

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B1)

(11) 特許番号

特許第6017739号
(P6017739)

(45) 発行日 平成28年11月2日 (2016. 11. 2)

(24) 登録日 平成28年10月7日 (2016. 10. 7)

(51) Int. Cl.	F I
A 6 1 B 1/00 (2006. 01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 T
A 6 1 B 1/04 (2006. 01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0
G 0 2 B 23/26 (2006. 01)	G 0 2 B 23/26 B

請求項の数 13 (全 20 頁)

(21) 出願番号	特願2016-535265 (P2016-535265)	(73) 特許権者	000000376
(86) (22) 出願日	平成28年2月9日 (2016. 2. 9)		オリンパス株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2016/053747		東京都八王子市石川町2951番地
審査請求日	平成28年5月31日 (2016. 5. 31)	(74) 代理人	100076233
(31) 優先権主張番号	特願2015-86156 (P2015-86156)		弁理士 伊藤 進
(32) 優先日	平成27年4月20日 (2015. 4. 20)	(74) 代理人	100101661
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		弁理士 長谷川 靖
早期審査対象出願		(74) 代理人	100135932
			弁理士 篠浦 治
		(72) 発明者	中山 登
			東京都八王子市石川町2951番地 オリ
			ンパス株式会社内
		(72) 発明者	住吉 正憲
			東京都八王子市石川町2951番地 オリ
			ンパス株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 走査型内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に照射される照明光を導光するファイバを揺動するためのアクチュエータを駆動することにより前記被検体上において前記照明光の走査をする走査型内視鏡と、

前記走査型内視鏡に設けられ、前記アクチュエータの駆動条件に関する情報である駆動条件情報と、前記駆動条件情報よりも大きなデータ量を有し前記走査に関する前記走査型内視鏡に固有の情報である固有情報とを格納する格納部と、

前記格納部に格納された情報のうち、前記駆動条件情報及び前記固有情報を読み出す読み出し部と、

前記読み出し部から読み出された前記駆動条件情報に基づき前記アクチュエータを駆動する制御をする制御部と、

前記走査型内視鏡が着脱自在に接続され、前記読み出し部及び前記制御部を備える本体装置と、

前記本体装置に設けられ、前記読み出し部により読み出された前記駆動条件情報に従って駆動した前記アクチュエータを用いて前記ファイバを揺動して前記照明光を照射した際の前記被検体からの光を受光し、光電変換した信号を生成する信号生成部と、

前記本体装置に設けられ、前記信号に基づいて前記照明光の照射位置に応じた画像情報を生成する画像情報生成部と、

を有し、

前記制御部は、前記読み出し部が前記格納部から前記駆動条件情報の読み出しが完了し

10

20

て前記固有情報の読み出しが完了していない第 1 状態においては、前記信号生成部により生成された前記信号を少なくとも用いて、前記画像情報生成部が表示装置に表示する前記画像情報を生成するように前記画像情報生成部を制御し、

前記制御部は、前記読み出し部が前記格納部から前記駆動条件情報及び前記固有情報の読み出しが完了した第 2 状態においては、前記信号生成部により生成された前記信号及び前記読み出し部により読み出された前記固有情報の両方を用いて、前記画像情報生成部が前記表示装置に表示する前記画像情報を生成するように前記画像情報生成部を制御することを特徴とする走査型内視鏡装置。

【請求項 2】

更に、前記本体装置に設けられ、前記信号生成部により生成された前記信号から前記画像情報生成部が表示装置に表示する前記画像情報を生成するために予め用意された予備の画像生成用情報を格納する画像生成用情報格納部、

を有し、

前記制御部は、前記第 1 状態においては、前記予備の画像生成用情報を用いて前記表示装置に表示する画像情報を生成するように前記画像情報生成部を制御することを特徴とする請求項 1 に記載の走査型内視鏡装置。

【請求項 3】

前記読み出し部は、前記駆動条件情報を読み出した後に、前記駆動条件情報とは異なる前記固有情報を読み出し、

前記制御部は、前記読み出し部が前記固有情報を読み出している前記第 1 状態のタイミングにおいて前記アクチュエータを駆動する制御を行うことを特徴とする請求項 1 に記載の走査型内視鏡装置。

【請求項 4】

更に、前記読み出し部により読み出された前記駆動条件情報が正常であるか異常であるかを判定する判定部を有し、

前記制御部は、前記判定部が正常であると判定した場合に前記駆動条件情報に基づき前記アクチュエータを駆動する制御を行い、前記判定部が異常であると判定した場合には前記アクチュエータを駆動しない制御を行うことを特徴とする請求項 1 に記載の走査型内視鏡装置。

【請求項 5】

前記格納部は、前記固有情報として、前記信号生成部により生成された前記信号から前記画像情報生成部が前記被検体の前記画像情報を生成する際に用いられる画像生成用情報を格納することを特徴とする請求項 1 に記載の走査型内視鏡装置。

【請求項 6】

前記制御部は、前記読み出し部が前記駆動条件情報及び前記固有情報の読み出しが完了した後の前記第 2 状態の期間においては、前記信号生成部により生成された前記信号から前記表示装置に表示する前記画像情報を生成する場合、前記固有情報の読み出しが終了していない前記第 1 状態において使用した前記予備の画像生成用情報から前記固有情報の使用に切り替えて前記表示装置に表示する前記画像情報を生成するように制御することを特徴とする請求項 2 に記載の走査型内視鏡装置。

【請求項 7】

更に、前記本体装置に設けられ、前記信号生成部により生成された前記信号から前記表示装置に表示する前記画像情報を生成するために予め用意された予備の画像生成用情報を格納する画像生成用情報格納部と、

前記本体装置に設けられ、前記格納部から読み出された前記駆動条件情報、前記固有情報、前記固有情報が作成又は更新された最新の日時情報を、前記走査型内視鏡を識別する識別情報と共に格納する読出情報格納部と、

を有し、

前記制御部は、前記読み出し部が前記格納部から読み出した前記識別情報と前記最新の日時情報に一致する情報を前記読出情報格納部が格納しているか否かを判定し、一致する

10

20

30

40

50

前記情報を格納している場合には、前記読出情報格納部が格納している前記固有情報に一致する第2の固有情報を用いて前記表示装置に表示する前記画像情報を生成するように制御することを特徴とする請求項1に記載の走査型内視鏡装置。

【請求項8】

前記画像生成情報格納部は、前記本体装置に接続可能な前記走査型内視鏡を含む複数の走査型内視鏡それぞれの前記格納部に格納された複数の前記固有情報を平均した平均の固有情報を前記予備の画像生成情報として格納することを特徴とする請求項2に記載の走査型内視鏡装置。

【請求項9】

前記格納部は、前記アクチュエータを用いて前記ファイバを揺動した際の前記被検体上に照射された前記照明光の照射位置を校正するためのキャリブレーションデータを前記固有情報として格納し、

10

前記画像生成情報格納部は、前記本体装置に接続可能な前記走査型内視鏡を含む複数の走査型内視鏡それぞれの前記格納部に格納された複数の前記キャリブレーションデータを平均した平均のキャリブレーションデータを前記予備の画像生成情報として格納することを特徴とする請求項2に記載の走査型内視鏡装置。

【請求項10】

更に、前記読み出し部が前記駆動条件情報及び前記固有情報の読み出しを完了した後の前記第2状態の期間においては、前記制御部は、前記平均のキャリブレーションデータを用いることを止め、前記読み出し部により読み出された前記固有情報としての前記キャリブレーションデータを用いて前記表示装置に表示する前記画像情報を生成するように前記画像情報生成部を制御することを特徴とする請求項9に記載の走査型内視鏡装置。

20

【請求項11】

更に、前記本体装置内に、前記信号生成部、前記画像情報生成部及び前記制御部が配置された2次回路を有し、

前記2次回路と電氣的に絶縁された前記格納部から、前記読み出し部により読み出された前記固有情報を格納する第2の格納部を、前記2次回路内に設けたことを特徴とする請求項2に記載の走査型内視鏡装置。

【請求項12】

更に、前記固有情報を近似する補助の画像生成情報を格納する画像生成情報格納部を有し、

30

前記制御部は、前記読み出し部が前記固有情報を読み出している前記第1状態のタイミングにおいて、前記アクチュエータを駆動して前記照明光を走査する制御と共に、前記補助の画像生成情報を用いて前記照明光の走査に対応した画像を生成する制御とを並行して行うことを特徴とする請求項3に記載の走査型内視鏡装置。

