である。

【 図 7 】 本発明の実施形態にかかるモニタに表示される光源部の駆動状態を説明する図である。

【 図 8 】 本発明の実施形態の変形例にかかる電子スコープを説明する図である。

【 図 9 】 本発明の実施形態の変形例にかかるモニタに表示される光源部の駆動状態を説明する図である。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 1 9 】

20

以下、本発明の実施の形態について図面を用いて詳細に説明する。

【 0 0 2 0 】

図 1 は、本発明の実施形態にかかる内視鏡システム 1 のブロック図である。図 1 に示されるように、本実施形態にかかる内視鏡システム 1 は、電子スコープ（電子内視鏡）100、内視鏡プロセッサ 200 およびモニタ 300 を備える。

【 0 0 2 1 】

電子スコープ 100 は、サブ CPU 101、サブメモリ 102、複数の光源部 103、対物光学系 105、撮像素子 106、撮像素子ドライバ 107、向きセンサ 108、センサドライバ 109、処置具センサ 110、センサドライバ 111 および電気コネクタ 112A ~ 112C を備えている。各光源部 103 は、発光ダイオード（LED）103a および照明光学系 103b を備えている。各光源部 103、対物光学系 105、撮像素子 106 および向きセンサ 108 は、電子スコープ 100 の可撓管の先端部 100a に設けられている。なお、電子スコープ 100 は、8 つの光源部 103 を備えているが、図 1 では、図面を簡略化するために、その一部を省略して示している。

30

【 0 0 2 2 】

内視鏡プロセッサ 200 は、メイン CPU 201、メインメモリ 202、光源ドライバ 203、画像処理回路 204、画像メモリ 205、映像信号生成回路 206、フロントパネル 207 および電気コネクタ 208 を備えている。

【 0 0 2 3 】

メイン CPU 201 は、内視鏡システム 1 を構成する各要素を制御する。各 LED 103a はそれぞれ、電気コネクタ 112A を介して光源ドライバ 203 によって駆動制御され、白色の照明光を放射する。光源ドライバ 203 は、各 LED 103a をそれぞれ独立に駆動制御する。なお、各 LED 103a の代わりにレーザダイオード（LD）や有機発光ダイオード（OLED）などの固体光源が用いられてもよい。

40

【 0 0 2 4 】

各 LED 103a から放射された照明光はそれぞれ、対応する照明光学系 103b を介して電子スコープ 100 の先端部 100a から射出され、被写体を照明する。被写体で反射された照明光（反射光）は、対物光学系 105 を介して撮像素子 106 の受光面上の各画素で光学像を結ぶ。

【 0 0 2 5 】

50

撮像素子106は、受光面上の各画素で結像した光学像を光量に応じた電荷として蓄積して、赤(R)、緑(G)、青(B)の各色に対応した撮像信号(R撮像信号、G撮像信号、B撮像信号)に変換する。変換された各撮像信号は、撮像素子ドライバ107によってAD変換や信号増幅等の処理が施され、電気コネクタ112Bを介して画像処理回路204へ送信される。

【0026】

サブCPU101は、サブメモリ102にアクセスして電子スコープ100の固有情報を読み出す。サブメモリ102に記憶されている電子スコープ100の固有情報には、撮像素子106の固有情報および各LED103aの固有情報が含まれる。撮像素子106の固有情報には、撮像素子106の画素数や感度、対応可能なフレームレートまたは型番等が含まれる。LED103aの固有情報には、LED103aの数、配置、駆動電流(または駆動電圧)または型番等が含まれる。サブCPU101は、サブメモリ102から読み出した電子スコープ100の固有情報を、電気コネクタ112Cを介してメインCPU201に送信する。

10

【0027】

メインCPU201は、メインメモリ202にアクセスして、メインメモリ202に記憶された各種プログラムを実行することにより、各種演算処理や内視鏡システム1を構成する各要素の制御信号の生成等を行う。メインCPU201は、生成された制御信号を用いて、内視鏡プロセッサ200内の各回路の動作や動作タイミングを制御する。また、メインCPU201は、フロントパネル207に接続されている。フロントパネル207は、術者が内視鏡システム1の各種設定や各種パラメータを変更するためのユーザインターフェースである。メインCPU201は、術者によるフロントパネル207への入力操作に基づいて各回路の処理に用いるパラメータや生成する制御信号等を変更する。

