

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4520010号
(P4520010)

(45) 発行日 平成22年8月4日(2010.8.4)

(24) 登録日 平成22年5月28日(2010.5.28)

(51) Int.Cl.		F 1			
A 6 1 B	1/06	(2006.01)	A 6 1 B	1/06	A
A 6 1 B	1/00	(2006.01)	A 6 1 B	1/00	3 0 0 U
A 6 1 B	1/04	(2006.01)	A 6 1 B	1/04	3 7 2
G 0 2 B	23/26	(2006.01)	G 0 2 B	23/26	B

請求項の数 6 (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2000-304680 (P2000-304680)	(73) 特許権者	000113263
(22) 出願日	平成12年10月4日(2000.10.4)		H O Y A 株式会社
(65) 公開番号	特開2002-102163 (P2002-102163A)		東京都新宿区中落合2丁目7番5号
(43) 公開日	平成14年4月9日(2002.4.9)	(74) 代理人	100090169
審査請求日	平成19年9月21日(2007.9.21)		弁理士 松浦 孝
		(72) 発明者	川村 素子
			東京都板橋区前野町2丁目36番9号 旭光学工業株式会社内
		(72) 発明者	田中 千成
			東京都板橋区前野町2丁目36番9号 旭光学工業株式会社内
		(72) 発明者	佐野 浩
			東京都板橋区前野町2丁目36番9号 旭光学工業株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 電子内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

光学的に独立した複数のファイバーバンドルを有するライトガイドが設けられたスコープと、

前記スコープが着脱自在に接続される画像信号処理ユニットと、

前記画像信号処理ユニットに設けられる光源ユニットとを備え、

前記光源ユニットは、前記複数のファイバーバンドルの入射端に対応する複数のグループに分けられる複数の半導体発光素子を有し、

前記複数の半導体発光素子は、出射光が前記複数のグループに対応する前記複数のファイバーバンドルの入射端に入射するよう配設されると共に、前記複数のグループ毎に独立して光量が調節され、

前記光源ユニットは、前記複数の半導体発光素子を保持するための保持部材を備え、

前記保持部材は所定の曲率中心を有する球面の内壁面の一部である単一の取付面を有し、

前記複数の半導体発光素子は、出射光の集光点が前記曲率中心と一致するよう前記単一の取付面に取り付けられ、

前記保持部材は、前記取付面の中心軸線の延長線が前記ライトガイドの端面の中心を通るよう設けられ、

前記複数のファイバーバンドルを、入射端において端面が真円を呈するよう束ねられ、前記集光点から前記ライトガイドの端面までの距離と、前記真円の直径と、前記取付面に

10

20

において前記複数の半導体発光素子のうちの前記中心軸線から最も離れた位置に配設される半導体発光素子の射出光の中心軸と前記中心軸線の成す狭角とが、以下の関係を満たすことを特徴とする電子内視鏡装置。

$$\frac{|X|}{r} \leq \frac{1}{2} \tan \theta$$

(ただし、X：前記集光点から前記ライトガイド端面までの距離

：前記真円の直径

：前記取付面において前記複数の半導体発光素子のうちの前記中心軸線から最も離れた位置に配設される半導体発光素子の射出光の中心軸と前記中心軸線の成す狭角)

【請求項2】

10

光学的に独立した複数のファイバーバンドルを有するライトガイドが設けられたスコープと、

前記スコープが着脱自在に接続される画像信号処理ユニットと、

前記画像信号処理ユニットに設けられる光源ユニットとを備え、

前記光源ユニットは、前記複数のファイバーバンドルの入射端に対応する複数のグループに分けられる複数の半導体発光素子を有し、

前記複数の半導体発光素子は、出射光が前記複数のグループに対応する前記複数のファイバーバンドルの入射端に入射するよう配設されると共に、前記複数のグループ毎に独立して光量が調節され、

前記光源ユニットは、前記複数の半導体発光素子を保持するための保持部材を有し、

20

前記保持部材は、前記複数のファイバーバンドルのそれぞれの入射端に曲率中心が一致する球面の内壁面の一部である複数の取付面を有し、

前記複数の半導体発光素子は、前記グループ毎に、前記複数の取り付け面のそれぞれに配設され、

前記複数のファイバーバンドルを、入射端において、端面が円形を呈するよう束ねられることを特徴とする電子内視鏡装置。

【請求項3】

光学的に独立した複数のファイバーバンドルを有するライトガイドが設けられたスコープと、

30

前記スコープが着脱自在に接続される画像信号処理ユニットと、

前記画像信号処理ユニットに設けられる光源ユニットとを備え、

前記光源ユニットは、前記複数のファイバーバンドルの入射端に対応する複数のグループに分けられる複数の半導体発光素子を有し、

前記複数の半導体発光素子は、出射光が前記複数のグループに対応する前記複数のファイバーバンドルの入射端に入射するよう配設されると共に、前記複数のグループ毎に独立して光量が調節され、

前記光源ユニットは、前記複数の半導体発光素子を保持するための保持部材を備え、

前記保持部材には、直交する直線が前記複数のファイバーバンドルの入射端に交差するよう形成された傾斜面を有する複数の段部が形成され、

前記複数の半導体発光素子は、前記グループ毎に、前記複数の段部の傾斜面に取り付けられ、

40

前記複数のファイバーバンドルを、入射端において、端面が円形を呈するよう束ねられることを特徴とする電子内視鏡装置。

【請求項4】

光学的に独立した複数のファイバーバンドルを有するライトガイドが設けられたスコープと、

前記スコープが着脱自在に接続される画像信号処理ユニットと、

前記画像信号処理ユニットに設けられる光源ユニットとを備え、

前記光源ユニットは、前記複数のファイバーバンドルの入射端に対応する複数のグループに分けられる複数の半導体発光素子を有し、

50

前記複数の半導体発光素子は、出射光が前記複数のグループに対応する前記複数のファイバーバンドルの入射端に入射するよう配設されると共に、前記複数のグループ毎に独立して光量が調節され、

前記光源ユニットは、前記複数の半導体発光素子を保持するための保持部材を備え、前記保持部材は所定の曲率中心を有する球面の内壁面の一部である単一の取付面を有し

、
前記複数の半導体発光素子は、出射光の集光点が前記曲率中心と一致するよう前記単一の取付面に取り付けられ、

前記保持部材は、前記取付面の中心軸線の延長線が前記ライトガイドの端面の中心を通るよう設けられ、前記複数のファイバーバンドルを、入射端において、端面が円形を呈するよう束ねられることを特徴とする電子内視鏡装置。

10

【請求項 5】

前記複数のファイバーバンドルは、それぞれの出射端において、配光角度の異なる配光光学系を備えることを特徴とする請求項 1 から 4 のいずれかに記載の電子内視鏡装置。

【請求項 6】

前記スコープの先端部本体に設けられる固体撮像素子と前記複数のファイバーバンドルとの相対的位置関係に基づいて、前記固体撮像素子の撮像領域を分割し、前記複数のライトガイドに対応する前記分割撮像領域毎の平均輝度値を算出する輝度算出手段と、