【請求項13】

更に、前記本体装置内に設けられた前記第2の格納部が、前記本体装置に接続された前記走査型内視鏡の前記格納部が格納している前記固有情報と同じ第2の情報を格納しているか否かを判定する判定部を前記本体装置内に有し、

前記制御部は、前記判定部により前記固有情報と同じ前記第2の情報を格納している判定結果の場合には、前記予備の画像生成情報を用いなくて、前記第2の情報をを用いて前記表示装置に表示する前記画像情報を生成するように前記画像情報生成部を制御することを特徴とする請求項11に記載の走査型内視鏡装置。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、照明光を走査する走査型内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、医療分野等において内視鏡が広く用いられるようになっている。また、被検体内

50

に挿入される挿入部を細径化するために種々の技術が提案されている。そのような技術の一例として、走査型内視鏡装置がある。

例えば、日本国特開 2014-90780 号公報の従来例は、光走査の軌跡をキャリブレーションする治具の製作コストを押さえるキャリブレーションシステムにおいて、サブメモリに格納されている内視鏡の識別情報やプロパティ等の情報を、システム起動時に、内視鏡とプロセッサとが電氣的に接続された際に読み出して CPU に送信し、CPU メモリに格納し、CPU は必要時に読み出し、内視鏡の制御に必要な信号を生成し、走査ドライバに必要な設定値を指定することを開示している。

走査型内視鏡装置においては、走査型内視鏡に搭載されたアクチュエータにおいて、電氣的な特性に個体差が発生するため、光走査により取得した信号から画像信号を生成する場合、所定の画質を確保するためには補正することが必要になる。

【0003】

実際に使用する走査型内視鏡に対して、このような補正を適切に行えるようにするため各走査型内視鏡には、その走査型内視鏡に搭載されたアクチュエータに固有の固有情報としてのキャリブレーションデータ（校正データ）を格納する。そして、走査型内視鏡が接続された画像信号生成装置は、起動時にキャリブレーションデータを読み出し、読み出したキャリブレーションデータを用いて、画像信号を生成する。キャリブレーションデータは、アクチュエータにより、被検体を 2 次元的に光走査した場合に対応したデータ量となるため、アクチュエータを電氣的に駆動する駆動条件のデータ量に比較すると遥かに大きなデータ量となる。

また、被検体内に挿入される走査型内視鏡においては、走査型内視鏡内に設けた格納部からその走査型内視鏡に固有の固有情報としてのキャリブレーションデータを、2 次回路に設けられた画像信号を生成する画像生成回路が利用（アクセス）できるように読み出す必要がありそのために絶縁素子が用いられる。画像生成回路が利用できるように絶縁素子を経由して読み出すため、キャリブレーションデータの読み出しに時間がかかる欠点がある。そのため、走査型内視鏡を用いて光走査した画像を最初に表示させるまでの待ち時間が長くなってしまう。

【0004】

しかしながら、上記従来例は、起動時において内視鏡側の格納部に格納した情報を読み出し、起動時からの待ち時間が短く、速やかに光走査の画像を表示可能にするような内容を開示していない。

本発明は上述した点に鑑みてなされたもので、起動時からの待ち時間が短く、短時間で光走査の画像を表示可能にする走査型内視鏡装置を提供することを目的とする。

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

【0005】

本発明の一態様の走査型内視鏡装置は、被検体に照射される照明光を導光するファイバを揺動するためのアクチュエータを駆動することにより前記被検体上において前記照明光の走査をする走査型内視鏡と、前記走査型内視鏡に設けられ、前記アクチュエータの駆動条件に関する情報である駆動条件情報と、前記駆動条件情報よりも大きなデータ量を有し前記走査に関する前記走査型内視鏡に固有の固有情報とを格納する格納部と、前記格納部に格納された情報のうち、前記駆動条件情報及び前記固有情報を読み出す読み出し部と、前記読み出し部から読み出された前記駆動条件情報に基づき前記アクチュエータを駆動する制御をする制御部と、前記走査型内視鏡が着脱自在に接続され、前記読み出し部及び前記制御部を備える本体装置と、前記本体装置に設けられ、前記読み出し部により読み出された前記駆動条件情報に従って駆動した前記アクチュエータを用いて前記ファイバを揺動して前記照明光を照射した際の前記被検体からの光を受光し、光電変換した信号を生成する信号生成部と、前記本体装置に設けられ、前記信号に基づいて前記照明光の照射位置に応じた画像情報を生成する画像情報生成部と、を有し、前記制御部は、前記読み出し部が前記格納部から前記駆動条件情報の読み出しが完了して前記固有情報の読み出しが完了し

ていない第 1 状態においては、前記信号生成部により生成された前記信号を少なくとも用いて、前記画像情報生成部が表示装置に表示する前記画像情報を生成するように前記画像情報生成部を制御し、前記制御部は、前記読み出し部が前記格納部から前記駆動条件情報及び前記固有情報の読み出しが完了した第 2 状態においては、前記信号生成部により生成された前記信号及び前記読み出し部により読み出された前記固有情報の両方を用いて、前記画像情報生成部が前記表示装置に表示する前記画像情報を生成するように前記画像情報生成部を制御する。

【図面の簡単な説明】

【0006】

【図 1】図 1 は本発明の第 1 の実施形態の走査型内視鏡装置の全体構成を示す図。

10

【図 2】図 2 は図 1 における A-A 線断面によるアクチュエータの構成を示す断面図。

【図 3】図 3 はアクチュエータを駆動する駆動信号の波形を示す図。

【図 4】図 4 は図 3 の駆動信号により光ファイバの先端が揺動される軌跡を示す図。

【図 5】図 5 は各走査型内視鏡に格納されるスコープ I D データにおける各種データの内容を示す図。

【図 6 A】図 6 A は図 5 の各種データがアドレスに対応付けてメモリに格納される詳細を表形式で示す図。

【図 6 B】図 6 は図 6 A におけるキャリブレーションデータの詳細を表形式で示す図。

【図 7】図 7 は患者回路の構成を示す図。

【図 8】図 8 は第 1 の実施形態の代表的な処理手順を示すフローチャート。

20

【図 9】図 9 は第 1 の実施形態の代表的な処理手順のタイミングを示す図。

【図 10】図 10 はキャリブレーションデータのデータ量を削減した例を示す図。

【図 11】図 11 は第 1 の実施形態の変形例における処理手順を示すフローチャート。

【発明を実施するための最良の形態】

【0007】

以下、図面を参照して本発明の実施形態を説明する。

(第 1 の実施形態)

図 1 に示すように本発明の第 1 の実施形態の走査型内視鏡装置 1 は、被検体 5 の体腔内に挿入される走査型内視鏡 2 と、走査型内視鏡 2 が着脱自在に接続される本体装置（又は走査型内視鏡制御装置）3 と、本体装置 3 に接続される表示装置としてのモニタ 4 と、を有する。走査型内視鏡 2 は、各走査型内視鏡 2 に固有の固有情報を含むスコープ I D データを格納したメモリ 6 を有し、このメモリ 6 は、走査型内視鏡 2 内に設けたスコープ基板 7 に設けられている。

30

また、走査型内視鏡 2 は、被検体 5 の体内又は体腔内に挿入可能な細長の形状及び可撓性を備えて形成された挿入部 11 を有し、挿入部 11 の基端部には、走査型内視鏡 2 を本体装置 3 に着脱自在に接続するためのスコープコネクタ（単にコネクタと略記）12 が設けられている。なお、コネクタ 12 の内部に、上記スコープ基板 7 が設けられている。

挿入部 11 内には、基端部から先端部 11 a 付近にかけて、本体装置 3 の光源ユニット 21 から供給された照明光を導光する導光部材となる照明用光ファイバ 13 が挿通されている。照明用光ファイバ 13 により導光された照明光は、照明用光ファイバ 13 の先端から、対向する集光光学系 14 を経て、被検体 5 内の検査部位等の被写体に向けて照明光が

40

【0008】

また、挿入部 11 内には、被検体 5（側の被写体）からの戻り光を受光して本体装置 3 の検出部を構成する検出ユニット 23 へ導く受光用光ファイバ 15 が挿通されている。

上記照明用光ファイバ 13 における光入射面を含む端部は、光コネクタ 13 a において本体装置 3 の内部に設けられた照明用光ファイバ 13 b の先端側の端部と接続され、この照明用光ファイバ 13 b の基端側の光入射面を含む端部は光源ユニット 21 内の合波器 32 近傍に配置されている。