20

【0028】

画像処理回路204は、撮像素子ドライバ107から受信したR、G、Bの撮像信号に対して、ホワイトバランス調整処理、ガンマ補正処理または輝度調整処理などの画像処理を施して画像メモリ205に送信する。画像メモリ205は、画像処理回路204から受信した撮像信号を記憶し、所定のタイミングで映像信号生成回路206に送信する。映像信号生成回路206は、画像メモリ205から受信した撮像信号を所定の形式(例えば、NTSC形式)の映像信号に変換し、電気コネクタ208を介してモニタ300に送信する。モニタ300は、受信した映像信号に基づいて被写体の観察画像(撮影画像)を表示する。

30

【0029】

次に、本実施形態にかかる電子スコープ100の構成について説明する。図2は、本実施形態にかかる電子スコープ100の説明図である。図2(a)は、電子スコープ100の先端部100a近傍の斜視図を示し、図2(b)は電子スコープ100の先端面100bの正面図を示す。

【0030】

図2(a)に示されるように、電子スコープ100の先端部100aは、湾曲部100cと接続されている。湾曲部100cは、術者により不図示の操作部が操作されることによって、長手方向と直交する方向へ湾曲する。図2(b)に示されるように、先端面100bには、8つの光源部103(照明光学系103b)、対物光学系105および鉗子口120A、120Bが配置されている。なお、説明の便宜上、先端面100bに配置された8つの光源部103のそれぞれに、記号「A」～「H」を付す。

40

【0031】

電子スコープ100の操作部付近には、鉗子や高周波メスなどの処置具が挿入される一対の鉗子挿入口が形成されている。処理具は、一対の鉗子挿入口の各々を介して電子スコープ100内に形成された鉗子チャンネルに挿入される。一方の鉗子チャンネルに挿入された処理具は、鉗子口120Aを介して先端面100bから電子スコープ100の外部へ突出される。他方の鉗子チャンネルに挿入された処理具は、鉗子口120Bを介して先端面100

50

0 b から電子スコープ 1 0 0 の外部へ突出される。

【 0 0 3 2 】

各鉗子チャンネルには、処置具センサ 1 1 0 が設けられている。処置具センサ 1 1 0 は、例えばプッシュスイッチであり、鉗子チャンネルに処置具が挿入されるとオン信号（処置具検知信号）を出力する。処置具検知信号は、センサドライバ 1 1 1 を介してサブ CPU 1 0 1 に送信される。サブ CPU 1 0 1 は、処置具検知信号を受信することで、鉗子チャンネルに処置具が挿入されたことを検知する。サブ CPU 1 0 1 は、鉗子チャンネルに処置具が挿入されたことを、電気コネクタ 1 1 2 C を介してメイン CPU 2 0 1 に通知する。

【 0 0 3 3 】

向きセンサ 1 0 8 は先端部 1 0 0 a の向きを検知するためのセンサであり、例えば、3 方向の角速度を検出して出力する 3 軸ジャイロセンサである。ジャイロセンサからの出力は、センサドライバを介してサブ CPU 1 0 1 に送信される。サブ CPU 1 0 1 は、ジャイロセンサから受信した角速度に対して時間積分処理を行うことにより、先端部 1 0 0 a の向き（姿勢）を算出する。算出された先端部 1 0 0 a の向き（向き情報）は、メイン CPU 2 0 1 に送信される。

10

【 0 0 3 4 】

このように、サブ CPU 1 0 1 からメイン CPU 2 0 1 には、撮像素子 1 0 6 及び LED 1 0 3 a の固有情報などの電子スコープ 1 0 0 の固有情報と、処置具検知信号及び先端部 1 0 0 a の向き情報などの電子スコープ 1 0 0 の実使用状態を示す情報が送信される。メイン CPU 2 0 1 は、サブ CPU 1 0 1 から受信した情報に基づいて各光源部 1 0 3 を

20

駆動制御する。

【 0 0 3 5 】

次に、図 3 を用いて、内視鏡システム 1 における光源部 1 0 3 の駆動制御の動作フローについて説明する。

【 0 0 3 6 】

術者により、内視鏡プロセッサ 2 0 0 に電子スコープ 1 0 0 が接続され、次いで、内視鏡プロセッサ 2 0 0 に電源が入れられると、サブ CPU 1 0 1 はサブメモリ 1 0 2 にアクセスして電子スコープ 1 0 0 の固有情報を読み出す。メイン CPU 2 0 1 は、サブ CPU 1 0 1 から電子スコープ 1 0 0 の固有情報を受信する（S 1 0 1）。

【 0 0 3 7 】

メイン CPU 2 0 1 は、電子スコープ 1 0 0 の固有情報を受信すると、複数の光源部 1 0 3 のうち、どの光源部 1 0 3（LED 1 0 3 a）を駆動（点灯）するかを決定する。具体的には、メイン CPU 2 0 1 は、サブ CPU 1 0 1 から受信した電子スコープ 1 0 0 の固有情報に対応する光源駆動設定（固有駆動設定）がメインメモリ 2 0 2 に記憶されているかを判定する（S 1 0 2）。