前記各分割撮像領域毎の平均輝度値が所定の輝度参照値にそれぞれ実質的に一致するよう、前記複数のファイバーバンドルに対応する前記複数のグループに属する前記複数の半導体発光素子の光量を調節する光量調節手段とを備えることを特徴とする請求項 1 から 5 のいずれかに記載の電子内視鏡装置。

20

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明が属する技術分野】

本発明は、スコープと画像信号処理ユニットから成る電子内視鏡装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

従来の電子内視鏡装置において、電子内視鏡（電子スコープ）の先端側には CCD（charge coupled device）イメージセンサ等の固体撮像素子が対物レンズと組み合わせられた撮像部が設けられている。スコープ内には光ファイバー束から成る照明用のライトガイドが挿通されている。スコープが画像信号処理ユニットに接続されると、ライトガイドは画像信号処理ユニット内に設けられた照明用光源と光学的に接続される。照明用光源から射出された光はライトガイドによりスコープの先端に導かれ、ライトガイドの出射端近傍に設けられた配光レンズ（例えば凹レンズ等の発散光学系）を介して、スコープより CCD イメージセンサ受光面の前方の被観察体像に照射される。さらに、あるスコープでは、CCD イメージセンサの前方を一様に照明するために、出射端を複数に分割し CCD イメージセンサの周囲に配設すると共に、画像信号処理ユニット側、即ち入射端を 1 本にまとめたライトガイドが配設されている。

30

【0003】

スコープの先端部が患者の体腔内に挿入されると、ライトガイドにより照射された観察部位が対物レンズにより CCD イメージセンサの受光面に結像され、画素信号として光電変換される。CCD イメージセンサにより得られた画素信号は画像信号処理ユニットに送られ、画像信号処理ユニット内で画素信号に基づいてビデオ信号が作成される。ビデオ信号は画像信号処理ユニットから TV モニタに出力され、光学的被観察像が TV モニタ装置に表示される。

40

【0004】

通常、このような電子内視鏡装置において、CCD イメージセンサの画素信号から抽出される輝度情報に基づいて被観察部位の照明光の光量が調節される。光源として例えばキセノンランプやハロゲンランプ等の放電管が用いられる場合、光源とライトガイドの入射端

50

との間に介在させられる絞りを駆動することにより光量が調節される。また、光源として L E D (Light Emitting Diode)、即ち半導体発光素子が用いられる場合、L E Dの駆動電流を調節することにより光量が調節される。

【 0 0 0 5 】

【発明が解決しようとする課題】

ところが、上述の出射端が分割されたライトガイドは、その入射端が1本にまとめられているため、複数に分割されたライトガイドの出射端のそれぞれから照射される照明光の光量は常時、同一である。一方、スコープ先端に設けられる対物レンズは被写界深度の深いものが用いられる。体腔内の病巣等の患部を発見するため、患部を含む広い領域全体を観察する必要があるからである。従って、撮像部からの距離が近い部位と遠い部位が混在した視界において、被写界深度の深い対物レンズにより撮影する際、例えば C C D イメージセンサに近い観察部位に合わせて照明光の光量を調節すると、C C D イメージセンサから遠い観察部位は光量が十分でないため T V モニタ上での再現性が悪く、逆に C C D イメージセンサから遠い観察部位に合わせて光量を調節すると、C C D イメージセンサに近い観察部位は、C C D イメージセンサのダイナミックレンジの上限を超えてしまい、T V モニタ上でハレーションを起こしてしまうという問題がある。

10

【 0 0 0 6 】

また、被観察体において輝度レベルの異なる部位が混在する場合も、同様の問題が生じる。即ち、輝度レベルの低い部位にあわせて光源の光量を増量すれば輝度レベルの高い部位は T V モニタ上でハレーションを起こし、輝度レベルの高い部位に合わせて光源の光量を減らせば、輝度レベルの低い部位の T V モニタにおける再現性が悪くなる。

20

【 0 0 0 7 】

このような問題に対処するため、複数のライトガイドを設けることが考えられるが、各ライトガイドごとに光量調節をするための機構を設けなければならないため、部品点数が増加し装置全体が大型化すると共に、光量調節の回路系統の制御も複雑化するという問題点がある。

【 0 0 0 8 】

本発明は、以上の問題を解決するものであり、被観察体の観察可能な範囲において対物レンズからの物体距離が異なる場合でも、常時、良好な光学的被観察像が得られる電子内視鏡装置を提供することを目的としている。

30

【 0 0 0 9 】

【課題を解決するための手段】

本発明に係る電子内視鏡装置は、光学的に独立した複数のファイバーバンドルを有するライトガイドが設けられたスコープと、スコープが着脱自在に接続される画像信号処理ユニットと、画像信号処理ユニットに設けられる光源ユニットとを備え、光源ユニットは、複数のファイバーバンドルの入射端に対応する複数のグループに分けられる複数の半導体発光素子を有し、複数の半導体発光素子は、出射光が複数のグループに対応する複数のファイバーバンドルの入射端に入射するよう配設されると共に、複数のグループ毎に独立して光量が調節されることを特徴とする。

【 0 0 1 0 】

40

好ましくは、光源ユニットは、複数の半導体発光素子を保持するための保持部材を有し、保持部材は、複数のファイバーバンドルのそれぞれの入射端に曲率中心が一致する球面の内壁面の一部である複数の取付面を有し、複数の半導体発光素子は、グループ毎に、複数の取り付け面のそれぞれに配設される。

【 0 0 1 1 】

好ましくは、光源ユニットは、複数の半導体発光素子を保持するための保持部材を備え、保持部材には、直交する直線が複数のファイバーバンドルの入射端に交差するよう形成された傾斜面を有する複数の段部が形成され、複数の半導体発光素子は、グループ毎に、複数の段部の傾斜面に取り付けられる。

【 0 0 1 2 】

50

好ましくは、光源ユニットは、複数の半導体発光素子を保持するための保持部材を備え、保持部材は所定の曲率中心を有する球面の内壁面の一部である単一の取付面を有し、複数の半導体発光素子は、出射光の集光点が単一の取付面の曲率中心と一致するよう単一の取付面に取り付けられ、保持部材は、取付面の中心軸線がライトガイドの中心を通るよう設けられる。

【 0 0 1 3 】

複数のファイバーバンドルは、例えば、それぞれの出射端において、配光角度の異なる配光光学系を備える。

【 0 0 1 4 】

好ましくは、複数のファイバーバンドルは、入射端において、端面が略真円を呈するよう束ねられる。

【 0 0 1 5 】

複数のファイバーバンドルは入射端において端面が真円を呈するよう束ねられ、好ましくは、集光点からライトガイド端面までの距離と、真円の直径と、取付面において複数の半導体発光素子のうちの中心軸線から最も離れた位置に配設される半導体発光素子の射出光の中心軸と中心軸線の成す狭角とが、以下の関係を満たす。

$$|X| \leq r / 2 \tan \theta$$

(ただし、X：集光点からライトガイド端面までの距離

：真円の直径

：取付面において複数の半導体発光素子のうちの中心軸線から最も離れた位置に配設される半導体発光素子の射出光の中心軸と中心軸線の成す狭角)