また、照明用光ファイバ 13 の光出射面を含む端部は、挿入部 11 の先端部 11 a に設

50

けられた集光光学系14に近接して対向する位置に配置され、その状態において、アクチュエータ16により揺動される。

受光用光ファイバ15の光入射面を含む端部は、挿入部11の先端部11aの先端面における、例えば集光光学系14の光出射面の周囲に円形に沿って配置されている。また、受光用光ファイバ15の光出射面となる基端側の端部は、光コネクタ15aにおいて本体装置3の内部に設けられた受光用光ファイバ15bの先端側の端部と接続され、この受光用光ファイバ15bの基端側の端部は検出ユニット23内の検出器37近傍に配置されている。

また、検出ユニット23は本体装置内3に設けられているものに限らず、走査型内視鏡2内に設けられていても良い。

【0009】

集光光学系14は、凸レンズ14a及び凹レンズ14bからなる色消し機能を持つ光学系を形成し、照明用光ファイバ13の先端面から照明光を集光して被写体側へ出射する。

挿入部11における先端部11a寄りとなり、照明用光ファイバ13の中途部には、本体装置3のドライブユニット22から出力される駆動信号に基づいて照明用光ファイバ13の先端側を、該照明用光ファイバ13の長手方向と直交する方向に駆動するためのスクヤナを構成するアクチュエータ16が設けてある。アクチュエータ16を構成するアクチュエータ素子17a、17bと17c、17dは、挿入部11内に挿通された駆動線18a、18bと接続され、駆動線18a、18bはコネクタ12の接点を介して本体装置3内の駆動線18c、18dと接続される。駆動線18c、18dはドライブユニット22と接続され、駆動信号が印加される。

アクチュエータ16は、照明用光ファイバ13の長手方向をZ軸方向とした場合、駆動信号の印加によりZ軸方向に伸張又は収縮することによって、図1の実線で示す状態から点線で示すように照明用光ファイバ13の先端側を移動して、照明用光ファイバ13の先端面から出射される照明光をZ軸と垂直となるX、Y軸方向に走査する。

【0010】

駆動信号の印加によりアクチュエータ16を駆動した場合、照明用光ファイバ13の先端側をX、Y軸方向に走査し易いように、アクチュエータ16のZ軸方向に沿ったその基端側部分を支持部材18を介して挿入部11の内面に固定している。

照明用光ファイバ13及びアクチュエータ16は、挿入部11の長手軸方向に垂直な断面において、例えば、図2に示すような位置関係を有するようにそれぞれ配置されている。図2は、走査型内視鏡2に設けられたアクチュエータ16の構成を示す断面図である。

図2に示すように、照明用光ファイバ13とアクチュエータ16との間には、接合部材としてのフェルール41が配置されている。具体的には、フェルール41は、例えば、ジルコニア（セラミック）またはニッケル等により形成されている。

フェルール41は、図2に示すように、正方形の四角柱の形状を有するように形成されており、中心軸に沿った孔に通した照明用光ファイバ13が固定され、Y軸方向（紙面の上下方向）の両側面と、X軸方向（紙面の左右方向）の両側面とにアクチュエータ16を形成するアクチュエータ素子17a、17bと17c、17dが取り付けられている。

【0011】

各アクチュエータ素子は、例えばPZT（チタン酸ジルコン酸鉛）等の圧電素子により構成され、駆動信号の印加により、長手方向（図2においてZ軸方向）に伸縮する。従って、基端が保持又は固定された状態で、例えばアクチュエータ素子17a、17bに（一方を伸張、他方を収縮させる）逆位相の駆動信号を印加することにより、図1において点線で示すように受光用光ファイバ15の先端側を上下方向に振動（揺動）させることができる。

なお、各アクチュエータ素子17a～17dは、それぞれ分極方向が所定方向になるように分極処理され、対向する両面に駆動信号が印加される電極（図示略）が設けられてい

10

20

30

40

50

る。

図3は、アクチュエータ素子17a（及び17b）、17c（及び17d）を駆動する駆動信号の波形を示す。

【0012】

図3に示すようにアクチュエータ素子17a（及び17b）とアクチュエータ素子17c（及び17d）とを駆動する駆動信号は、一方の駆動信号の位相をシフトした殆ど同じ波形で、正弦波形状に変化させると共に、その電圧（振幅）を走査開始位置Pa（図4参照）に相当する0の値から走査終了位置Pb（図4参照）に相当する値まで次第に大きくした後、再び次第に小さくして走査開始位置Paに相当する0の値に戻すようにしている。

10

このような駆動信号をアクチュエータ素子17a（及び17b）とアクチュエータ素子17c（及び17d）とに印加することにより、アクチュエータ16により駆動される照明用光ファイバ13の先端側は、図4に示すように走査開始位置Paから走査終了位置Pbまで渦巻き形状に移動（走査）される。照明用光ファイバ13の先端の走査に対応して照明用光ファイバ13の先端から出射された照明光も、被検体5の表面上を渦巻き形状に光走査する。なお、照明光は、連続発光でなく、パルス発光するように制御される。

【0013】

図3に示すような駆動波形の駆動信号でアクチュエータ16を駆動した場合、実際には、アクチュエータ16を形成するアクチュエータ素子17a～17dの電気的特性等の個体差のために、図4に示した走査位置が変化する。そのため、予め基準の被写体面に対して図3に示すような駆動信号で各走査内視鏡2のアクチュエータ16を駆動した場合における光が実際に照射された2次元の座標位置を調べ、調べられた適正な座標位置（走査位置、又は照射位置とも言う）を取得できるように走査位置を校正したキャリブレーションデータを、アクチュエータ16を搭載した走査型内視鏡2内のメモリ6に予め格納している。

20

また、このメモリ6は、アクチュエータ16を駆動する駆動周波数等の駆動条件のデータ（情報）も格納している。なお、駆動条件のデータは、例えば走査型内視鏡2の種類に応じて異なるデータであり、同じ種類の走査型内視鏡2では、共通となる場合がある。図5は、メモリ6に格納された（走査型内視鏡2）に固有なスコープIDデータを示す。スコープIDデータは、走査型内視鏡2の型式、シリアルNo.、製造年月日、駆動条件、各種設定値、キャリブレーションデータからなる。

30

【0014】

これらのデータ項目が異なるデータは、図6Aに示すようにメモリ6におけるアドレスと関連付けたメモリ領域に格納されている。図6Aに示す例においては、（メモリ）アドレス10～1B（又は0x10～0x1B）のメモリ領域に、駆動周波数、位相差、振幅値（電圧比）のデータを含む駆動条件のデータが格納されている。また、アドレス1C～21のメモリ領域には、アクチュエータ16に流れる電流値の上限値、下限値、基準値が各種設定値のデータが格納されている。

【0015】

これらの駆動条件等のデータに比較して、アドレスが22～DB19BAのメモリ領域に格納されるデータがキャリブレーションデータである。キャリブレーションデータのデータ量は、このキャリブレーションデータ以外の駆動条件等のデータのデータ量に比較すると、（数10倍以上となる）遥かに大きなデータ量となる走査型内視鏡2に固有のデータとなる。つまり、キャリブレーションデータは、種類が異なる場合は勿論、種類が同じ走査型内視鏡2においても、個々の走査型内視鏡2毎に異なるデータとなる。

40

【0016】

また、キャリブレーションデータは、例えば図6Bに示すようなデータである。図6Bにおいて、Num（Number）は、中心側から順序付けられた発光する番号を表し、1バイト分のデータには、0、1のフラグ、R、G、Bのデータを表す要素番号、走査位置となるピクセル位置、重み番号などが格納される。なお、ピクセル位置は、18ビット

50

で表される。

メモリ 6 に格納されたキャリブレーションデータは、同じメモリ 6 に格納された駆動条件のデータ量に比較して、遥かにデータ量が大きいため、後述する画像生成回路 25b が画像生成の際に利用できるように絶縁素子 36c を介してメモリ 6 から読み出すのに時間がかかる。そのため、本実施形態においては、絶縁素子を経由することを必要としないで、画像生成回路 25b が利用できるように、例えば複数のキャリブレーションデータを平均化したような異なる走査型内視鏡に搭載されたアクチュエータ 16 に対しても共通して使用できるように予め用意された予備又は補助の画像生成用データ（又は画像生成用プリセットデータ）を本体装置 3 側の例えばメモリ 24 に格納している。