30

【 0 0 3 8 】

メインメモリ 2 0 2 には、複数の光源駆動設定が記憶されている。各光源駆動設定はそれぞれ、異なる種類の電子スコープ 1 0 0 に対応しており、光源部 1 0 3 を駆動制御するための制御情報を含んでいる。内視鏡プロセッサ 2 0 0 に接続されている電子スコープ 1 0 0 に対応する固有駆動設定がメインメモリ 2 0 2 に記憶されている場合（S 1 0 2：YES）、メイン CPU 2 0 1 は固有駆動設定に基づいて固有制御信号を生成し光源ドライバ 2 0 3 に送信する。光源ドライバ 2 0 3 は受信した固有制御信号に従って各光源部 1 0 3 を駆動制御する（S 1 0 3）。

40

【 0 0 3 9 】

ここで、図 2 に示される電子スコープ 1 0 0 の構成は、一例であり、光源部 1 0 3、対物光学系 1 0 5 および鉗子口 1 2 0 A、1 2 0 B の数や配置は、電子スコープ 1 0 0 の種類によって異なる。また、LED 1 0 3 a は種類によって駆動電流（または駆動電圧）や発光効率が異なる。各電子スコープ 1 0 0 の固有情報は、これらの構成に応じて異なる。

【 0 0 4 0 】

例えば、各光源部 1 0 3 の LED 1 0 3 a の出射光量が比較的少ない（発光効率が比較

50

的低い)電子スコープ100が内視鏡プロセッサ200に接続されている場合や、比較的小型で感度が低い撮像素子106を備える電子スコープ100が内視鏡プロセッサ200に接続されている場合を考える。この場合、例えば他の電子スコープ100を用いて被写体を観察する場合と比べて、被写体を照明する照明光の光量を増やす必要がある。そのため、メインCPU201は、同時に点灯されるLED103aの数を増やしたりLED103aに供給される駆動電流を増やしたりすることにより、照明光の光量を増やす。これにより、術者にとって見やすい明るさの観察画像が得られる。

【0041】

一方、内視鏡プロセッサ200に接続されている電子スコープ100に対応する固有駆動設定がメインメモリ202に記憶されていない場合(S102:NO)、メインCPU201は所定の共通設定に基づいて共通制御信号を生成し光源ドライバ203に送信する。光源ドライバ203は、受信した共通制御信号に従って各光源部103を駆動制御する(S104)。この場合、複数のLED103aのうち所定のLED103aに所定の駆動電流が供給される。

10

【0042】

メインCPU201は、光源ドライバ203に制御信号(固有制御信号または共通制御信号)を送信すると共に、光源部103の駆動状態を示す通知信号をモニタ300に送信する(S105)。この通知信号には、複数の光源部103のうち、どの光源部103が駆動されているかを示す情報が含まれる。モニタ300は、受信した通知信号に基づいて光源部103の駆動状態を表示する。

20

【0043】

図4は、モニタ300による光源部103の駆動状態の表示例を示す。モニタ300には、被写体の観察画像301と共に、メインCPU201から受信した通知信号に基づく光源部103の駆動状態302が表示される。表示される駆動状態302は、図2(b)に示される先端部100bの正面図と対応している。駆動状態302において、LED103aが点灯されている光源部103(駆動されている光源部103)が白抜き、LED103aが消灯されている光源部103(駆動されていない光源部103)が黒塗りで示されている。術者は、駆動状態302を見ることにより各光源部103の駆動状態を確認することができる。

【0044】

処理ステップS106では、サブCPU101より受信される前回の向き情報と今回の向き情報とを比較して先端部100bの向きが変化したか否かが判定される。先端部100aの向きが変化していないと判定される場合(S106:NO)、内視鏡システム1の動作は処理ステップS108に移る。一方、先端部100aの向きが変化すると判定される場合(S106:YES)、メインCPU201は、変化後の先端部100aの向きに応じて光源部103を駆動制御する(S107)。なお、処理ステップS106の初回実行時は、一律にNO判定となる。

30

【0045】

ここで、先端部100aの向きに応じた光源部103の駆動制御について説明する。図5(a)、図5(b)は、被検者の管腔10(例えば、食道や腸など)内に挿入された電子スコープ100の先端部100a近傍を示す。図5中、先端部100bの法線方向を一点破線Nで示し、内視鏡スコープ100の撮像範囲(の境界)を破線Vで示す。