【 0 0 1 6 】

好ましくは、スコープの先端部本体に設けられる固体撮像素子と複数のファイバーバンドルとの相対的位置関係に基づいて、固体撮像素子の撮像領域を分割し、複数のライトガイドに対応する分割撮像領域毎の平均輝度値を算出する輝度算出手段と、各分割撮像領域毎の平均輝度値が所定の輝度参照値にそれぞれ実質的に一致するよう、複数のファイバーバンドルに対応する複数のグループに属する複数の半導体発光素子の光量を調節する、光量調節手段とを備える。

【 0 0 1 7 】

本発明によれば、光学的に独立した複数のファイバーバンドルを設け、光源としての複数の半導体発光素子を複数のファイバーバンドルのそれぞれに対応してグループ分けし、各グループ毎に独立して半導体発光素子の光量が調節される。従って、被観察体に輝度レベルの異なる部分が混在していても、画像信号処理ユニットに接続されたTVモニタ等に再現される被観察体像において、画面全体に良好な照度が得られる。

【 0 0 1 8 】

保持部材に複数のファイバーバンドルに対応して曲率中心の異なる複数の取付面を形成したり、あるいは、複数の段部を形成することにより、複数の半導体発光素子を単一の保持部材に保持したまま、複数のファイバーバンドルに対応してグループ分けすることができる。従って、部品点数が増加することがなく経済的である。

【 0 0 1 9 】

複数のファイバーバンドルの出射端に、配光角度の異なる配光光学系を配設し、それぞれのファイバーバンドルに対応するグループに属する半導体発光素子の出射光の光量をグループ毎に独立して調節することにより、スコープの先端部近傍において広い範囲を照射する場合にも、細長い体腔内を照射する場合にも、適切な光量で照射することができる。

【 0 0 2 0 】

保持部材に所定の曲率中心を有する球面を呈する取付面を形成し、複数の半導体発光素子を出射光の集光位置が取付面の曲率中心と一致するよう取付面に配設し、上述の式を満たすよう保持部材とライトガイドを位置決めすることにより、取付面の中心軸線から最も離れた位置に配設される半導体発光素子の出射光が、ファイバーバンドルの入射端面に入射される。従って、複数の半導体発光素子の出射光を効率よくファイバーバンドルの入射端

10

20

30

40

50

面に入射させることができる。

【 0 0 2 1 】

【 発明の実施の形態 】

以下、本発明の実施の形態を図面を参照して説明する。図 1 は、本発明に係る第 1 実施形態が適用される電子内視鏡のブロック図である。スコープ 1 0 は可撓性導管（可撓管）を有し、画像信号処理ユニット 2 0 に着脱自在に接続される。スコープ 1 0 の先端側には撮像センサ 1 1 が設けられる。撮像センサ 1 1 は、対物レンズ 1 1 0、カラーチップフィルタを備える CCD イメージセンサ 1 1 1、対物レンズ 1 1 0 と CCD イメージセンサ 1 1 1 との間に介在する絞り 1 1 2 を備える。スコープ 1 0 内にはライトガイド 1 2 が挿通されており、その出射端は、スコープ 1 0 の先端まで延びている。

10

【 0 0 2 2 】

画像信号処理ユニット 2 0 のシステムコントローラ 2 1 は電子内視鏡装置を全体的に制御するマイクロコンピュータである。即ち、システムコントローラ 2 1 は中央処理ユニット（CPU）、種々のルーチンを実行するためのプログラム、常数等を格納する読出し専用メモリ（ROM）、データ等を一時的に格納する書込み／読出し自在なメモリ（RAM）から成る。

【 0 0 2 3 】

スコープ 1 0 を画像信号処理ユニット 2 0 に接続すると、撮像センサ 1 1 はスコープ 1 0 内に設けられた CCD 回路（図示せず）を介して映像信号処理回路 2 2 に接続される。また、ライトガイド 1 2 の入射端は画像信号処理ユニット 2 0 内に設けられた光源ユニット 2 3 に光学的に接続される。

20

【 0 0 2 4 】

画像信号処理ユニット 2 0 にはフロントパネル 2 4 が設けられ、このフロントパネル 2 4 には種々の表示灯や種々のスイッチが設けられる。電源スイッチ（SW）2 4 1 により画像信号処理ユニット 2 0 の主電源（図示せず）の ON / OFF が切替えられ、ランプスイッチ（SW）2 4 2 により光源ユニット 2 3 の点灯が制御される。

【 0 0 2 5 】

光源ユニット 2 3 はそれぞれ複数の白色 LED を有する第 1 の LED グループ 2 3 A と第 2 の LED グループ 2 3 B を備える。本明細書では、第 1 及び第 2 の LED グループ 2 3 A、2 3 B を合わせた、光源としての単一ユニットを「ランプ」と呼ぶ。尚、光源ユニット 2 3 の詳細は後述する。

30

【 0 0 2 6 】

ランプ SW 2 4 2 はトグル式のスイッチであり、押されるたびに ON、OFF がサイクリックに切り替わる。光源ユニット 2 3 のランプが点灯していない状態でランプ SW 2 4 2 が押されると、光源 ON の信号がシステムコントローラ 2 1 に伝達され、システムコントローラ 2 1 は第 1 の LED 駆動回路 2 5、第 2 の LED 駆動回路 2 6 に駆動開始を示す制御信号を出力する。システムコントローラ 2 1 からの制御信号に従い、第 1 及び第 2 の LED 駆動回路 2 5、2 6 により光源ユニット 2 3 への給電が開始される。光源ユニット 2 3 への給電が開始されると、後述するように白色光が発光され、ライトガイド 1 2 を介して被観察体に照射される。また、給電開始後、ランプ SW 2 4 2 が再び押されるまでのシステムコントローラ 2 1 による第 1 及び第 2 の LED 駆動回路 2 5、2 6 の制御は、それぞれ独立して行なわれる。

40

【 0 0 2 7 】

撮像センサ 1 1 から読み出された画像信号はスコープ 1 0 内の伝送用のバッファ（図示せず）を介して映像信号処理回路 2 2 に送られる。映像信号処理回路 2 2 では、プロセス回路ブロック 2 2 1 で、サンプリング、クランプ、ブランキング、増幅等の処理が施され、輝度信号（Y）と色差信号（R - Y、B - Y）が作成される。輝度信号と色差信号は、それぞれガンマ補正等の所定の画像処理が施され、A / D 変換器 2 2 2 でデジタル画像信号に変換され、それぞれ画像メモリ 2 2 4 に格納される。