【0017】

後述する画像情報生成部を形成する画像生成回路 25b は、2 次回路内に配置され、これに対してメモリ 6 は、2 次回路から電氣的に絶縁された回路としての患者回路側に配置されている。そのため、画像生成回路 25b がメモリ 6 に格納された情報を利用できる状態となるように読み出すためには、絶縁素子を経由することが必要になる。このように、メモリ 6 からキャリブレーションデータを読み出すことは、2 次回路内に配置された画像生成回路 25b が利用できる状態とするように読み出すことを意味する。

【0018】

上記メモリ 24 は、画像生成用プリセットデータ格納部（又は、画像生成用プリセットデータ格納エリア）24a に画像生成用プリセットデータを格納している（なお、図 7 では画像生成用プリセットデータ格納部 24a を単にプリセットデータ格納部 24a と略記）。なお、このメモリ 24 は、図 6 のメモリ配置テーブルの情報も格納している。

そして、走査型内視鏡装置 1 が起動した起動時においては、メモリ 6 からスコープ ID データを読み出す場合、キャリブレーションデータを最後に読み出すようにして、キャリブレーションデータ以外の駆動条件等のデータの読み出しを先に行い、駆動条件等のデータの読み出し後において、アクチュエータ 16 を駆動し、光走査する。また、アクチュエータ 16 を駆動した際に検出ユニット 23 により取得した検出信号に対して、画像生成用プリセットデータを用いて画像（信号）を生成し、起動から短時間に光走査した際の画像を表示することができるようにしている。

予め用意した画像生成用プリセットデータは、個々のアクチュエータ 16 における走査位置を高精度で特定又は反映するキャリブレーションデータではないが、本体装置 3 における画像生成回路 25b が画像を生成する場合、待ち時間を殆ど必要としないで、複数の走査型内視鏡 2 において平均的な走査位置を特定することができるキャリブレーションデータとなる。概略的には、画像生成用プリセットデータは、高精度のキャリブレーションデータにおけるその精度を低下させたキャリブレーションデータとすることができる。又は、画像生成用プリセットデータは、個々のキャリブレーションデータを近似する予備又は補助の画像生成用情報と言うこともできる。

【0019】

画像生成用プリセットデータとして、複数の走査型内視鏡 2 にそれぞれ格納された複数のキャリブレーションデータを平均した平均値のキャリブレーションデータを用いても良い。従って、画像生成用プリセットデータを用いて、精密な位置からのずれ量が閾値以下に小さい（より具体的には、平均値からのずれ量以内となる）画像信号を、待ち時間が短い所定時間以内に生成し、生成した画像信号の画像をモニタ 4 に表示することができる。

【0020】

これに対して、個々の走査型内視鏡 2 内のメモリ 6 に格納されたキャリブレーションデータは、画像生成回路 25b が画像を生成しようとした場合、読み出しが終了するまで待つことが必要となるキャリブレーションデータである。但し、このキャリブレーションデータは、個々の走査型内視鏡 2 に搭載されたアクチュエータ 16 における走査位置を最適化（又は特定）することができるキャリブレーションデータであるため、このキャリブレーションデータを用いて画像を生成した場合には、個々の走査型内視鏡 2 に搭載されたアクチュエータ 16 による走査位置を高精度で反映した画質の良い画像を生成することがで

10

20

30

40

50

きる。

このため、後述するようにキャリブレーションデータの読み出しが終了した後は、画像生成回路 25b は、画像生成用プリセットデータの使用から読み出したキャリブレーションデータの使用に切り替え、キャリブレーションデータを用いて画像を生成する。そして、上記のように画質の良い画像を生成し、走査型内視鏡 2 を操作する術者は、画質の良い画像を観察することができるようにしている。

【0021】

図 1 に示すように本体装置 3 は、照明光を生成し、走査型内視鏡 2 の照明用光ファイバ 13 の基端側に生成した照明光を供給する光源を形成する光源ユニット 21 と、照明用光ファイバ 13 の先端を 2 次元的に走査するように駆動するドライブユニット 22 と、照明用光ファイバ 13 の先端から出射された照明光の戻り光を受光する受光用光ファイバ 15 を用いて戻り光を検出し、光電変換した信号（又は検出信号）を生成する信号生成部を形成する検出ユニット 23 と、上記メモリ 6 から読み出されたスコープ ID データが（一時的に）格納される読出データ格納部 24b を形成するメモリ領域になると共に、予備の作業エリアとして用いられるメモリ 24 と、本体装置 3 の全体の制御を行うコントローラ 25 と、を有して構成されている。

【0022】

また、本体装置 3 は、本体装置 3 内の 2 次回路内に配置された各回路に直流の電源を供給する 2 次電源回路 26a と、2 次回路と電氣的に絶縁された患者回路 42 内に配置された各回路に直流の電源を供給する患者電源回路 26b とを有する電源回路 26 を備える。商用電源に 1 次巻線が接続された図示しないトランスにおける 2 次巻線に誘起する交流電圧を整流する整流回路などして 2 次電源回路 26a が構成される。また、前記トランスは、1 次巻線、2 次巻線とそれぞれ絶縁された 3 次巻線を有し、3 次巻線に誘起する交流電圧を整流する整流回路などして患者源回路 26b が構成される。

【0023】

光源ユニット 21 は、赤色の波長帯域の光（R 光とも言う）を発生する R 光源 31a と、緑色の波長帯域の光（G 光とも言う）を発生する G 光源 31b と、青色の波長帯域の光（B 光とも言う）を発生する B 光源 31c と、合波器 32 と、を有して構成されている。

【0024】

R 光源 31a、G 光源 31b 及び B 光源 31b は、例えばレーザ光源等を用いて構成され、コントローラ 25 の制御によりオンされた際に、それぞれ R 光、G 光、B 光を合波器 32 へ順次出射する。コントローラ 25 は、R 光源 31a、G 光源 31b 及び B 光源 31b の離散的な発光を制御する CPU などから構成される光源制御回路 25a を有する。この光源制御回路 25a は、アクチュエータ 16 により照明用光ファイバ 13 を駆動した場合、上記メモリ 42 に記憶された離散的な座標位置への駆動タイミングにおいて、パルス発光させるように R 光源 31a、G 光源 31b 及び B 光源 31b の発光を制御する。

尚、本実施形態においては、コントローラ 25 は、R 光源 31a、G 光源 31b 及び B 光源 31b に対して順次パルスの発光させる制御信号を送り、R 光源 31a、G 光源 31b 及び B 光源 31b は順次 R 光、G 光、B 光を発生し、合波器 32 へ出射する。

合波器 32 は、R 光源 31a からの R 光、光源 31b からの G 光、光源 31c からの B 光、を順次照明用光ファイバ 13b の光入射面に供給し、照明用光ファイバ 13b は、R 光、G 光、B 光を順次照明用光ファイバ 13 側に供給する。

【0025】

ドライブユニット 22 は、駆動信号出力部としての機能を有し、信号発生器 33 と、絶縁素子 36a、36b と、D/A 変換器 34a 及び 34b と、アンプ 35a 及び 35b と、を有する。

ドライブユニット 22 により生成される駆動信号は、被検体 5 内に挿入される走査型内視鏡 2 に搭載したアクチュエータ 16 を駆動する。そのため、図 1 において 2 次回路側に配置された信号発生器 33 の出力信号を、2 点鎖線で示すように絶縁素子 36a、36b により電氣的に絶縁して患者回路 42 側に配置された D/A 変換器 34a 及び 34b と、

10

20

30

40

50

アンプ 35 a 及び 35 b とに伝達する構成にしている。図 7 は、患者回路 42 に属する電気回路系を示している。なお、図 1 における本体装置 3 内における患者回路 42 以外の信号発生器 33、コントローラ 25（内の画像生成回路 25 b）、メモリ 24 等は、2 次回路に属する、又は 2 次回路内に配置される。

信号発生器 33 は、コントローラ 25 の制御に基づき、照明用光ファイバ 13 の光出射面を含む端部を振動（又は揺動）させるための駆動信号を生成し、絶縁素子 36 a、36 b を介して D/A 変換器 34 a 及び 34 b に出力する。

【0026】

図 7 に示すように絶縁素子 36 a、36 b（更に、後述する 36 c、36 d）は、それぞれ発光ダイオード（LED と略記）L と、フォトランジスタ Q とから構成され、（光結合部において）電気信号を光信号に変換し、さらに光信号を電気信号に変換する構成とすることにより、光結合部において信号入力側となる 2 次回路側と信号出力側となる患者回路 42 側とを電氣的に絶縁している。

なお、図 1 において 2 点鎖線で示すようにコントローラ 25 と、信号発生器 33 とは、FPGA（Field Programmable Gate Array）30 等のプログラマブルな半導体で構成されている。なお、コントローラ 25 の一部を中央処理装置（CPU）を用いて構成しても良い。

D/A 変換器 34 a 及び 34 b は、信号発生器 33 から出力されたデジタルの駆動信号をアナログの駆動信号に変換してそれぞれアンプ 35 a 及び 35 b へ出力する。

アンプ 35 a 及び 35 b は、D/A 変換器 34 a 及び 34 b から出力された小振幅の駆動信号をそれぞれ増幅して図 3 に示した駆動信号にしてアクチュエータ 16 へ出力する。なお、患者回路 42 に属する D/A 変換器 34 a 及び 34 b、アンプ 35 a、35 b 等は、2 次電源回路 26 a から絶縁された患者電源回路 26 b から動作の電源が供給される。

【0027】

本体装置 3 内の検出ユニット 23 は、検出器 37 及び A/D 変換器 38 を有する。

検出器 37 は、フォトダイオード等の光検出器により構成され、受光用光ファイバ 15 の光出射面から出射された戻り光を受光して電気信号に変換する。受光用光ファイバ 15 は、R 光、G 光、B 光により順次照明された被検体 5 により反射された戻り光を導光し、導光された戻り光が検出器 37 に順次入射される。検出器 37 は、入射された R 光、G 光、B 光の戻り光の強度にそれぞれ応じたアナログの R、G、B 検出信号を順次生成し、A/D 変換器 38 へ出力する。

A/D 変換器 38 は、検出器 37 から順次出力されるアナログの R、G 及び B 検出信号を、それぞれデジタルの R、G 及び B 検出信号に順次変換してコントローラ 25 内の画像生成回路 25 b へ出力する。なお、図 1 に示す構成において、R 光源 31 a、G 光源 31 b、B 光源 31 c を同時にパルス発光させるような構成にしても良い。この場合には、検出ユニット 23 として、R 光、G 光、B 光を同時に検出する構成にすれば良い。

【0028】

メモリ 24 には、本体装置 3 の制御を行うための制御プログラム等が予め格納されている。また、メモリ 24 の一部のメモリ領域には、本体装置 3 のコントローラ 25 によりメモリ 6 から読み出されたスコープ ID データの情報が格納される。例えばメモリ 24 における一部のメモリ領域は、メモリ 6 から読み出されたスコープ ID データを一時的に格納する読出データ格納部 24 b を形成する。この読出データ格納部 24 b には、上述した駆動条件のデータや、キャリブレーションデータが格納される。

コントローラ 25 は、例えばメモリ 24 に格納された制御プログラム等に基づいて光源ユニット 21 及びドライブユニット 22 等の制御を行う。

スキャナとしての機能を有するアクチュエータ 16 は、前述のようなコントローラ 25 の制御に応じてドライブユニット 22 から出力される駆動信号に基づき、被写体へ照射される照明光の照射位置が渦巻き形状となる所定の走査パターンに応じた軌跡を描くように照明用光ファイバ 13 を揺動させる。

10

20

30

40

50

【0029】

また、コントローラ25の光源制御回路25aは、メモリ24に予め記憶された駆動信号に関連付けられた発光位置（又は発光タイミング）の情報に従って、R光源31a、G光源31b、B光源31cを順次離散的に発光させるように制御する。そして、検出ユニット23は、順次発光されたタイミングにおいて被写体からの戻り光をR、G、B検出信号としてサンプリングして取得し、取得したR、G、B検出信号を画像生成部又は画像情報生成部を形成する画像生成回路25b内のメモリに格納する。

また、コントローラ25内に設けた読出／書込制御回路25cは、絶縁素子36c、36dを介して患者回路42側に設けた読出／書込回路39と接続され、読出／書込回路39は信号線40a、40bを介して、メモリ6と接続される。読出／書込制御回路25cは、起動時にメモリ6からスコープIDデータを読み出すように読出／書込回路39を制御する。読み出されたスコープIDデータは読出／書込制御回路25c及び絶縁素子36cを経て画像情報生成部を形成する画像生成回路25b等からアクセスできる（共通の2次回路内に配置された）メモリ24に出力する。

【0030】

なお、画像生成回路25bが読出／書込回路39を制御し、メモリ6から読み出されたスコープIDデータを取得するようにしても良い。

読出／書込制御回路25cは、読出／書込回路39を経て読み出されたデータが誤りのあるデータであるか否かを判定する判定回路25dを有する。判定回路25dは、読出／書込制御回路25cの内部に設ける場合に限定されない。例えば、読出／書込回路39又は画像生成回路25bが判定回路25dを備える構成でも良い。

後述するように、読み出されたデータが誤りのある場合には、例えば複数回、同じデータの読み出しを行う。

術者などのユーザが、読み出されたデータが誤りのある場合、キーボード等から構成される入力装置43から繰り返し同じデータを読み出す回数の設定値Nsを予め入力し、入力された回数の設定値Ns以内の回数だけ、同じデータの読み出しを行うようにしても良い。設定値Nsは、少なくとも2以上の自然数で設定される。

【0031】

本実施形態においては、メモリ6からスコープIDデータを読み出す場合、本体装置3内に予め備えているメモリ6のデータ配置テーブルを参照して、キャリブレーションデータ以外のデータをキャリブレーションデータより先に読み出す。そして、駆動条件のデータの読み出しが終了した場合には、読み出した駆動条件のデータを参照して、ドライブユニット22は駆動信号を発生し、また光源制御回路25aは駆動信号に連動してR光源31a、G光源31b、B光源31cを発光させる制御を開始する。

また、被検体5からの戻り光は、検出ユニット23により検出され、検出された検出信号は画像生成回路25bに入力される。

画像生成回路25bは、検出信号に対して画像生成用プリセットデータを用いて検出信号の画像上の2次元位置を特定し、さらに特定された2次元位置をラスタスキャン方式の位置に変換して画像信号を生成し、生成した画像信号をモニタ4に出力する。

【0032】

また、キャリブレーションデータの読み出しが終了した後は、画像生成回路25bは、検出信号に対して画像生成用プリセットデータでなく、読み出したキャリブレーションデータを用いて検出信号の画像上の2次元位置を特定し、さらに特定された2次元位置をラスタスキャン方式の位置に変換して画像信号を生成し、生成した画像信号をモニタ4に出力する。

なお、コントローラ25、光源制御回路25a、画像生成回路25b、読出／書込制御回路25c、判定回路25dは、上述したCPU又はFPGAにより構成される場合に限定されるものでなく、専用のハードウェアを用いて構成しても良い。

本実施形態の走査型内視鏡装置1は、被検体5に照射される照明光を導光するファイバを揺動するためのアクチュエータ16を駆動することにより前記被検体5上において前記

10

20

30

40

50

照明光を走査する走査型内視鏡 2 と、前記走査型内視鏡 2 に設けられ、前記アクチュエータ 16 の駆動条件に関する駆動条件情報と、前記駆動条件情報よりも大きなデータ量を有する前記走査型内視鏡 2 に固有の固有情報としてのキャリブレーションデータを格納する格納部を形成するメモリ 6 と、前記格納部に格納された情報のうち、前記駆動条件情報を前記走査型内視鏡 2 に固有の情報よりも先に読み出す読み出し部を形成する読出／書込制御回路 25c 及び読出／書込回路 39 と、前記読み出し部において先に読み出された前記駆動条件情報に基づき前記アクチュエータ 16 を駆動する制御をする制御部を形成するコントローラ 25 と、を有することを特徴とする。なお、読み出し部が更に絶縁素子 36c を含めて構成されるように定義しても良い。

【0033】

10

次に図 8 及び図 9 を参照して本実施形態の動作を説明する。図 8 は本実施形態の代表的な動作の場合の処理手順を示し、図 9 は本実施形態の代表的な動作の時間的なタイミングを示す。

走査型内視鏡 2 が本体装置 3 に接続され、電源が投入されると、本体装置 3 内の各回路は動作状態となる。本体装置 3 が起動する（図 9 では起動時を時間 t_0 で示す）と、ステップ S1 においてコントローラ 25（の読出／書込制御回路 25c）は、メモリ 6 からスコープ ID データの読み出しを開始する。図 9 ではスコープ ID データの読み出し開始の時間を t_1 で示す。この場合、ステップ S2 に示すようにコントローラ 25（の読出／書込制御回路 25c）は、メモリ配置テーブルを参照して、駆動条件ないしは各設定値のデータを、キャリブレーションデータよりも先に読み出す読み出し状態で読出を開始する（図 8 では駆動条件のデータを優先して読出と表記）。

20

【0034】

ステップ S3 に示すように読出／書込制御回路 25c（の判定回路 25d）は、メモリ 6 から読み出されたデータに対してチェックを行う。図 9 においてはデータのチェック開始の時間を t_2 で示す。なお、データのチェックは、スコープ ID データの読み出しが終了するまで行われる。

データのチェックとしては、2 進数の数値を一定の単位毎に区切り、その単位の中に含まれる 1 の数が必ず偶数個、又は奇数個になるように、末尾に 1 ビットの数値を付けてデータを送信し、受信側（読出側）で確認するパリティチェックや、送信前にデータを分割し、それぞれのブロック内のデータを数値と見なして合計値を算出し、データと一緒に送信し、受信側で確認するチェック SUM 等を行う。

30

次のステップ S4 において読出／書込制御回路 25c（の判定回路 25d）は、誤り無し（データが正しい）か否かを判定する。誤り無しの場合には、次のステップ S5 の処理に進む。

一方、誤り有りの判定結果の場合には、ステップ S6 において読出／書込制御回路 25c（の判定回路 25d）は、繰り返し回数のパラメータ I を初期値 0 に 1 を加算した値 $I = I + 1$ に設定した後、ステップ S7 において I が設定値 N_s 以内か否かを判定する。現在では、I は 1 であるので、設定値 N_s 以内と判定され、ステップ S2 の処理に戻り、同様の処理が繰り返される。

【0035】

40

通常は、設定値 N_s 以内の回数において誤りを含むデータを繰り返し読み出すことにより、正常に読み出すことができるが、設定値 N_s 以内の回数では誤りの無いデータの読み出しが行えなかった場合には、ステップ S8 においてモニタ 4 においてエラー表示を行い、図 8 の処理を終了する。

ステップ S5 においてコントローラ 25（の読出／書込制御回路 25c）は、駆動条件（までの）のデータ読出が終了したか否かの判定を行う。駆動条件（までの）のデータの読出が終了していない判定結果の場合には、ステップ S2 の処理に戻り、同様の処理が繰り返される。

一方、駆動条件（までの）のデータの読出が終了した判定結果の場合には、ステップ S9 の処理に移る。図 9 において駆動条件（までの）のデータの読出が終了（完了）した時

50

間を t_3 で示す。

【0036】

ステップ S9 においてドライブユニット 22 とコントローラ 25 (の光源制御回路 25a) は、読出が終了した駆動条件のデータを参照して、アクチュエータ 16 の駆動と、光源の発光制御とを連動して行う (動作を開始する)。図 9 においてアクチュエータ 16 の駆動開始の時間を t_4 で示す。また、駆動条件 (までの) のデータの読出が終了すると、ステップ S10 に示すように読出／書込制御回路 25c は、キャリブレーションデータの読出を開始する。図 9 においてキャリブレーションデータの読出開始の時間を t_5 で示す。ステップ S9 と S10 との処理は並行して行われることになる。

アクチュエータ 16 を駆動し、光源を発光させた際の被写体からの戻り光は検出ユニット 23 により検出され、検出信号が画像生成回路 25b に入力される。なお、この段階においては、走査型内視鏡 2 はまだ被検体 5 内に挿入されていない。

ステップ S11 に示すように画像生成回路 25b は、1 フレーム分の検出信号を取得する毎に、メモリ 24 に格納された画像生成用プリセットデータを用いて画像信号を生成 (画像構築) する。また、ステップ S12 に示すように画像生成回路 25b は、生成した画像信号をモニタ 4 に出力し、モニタ 4 は生成された画像を表示する。

【0037】

図 9 において、例えば最初の画像生成を開始する時間を t_6 、最初の画像表示の時間を t_7 で示す。このように画像生成用プリセットデータを用いることにより、術者は起動時 t_0 から比較的短い待ち時間 ($t_7 - t_0$) となる時間 t_7 で最初の画像を確認することができる。この場合の画像は、体外においての光走査による画像であるが、光走査による画像が得られるか否かを短時間に確認できる。

一方、ステップ S10 においてキャリブレーションデータの読出を開始した読出／書込制御回路 25c (の判定回路 25d) は、ステップ S13 において読み出したキャリブレーションデータのチェックを行う。次のステップ S14 において読出／書込制御回路 25c (の判定回路 25d) は、読み出したキャリブレーションデータが誤り無し (データが正しい) か否かを判定する。誤り無しの場合には、次のステップ S15 の処理に進む。

一方、誤り有りの判定結果の場合には、ステップ S16 において読出／書込制御回路 25c (の判定回路 25d) は、キャリブレーションデータの場合の繰り返し回数のパラメータ J を初期値 0 に 1 を加算した値 $J = J + 1$ に設定した後、ステップ S17 において J が設定値 N_s 以内か否かを判定する。現在では、J が 1 であるので、設定値 N_s 以内と判定され、ステップ S10 の処理に戻り、同様の処理が繰り返される。

【0038】

通常は、設定値 N_s 以内の回数において誤りを含むデータを繰り返し読み出すことにより、正常に読み出すことができるが、設定値 N_s 以内の回数では誤りの無いデータの読み出しが行えなかった場合には、ステップ S18 においてモニタ 4 においてエラー表示を行い、図 8 の処理を終了する。

ステップ S15 において読出／書込制御回路 25c は、キャリブレーションデータの読出が終了 (又は完了) したか否かの判定を行い、終了していない場合には、ステップ S10 の処理に戻る。一方、キャリブレーションデータの読出が終了した判定結果の場合には、キャリブレーションデータの読出が終了した信号を画像生成回路 25b に送る。図 9 においてキャリブレーションデータの読出が終了した時間を t_8 で示す。

キャリブレーションデータの読出が終了した信号を受けた画像生成回路 25b は、ステップ S19 に示すように、このキャリブレーションデータを用いて、画像の再構築を行う。

【0039】

画像の再構築を行う前においては、検出信号を取得した場合、画像生成用プリセットデータを用いて画像構築を行っていた。キャリブレーションデータの読出が終了した信号を受けた時間以後においては、取得した検出信号に対して、画像生成用プリセットデータを用いなくて、キャリブレーションデータを用いて画像を構築 (生成) し、構築した画像信

10

20

30

40

50

号をモニタ4に出力する。キャリブレーションデータを用いて画像を構築（生成）することを画像の再構築とも言う。図9においてキャリブレーションデータを用いた画像の再構築の開始の時間を t_9 で示す。

次のステップS20において、モニタ4は、キャリブレーションデータを用いて構築された画像を表示する。図9においてキャリブレーションデータを用いた画像の表示の時間を t_{10} で示す。なお、起動時の時間 t_0 からキャリブレーションデータを用いた画像の表示の時間 t_{10} までの待ち時間 $t_{10} - t_0$ は、上述した待ち時間 $t_7 - t_0$ の数倍となる。

キャリブレーションデータを用いて画像を構築（生成）する状態になった場合以後、ステップS21に示すように術者は、走査型内視鏡2を被検体5内に挿入して内視鏡検査を行う。このようにして、図8の処理は終了する。

【0040】

このように動作する本実施形態によれば、起動時において絶縁素子36cを介して本体装置3に接続された走査型内視鏡2のメモリ6からスコープIDデータを読み出す場合、キャリブレーションデータの読出に時間がかかるが、駆動条件のデータを先に読み出し、読出後に直ちにアクチュエータ16を駆動して、検出信号を取得し、取得した検出信号の照射位置を、予め用意した予備の画像生成用プリセットデータを用いて特定することにより、起動時からの待ち時間が短く、短時間で光走査の画像を表示することができる。このため、術者は、走査型内視鏡2により取得した画像を、起動時からの短い待ち時間で確認することができ、術者に対する操作性を向上することができる。

なお、図6Bに示したキャリブレーションデータのデータ量は、例えば図10のようなデータ量から低減され、読出にかかる時間を短くするようにしている。

補足説明すると、走査型内視鏡2のメモリ6に格納されるキャリブレーションデータは、本体装置3を用いて定期的に補正されて、更新される。そして、更新されるキャリブレーションデータは、一時的に本体装置3のメモリ24に格納されており、読出／書込制御回路25cの制御下で、メモリ6に書き込まれる。

【0041】

本体装置3側のキャリブレーションデータを格納するメモリ24等のメモリは、絶縁素子36c等を経由しないで高速に読み書きの処理ができるので、キャリブレーションデータに不要なデータが存在しても術者等のユーザが遅いと感じる程の待ち時間が発生しない。

しかし、走査型内視鏡2内に設けたメモリ6に格納されたキャリブレーションデータは、絶縁素子36cを経由して読み出すことが必要となるため、絶縁素子36cを経由しないで読み出す場合に比較して低速になる。従って、術者等のユーザが遅いと感じる程の待ち時間が発生する。

このため、走査型内視鏡2内に設けたメモリ6に格納するキャリブレーションデータは、出来るだけ不要なデータを削除してデータ量を削減した方が、待ち時間を低減できる。本実施形態においては、本体装置3側で更新したキャリブレーションデータが例えば図10に示すようなものであった場合、図6Bに示すようにデータ量を低減してメモリ6に書き込む。このように低減したキャリブレーションデータをメモリ6に格納することにより、本体装置3に接続された走査型内視鏡2を用いて内視鏡検査を行う場合、起動時においてメモリ6からキャリブレーションデータを読み出す時間を短くできる。

【0042】

なお、上述の説明において、スコープIDデータにおけるキャリブレーションデータ以外の、図5における形式～各種設定値までのデータを読出後にアクチュエータ16を駆動するようにしても良い。

また、本体装置3側においては、絶縁素子を経由しないで本体装置3に設けた読出データ格納部24bからキャリブレーションデータ等を高速で読出、書込ができるため、以下の変形例のようにその長所を利用できるようにしても良い。

各走査型内視鏡2に対しては、その走査型内視鏡2に搭載されたアクチュエータ16に

10

20

30

40

50

対するキャリブレーションデータを更新した場合には、更新した最新の年月日（更新年月日）のデータ（情報）を記録（記憶）するようにする。例えば、製造年月日のデータが、更新年月日のデータを含むように記録する。

また、本体装置 3（の 2 次回路内）に設けた読出データ格納部 24b 等から構成される記憶装置（図 1，図 7 ではメモリ 24 であるが、その場合に限定されない）には、その記憶装置の記憶容量分だけ、この本体装置 3 に接続された走査型内視鏡 2 のメモリ 6 から読み出したキャリブレーションデータ、更新年月日を、例えば走査型内視鏡 2 の識別情報となるシリアル No. に関連付けて格納する。この場合、図 5 に示した他のデータ（型式、駆動条件、各種設定値）もシリアル No. に関連付けて格納しても良い。なお、記憶装置は、その記憶容量を超えるキャリブレーションデータ、更新年月日、シリアル No. を格納（記録）する場合には、時間的に最も古いデータのエリアから優先して上書き（オーバーライト）して格納すると良い。

10

【0043】

そして、本体装置 3 は、走査型内視鏡 2 が接続された場合、その走査型内視鏡 2 のメモリ 6 から少なくともシリアル No. と更新年月日のデータを読み出した場合、本体装置 3 側の記憶装置が同じデータを格納しているか否かを判定し、同じデータを格納している場合には、本体装置 3 側の記憶装置が格納しているキャリブレーションデータを用いて画像を構築する。この場合には、画像生成用プリセットデータを用いることなく、キャリブレーションデータを用いて画像を構築する。

一方、同じデータを格納していない場合には、上述した第 1 の実施形態のように画像を生成する。

20

図 11 はこの場合の処理例のフローチャートを示す。図 11 に示す処理は、図 8 における処理において、例えばステップ S5 とステップ S9，S10 との間に、ステップ S31 の判定を行う処理と、ステップ S31 の判定結果に応じて行うステップ S32，S33 とを備え、ステップ S31～S33 以外は図 8 と同じ処理となる。

ステップ S31 において読出／書込制御回路 25c（又は判定回路 25d）は、上記のようにスコープ ID データを読み出した場合、識別情報と最新の更新情報となる更新年月日の情報と一致する情報を、本体装置 3 側の記憶装置が格納しているか否かの判定を行う。なお、メモリ 6 は、格納するキャリブレーションデータと共に、作成された年月日の日時情報を格納する。また、メモリ 6 は、古いキャリブレーションデータが更新された場合には、更新された新しいキャリブレーションデータと共に、更新された年月日の日時情報で更新（オーバーライト）される。

30

【0044】

上記の判定により一致していない場合には、ステップ S9，S10 の処理を行う。

【0045】

これに対して、一致していると判定した場合には、次のステップ S32 の処理に進み、ステップ S9 と同様にアクチュエータ 16 を駆動し、駆動の際に取得した検出信号に対して、ステップ S33 において画像生成回路 25b は、本体装置 3 側の記憶装置が格納しているキャリブレーションデータを用いて画像を構築（生成）する処理を行う。

そして、生成された画像はステップ S20 においてモニタ 4 に表示される。この場合には、図 8 における予備のキャリブレーションデータを用いて画像を生成する処理を行うことなく、接続された走査型内視鏡 2 に搭載されたアクチュエータ 16 に対応したキャリブレーションデータを用いて画質の良い画像を短時間に生成する。

40

このように作用するため、本体装置 3 に接続した走査型内視鏡 2 を用いて内視鏡検査を行った後、長い日数を経過することなく、再度同じ走査型内視鏡 2 を用いて内視鏡検査を行うような場合においては、短い待ち時間で画質の良い画像を表示することができる効果がある。

なお、上述した実施形態等の一部を省略して走査型内視鏡装置を構成しても良い。例えば、読出／書込制御回路 25c、読出／書込回路 39 における読出に関する機能を持つ読出制御回路、読出回路を用いて走査型内視鏡装置を構成しても良い。また、読出／書込制

50

御回路 25c、又は読出制御回路が絶縁素子 36c を介してメモリ 6 からスコープ ID データを読み出すことができる構成にしても良い。また、絶縁素子 36c として、複数の絶縁素子を用いてメモリ 6 からスコープ ID データを読み出すことができる構成にしても良い。

なお、上述した実施形態等においては、スコープ I D データにおけるキャリブレーションデータ以外の駆動条件等のデータの読出を、データチェックを行いながらキャリブレーションデータよりも先に行う例を説明したが、キャリブレーションデータを含むスコープ I D データを全て誤りなく読み出した後に、アクチュエータを駆動するようにしても良い。

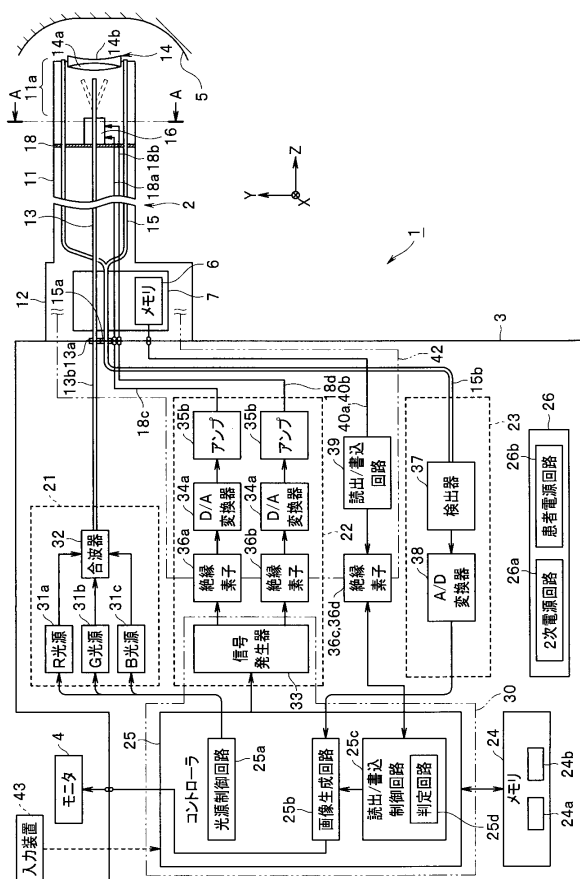
【 0 0 4 6 】

本出願は、２０１５年４月２０に日本国に出願された特願２０１５－０８６１５６号を優先権主張の基礎として出願するものであり、上記の開示内容は、本願明細書、請求の範囲、図面に引用されたものとする。

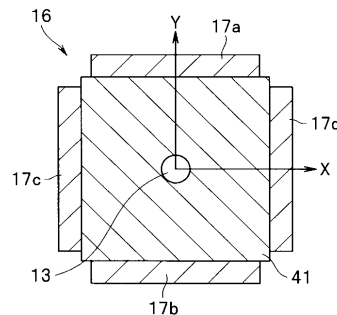
【要約】

走査型内視鏡装置は、被検体に照射される照明光を導光するファイバを揺動するアクチュエータを駆動することにより被検体上において照明光を走査する走査型内視鏡と、アクチュエータの駆動条件に関する駆動条件情報と、駆動条件情報よりも大きなデータ量を有する走査型内視鏡に固有の固有情報とを格納する格納部と、格納部に格納された情報のうち、駆動条件情報を固有情報よりも先に読み出す読み出し部と、先に読み出された駆動条件情報に基づきアクチュエータを駆動する制御をする制御部と、を有する。

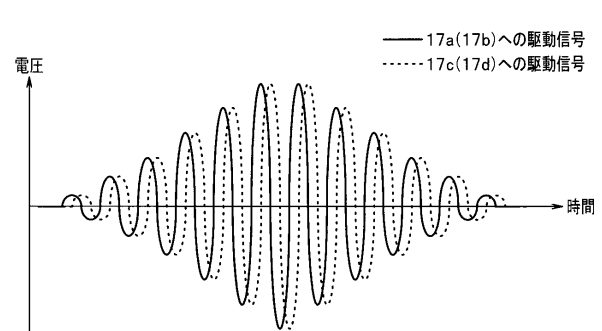
【図 1】



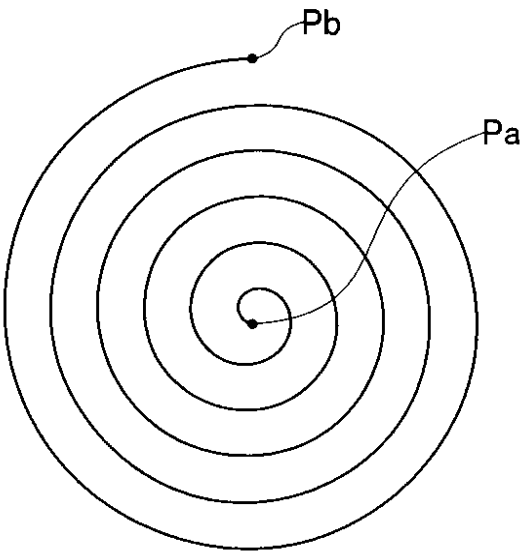
【図 2】



【図 3】



【図 4】



【図 5】

型式	シリアルNo.	製造年月日	駆動条件	各種設定値	キャリアプレージョンデータ
----	---------	-------	------	-------	---------------

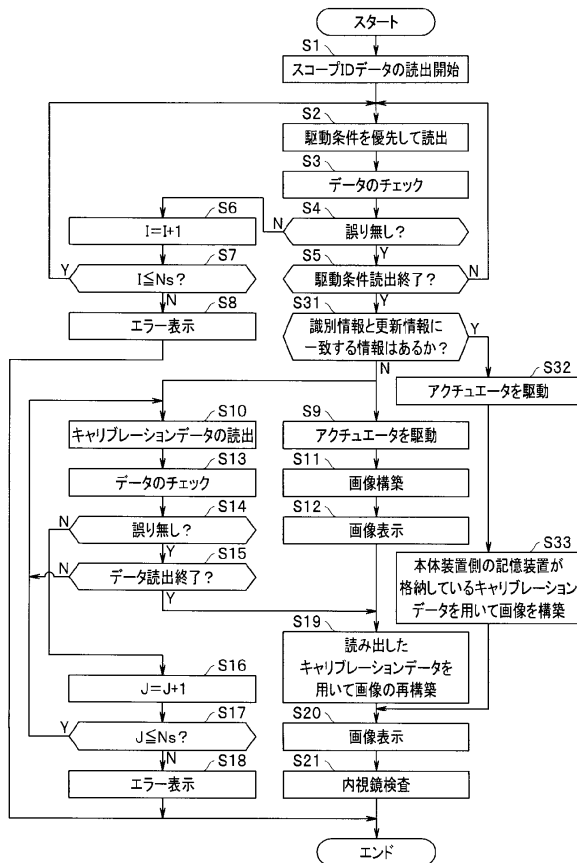
【図 6 A】

Address	項目	有効Bit幅	機能
00	KeyH	[7:0]	キーコード0
01	KeyL	[7:0]	キーコード1
02	VerH	[7:0]	バージョン(H)
03	VerL	[7:0]	バージョン(L)
04	Serial3	[7:0]	シリアル
05	Serial2	[7:0]	シリアル
06	Serial1	[7:0]	シリアル
07	Serial0	[7:0]	シリアル
08	Year	[7:0]	データ生成(年)
09	Month	[7:0]	データ生成(月)
0A	Day	[7:0]	データ生成(日)
0B	Hour	[7:0]	データ生成(時)
0C	Minute	[7:0]	データ生成(分)
0D	Second	[7:0]	データ生成(秒)
0E	ModelH	[7:0]	機種コード(H)
0F	ModelL	[7:0]	機種コード(L)
10	A.Drive.H	[6:0]	ACT駆動周波数調整値
11	A.Drive.L	[7:0]	ACT駆動周波数調整値
12	A.Phase3	[5:0]	ACT駆動位相差
13	A.Phase2	[7:0]	ACT駆動位相差
14	A.Phase1	[7:0]	ACT駆動位相差
15	A.Phase0	[7:0]	ACT駆動位相差
16	A.Open	[7:0]	フレーム波往時のアドレス増加数
17	A.Close	[7:0]	フレーム波復時のアドレス増加数
18	N.Open	[7:0]	フレーム波往時のP2Tの周回数
19	N.Close	[7:0]	フレーム波復時のP2Tの周回数
1A	AmpX	[7:0]	ACT振幅調整値X
1B	AmpY	[7:0]	ACT振幅調整値Y
1C	P2T.i.Hi-Limit.H	[1:0]	電流値の上限閾値(H)
1D	P2T.i.Hi-Limit.L	[7:0]	電流値の上限閾値(L)
1E	P2T.i.Lo-Limit.H	[1:0]	電流値の下限閾値(H)
1F	P2T.i.Lo-Limit.L	[7:0]	電流値の下限閾値(L)
20	P2T.i.Std-Limit.H	[1:0]	電流値の基準値(H)
21	P2T.i.Std-Limit.L	[7:0]	電流値の基準値(L)
22	キャリアプレーションデータ		
5			
DB19BA			

【図 6 B】

1Byte									
7	6	5	4	3	2	1	0		
1		要素番号		Reserve					
ピクセル位置									
ピクセル位置									
重み番号				ピクセル位置					
0		要素番号		Reserve					
2		要素番号		Reserve					
1		要素番号		Reserve					
ピクセル位置									
ピクセル位置									
重み番号				ピクセル位置					
5									
DB19B7		要素番号		Reserve					
DB19B8		3580733							
DB19B9		ピクセル位置							
DB19BA		重み番号				ピクセル位置			

【図 11】



フロントページの続き

審査官 伊藤 昭治

- (56)参考文献 特開 2012-143265 (JP, A)
特許第 5702023 (JP, B1)
国際公開第 2014/069276 (WO, A1)
特開平 10-253572 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B	1/00	—	1/32
G 02 B	23/24	—	23/26

专利名称(译)	扫描内窥镜设备		
公开(公告)号	JP6017739B1	公开(公告)日	2016-11-02
申请号	JP2016535265	申请日	2016-02-09
[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	中山登 住吉正憲		
发明人	中山 登 住吉 正憲		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G02B23/26		
CPC分类号	A61B1/04 A61B1/00006 A61B1/00009 A61B1/00045 A61B1/00105 A61B1/00172 A61B1/042 A61B1/0669 A61B1/07 G02B23/2469 G02B23/2484 G02B23/26 G02B26/103 H04N5/2256 H04N2005/2255		
FI分类号	A61B1/00.300.T A61B1/04.370 G02B23/26.B		
代理人(译)	伊藤 进 长谷川 靖 ShinoUra修		
审查员(译)	伊藤商事		
优先权	2015086156 2015-04-20 JP		
其他公开文献	JPWO2016170821A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

扫描内窥镜设备包括：扫描内窥镜，其通过驱动致动器来驱动被检体上的照明光，该致动器使引导被照射到被检体上的照明光的纤维振动，该致动器使驱动器振动。存储单元存储与条件相关的驱动条件信息以及对于具有比该驱动条件信息更大的数据量的扫描内窥镜所固有的独特信息，并且该驱动条件信息对于存储在该存储单元中的信息是独特的。读取单元，其比该信息更早地读取信息，以及控制单元，其基于较早读取的驾驶条件信息进行控制以驱动致动器。

【 図 2 】