40

【0046】

図5(a)に示される電子スコープ100は、先端部100aの向き(先端部100bの法線方向N)が管腔内壁11の長手方向に沿うように配置されている。このような配置では、管腔内壁11のうち、電子スコープ100の挿入方向に対して上下左右全ての領域が撮像される。そのため、光源部103は、管腔内壁11の上下左右全ての領域がほぼ一様に照明されるように駆動制御される。例えば、図4に示される駆動状態302のように、LED103aが点灯しているものと消灯しているものとが交互に並ぶように光源部103が駆動制御されることにより、管腔内壁11の上下左右全ての領域が一様に照明され

50

る。

【 0 0 4 7 】

一方、図 5 (b) に示される電子スコープ 1 0 0 は、湾曲部 1 0 0 c が湾曲され、先端部 1 0 0 a の向きは管腔内壁 1 1 の長手方向に沿っていない。このような配置では、撮像範囲 V 内の管腔内壁 1 1 には、先端面 1 0 0 b と管腔内壁 1 1 との間隔が狭い領域 1 1 a と、間隔が広い領域 1 1 b とが生じる。間隔が狭い領域 1 1 a は照明光の照度が高くなるため、領域 1 1 a の観察画像にはハレーションが生じやすい。一方、間隔が狭い領域 1 1 b は照明光の照度が低くなるため、領域 1 1 b の観察画像の輝度が低くなりやすい。そのため、光源部 1 0 3 は、先端部 1 0 0 a の向きに応じて、観察画像にハレーションや輝度の低い領域が生じないように駆動制御される。

10

【 0 0 4 8 】

図 6 は、電子スコープ 1 0 0 が図 5 (b) に示される配置にある場合の光源部 1 0 3 の駆動状態 3 0 2 を示す図である。図 6 (a) ~ 図 6 (d) は、管腔 1 0 内で電子スコープ 1 0 0 を軸線 (先端面 1 0 0 b の法線) の周りで回転させ且つ湾曲部 1 0 0 c を湾曲させた場合における、駆動状態 3 0 2 の変化を示している。図 6 (a) ~ 図 6 (d) の各図中、「TOP」は、先端部 1 0 0 a の軸線周りの回転位置を示すと共に光源部 1 0 3 D が配置されている方向を示している。また、図 6 中の矢印は、図 6 (a) ~ 図 6 (d) の各図共通の矢印であり、湾曲部 1 0 0 c の湾曲方向を表している。この矢印は、説明の便宜のために記載しているものであり、モニタ 3 0 0 には表示されない。

【 0 0 4 9 】

図 6 (a) は、光源部 1 0 3 D が鉛直上側に配置され且つ湾曲部 1 0 0 c が鉛直下方向へ湾曲されている場合の駆動状態 3 0 2 である。図 6 (b) は、光源部 1 0 3 G が鉛直上側に配置され且つ湾曲部 1 0 0 c が鉛直下方向へ湾曲されている場合の駆動状態 3 0 2 である。図 6 (c) は、光源部 1 0 3 H が鉛直上側に配置され且つ湾曲部 1 0 0 c が鉛直下方向へ湾曲されている場合の駆動状態 3 0 2 である。図 6 (d) は、光源部 1 0 3 A が鉛直上側に配置され且つ湾曲部 1 0 0 c が鉛直下方向へ湾曲されている場合の駆動状態 3 0 2 である。

20

【 0 0 5 0 】

図 6 (a) ~ 図 6 (d) に示されるように、湾曲部 1 0 0 c が矢印方向 (鉛直下方向) へ湾曲されている場合、湾曲方向側に配置されている光源部 1 0 3 は駆動されておらず、湾曲方向と反対方向側に配置されている光源部 1 0 3 は駆動されている。そのため、管腔内壁 1 1 との間隔が狭い領域 1 1 a に対する照度が低下すると共に管腔内壁 1 1 との間隔が広い領域 1 1 b に対する照度が増加する。これにより、領域 1 1 a におけるハレーションの発生が抑えられると共に領域 1 1 b の輝度の低下が抑えられる。

30

【 0 0 5 1 】

先端部 1 0 0 a の向きに応じた光源部 1 0 3 の駆動制御が行われると、次に、内視鏡スコープ 1 0 0 の各鉗子チャンネルに処置具が挿入されているかが処置具センサ 1 1 0 の出力に基づいて検知される (S 1 0 8)。いずれの鉗子チャンネルにも処置具が挿入されていない場合 (S 1 0 8 : NO)、内視鏡システム 1 の動作は処理ステップ S 1 1 0 に移る。一方、少なくとも一つの鉗子チャンネルに処置具が挿入されている場合 (S 1 0 8 : YES)、メイン CPU 2 0 1 は、処置具が挿入されている鉗子チャンネルの位置に応じて光源部 1 0 3 を駆動制御する (S 1 0 9)。