【 0 0 2 8 】

50

デジタル化された輝度信号、色差信号は、画像メモリ 224 から読み出され、画像信号処理回路 223 で、拡大、縮小、ノイズリダクション等の処理が施された後、D/A変換器 225 によりアナログ信号に変換される。輝度信号、色差信号のアナログ信号は、RGBデコーダ 227 により 3 原色である赤色 (R)、緑色 (G)、青色 (B) の各色に応じた RGB ビデオ信号にデコードされる一方、エンコーダ 226 により輝度信号 (Y)、色信号 (C) にエンコードされて S ビデオ信号 (Y/C) が生成される。これら RGB ビデオ信号、S ビデオ信号は水平同期信号及び垂直同期信号が付加され、画像信号処理ユニット 20 に接続された外部の TV モニタ (図示せず) に送られる。TV モニタでは伝送された S ビデオ信号若しくは RGB 信号に基づいて、画面上に画像が表示される。

【0029】

尚、A/D変換器 222、D/A変換器 225 における変換のタイミング、水平同期信号、垂直同期信号の生成等はタイミングコントローラ 27 により制御される。

【0030】

図 2 は、スコープ 10 内に配設されるライトガイド 12 を示す図である。ライトガイド 12 は、複数の光ファイバーが束ねられた第 1 のファイバーバンドル 121、第 2 のファイバーバンドル 122 を有する。第 1 及び第 2 のファイバーバンドル 121、122 はスコープ 10 の先端側において分岐し、ライトガイド 12 の中央部分で束ねられ、光源側に至っている。

【0031】

図 3 は、スコープ 10 の先端部本体の端面を示す正面図である。スコープ 10 の操作部 (図示せず) の送水ボタン・送気ボタンを操作することにより、送水ノズル 131 及び送気ノズル 132 から洗浄水、圧縮空気がそれぞれ噴出され、対物レンズ 110 を保護する観察窓の曇りの除去や、洗浄が行なわれる。吸引・鉗子チャンネル 133 からは生検鉗子や処置具が突出し、患部の組織片の切り取り等が行なわれる。また、操作部の吸引ボタンを操作することにより吸引・鉗子チャンネル 133 を介して汚物の吸引等が行なわれる。スコープ 10 の先端部本体において、第 1 及び第 2 のファイバーバンドル 121、122 は対物レンズ 110 を挟んで略対称な位置に設けられる。第 1 及び第 2 のファイバーバンドル 121、122 の出射端には、後述するように配光レンズがそれぞれ設けられる。

【0032】

一方、光源ユニット 23 側における第 1 及び第 2 のファイバーバンドル 121、122 の端面の形状は、図 4 に示されるようにそれぞれ半円であり、各々の直線部が近接したまま平行に延びている。換言すれば、ライトガイド 12 の光源ユニット 23 側において、ファイバーバンドル 121、122 の端面は全体として円形を呈する。

【0033】

図 5 は、第 1 実施形態の光源ユニット 23 とライトガイド 12 の相対的位置関係を模式的に示す図であり、一部が断面で示される。平板状の保持板 231 においてライトガイド 12 に対向する側には、それぞれ異なる曲率中心を有する球面部 231A、231B が形成される。球面部 231A は、その曲率中心がファイバーバンドル 121 の入射端側の端面の中心に略一致する球面の内壁面の一部であり、球面部 231B は、その曲率中心がファイバーバンドル 122 の入射端側の端面の中心に略一致する球面の内壁面の一部である。球面部 231A には第 1 の LED グループ 23A に属する複数の白色 LED 232 (発光素子) が取り付けられ、球面部 231B には、第 2 の LED グループ 23B に属する複数の白色 LED 232 が取り付けられる。尚、保持板 231 の構成を明示するため図 5 において一部の白色 LED 232 は省略されているが、実際には各球面部 231A、231B の略全域にわたって取り付けられる。即ち、図 5 において、球面部 231A、231B の境界線 231L (破線で図示) に交差する各球面部の中心に配設された白色 LED 232 のみが図示されている。

【0034】

各白色 LED 232 は、例えば半田付けにより保持板 231 への取付られる。白色 LED 232 のリード線 (図示せず) は保持板 231 を挿通させられ、球面部 231A、231

10

20

30

40

50

Bの反対側の面に設けられる、導体パターンが形成された基板に電氣的に接続される。導体パターンは上述の第1及び第2のLED駆動回路25、26に接続される。従って、上述のように、システムコントローラ21の制御信号にもとづき、第1及び第2のLED駆動回路25、26を介して、各白色LED232の駆動電流が制御される。

【0035】

上述のように、球面部231A、231Bの曲率中心はそれぞれファイバーバンドル121、122の端面の中心に略一致する。従って、球面部231Aに取り付けられる第1のLEDグループ23Aの複数の白色LED232の射出光は、境界線231Lから最も遠い周縁部に配設される白色LED232Aと、境界線231Lの最も近くに配設される白色LED232Bにより代表的に示されるように、ファイバーバンドル121の入射端面に集光する。同様に、球面部231Bに取り付けられる第2のLEDグループ23Bの複数の白色LED232の射出光は、境界線231Lから最も遠い周縁部に配設される白色LED232Dと、境界線231Lの最も近くに配設される白色LED232Cにより代表的に示されるように、ファイバーバンドル122の入射端面に集光する。

10

【0036】

一方、ファイバーバンドル121、122の出射側には、それぞれ配光レンズ233、234が配設される。即ち、各白色LED232から射出され、ファイバーバンドル121、122を介してスコープ10の先端に導かれた光束は、配光レンズ233、234を介して被観察体に照射される。第1実施形態において、配光レンズ233の配光角度は配光レンズ234の配光角度より小さい。従って、ファイバーバンドル122から配光レンズ234を介して照射される照明光は、胃壁のようにスコープ10の先端部近傍において広い範囲を照射するのに適し、ファイバーバンドル121から配光レンズ233を介して照射される照明光は、食道のように細長い体腔内を照射するのに適する。

20

【0037】

ここで、図6～9を用いて、第1実施形態における光量調節の処理手順について説明する。図6は、画像信号処理ユニット20に電源が投入されると、開始されるループ処理の手順を示すフローチャートである。ステップS100で、以降の処理で用いられる各種変数、フラグ等の初期設定が行なわれると、次いでステップS102で、パネル24が操作されたかチェックされ、ステップS104で、画像信号処理ユニット20に接続されたキーボードからコマンド投入があったか否かがチェックされ、ステップS106でランプ関連処理が行なわれる。さらに、ステップS108で、スコープ10から送信されるスコープ10やCCDイメージセンサ111の種別等の情報の取り込み、日付、時刻の表示処理、その他の処理が行なわれる。ステップS102～S108の処理は、約1ms(ミリ秒)のサイクルで繰り返し実行される。

30

【0038】

図7は、ランプSW242の操作に関連して実行される処理の手順を示すフローチャートである。ステップS200でパネル24に設けられたいずれかのスイッチが押されたか否かがチェックされる。パネル24のいずれかのスイッチが押されたことが確認された場合、ステップS202へ進み、その押されたスイッチがランプSW242であるか否かがチェックされる。ランプSW242が押されたことが確認された場合、ステップS204へ進み、ランプが消灯中か否かがチェックされる。ランプが消灯中、即ち第1及び第2のLEDグループ23A、23Bが駆動されていない場合、ステップS206へ進む。ステップS206では、ランプの点灯処理が行なわれる。システムコントローラ21から、第1及び第2のLED駆動回路25、26に制御信号が送られ、第1及び第2のLEDグループ23A、23Bに属する白色LED232に駆動電流が供給され、各白色LED232から白色光が射出される。さらに、ランプが点灯していることを示すフラグVに「1」がセットされる。

40

【0039】

ステップS200でパネル24のスイッチが押されていないことが確認された場合、図8のステップS300へ進む。また、ステップS202で、押されたのがランプSW242

50

以外のスイッチであることが確認された場合、ステップS 2 0 8へ進み、その押されたスイッチに関連する処理を実行し、図8のステップS 3 0 0へ進む。

【0040】

ステップS 2 0 4でランプが消灯中ではないことが確認された場合、即ち、ランプが点灯している状態でランプSW 2 4 2が押されたことが確認された場合、ステップS 2 1 0へ進む。ステップS 2 1 0では、システムコントローラ2 1から第1及び第2の駆動回路2 5、2 6へ、白色LED 2 3 2の駆動電流の供給停止の制御信号が送られ、その結果、第1及び第2のLEDグループ2 3 A、2 3 Bの各白色LED 2 3 2からの白色光の出射が停止される。以上のランプ消灯処理が行なわれた後、フラグVに「0」がセットされ、図8のステップS 3 0 0へ進む。

10

【0041】

図8は、第1のLEDグループ2 3 Aの光量調節の処理手順を示すフローチャートである。ステップS 3 0 0で、フラグVの値がチェックされる。フラグVに「1」がセットされていない場合とは、画像信号処理ユニット2 0に電源投入後、ランプSW 2 4 2がまだ押されていないか、若しくはランプ点灯中にランプSW 2 4 2が押され消灯処理が行なわれた場合である。従って、ステップS 3 0 2へ進み、ランプが点灯していない旨の警告をパネル上に表示し、処理を終了する。

【0042】

ステップS 3 0 0で、フラグVに「1」がセットされていることが確認され、ランプが点灯中であることが確認されたら、ステップS 3 0 4へ進み、光量データY 1の入力処理が行なわれる。

20

【0043】

光量データとは、スコープ1 0の先端におけるCCDイメージセンサ1 1 1（図1参照）と第1及び第2のファイババンドル1 2 1、1 2 2の相対的位置関係に応じてCCDイメージセンサ1 1 1の撮像領域を分割し、分割された各領域毎に画素信号から算出される平均輝度情報であり、0～2 5 5のレベルで表される。第1実施形態では、スコープ1 0の先端部において第1及び第2のファイババンドル1 2 1、1 2 2は対物レンズ1 1 0を挟んで略対称な位置に配設されている（図3参照）。即ち、対物レンズ1 1 0の後方に配設されるCCDイメージセンサ1 1 1の左右に第1及び第2のファイババンドル1 2 1、1 2 2が位置している。従って、第1実施形態では、CCDイメージセンサ1 1 1の撮像領域を左右に分割し、それぞれの領域の平均輝度情報が算出される。光量データY 1には、第1のファイババンドル1 2 1に対応する撮像領域の平均輝度情報が格納される。

30

【0044】

次いでステップS 3 0 6へ進み、光量データY 1の許容値判断が行なわれる。即ち、光量データY 1と参照輝度値Y r e fとの差分を算出し、その差分が許容幅の範囲内にあるかが判断される。第1実施形態において、参照輝度値Y r e fは上述の輝度レベルの1 2 8に設定され、許容幅は輝度レベルの4レベル分に設定される。

【0045】

光量データY 1と参照輝度値Y r e fとの差分が許容幅の範囲内でない場合はステップS 3 0 8～S 3 1 2において、光量調整のための処理が行なわれる。ステップS 3 0 8で光量データY 1と参照輝度値Y r e fとの大小が比較される。光量データY 1が参照輝度値Y r e fよりも大きい場合、ステップS 3 1 0で光量データY 1から参照輝度値Y r e fを減算し、その結果に基づいて、第1のLEDグループ2 3 Aに属する白色LED 2 3 2の駆動電流値を決定する。即ち、第1のLEDグループ2 3 Aの白色LED 2 3 2の駆動電流は減少させられる。従って、第1のLEDグループ2 3 Aの白色LED 2 3 2の光量は低減され、参照輝度値Y r e fと一致する。光量データY 1が参照輝度値Y r e fよりも小さい場合、ステップS 3 1 2で参照輝度値Y r e fから光量データY 1を減算し、その結果に基づいて、第1のLEDグループ2 3 Aに属する白色LED 2 3 2の駆動電流値を決定する。即ち、第1のLEDグループ2 3 Aの白色LED 2 3 2の駆動電流は増加さ

40

50

せられる。従って、第1のLEDグループ23Aの白色LED232の光量は増加され、参照輝度値Yrefと一致する。ステップS310若しくはS312の処理が実行されたら図9のステップS400へ進む。

【0046】

一方、ステップS306において、光量データY1と参照輝度値Yrefとの差分が許容幅の範囲内にあると確認された場合は、第1のLEDグループ23Aの白色LED232の光量を調節する必要はないため、駆動電流値の変更処理は行わず、図9のステップS400へ進む。

【0047】

図9は、第2のLEDグループ23Bの光量調節の処理手順を示すフローチャートである。処理手順は図8の第1のLEDグループ23Aの光量調節の処理手順と同様である。ステップS400で、第2のファイバーバンドル122に対応する、CCDイメージセンサ111の撮像領域の平均輝度情報が算出され、光量データY2に格納される。

10

【0048】

ステップS402において、図8のステップS306と同様、許容値判断が行なわれ、光量データY2と輝度参照値Yrefとの差分値がチェックされる。差分値が許容幅の範囲内でない場合、ステップS404へ進み、光量データY2と輝度参照値Yrefの大小が比較される。光量データY2が輝度参照値Yrefより大きい場合、ステップS406で光量データY2から輝度参照値Yrefを減算し、その値に基づいて第2のLEDグループ23Bに属する白色LED232の駆動電流値が決定される。また、光量データY2が輝度参照値Yrefより小さい場合、ステップS408へ進み、輝度参照値Yrefから光量データY2を減算し、その値に基づいて第2のLEDグループ23Bに属する白色LED232の駆動電流値が決定される。

20

【0049】

ステップS402において、上述の差分値が許容幅の範囲内にあると確認されたら、第2のLEDグループ23Bの白色LED232の光量調節を行なう必要はないため、駆動電流値の変更は行わず、本ルーチンは終了する。

【0050】

以上のようにして、第1及び第2のLEDグループ23A、23Bの白色LED232の駆動電流が各グループ単位で独立して制御され、その結果、第1及び第2のファイバーバンドル121、122に入射する光量が調節される。