40

【 0 0 5 2 】

ここで、鉗子チャンネルに処置具が挿入されている場合の光源部 1 0 3 の駆動制御について説明する。図 7 は、2 つの鉗子チャンネルのいずれにも処置具が挿入されている場合の光源部 1 0 3 の駆動状態 3 0 2 を示す図である。この場合、各鉗子チャンネルに対応する鉗子口 1 2 0 A、1 2 0 B の近くに配置された光源部 1 0 3 は駆動され、それ以外の光源部 1 0 3 は駆動されていない。これにより、鉗子口 1 2 0 A、1 2 0 B から突出される処置具周辺の照明光の光量が増えるため、被写体が処置具の影に入って見えにくくなることが防がれる。

50

【 0 0 5 3 】

処理ステップ S 1 1 0 では、メイン C P U 2 0 1 は、光源部 1 0 3 の駆動状態を示す通知信号をモニタ 3 0 0 に送信する。モニタ 3 0 0 は、受信した通知信号に基づいて光源部 1 0 3 の駆動状態 3 0 2 を表示する。

【 0 0 5 4 】

次に、光源部 1 0 3 の駆動電源の状態が判定される (S 1 1 1)。光源部 1 0 3 の駆動電源が入っている場合 (S 1 1 1 : N O)、内視鏡システム 1 の動作は処理ステップ S 1 0 6 に戻る。一方、術者によって光源部 1 0 3 (または内視鏡プロセッサ 1 0 0) の駆動電源が切られた場合 (S 1 1 1 : Y E S)、各光源部 1 0 3 の駆動が停止され (S 1 1 2)、光源部 1 0 3 の駆動制御の動作フローが終了する。

10

【 0 0 5 5 】

以上のように、本実施形態では、電子スコープ 1 0 0 の種類や先端部 1 0 0 a の向き、鉗子チャンネルに処置具が挿入されているか否かに応じて、光源部 1 0 3 の駆動制御が自動で行われる。そのため、術者は、光源部 1 0 3 の点灯切替操作等を行う必要がなく、内視鏡システム 1 の操作性が向上する。

【 0 0 5 6 】

以上が、本発明の実施形態の説明であるが、本発明は、上述した実施形態の構成に限定されるものではなく、発明の技術的思想の範囲内において様々な変形が可能である。

【 0 0 5 7 】

例えば向きセンサ 1 0 8 として 3 軸の加速度センサが用いられてもよい。この場合、先端部 1 0 0 a の向きが変化すると、加速度センサにより先端部 1 0 0 a の加速度の向き及び大きさが検知される。メイン C P U 2 0 1 は、検知された加速度の向きまたは大きさに基づいて光源部 1 0 3 を駆動制御する。

20

【 0 0 5 8 】

また、先端部 1 0 0 a の向きが検知される代わりに、湾曲部 1 0 0 c の湾曲方向および湾曲度合いが検知されてもよい。この場合、メイン C P U 2 0 1 は、検知された湾曲方向および湾曲度合いに基づいて光源部 1 0 3 を駆動制御する。

【 0 0 5 9 】

また、本実施形態では、電子スコープ 1 0 0 は対物光学系 1 0 5 および撮像素子 1 0 6 よりなる撮像部を 1 つ備えているが、本発明はこれに限定されない。例えば、本発明の実施形態の変形例では、電子スコープ 1 0 0 は対物光学系 1 0 5 および撮像素子 1 0 6 よりなる撮像部を 2 つ備えている。

30

【 0 0 6 0 】

図 8 は、本変形例における電子スコープ 1 0 0 の先端面 1 0 0 b の正面図である。図 8 に示されるように、本変形例の先端面 1 0 0 b には、9 つの光源部 4 0 3 (照明光学系 4 0 3 b)、一对の撮像部 (対物光学系 4 0 5 A、4 0 5 B) および鉗子口 4 2 0 が配置されている。なお、説明の便宜上、先端面 1 0 0 b に配置された 9 つの光源部 4 0 3 のそれぞれに、記号「A」～「I」を付す。術者は、2 つの撮像素子のうち、どちらの撮像素子に基づく観察画像をモニタ 3 0 0 に表示するかを選択操作する。メイン C P U 2 0 1 は、術者による観察画像の選択操作に応じて光源部 4 0 3 を駆動制御する。