30

【0051】

図10に第1実施形態の変形例を示す。図5と同様、図10には光源ユニット300とライトガイド12の相対的位置関係が拡大して示される。この変形例において、光源ユニット300の保持板301のライトガイド12に対向する側は、第1のファイバーバンドル121に対応する第1のLEDグループ300Aに属する複数の白色LED232が取り付けられる取付部301Aと、第2のファイバーバンドル122に対応する第2のLEDグループ300Bに属する複数の白色LED232が取り付けられる取付部301Bを有する。

【0052】

40

取付部301A、301Bにはそれぞれ複数の段部が形成される。取付部301Aの各段部は、ライトガイド12に対向する傾斜面の全域にわたって、直交する直線が第1のファイバーバンドル121の入射端面に交差するよう設けられる。さらに、各段部は正面からみた場合、略円弧状に形成される。従って、取付部301Aの各段部に取り付けられる白色LED232の出射光は、第1のファイバーバンドル121の入射端面に入射する。同様に、取付部301Bの各段部は、ライトガイド12に対向する傾斜面の全域にわたって、直交する直線が第2のファイバーバンドル122の入射端面に交差するよう設けられ、各段部は正面からみた場合、略円弧状に形成される。従って、取付部301Bの各段部に取り付けられる白色LED232の出射光は、第2のファイバーバンドル122の入射端面に入射する。尚、保持板301の構成を明示するため、図10では各段部の断面の後方

50

に現れる線部は省略される。また、同様の理由から一部の白色LED232も省略されているが、実際には各段部の上述の傾斜面の略全域にわたって取り付けられる。

【0053】

取付部301Aに取り付けられる複数の白色LED232は、第1のLED駆動回路25を介して駆動電流が制御され、取付部301Bに取り付けられる複数の白色LED232は、第2のLED駆動回路26を介して駆動電流が制御される。従って、第1及び第2のファイババンドル121、122の出射光の光量が独立して制御される。

【0054】

図11は、本願発明に係る第2実施形態が適用される電子内視鏡の光源ユニット400を示す図である。保持板401においてライトガイド410に対向する側には、所定の曲率中心を有する球面の内壁面である取付部401Aが形成される。取付部401Aには、第1実施形態と同様の白色LED232が略全域にわたって配設される。各白色LED232は、その射出光の中心軸が、それぞれの取付位置における取付部401Aの接線と直交するように取り付けられる。従って、各白色LED232の出射光は、図11に示すように、取付部401Aの曲率中心401Cに集光する。尚、図の複雑化を避けるため、図11において一部の白色LED232は省略されている。

10

【0055】

ライトガイド410は、第1のファイババンドル411と第2のファイババンドル412を有し、第1実施形態のライトガイド12と同様、スコープ10に配設される。第1及び第2のファイババンドル411、412の入射側の端面は、第1実施形態と同様、それぞれ半円形であり、それぞれの直線部が接するよう設けられ、全体として真円を形成する。

20

【0056】

また、ライトガイド410の出射端側は、図11において省略されているが、第1実施形態と同様、分岐している。図13は、第2実施形態におけるスコープ10の先端部本体の端面を正面から示す図であり、図3と同一の部材には同一の符号が付されている。図13に示すように、スコープ10の先端部において、第1及び第2のファイババンドル411、412は、対物レンズ110を挟んで略対称な位置に設けられる。第2実施形態において、送気ノズル132は送水ノズル131の近傍に配置され、吸引・鉗子チャンネル133は、第2のファイババンドル412の近傍に配置される。尚、光源ユニット400及びライトガイド410以外の構成は第1実施形態と同様である。

30

【0057】

再び図11を参照すると、光源ユニット401とライトガイド410は、取付部401Aの中心軸線401Lが、第1及び第2のファイババンドル411、412の境界の中心、即ち第1及び第2のファイババンドル411、412が形成する真円の中心410Cに交差するよう、配設される。従って、取付部401Aにおいて、図11中、中心軸線401Lより下側に配設される複数の白色LED232の出射光は第1のファイババンドル411の入射端面に入射し、中心軸線401Lより上側に配設される複数の白色LED232の出射光は第2のファイババンドル412の入射端面に入射する。換言すれば、第2実施形態において、中心軸線401Lより下側に配設される複数の白色LED232は、第1のLEDグループ400Aを構成し、中心軸線401Lより上側に配設される複数の白色LED232は、第2のLEDグループ400Bを構成する。

40

【0058】

白色LED232の出射光の集光位置(取付部401Aの曲率中心401C)からライトガイド410の端面までの距離と、第1及び第2のファイババンドル411、412の入射端面が形成する真円の直径と、取付部401Aの周縁部、即ち中心軸線401Lから最も離れた位置に配設される白色LED232の出射光の中心軸の中心軸線401Lに対する狭角との間の関係は、以下の式(1)で表される。

【0059】

|X| | / 2 tan | (1)

50

(ただし、X：白色LED232の出射光の集光位置からライトガイド410の端面までの距離

：第1及び第2のファイババンドル411、412が形成する真円の直径

：取付部401Aの中心から最も離れた位置に配設される白色LED232の射出光の中心軸の中心軸線401Lに対する角度)

【0060】

式(1)の関係を満たせば、図12に示すように、曲率中心401Cがライトガイド410の内方に位置するよう、光源ユニット401、ライトガイド410を配設することも可能である。換言すれば、スコープ10を接続した状態において、曲率中心401Cが図11に示す位置と図12に示す位置との間に位置させられるよう、光源ユニット401は位置決めされればよい。

10

【0061】

尚、図11のように、ライトガイド410の入射端面と光源ユニット401との間に曲率中心401Cが位置する場合、上述のように第1のLEDグループ400Aの出射光は第1のファイババンドル411に入射し、第2のLEDグループ400Bの出射光は第2のファイババンドル412に入射する。図12に示すように、曲率中心401Cと光源ユニット401との間にライトガイド410の入射端面が位置する場合、第1のLEDグループ400Aの出射光は第2のファイババンドル412の入射端面に入射し、第2のLEDグループ400Bの出射光は第1のファイババンドル411の入射端面に入射する。

20

【0062】

第1及び第2のLEDグループ400A、400Bに属する白色LED232の駆動電流の制御は第1実施形態と同様に行なわれ、第1及び第2のファイババンドル411、412から被観察体に照射される射出光の光量は、それぞれ独立して自動的に調節される。

【0063】

上述のように、第2実施形態において、吸引・鉗子チャンネル133は第2のファイババンドル412の出射端面の近傍に配設される(図13参照)。従って、吸引・鉗子チャンネル133から生検鉗子のカップ部を露出させて患部の切り取り等の手技が行なわれる場合、TVモニタに再現される画面において、金属材料からなる生検鉗子はハレーションを起こす危険がある。しかしながら、例えば図11のように光源ユニット401とライトガイド410を配置した場合、CCDイメージセンサ111に結像される生検鉗子の被観察体像の輝度情報に応じて第2のLEDグループ400Bの駆動電流のみFSが制御され、第2のファイババンドル412の出射光の光量が自動的に調節される。従って、生検鉗子から離れた被観察体の照明光の光量は変化させずに生検鉗子のハレーションが防止され、良好な再現画像が得られる。

30

【0064】

【発明の効果】

以上のように、本発明によれば、被観察体の状態に応じて照明光の光量が適宜調節される。従って、良好な被観察体像が常時、TVモニタに再現される。

【図面の簡単な説明】

40

【図1】本発明に係る第1実施形態が適用される電子内視鏡装置のブロック図である。

【図2】スコープに配設されるライトガイドの概観図である。

【図3】スコープの先端部本体の端面の正面図である。

【図4】ライトガイドの入射端面の正面図である。

【図5】光源ユニットとライトガイドの相対的位置関係を模式的に示す図である。

【図6】画像信号処理ユニットに電源投入後、所定のサイクルで繰り返されるループ処理の手順を示すフローチャートである。

【図7】ランプスイッチの操作に関連して実行される処理の手順を示すフローチャートである。

【図8】第1のファイババンドルに入射する光量の調節の処理手順を示すフローチャー

50

トである。

【図9】第2のファイバーバンドルに入射する光量の調節の処理手順を示すフローチャートである。

【図10】第1実施形態の変形例の光源ユニットとライトガイドの相対的位置関係を模式的に示す図である。

【図11】本発明に係る第2実施形態が適用される光源ユニットとライトガイドの相対的位置関係の一例を模式的に示す図である。

【図12】第2実施形態の光源ユニットとライトガイドの相対的位置関係の別の例を模式的に示す図である。

【図13】第2実施形態が適用されるスコープの先端部本体の端面の正面図である。

10

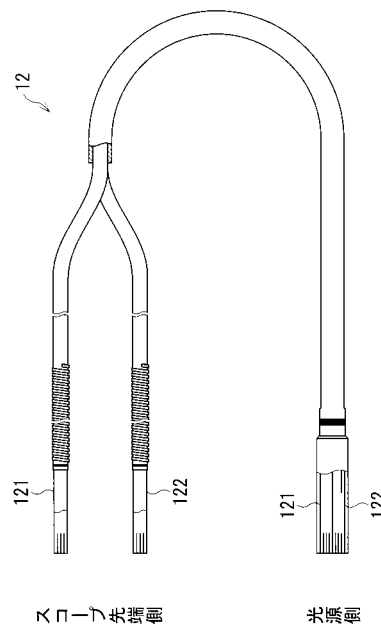
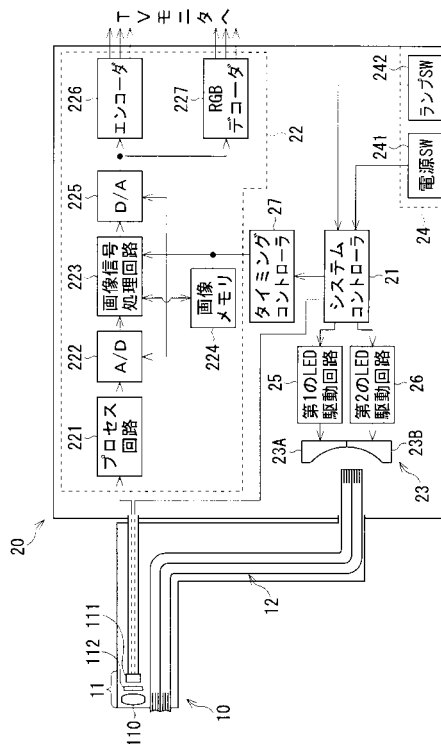
【符号の説明】

- 10 スコープ
- 12 ライトガイド
- 20 画像信号処理ユニット
- 21 システムコントローラ
- 22 映像信号処理回路
- 23 光源ユニット
- 23A 第1のLEDグループ
- 23B 第2のLEDグループ
- 24 フロントパネル
- 25 第1のLED駆動回路
- 26 第2のLED駆動回路
- 121、411 第1のファイバーバンドル
- 122、412 第2のファイバーバンドル
- 231、301、401 保持板