40

【 0 0 6 1 】

図 9 (a)、図 9 (b) は、本変形例における駆動状態 3 0 2 を示している。図 9 (a)、図 9 (b) の各図の矢印は、湾曲部 1 0 0 c の湾曲方向を表している。図 9 (a) は、術者によって対物光学系 4 0 5 A に対応する撮像素子に基づく観察画像をモニタ 3 0 0 に表示するよう選択された場合の駆動状態 3 0 2 を示している。この場合、複数の L E D のうち、湾曲方向側に配置されている光源部 4 0 3 は、管腔内壁 1 1 との間隔が狭い領域 1 1 a におけるハレーションを防ぐために駆動されていない。また、対物光学系 4 0 5 B に対応する撮像素子に基づく観察画像はモニタ 3 0 0 で表示されないため、対物光学系 4 0 5 B の周りの光源部 4 0 3 のうち、対物光学系 4 0 5 A から比較的離れた位置に配置されている光源部 4 0 3 は駆動されていない。

50

【 0 0 6 2 】

また、図 9 (b) は、術者によって両方の撮像素子に基づく観察画像をモニタ 3 0 0 に表示するよう選択された場合の駆動状態 3 0 2 を示している。この場合、湾曲方向側に配置されている光源部 4 0 3 は、管腔内壁 1 1 との間隔が狭い領域 1 1 a におけるハレーションを防ぐために駆動されていないが、それ以外の光源部 4 0 3 は駆動されている。

【 0 0 6 3 】

また、本実施形態では、電子スコープ 1 0 0 の種類や先端部 1 0 0 a の向きなどによって駆動される光源部 1 0 3 が切り替えられるが、本発明はこれに限定されない。例えば、駆動される光源部 1 0 3 が切り替えられる代わりに、全ての光源部 1 0 3 が駆動され且つ各光源部 1 0 3 の出射光量が調整されてもよい。この場合、各光源部 1 0 3 の L E D 1 0 3 a に供給される駆動電流（または、印加する駆動電圧）を変化させることによって、各光源部 1 0 3 の出射光量が調整される。

10

【 0 0 6 4 】

また、画像処理回路 2 0 4 が行う輝度調整処理の処理パラメータ（輝度調整パラメータ）は、光源部 1 0 3 の駆動状態に応じて変更されてもよい。具体的には、輝度調整パラメータは、電子スコープ 1 0 0 から射出される照明光の配光分布に基づいて変更される。

【 0 0 6 5 】

各光源部 1 0 3 から射出される照明光の配光分布は、実測によってあるいは各照明光学系 1 0 3 b の特性および各 L E D 1 0 3 a の出射光強度分布に基づく計算によって求められる。メイン C P U 2 0 1 は、光源部 1 0 3 の駆動状態に基づいて各光源部 1 0 3 から射出される照明光の配光分布を足し合わせることににより、電子スコープ 1 0 0 から射出される照明光の配光分布を求める。また、メイン C P U 2 0 1 は、配光分布に基づいて輝度調整パラメータを決定する。具体的には、照明光の光強度が低い配光方向に対応する画素の輝度を上げ、光強度が高い配光方向に対応する画素の輝度を下げるように輝度調整パラメータを決定する。決定された輝度調整パラメータは、画像処理回路 2 0 4 に送信され、輝度調整処理に用いられる。これにより、モニタ 3 0 0 に表示される観察画像は、画像全体の輝度が一様に近づき、術者にとって見易くなる。

20

【 符号の説明 】

【 0 0 6 6 】

- 1 内視鏡システム
- 1 0 管腔
- 1 1 管腔内壁
- 1 1 a、1 1 b 領域
- 1 0 0 電子スコープ
- 1 0 0 a 先端部
- 1 0 0 b 先端面
- 1 0 0 c 湾曲部
- 1 0 1 サブ C P U
- 1 0 2 サブメモリ
- 1 0 3 (1 0 3 A ~ 1 0 3 H) 光源部
- 1 0 3 a 発光ダイオード (L E D)
- 1 0 3 b 照明光学系
- 1 0 5 対物光学系
- 1 0 6 撮像素子
- 1 0 7 撮像素子ドライバ
- 1 0 8 向きセンサ
- 1 0 9 センサドライバ
- 1 1 0 処置具センサ
- 1 1 1 センサドライバ
- 1 1 2 A ~ 1 1 2 C 電気コネクタ

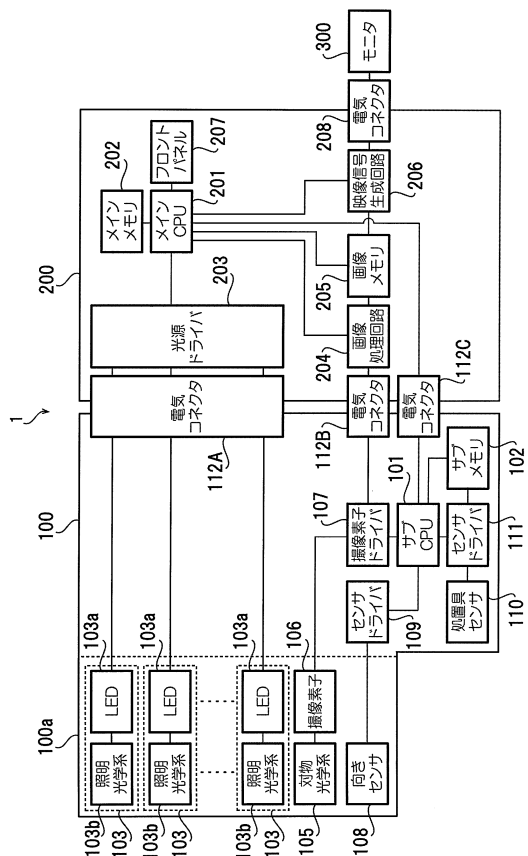
30

40

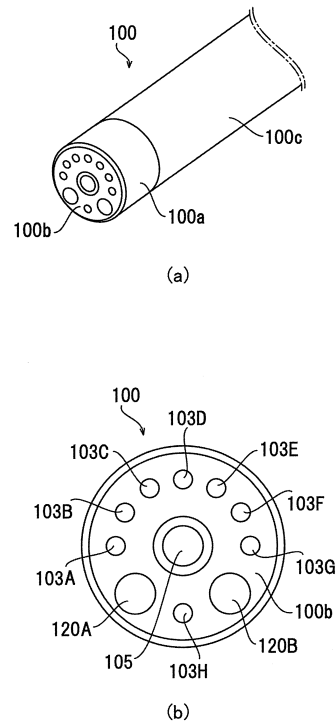
50

- 1 2 0 A、1 2 0 B 鉗子口
- 2 0 0 内視鏡プロセッサ
- 2 0 1 メインCPU
- 2 0 2 メインメモリ
- 2 0 3 光源ドライバ
- 2 0 4 画像処理回路
- 2 0 5 画像メモリ
- 2 0 6 映像信号生成回路
- 2 0 7 フロントパネル
- 2 0 8 電気コネクタ
- 3 0 0 モニタ
- 3 0 1 観察画像
- 3 0 2 駆動状態
- 4 0 3 (4 0 3 A ~ 4 0 3 I) 光源部
- 4 0 5 A、4 0 5 B 対物光学系
- 4 2 0 鉗子口

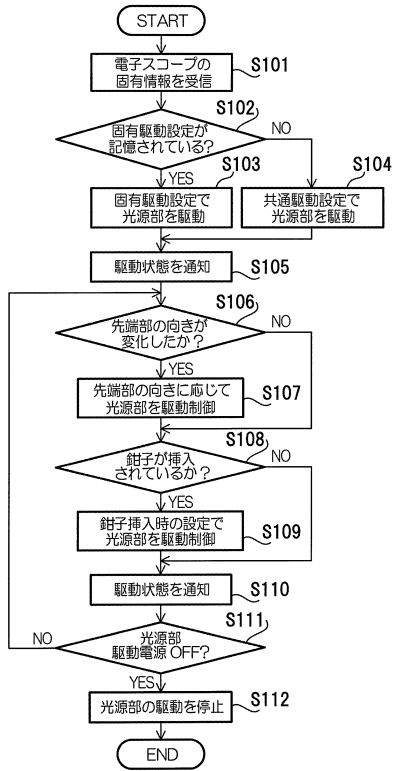
【 図 1 】



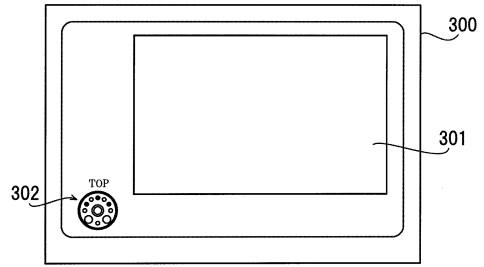
【 図 2 】



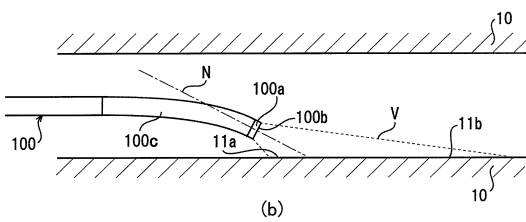
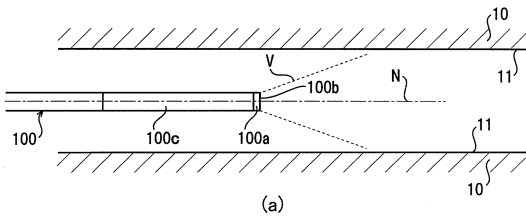
【 図 3 】