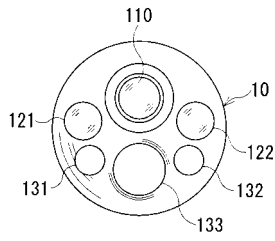
20

【図1】

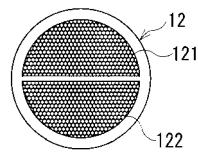
【図2】



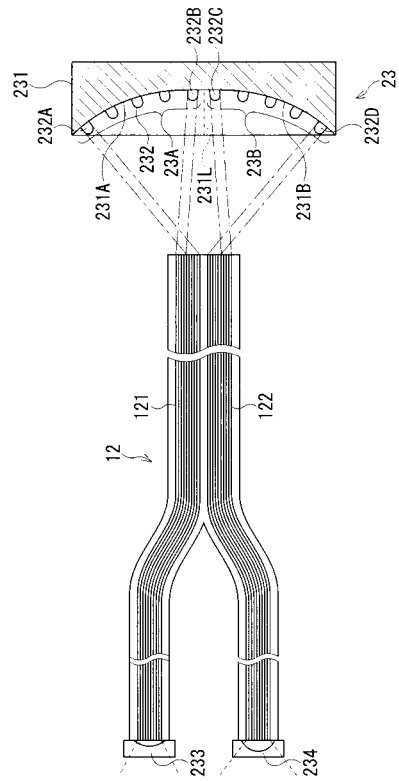
【図3】



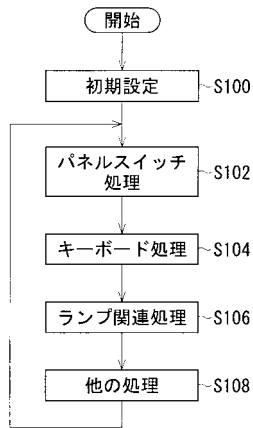
【図4】



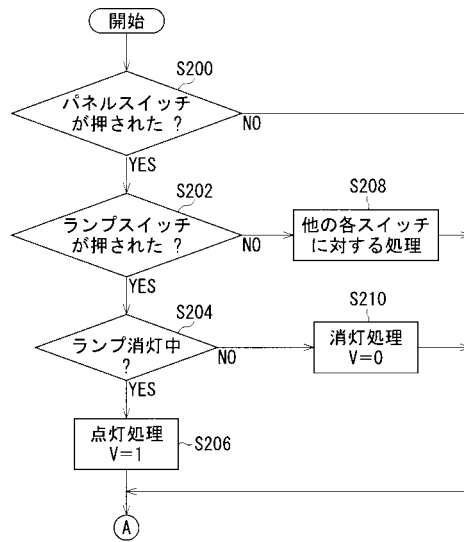
【図5】



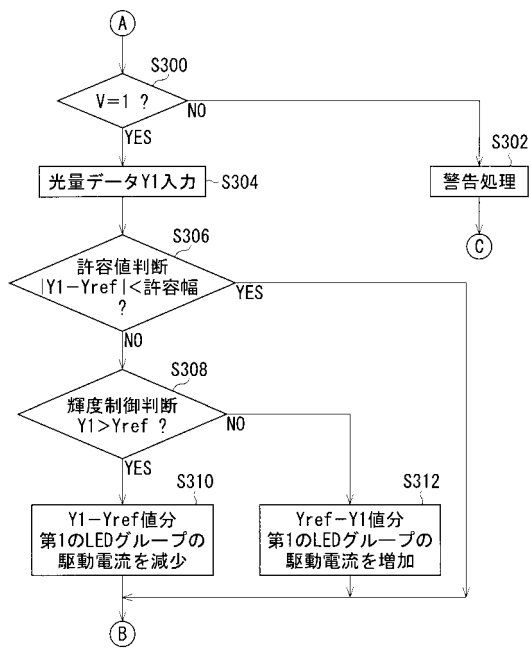
【図6】



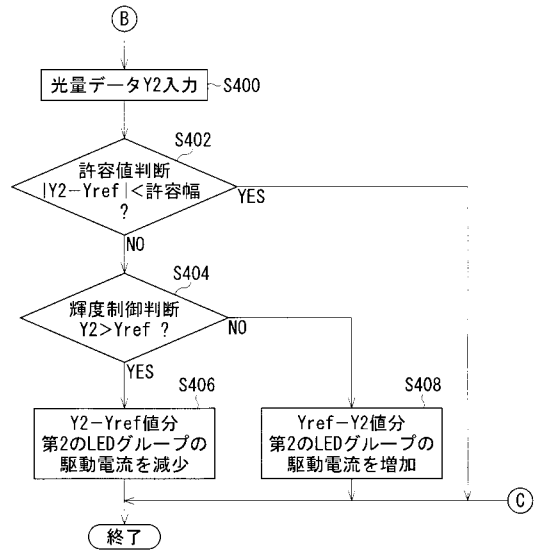
【図7】



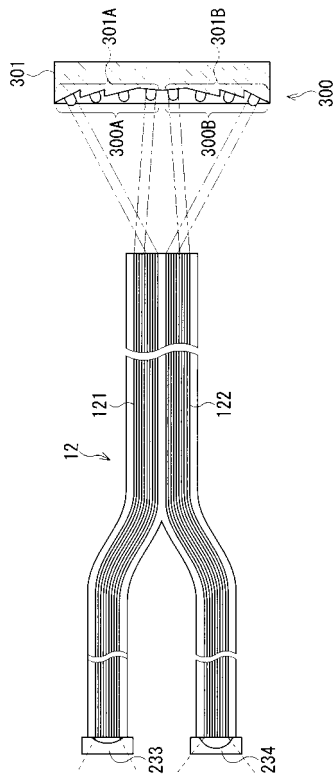
【図8】



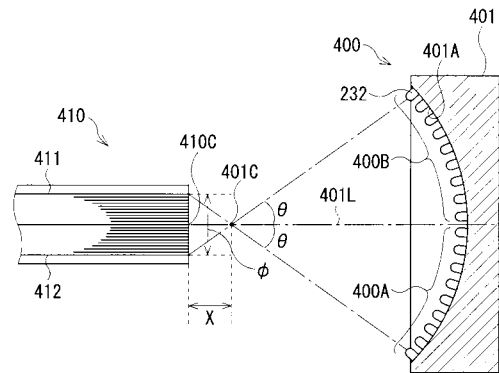
【図9】



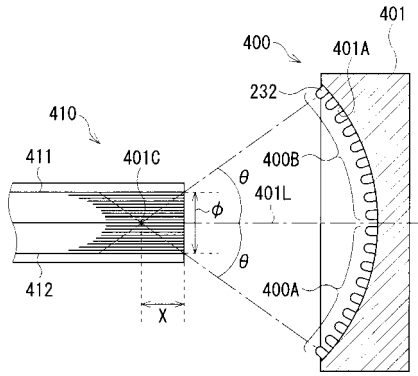
【図10】



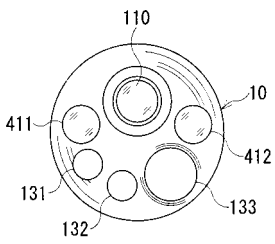
【図11】



【 図 1 2 】



【 図 1 3 】



フロントページの続き

(72)発明者 金子 邦清

東京都板橋区前野町2丁目3番9号 旭光学工業株式会社内

審査官 原 俊文

(56)参考文献 特開平10-165357(JP,A)
特開平11-216114(JP,A)
特開平11-031848(JP,A)
特開昭58-087523(JP,A)
特開昭54-108485(JP,A)
特開平10-234665(JP,A)
特開平03-165734(JP,A)
特開2000-039570(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)	电子内视镜装置		
公开(公告)号	JP4520010B2	公开(公告)日	2010-08-04
申请号	JP2000304680	申请日	2000-10-04
[标]申请(专利权)人(译)	旭光学工业株式会社		
申请(专利权)人(译)	旭光学工业株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	川村素子 田中千成 佐野浩 金子邦清		
发明人	川村 素子 田中 千成 佐野 浩 金子 邦清		
IPC分类号	A61B1/06 A61B1/00 A61B1/04 G02B23/26		
CPC分类号	A61B1/07 A61B1/00057 A61B1/0684 G02B6/40 G02B23/2469		
FI分类号	A61B1/06.A A61B1/00.300.U A61B1/04.372 G02B23/26.B A61B1/00.300.Y A61B1/00.731 A61B1/00.732 A61B1/05 A61B1/06.510 A61B1/06.612 A61B1/07.730 A61B1/07.732		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/CA04 2H040/CA09 2H040/CA11 2H040/GA02 4C061/AA00 4C061/BB00 4C061/CC06 4C061/DD00 4C061/FF40 4C061/FF46 4C061/GG01 4C061/JJ06 4C061/LL02 4C061/MM05 4C061/NN01 4C061/QQ02 4C061/QQ07 4C061/QQ09 4C061/RR02 4C061/RR22 4C061/SS10 4C061/SS22 4C061/SS23 4C061/TT01 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/DD00 4C161/FF40 4C161/FF46 4C161/GG01 4C161/JJ06 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR02 4C161/RR22 4C161/SS10 4C161/SS22 4C161/SS23 4C161/TT01		
代理人(译)	松浦 孝		
其他公开文献	JP2002102163A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过简单的构造，响应于要观察的图像的状态来调节合适的照明光量。解决方案：具有不同曲率中心的球形表面231A和231B形成在与光导12相对的保持板231的侧面。表面231A是球面的内壁表面的一部分，其中曲率中心在其入射端侧基本上与纤维束121的端面的中心重合，并且表面231B是球形表面的内壁表面的一部分，其中曲率中心基本上与末端的中心重合。在其入射端侧的纤维束122的面。属于第一LED组23A的多个白色LED 232安装在表面231A上，属于第二LED组23B的多个白色LED 232安装在表面231B上。白色LED 232的驱动电流在相应的第一和第二LED组23和23B处被独立控制，以调节光束121和122的发光光的光量。