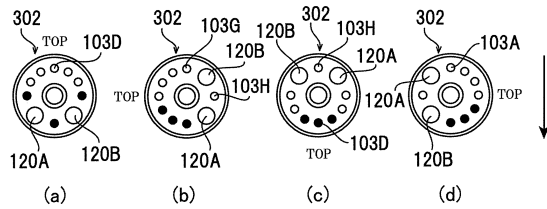
【 図 4 】



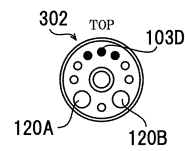
【 図 5 】



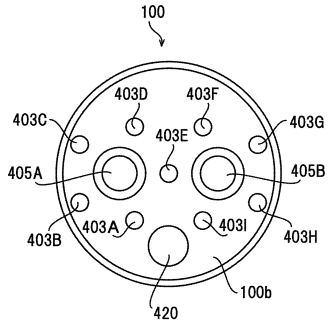
【 図 6 】



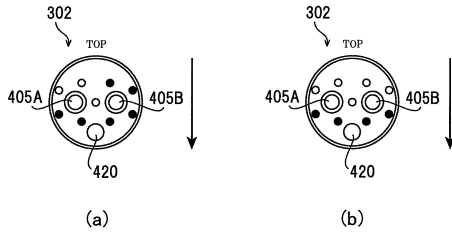
【 図 7 】



【 図 8 】



【 図 9 】



フロントページの続き

(56)参考文献 国際公開第2013/164962(WO, A1)
特開2007-301098(JP, A)
特開2013-005830(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32
G02B 23/24 - 23/26

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	JP6280406B2	公开(公告)日	2018-02-14
申请号	JP2014056721	申请日	2014-03-19
[标]申请(专利权)人(译)	保谷股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	河端祐一		
发明人	河端 祐一		
IPC分类号	A61B1/06 A61B1/018		
FI分类号	A61B1/06.531 A61B1/018.511 A61B1/06.612 A61B1/00.300.D A61B1/00.550 A61B1/00.552 A61B1/00.640 A61B1/05 A61B1/06.A A61B1/07.730		
F-TERM分类号	4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF40 4C161/HH51 4C161/LL03 4C161/NN01 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR01		
代理人(译)	山鹿SoTakashi		
审查员(译)	伊藤商事		
其他公开文献	JP2015177898A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

(经修改) 要解决的问题: 提供一种内窥镜系统, 其中容易对多个光源部分进行驱动控制。光源驱动器包括: 多个光源单元, 向远端单元发射照明光; 以及光源驱动器, 驱动和控制多个光源单元中的每一个。在该配置中, 电子镜100将关于电子镜100的预定信息发送到光源驱动器203, 并且光源驱动器203基于从电子镜100发送的预定信息切换光源单元103以被驱动。。点域1

(19) 日本国特許庁(JP)	(12) 特許公報(B2)	(11) 特許番号 特許第6280406号 (P6280406)
(45) 発行日 平成30年2月14日(2018.2.14)	(24) 登録日 平成30年1月26日(2018.1.26)	
(51) Int. Cl. A61B 1/06 (2006.01) A61B 1/018 (2006.01)	F I A61B 1/06 531 A61B 1/018 511 A61B 1/06 612	
請求項の数 8 (全 14 頁)		
(21) 出願番号 特願2014-56721(P2014-56721)	(73) 特許権者 000113263 HOYA株式会社	
(22) 出願日 平成28年3月19日(2014.3.19)	東京都新宿区西新宿六丁目10番1号	
(65) 公開番号 特開2015-177898(P2015-177898A)	(74) 代理人 100078980 弁理士 松岡 修平	
(43) 公開日 平成27年10月8日(2015.10.8)	(74) 代理人 100183760 弁理士 山鹿 宗貴	
審査請求日 平成28年6月14日(2016.6.14)	(72) 発明者 河端 祐一 東京都新宿区中落合2丁目7番5号 HOYA株式会社内	
	審査官 伊藤 昭治	
最終頁に続く		
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム		