

- 10 Endoscope
- 11 Imaging unit
- 12 Light-receiving unit
- 18 Drive unit
- 15a, 15b Noise removal unit
- 20 Input module
- 21 Processor
- 30 Control module
- 31 Image processing unit
- 32 Reference clock generation unit
- 33 Drive signal generation unit
- 40 Display unit
- 50A First cable
- 50B Second cable
- AA Optical fiber
- BB Metal

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体を撮像して電気信号として出力する撮像装置と、
前記撮像装置から出力された前記電気信号に対して所定の信号補正を行って出力するプロセッサと、
前記プロセッサから出力された信号補正後の前記電気信号に画像処理を行って映像信号を生成する画像処理装置と、
を備え、
前記撮像装置と前記プロセッサとの間と、前記プロセッサと前記画像処理装置との間と、の少なくとも一方に、前記電気信号を光信号に変換する電気光変換器と、前記電気光変換器により変換された前記光信号を伝送する光伝送部材と、前記光伝送部材により伝送された前記光信号を前記電気信号に変換する光電気変換器と、が配設されていることを特徴とする内視鏡システム。

10

【請求項 2】

前記撮像装置を有する内視鏡と、
前記プロセッサを有するインプットモジュールと、
前記画像処理装置を有するコントロールモジュールと、
前記内視鏡と前記インプットモジュールとを接続する第 1 ケーブルと、
前記インプットモジュールと前記コントロールモジュールとを接続する第 2 ケーブルと、
をさらに備え、
前記第 1 ケーブルと前記第 2 ケーブルとの少なくとも一方は、前記光伝送部材を含むことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

20

【請求項 3】

前記第 1 ケーブルは、前記光伝送部材を含み、
前記電気光変換器は、前記内視鏡内、または前記第 1 ケーブル内における前記光伝送部材の前記内視鏡側に配設され、
前記光電気変換器は、前記第 1 ケーブル内における前記光伝送部材の前記インプットモジュール側、または前記インプットモジュール内に配設されていることを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡システム。

30

【請求項 4】

前記第 2 ケーブルは、前記光伝送部材を含み、
前記電気光変換器は、前記インプットモジュール内、または前記第 2 ケーブル内における前記光伝送部材の前記インプットモジュール側に配設され、
前記光電気変換器は、前記第 2 ケーブル内における前記光伝送部材の前記コントロールモジュール側、または前記コントロールモジュール内に配設されていることを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記第 2 ケーブルは、金属伝送部材を含み、
前記コントロールモジュールは、前記金属伝送部材を介して、前記所定の信号補正を行うための処理プログラムを前記プロセッサへ送信し、
前記プロセッサは、前記処理プログラムにより前記所定の信号補正を行うことを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡システム。

40

【請求項 6】

前記第 1 ケーブルは、金属伝送部材を含み、
前記内視鏡は、内視鏡情報を記録する記録装置と、前記記録装置に記録されている前記内視鏡情報を読み出す信号制御回路と、をさらに有し、
前記信号制御回路は、前記撮像装置が前記電気信号を出力する前に、前記記録装置から読み出した前記内視鏡情報を、前記金属伝送部材を介して前記プロセッサへ送信し、
前記プロセッサは、前記内視鏡情報をパラメータとして、前記処理プログラムにより前

50

記所定の信号補正を行うことを特徴とする請求項 5 に記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

内視鏡システムの電源がオンされたときの自動処理として、前記コントロールモジュールが前記処理プログラムを前記プロセッサへ送信し、前記信号制御回路が前記内視鏡情報を前記プロセッサへ送信することを特徴とする請求項 6 に記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記記録装置は、前記内視鏡情報として、対物光学系の光学特性の補正情報と、前記撮像装置の欠陥画素情報と、前記撮像装置のホワイトバランス特性情報と、前記撮像装置の色ばらつき補正情報と、の内の少なくとも 1 つを記録し、

前記プロセッサは、前記内視鏡情報をパラメータとした前記所定の信号補正として、前記内視鏡の対物光学系の光学特性の補正情報に基づく補正と、前記撮像装置の欠陥画素情報に基づく画素欠陥補正と、前記撮像装置のホワイトバランス特性情報に基づくホワイトバランス補正と、前記撮像装置の色ばらつき補正情報に基づく色ばらつき補正と、の内の少なくとも 1 つを行うことを特徴とする請求項 6 に記載の内視鏡システム。

10

【請求項 9】

前記プロセッサは、前記所定の信号補正として、前記コントロールモジュールが処理する信号と互換性のある映像フォーマットの信号に変換する処理を行うことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 10】

前記第 1 ケーブルは、金属伝送部材を含み、

20

前記内視鏡は、前記所定の信号補正を行うための処理プログラムを記録する記録装置と、前記記録装置に記録されている前記処理プログラムを読み出す信号制御回路と、をさらに有し、

前記信号制御回路は、前記記録装置から読み出した前記処理プログラムを、前記金属伝送部材を介して前記プロセッサへ送信し、

前記プロセッサは、前記処理プログラムにより前記所定の信号補正を行うことを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 11】

前記撮像装置は、被検体からの反射光を受光して光電変換を行う受光部と、タイミング信号に基づき前記受光部を駆動する駆動回路と、を有し、

30

前記第 1 ケーブルは、金属伝送部材を含み、

前記金属伝送部材は、前記タイミング信号と、前記タイミング信号を生成するための駆動信号と、前記駆動信号を生成するための基準クロックと、の内の少なくとも 1 つを伝送することを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 12】

前記撮像装置は、被検体からの反射光を受光して光電変換を行う受光部と、タイミング信号に基づき前記受光部を駆動する駆動回路と、を有し、

前記内視鏡は、前記タイミング信号を生成するタイミングジェネレータと、前記タイミング信号を生成するための駆動信号を生成する駆動信号生成回路と、前記駆動信号を生成するための基準クロックを生成する基準クロック生成回路と、を有することを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡システム。

40

【請求項 13】

撮像装置が、被検体を撮像して電気信号として出力し、

プロセッサが、前記撮像装置から出力された前記電気信号に対して所定の信号補正を行って出力し、

画像処理装置が、前記プロセッサから出力された信号補正後の前記電気信号に画像処理を行って映像信号を生成し、

前記撮像装置と前記プロセッサとの間と、前記プロセッサと前記画像処理装置との間と、の少なくとも一方に配設された電気光変換器が、前記電気信号を光信号に変換し、

前記少なくとも一方に配設された光伝送部材が、前記電気光変換器により変換された前

50

記光信号を伝送し、

前記少なくとも一方に配設された光電気変換器が、前記光伝送部材により伝送された前記光信号を前記電気信号に変換することを特徴とする内視鏡システムの作動方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、撮像装置とプロセッサと映像信号を生成する画像処理装置とを備える内視鏡システム、および該内視鏡システムの作動方法に関する。

【背景技術】

【0002】

撮像装置としての機能を備える内視鏡は、先端部において光学像を取得する細長の挿入部を備えている。そして、挿入部を被検体内に挿入することにより、外部からは観察できない被検体の内部を、内視鏡像として観察することが可能となっている。

【0003】

特に、電子内視鏡では、被検体の光学像を撮像素子等を用いて光電変換し、電気的な信号として画像処理装置へ伝送し、画像処理装置で処理した後に、モニタ等の表示部に内視鏡画像として表示し、観察するようになっている。

【0004】

こうした電子内視鏡を用いた内視鏡システムでは、より確実な判断および処置を行うために、より高精細な内視鏡画像が要求されている。

【0005】

高精細な内視鏡画像の撮像信号はデータ量が大きいために、金属導線を用いて電気信号を伝送するのに代えて、電気的な撮像信号を光信号に変換して光ファイバを用いて伝送し、伝送後に光信号から電気的な撮像信号に変換して画像処理等に供する内視鏡システムが提案されている。

【0006】

例えば、国際公開第2012/46856号には、受光部によって出力された画素情報を伝送する光ファイバケーブルおよび電気ケーブルと、光ファイバケーブルから送信された画素情報または電気ケーブルから送信された画素情報をもとに画像を生成する画像処理部と、画像処理部が生成した画像を表示部に表示させると共に、光ファイバケーブルに伝送異常があるか否かを判断し、光ファイバケーブルにおける伝送異常の有無に応じて、光ファイバケーブルから送信された画素情報および電気ケーブルから送信された画素情報のいずれか一方を画像処理部の処理対象の画素情報として選択する制御部と、を備える内視鏡システムが記載されている。

【0007】

画像処理を行うコントロールモジュールには、各種機能を搭載した内視鏡が接続されるが、内視鏡の種類が多くなるとコントロールモジュールが行う処理が複雑化することから、互換性の確保が困難なケースが発生している。

【0008】

本発明は上記事情に鑑みてなされたものであり、内視鏡をコントロールモジュールへ互換性をもって接続し、撮像信号を高速に伝送することができる内視鏡システム、内視鏡システムの作動方法を提供することを目的としている。

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明のある態様による内視鏡システムは、被検体を撮像して電気信号として出力する撮像装置と、前記撮像装置から出力された前記電気信号に対して所定の信号補正を行って出力するプロセッサと、前記プロセッサから出力された信号補正後の前記電気信号に画像処理を行って映像信号を生成する画像処理装置と、を備え、前記撮像装置と前記プロセッサとの間と、前記プロセッサと前記画像処理装置との間と、の少なくとも一方に、前記電

10

20

30

40

50

気信号を光信号に変換する電気光変換器と、前記電気光変換器により変換された前記光信号を伝送する光伝送部材と、前記光伝送部材により伝送された前記光信号を前記電気信号に変換する光電気変換器と、が配設されている。

【 0 0 1 0 】

本発明のある態様による内視鏡システムの作動方法は、撮像装置が、被検体を撮像して電気信号として出力し、プロセッサが、前記撮像装置から出力された前記電気信号に対して所定の信号補正を行って出力し、画像処理装置が、前記プロセッサから出力された信号補正後の前記電気信号に画像処理を行って映像信号を生成し、前記撮像装置と前記プロセッサとの間と、前記プロセッサと前記画像処理装置との間と、の少なくとも一方に配設された電気光変換器が、前記電気信号を光信号に変換し、前記少なくとも一方に配設された光伝送部材が、前記電気光変換器により変換された前記光信号を伝送し、前記少なくとも一方に配設された光電気変換器が、前記光伝送部材により伝送された前記光信号を前記電気信号に変換することを特徴とする。

10

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 1 】

【図 1】本発明の実施形態 1 における内視鏡システムの基本的な構成を示す図。

【図 2】上記実施形態 1 において、受光部からの出力が 2 系統である場合の例を示す図。

【図 3】上記実施形態 1 において、受光部からの出力が 4 系統である場合の例を示す図。

【図 4】上記実施形態 1 におけるケーブルの種類を示す表図。

【図 5】上記実施形態 1 における内視鏡の種類を示す表図。

20

【図 6】上記実施形態 1 におけるインプットモジュールの種類を示す表図。

【図 7】上記実施形態 1 におけるコントロールモジュールの種類を示す表図。

【図 8】上記実施形態 1 において、内視鏡とコントロールモジュールを、インプットモジュールを経由してケーブルにより接続するときの組み合わせを示す表図。

【図 9】上記実施形態 1 における内視鏡システムの一構成例を示す図。

【図 10】上記実施形態 1 における内視鏡システムの撮影処理を示すフローチャート。

【図 11】本発明の実施形態 2 における内視鏡システムの一構成例を示す図。

【図 12】上記実施形態 2 における内視鏡システムの作用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】

【 0 0 1 2 】

30

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

【 0 0 1 3 】

[実施形態 1]

図 1 から図 10 は本発明の実施形態 1 を示したものであり、図 1 は内視鏡システムの基本的な構成を示す図である。

【 0 0 1 4 】

図 1 に示すように、内視鏡システムは、内視鏡 10 と、インプットモジュール 20 と、コントロールモジュール 30 と、内視鏡 10 とインプットモジュール 20 とを接続する第 1 ケーブル 50 A と、インプットモジュール 20 とコントロールモジュール 30 とを接続する第 2 ケーブル 50 B と、を備えている。

40

【 0 0 1 5 】

内視鏡 10 は、被検体を撮像して電気信号として出力する撮像部 11 を備えている。

【 0 0 1 6 】

インプットモジュール 20 は、中継基板とも呼ばれ、撮像部 11 から出力された電気信号に対して所定の信号補正を行って出力するプロセッサ 21 を備えている。

【 0 0 1 7 】

コントロールモジュール 30 は、信号処理装置とも呼ばれ、プロセッサ 21 から出力された信号補正後の電気信号に画像処理を行って映像信号を生成する画像処理部 31 を備えている。

【 0 0 1 8 】

50

第 1 ケーブル 5 0 A は、一端が内視鏡 1 0 に、他端がインプットモジュール 2 0 にそれぞれ着脱可能に接続されていて、内視鏡 1 0 とインプットモジュール 2 0 との間で信号を伝送するためのものである。

【 0 0 1 9 】

第 2 ケーブル 5 0 B は、一端がインプットモジュール 2 0 に、他端がコントロールモジュール 3 0 にそれぞれ着脱可能に接続されていて、インプットモジュール 2 0 とコントロールモジュール 3 0 との間で信号を伝送するためのものである。

【 0 0 2 0 】

そして、この内視鏡システムは、撮像部 1 1 とプロセッサ 2 1 との間と、プロセッサ 2 1 と画像処理部 3 1 との間と、の少なくとも一方に、電気信号を光信号に変換する電気光変換器（具体的には、後述する E / O 変換器 5 1 ）と、電気光変換器により変換された光信号を伝送する光伝送部材（具体的には、後述する光ファイバ 5 2 ）と、光伝送部材により伝送された光信号を電気信号に変換する光電気変換器（具体的には、後述する O / E 変換器 5 3 ）と、が配設されている。

【 0 0 2 1 】

すなわち、光信号を伝送する光伝送部材は、第 1 ケーブル 5 0 A と第 2 ケーブル 5 0 B との少なくとも一方に配設されている。

【 0 0 2 2 】

撮像部 1 1 は、例えば C M O S 撮像素子として構成された撮像装置であって、被検体からの反射光を受光して光電変換を行う受光部 1 2 （図 9 等参照）を備えている。この受光部 1 2 からの撮像信号の出力について、図 2 および図 3 を参照して説明する。

【 0 0 2 3 】

ここに、図 2 は受光部 1 2 からの出力が 2 系統である場合の例を示す図、図 3 は受光部 1 2 からの出力が 4 系統である場合の例を示す図である。

【 0 0 2 4 】

本実施形態の撮像部 1 1 は、被検体を撮像して、複数系統のデジタル信号として出力するように構成されている。具体的に、受光部 1 2 を複数の撮像エリアに分割して、各撮像エリア毎に異なる系統として撮像信号を出力するようになっている。

【 0 0 2 5 】

図 2 に示す例では、受光部 1 2 が第 1 の撮像エリア A 1 と第 2 の撮像エリア A 2 との 2 つに分割されており、それぞれの撮像エリア A 1 , A 2 からの撮像信号が、異なる系統として出力される。

【 0 0 2 6 】

また、図 3 に示す例では、受光部 1 2 が第 1 ～第 4 の撮像エリア A 1 ～ A 4 の 4 つに分割されており、それぞれの撮像エリア A 1 ～ A 4 からの撮像信号が、異なる系統として出力される。

【 0 0 2 7 】

なお、撮像エリアの分割は必須ではないが、複数系統で出力することにより、情報の伝送速度を向上することができる利点がある。そして、撮像エリアを分割する場合に、分割数は 2 以上の適宜の数で良いし、撮像エリアの分割方法は、図 2 や図 3 に示すような局所領域毎に分割する方法に限るものではない。一例を挙げれば、 n を自然数としたときに、奇数ラインである $(2n - 1)$ ラインの全部を第 1 の撮像エリアに設定し、偶数ラインである $2n$ ラインの全部を第 2 の撮像エリアに設定するような分割方法を採用しても構わない。

【 0 0 2 8 】

本実施形態においては、図 2 に示すような 2 系統の出力を採用した場合を例に挙げて説明する。

【 0 0 2 9 】

図 4 は、ケーブルの種類を示す表図である。この図 4 に示す各種類のケーブルは、第 1 ケーブル 5 0 A と第 2 ケーブル 5 0 B との何れにも適用可能となっている。なお、図 4 ～

10

20

30

40

50

図 7 においては、内視鏡 10 からインプットモジュール 20 を経由してコントロールモジュール 30 に至る信号伝送経路の内の少なくとも一部が光信号に関連する場合の構成要素を模式的に示しており、その他の一般的な構成（例えば、図 9 に示すメタル線 55 など）は図示を省略している。

【0030】

なお、撮像信号は、内視鏡 10 からインプットモジュール 20 を経由してコントロールモジュール 30 へ伝送されるために、内視鏡 10 側が撮像信号の伝送経路における上流側、コントロールモジュール 30 側が下流側となる。そこで、この図 4 から後述する図 7 においては、図 1 に合わせて、左側が上流側、右側が下流側となるように図示を行っている。

10

【0031】

ケーブル X 1 は、受光部 12 からの 2 系統の出力に各対応して、光伝送部材である光ファイバ 52 を 2 系統備えており、光信号を伝送する。さらに、ケーブル X 1 内の上流側（光ファイバ 52 の上流端）には電気光変換器（E/O 変換器）51 が、ケーブル X 1 内の下流側（光ファイバ 52 の下流端）には光電気変換器（O/E 変換器）53 が、それぞれ設けられている。

【0032】

ここに、E/O 変換器 51 は、例えば発光素子と発光素子駆動部とを含み、入力された電気信号に応じて発光素子駆動部が発光素子を駆動することにより、光信号を生成して出力する。また、O/E 変換器 53 は、例えば、光信号を電流信号に変換するフォトダイオードと、電流信号を電圧信号に変換するトランスインピーダンスアンプとを含み、入力された光信号を電気信号に変換して出力する。

20

【0033】

従って、ケーブル X 1 は、金属伝送部材であるメタル線 54 から電気信号を受信して、E/O 変換器 51 により光信号に変換し、変換した光信号を光ファイバ 52 により伝送し、光ファイバ 52 により伝送された光信号を O/E 変換器 53 により電気信号に変換し、変換した電気信号をメタル線 54 へ送信するように構成されている。つまり、ケーブル X 1 は、入力および出力が電気信号であって、電気光変換、光信号伝送、および光電気変換を行う。

【0034】

次に、ケーブル X 2 は、光ファイバ 52 を 2 系統備えており、ケーブル X 2 内の下流側（光ファイバ 52 の下流端）に O/E 変換器 53 が設けられている。そして、ケーブル X 2 は、入力が光信号、出力が電気信号であって、光信号伝送、および光電気変換を行う。

30

【0035】

ケーブル X 3 は、光ファイバ 52 を 2 系統備えており、ケーブル X 3 内の上流側（光ファイバ 52 の上流端）に E/O 変換器 51 が設けられている。そして、ケーブル X 3 は、入力が電気信号、出力が光信号であって、電気光変換、および光信号伝送を行う。

【0036】

ケーブル X 4 は、光ファイバ 52 を 2 系統備えている。そして、ケーブル X 4 は、入力および出力が光信号であって、光信号伝送を行う。

40

【0037】

ケーブル X 5 は、メタル線 54 を 2 系統備えている。そして、ケーブル X 5 は、入力および出力が電気信号であって、電気信号伝送を行う。

【0038】

次に、図 5 は内視鏡 10 の種類を示す表図である。

【0039】

内視鏡 A 1 は、出力系統毎の E/O 変換器 51 を内部に備えており、撮像部 11 から出力された電気信号を E/O 変換器 51 により電気光変換してから、光ファイバ 52 へ光信号として出力する。従って、内視鏡 A 1 は、出力が光信号である。

【0040】

50

内視鏡 A 2 は、E / O 変換器 5 1 を備えておらず、撮像部 1 1 から出力された電気信号をメタル線 5 4 へ出力する。すなわち、内視鏡 A 1 は、出力が電気信号である。

【 0 0 4 1 】

続いて、図 6 は、インプットモジュール 2 0 の種類を示す表図である。

【 0 0 4 2 】

インプットモジュール B 1 は、プロセッサ 2 1 よりも上流側の内部に O / E 変換器 5 3 を、プロセッサ 2 1 よりも下流側の内部に E / O 変換器 5 1 を、それぞれ備えており、入力および出力が光信号である。

【 0 0 4 3 】

インプットモジュール B 2 は、プロセッサ 2 1 よりも下流側の内部に E / O 変換器 5 1 を備えており、入力が電気信号、出力が光信号である。

【 0 0 4 4 】

インプットモジュール B 3 は、プロセッサ 2 1 よりも上流側の内部に O / E 変換器 5 3 を備えており、入力が光信号、出力が電気信号である。

【 0 0 4 5 】

インプットモジュール B 4 は、E / O 変換器 5 1 と O / E 変換器 5 3 の何れも備えておらず、入力および出力が電気信号である。

【 0 0 4 6 】

図 7 は、コントロールモジュール 3 0 の種類を示す表図である。

【 0 0 4 7 】

コントロールモジュール C 1 は、内部に O / E 変換器 5 3 を備えており、光ファイバ 5 2 を介して受信した光信号を O / E 変換器 5 3 により光電気変換してから、画像処理部 3 1 へ入力する。従って、コントロールモジュール C 1 は、入力が光信号である。

【 0 0 4 8 】

コントロールモジュール C 2 は、O / E 変換器 5 3 を備えておらず、メタル線 5 4 により伝送された電気信号を画像処理部 3 1 へ入力する。すなわち、コントロールモジュール C 2 は、入力が電気信号である。

【 0 0 4 9 】

図 4 ~ 図 7 に示したような種類の内視鏡 1 0、第 1 ケーブル 5 0 A、インプットモジュール 2 0、第 2 ケーブル 5 0 B、コントロールモジュール 3 0 の可能な組み合わせは、図 8 に示すようになる。ここに、図 8 は、内視鏡 1 0 とコントロールモジュール 3 0 を、インプットモジュール 2 0 を経由してケーブル 5 0 A、5 0 B により接続するときの組み合わせを示す表図である。

【 0 0 5 0 】

例えば、内視鏡 1 0 が内視鏡 A 1 である場合には、出力が光信号であるために、第 1 ケーブル 5 0 A としては、入力が光信号となるケーブル X 2、X 4 のみが接続可能であり、入力が電気信号となるケーブル X 1、X 3、X 5 は接続することができない。

【 0 0 5 1 】

逆に、内視鏡 1 0 が内視鏡 A 2 である場合には、出力が電気信号であるために、第 1 ケーブル 5 0 A としては、入力が電気信号となるケーブル X 1、X 3、X 5 のみが接続可能であり、入力が光信号となるケーブル X 2、X 4 は接続することができない。

【 0 0 5 2 】

こうして、内視鏡 1 0 の出力信号と第 1 ケーブル 5 0 A の入力信号とは、光 / 電気信号の種類が一致しなくてはならない。

【 0 0 5 3 】

同様に、第 1 ケーブル 5 0 A の出力信号とインプットモジュール 2 0 の入力信号、インプットモジュール 2 0 の出力信号と第 2 ケーブル 5 0 B の入力信号、第 2 ケーブル 5 0 B の出力信号とコントロールモジュール 3 0 の入力信号は、光 / 電気信号の種類がそれぞれ一致する必要がある。

【 0 0 5 4 】

10

20

30

40

50

こうした制限の下で、可能な組み合わせを示すのが図 8 の表図である。

【 0 0 5 5 】

図 4 に示す第 1 ケーブル 5 0 A の種類、および第 2 ケーブル 5 0 B の種類が決まれば、図 5 に示す内視鏡 1 0 の種類、図 6 に示すインプットモジュール 2 0 の種類、図 7 に示すコントロールモジュール 3 0 の種類がそれぞれ一意に決まる。

【 0 0 5 6 】

従って、可能な組み合わせは、第 1 ケーブル 5 0 A が X 1 ~ X 5 までの 5 通り、第 2 ケーブル 5 0 B が X 1 ~ X 5 までの 5 通りであるために、 $5 \times 5 = 25$ 通りである。

【 0 0 5 7 】

ただし、本実施形態においては、第 1 ケーブル 5 0 A と第 2 ケーブル 5 0 B との少なくとも一方に光信号を伝送する光伝送部材が配設されることを前提としている。従って、図 8 の表の最下行欄における、第 1 ケーブル 5 0 A と第 2 ケーブル 5 0 B との両方に電気信号を伝送するケーブル X 5 が配設される構成は、本実施形態の構成には該当せず、組み合わせ番号に N / A と記載されている。

【 0 0 5 8 】

このために、本実施形態における可能な組み合わせは、図 8 に示すように、(1) ~ (2 4) までの 2 4 通りとなる。

【 0 0 5 9 】

例えば、第 1 ケーブル 5 0 A としてケーブル X 1 ~ X 4 の何れかを用いる場合（組み合わせ番号 (1) ~ (2 0) の場合）には、第 1 ケーブル 5 0 A は光ファイバ 5 2 を含むことになる。このときには、E / O 変換器 5 1 は、内視鏡 1 0 内、または第 1 ケーブル 5 0 A 内における光ファイバ 5 2 の内視鏡 1 0 側に配設される。また、O / E 変換器 5 3 は、第 1 ケーブル 5 0 A 内における光ファイバ 5 2 のインプットモジュール 2 0 側、またはインプットモジュール 2 0 内に配設される。

【 0 0 6 0 】

第 1 ケーブル 5 0 A は、一端が内視鏡 1 0 に接続されるために、第 1 ケーブル 5 0 A の太さは内視鏡 1 0 の取り回し易さ（操作性）に影響する。一般的な観察時における内視鏡 1 0 からインプットモジュール 2 0 までの距離は、インプットモジュール 2 0 からコントロールモジュール 3 0 までの距離よりも長く、つまり第 1 ケーブル 5 0 A の長さは比較的長いために、第 1 ケーブル 5 0 A の太さが内視鏡 1 0 の取り回し易さに与える影響は比較的大きい。

【 0 0 6 1 】

このとき、第 1 ケーブル 5 0 A として、メタル線 5 4 で撮像信号を伝送するタイプ（ケーブル X 5 ）を用いて撮像部 1 1 の高画素化に対応した高速伝送を実現しようとする、撮像信号を多数の系統に分けて多数の信号線を用いて伝送する必要があり、第 1 ケーブル 5 0 A が太径化して内視鏡 1 0 の取り回し性が低下することになってしまう。

【 0 0 6 2 】

これに対して、第 1 ケーブル 5 0 A として、光ファイバ 5 2 で撮像信号を伝送するタイプ（ケーブル X 1 ~ X 4 ）を用いることで、1 本、もしくは小数本の線でも単位時間当たりに大容量のデータ伝送が可能となり、第 1 ケーブル 5 0 A の細径化を図って内視鏡 1 0 の取り回し性を向上することができる。

【 0 0 6 3 】

さらに、内視鏡 1 0 は、様々な種類のコントロールモジュール 3 0 に組み合わせて接続されることがあるが、このときには、インプットモジュール 2 0 も様々な種類のものを用いる必要がある。この場合でも、内視鏡 1 0 とインプットモジュール 2 0 との接続に、着脱可能な第 1 ケーブル 5 0 A を用いているために、第 1 ケーブル 5 0 A としてケーブル X 1 ~ X 4 の何れか適した種類のものを使用することで、光信号による高速伝送を実現しながら広範な互換性を確保することができる。

【 0 0 6 4 】

また、第 2 ケーブル 5 0 B としてケーブル X 1 ~ X 4 の何れかを用いる場合（組み合わ

10

20

30

40

50

せ番号(1)~(4),(6)~(9),(11)~(14),(16)~(19),(21)~(24)の場合)には、第2ケーブル50Bは光ファイバ52を含むことになる。このときには、E/O変換器51は、インプットモジュール20内、または第2ケーブル50B内における光ファイバ52のインプットモジュール20側に配設される。また、O/E変換器53は、第2ケーブル50B内における光ファイバ52のコントロールモジュール30側、またはコントロールモジュール30内に配設される。

【0065】

上述したように、内視鏡10とコントロールモジュール30とは様々に組み合わせられるが、インプットモジュール20とコントロールモジュール30との接続に、着脱可能な第2ケーブル50Bを用いているために、第1ケーブル50BとしてケーブルX1~X4の何れか適した種類のものを使用することで、光信号による高速伝送を実現しながら広範な互換性を確保することができる。

10

【0066】

特に、第2ケーブル50BとしてケーブルX1,X2の何れかを用いる場合には、光信号による高速伝送を実現しながら、コントロールモジュール30として、電気信号を入力する従来の構成の機器をそのまま使用することができる。また、第2ケーブル50BとしてケーブルX1,X3の何れかを用いる場合には、光信号による高速伝送を実現しながら、インプットモジュール20として、電気信号を出力する構成の機器をそのまま使用することができる。

20

【0067】

図9は、内視鏡システムの一構成例を示す図である。

【0068】

この図9に示す例は、第1ケーブル50Aおよび第2ケーブル50Bの両方に、ケーブルX1が用いられており、図8における組み合わせ番号(13)で示す構成となっている。

【0069】

撮像部11は、被検体を撮像して例えば複数系統のデジタル信号として出力する撮像装置であり、受光部12と、駆動部13と、タイミングジェネレータ(TG)14と、ノイズ除去部15a,15bと、A/D変換器16a,16bと、を備えている。

30

【0070】

受光部12は、光電変換を行う画素が2次元状に複数配列されており、図示しない対物光学系により結像された被検体の光学像を光電変換して、アナログの撮像信号(電気信号)を出力するものである。

【0071】

駆動部13は、タイミング信号に基づき受光部12を駆動するものであり、受光部12に配列された各画素をリセットしてリセット信号を読み出すことで露光を開始し、所定の露光時間に達した時点で各画素の画素信号を読み出すことで露光を終了する制御を行う駆動回路である。

【0072】

TG14は、コントロールモジュール30の後述する駆動信号生成部33からの駆動信号に基づいてタイミング信号を生成し、撮像部11内の各回路、例えば、駆動部13、ノイズ除去部15a,15b、A/D変換器16a,16bへ供給する。従って、撮像部11内の各回路は、タイミング信号に基づき連携して動作を行う。

40

【0073】

ノイズ除去部15aは、例えば図2の撮像エリアA1からの撮像信号に対してノイズ除去処理を行い、ノイズ除去部15bは、例えば撮像エリアA2からの撮像信号に対してノイズ除去処理を行う。具体的に、ノイズ除去部15a,15bは、露光で得られた画素信号からリセット信号を減算する相関二重サンプリングを各画素信号に対して行うことにより、リセットノイズを除去する。なお、さらにその他のノイズを除去するようにノイズ除去部15a,15bを構成しても構わないことは勿論である。

50

【 0 0 7 4 】

A / D 変換器 1 6 a は、ノイズ除去部 1 5 a から出力されたアナログの撮像信号をデジタルの撮像信号（電気信号）に変換し、A / D 変換器 1 6 b は、ノイズ除去部 1 5 b から出力されたアナログの撮像信号をデジタルの撮像信号（電気信号）に変換する。

【 0 0 7 5 】

A / D 変換器 1 6 a , 1 6 b から出力されるデジタルの撮像信号は、メタル線 5 4 を介して、第 1 ケーブル 5 0 A の E / O 変換器 5 1 へそれぞれ伝送される。

【 0 0 7 6 】

ここに、内視鏡 1 0 は、硬性鏡と軟性鏡の何れであっても構わない。

【 0 0 7 7 】

10

例えば、内視鏡 1 0 が硬性鏡として構成されている場合には、撮像部 1 1 はカメラヘッドに配設されており、硬性鏡の先端で被検体からの反射光を受光してイメージガイドファイババンドルにより光を伝送し、カメラヘッドの撮像部 1 1 で光電変換を行うことになる。また、内視鏡 1 0 が E / O 変換器 5 1 を備える構成（図 5 の内視鏡 A 1 ）を採用する場合には、E / O 変換器 5 1 もカメラヘッドに配設される。

【 0 0 7 8 】

一方、内視鏡 1 0 が軟性鏡として構成されている場合には、撮像部 1 1 は細長の挿入部の先端部に配設される。また、内視鏡 1 0 が E / O 変換器 5 1 を備える構成（図 5 の内視鏡 A 1 ）を採用する場合には、E / O 変換器 5 1 を挿入部に配設することも可能であるが、挿入部の細径化を図る観点からは、挿入部を操作する操作部内に E / O 変換器 5 1 を配

20

【 0 0 7 9 】

図 9 に示す例の第 1 ケーブル 5 0 A は、E / O 変換器 5 1 、光ファイバ 5 2 、および O / E 変換器 5 3 を備え、各系統毎に、E / O 変換器 5 1 により撮像信号を光信号に変換し、変換した光信号を光ファイバ 5 2 により伝送し、伝送された光信号を O / E 変換器 5 3 により電気信号に変換して、メタル線 5 4 を介してインプットモジュール 2 0 へ出力するようになっている。

【 0 0 8 0 】

続いて、インプットモジュール 2 0 は、上述した所定の信号補正を行うプロセッサ 2 1 を備えている。ここに、プロセッサ 2 1 が行う所定の信号補正は、内視鏡 1 0 から受信した機種依存性、あるいは個体依存性のある撮像信号を、より汎用性の高い撮像信号に変換する処理となっている。なお、以下では、プロセッサ 2 1 が所定の信号補正を行うための処理プログラムに従って動作を行うものとして説明するが、プロセッサ 2 1 が所定の信号補正を行う専用の処理回路として構成されることを妨げるものではない。なお、処理プログラムに従って動作を行う構成を採用した場合には、後述する実施形態 2 において説明するように、処理プログラムを書き換えることで、処理内容を修正したり、新しい処理を行わせたりすることが可能となる。

30

【 0 0 8 1 】

プロセッサ 2 1 が行う所定の信号補正としては、例えば、内視鏡 1 0 の対物光学系の光学特性の補正情報に基づく補正、撮像部 1 1 の欠陥画素情報に基づく画素欠陥補正、撮像部 1 1 のホワイトバランス特性情報に基づくホワイトバランス補正、撮像部 1 1 の色ばらつき補正情報に基づく色ばらつき補正、接続先であるコントロールモジュール 3 0 が処理する信号と互換性のある映像フォーマットの信号への変換、などが挙げられる。プロセッサ 2 1 は、例えば、これらの処理の内の少なくとも 1 つを行う。

40

【 0 0 8 2 】

インプットモジュール 2 0 は、処理後の撮像信号を、メタル線 5 4 を介して、第 2 ケーブル 5 0 B の E / O 変換器 5 1 へ伝送する。

【 0 0 8 3 】

図 9 に示す例の第 2 ケーブル 5 0 B は、E / O 変換器 5 1 、光ファイバ 5 2 、および O / E 変換器 5 3 を備え、各系統毎に、E / O 変換器 5 1 により撮像信号を光信号に変換し

50

、変換した光信号を光ファイバ52により伝送し、伝送された光信号をO/E変換器53により電気信号に変換して、メタル線54を介してコントロールモジュール30へ出力するようになっている。

【0084】

そして、第1,第2ケーブル50A,50B内において、複数の光ファイバ52は、互いに並列となるように配置されている。

【0085】

なお、第1,第2ケーブル50A,50Bに配置される複数の光ファイバ52は、例えば石英ガラスで極めて細径(例えば、径0.125mm等)に形成されていて非常に脆弱であるために、各光ファイバ52を例えば紫外線硬化型樹脂で一次被覆した後に、さらに、例えば保護チューブで覆って保護している。このときには、一次被覆された複数の光ファイバ52を1まとめにして保護チューブで被覆しても良いし、一次被覆された複数の光ファイバ52のそれぞれを個別に保護チューブで被覆しても構わない。

【0086】

また、第1,第2ケーブル50A,50Bに配置されるメタル線55は、後述するように、一般に複数の線により構成されるが、このときに、複数の線を個別に保護チューブで被覆しても良いし、絶縁状態にした2つ以上の線を1つの保護チューブでまとめて保護しても構わない。

【0087】

そして、第1,第2ケーブル50A,50B内における複数の光ファイバ52と複数の線となるメタル線55の配置は、適宜でも構わないが、例えばケーブル中心軸に対称になるようにすると良い。ケーブル中心軸に対称な配置を採用すれば、第1,第2ケーブル50A,50Bを任意の方向に同一の曲率で曲げることができ、特定方向に曲げ易く他の特定方向に曲げ難いということが生じないために、第1,第2ケーブル50A,50Bの取り回しを容易にすることができる。

【0088】

ケーブル中心軸に対称な配置としては、例えば、1まとめにした複数の光ファイバ52を軸中心として周りを取り巻くように複数の線となるメタル線55を対称に配置する、あるいは、1まとめにしたメタル線55を軸中心として周りを取り巻くように複数の光ファイバ52を対称に配置する、等が挙げられる。何れの配置を採用した場合でも、メタル線55が、第1,第2ケーブル50A,50Bにかかる張力から光ファイバ52を守るテンションメンバとしての機能を果たすことができる。

【0089】

コントロールモジュール30は、画像処理部31と、基準クロック生成部32と、駆動信号生成部33と、を備えている。

【0090】

画像処理部31は、インプットモジュール20から受信した、汎用性が高められた撮像信号に、各種の画像処理を行って映像信号を生成する画像処理装置である。

【0091】

具体的に、画像処理部31は、O/E変換器53から出力された2つの系統の撮像信号(例えば、撮像エリアA1に係る撮像信号および撮像エリアA2に係る撮像信号)を統合して、全画面の画像を構成する。さらに、画像処理部31は、統合した全画面の画像に対して、例えば、デモザイキング処理、ホワイトバランス処理、ノイズリダクション処理、カラーマトリクス処理、ガンマ変換処理などの一般的な画像処理を行って映像信号を生成し出力する。

【0092】

基準クロック生成部32は、例えば水晶発振器を含み、基準となる周波数の基準クロックを生成する基準クロック生成回路である。

【0093】

駆動信号生成部33は、基準クロック生成部32により生成された基準クロックに基づ

10

20

30

40

50

き、撮像部 11 を駆動するための駆動信号を生成する駆動信号生成回路である。駆動信号生成部 33 と内視鏡 10 の T G 14 との間には、第 2 ケーブル 50 B、インプットモジュール 20、および第 1 ケーブル 50 A を介してメタル線 55 が配設されており、駆動信号生成部 33 により生成された駆動信号（電気信号）は、このメタル線 55 を介して T G 14 へ伝送される。

【 0 0 9 4 】

従って、本実施形態の第 1、第 2 ケーブル 50 A、50 B は、撮像信号を伝送する光ファイバ 52 およびメタル線 54 だけでなく、駆動信号等の制御信号を伝送する金属伝送部材であるメタル線 55 が配設されている。このメタル線 55 は、上述したように、一般に複数の線により構成されていて、例えば信号伝送線やグランド線などを含んでいる。

10

【 0 0 9 5 】

なお、図 9 に示す例では、内視鏡 10 内に T G 14 を、コントロールモジュール 30 内に基準クロック生成部 32 および駆動信号生成部 33 を、それぞれ配設する構成（下記表 1 における（5）の構成）としたが、この構成に限るものではなく、下記表 1 の構成の何れかをとることができる。ここに、表 1 では T G 14、基準クロック生成部 32、および駆動信号生成部 33 について、符号のみを記載している。

【 0 0 9 6 】

[表 1]

	内視鏡	インプットモジュール	コントロールモジュール
(1)			14, 33, 32
(2)		14	33, 32
(3)		14, 33	32
(4)		14, 33, 32	
(5)	14		33, 32
(6)	14	33	32
(7)	14	33, 32	
(8)	14, 33		32
(9)	14, 33	32	
(10)	14, 33, 32		

20

30

従って、（1）～（9）の内の何れかの構成を採用する場合には、メタル線 55 は、基準クロックと駆動信号とタイミング信号との内の少なくとも 1 つを伝送する。一方、（10）の構成を採用する場合には、メタル線 55 自体を設けなくても構わない。また、（4）、（7）、または（9）の構成を採用する場合には、第 2 ケーブル 50 B 内にメタル線 55 を設けなくても構わない。

【 0 0 9 7 】

なお、例えば（10）の構成の場合に、T G 14、基準クロック生成部 32、および駆動信号生成部 33 は、内視鏡 10 が硬性鏡として構成されている場合にはカメラヘッド内に配設され、内視鏡 10 が軟性鏡として構成されている場合には挿入部先端部の撮像部 11 内または上述した操作部内に配設される。特に軟性鏡の場合には、例えば、T G 14 を撮像部 11 内に配置し、基準クロック生成部 32 および駆動信号生成部 33 を操作部内に配置する、あるいは、T G 14 および駆動信号生成部 33 を撮像部 11 内に配置し、基準クロック生成部 32 を操作部内に配置する、等の適宜の分離配置が可能である。（8）および（9）の構成の場合も同様に、T G 14 を撮像部 11 内に配置し、駆動信号生成部 33 を操作部内に配置する分離配置が可能である。

40

【 0 0 9 8 】

表示部 40 は、モニタ等を有して構成されており、画像処理部 31 により生成された映像信号を観察可能に表示する。

50

【 0 0 9 9 】

次に、図 1 0 は、内視鏡システムの撮影処理を示すフローチャートである。

【 0 1 0 0 】

内視鏡システムの電源がオンされてメイン処理（例えば、図 1 2 参照）が開始され、メイン処理において撮影開始が指示されると、この図 1 0 に示す撮影処理に入る。

【 0 1 0 1 】

すると、基準クロック生成部 3 2 により生成された基準クロックに基づいて、駆動信号生成部 3 3 が駆動信号を生成する。生成された駆動信号は、メタル線 5 5 を介して、コントロールモジュール 3 0 から内視鏡 1 0 の T G 1 4 へ送信される（ステップ S 1）。

【 0 1 0 2 】

T G 1 4 は、受信した駆動信号に基づいてタイミング信号を生成し、撮像部 1 1 内の各回路へ供給する。駆動部 1 3 は、受信したタイミング信号に基づき、受光部 1 2 を制御して撮像を行わせ、撮像信号を出力させる。出力された撮像信号は、ノイズ除去部 1 5 a , 1 5 b によりノイズを除去され、A / D 変換器 1 6 a , 1 6 b によりデジタル信号に変換されて、内視鏡 1 0 の撮像部 1 1 から第 1 ケーブル 5 0 A を介してインプットモジュール 2 0 のプロセッサ 2 1 へ送信される（ステップ S 2）。

【 0 1 0 3 】

プロセッサ 2 1 は、受信した撮像信号に所定の信号補正を行って、補正後の撮像信号を第 2 ケーブル 5 0 B を介してコントロールモジュール 3 0 の画像処理部 3 1 へ送信する（ステップ S 3）。

【 0 1 0 4 】

画像処理部 3 1 は、受信した撮像信号に上述したような画像処理を行って、映像信号を生成する（ステップ S 4）。

【 0 1 0 5 】

画像処理部 3 1 により生成された映像信号は、表示部 4 0 へ送信されて、表示部 4 0 に映像が表示される（ステップ S 5）。

【 0 1 0 6 】

その後、例えばコントロールモジュール 3 0 内の図示しない C P U 等の制御装置が撮影を終了するか否かを判定し（ステップ S 6）、終了しないと判定された場合には、上述したステップ S 1 の処理に戻る。

【 0 1 0 7 】

一方、ステップ S 7 において、撮影を終了すると判定された場合には、この撮影処理からメイン処理へリターンする。

【 0 1 0 8 】

このような実施形態 1 によれば、撮像部 1 1 とプロセッサ 2 1 との間と、プロセッサ 2 1 と画像処理部 3 1 との間と、の少なくとも一方において、撮像信号である電気信号を光信号に変換して伝送するようにしたために、撮像信号を高速に伝送することが可能となる。

【 0 1 0 9 】

また、内視鏡 1 0 とコントロールモジュール 3 0 との間にプロセッサ 2 1 を備えるインプットモジュール 2 0 を配置したために、内視鏡 1 0 をコントロールモジュール 3 0 へ互換性をもって接続することができる。これにより、コントロールモジュール 3 0 側の構成を複雑化させることなく、内視鏡 1 0 とコントロールモジュール 3 0 との互換性を高めることができる。

【 0 1 1 0 】

内視鏡 1 0 とインプットモジュール 2 0 とを第 1 ケーブル 5 0 A により接続し、インプットモジュール 2 0 とコントロールモジュール 3 0 とを第 2 ケーブル 5 0 B により接続したために、各種の内視鏡 1 0 と各種のコントロールモジュール 3 0 とを、内視鏡 1 0 およびコントロールモジュール 3 0 の種類に適したインプットモジュール 2 0 を介して所望の組み合わせで接続することが可能となる。

10

20

30

40

50

【 0 1 1 1 】

第 1 ケーブル 5 0 A としてケーブル X 1 ~ X 4 の何れかを用いる場合には、E / O 変換器 5 1 が、内視鏡 1 0 内と、第 1 ケーブル 5 0 A 内における光ファイバ 5 2 の内視鏡 1 0 側との何れに配設されていても構わず、O / E 変換器 5 3 が、第 1 ケーブル 5 0 A 内における光ファイバ 5 2 のインプットモジュール 2 0 側と、インプットモジュール 2 0 内との何れに配設されていても構わないために、配置の自由度が高まる。

【 0 1 1 2 】

同様に、第 2 ケーブル 5 0 B としてケーブル X 1 ~ X 4 の何れかを用いる場合には、E / O 変換器 5 1 が、インプットモジュール 2 0 内と、第 2 ケーブル 5 0 B 内における光ファイバ 5 2 のインプットモジュール 2 0 側との何れに配設されていても構わず、O / E 変換器 5 3 が、第 2 ケーブル 5 0 B 内における光ファイバ 5 2 のコントロールモジュール 3 0 側と、コントロールモジュール 3 0 内との何れに配設されていても構わないために、配置の自由度が高まる。

【 0 1 1 3 】

さらに、プロセッサ 2 1 が、内視鏡 1 0 の対物光学系の光学特性の補正情報に基づく補正と、撮像部 1 1 の欠陥画素情報に基づく画素欠陥補正と、撮像部 1 1 のホワイトバランス特性情報に基づくホワイトバランス補正と、撮像部 1 1 の色ばらつき補正情報に基づく色ばらつき補正と、の内の少なくとも 1 つを行うことで、内視鏡 1 0 の機種依存性あるいは個体依存性を低減して、撮像信号の汎用性を高めることができる。

【 0 1 1 4 】

また、プロセッサ 2 1 が、所定の信号補正として、コントロールモジュール 3 0 が処理する信号と互換性のある映像フォーマットの信号に変換する処理を行うことで、コントロールモジュール 3 0 が広範な種類の映像フォーマットに対応する必要がなくなり、コントロールモジュール 3 0 の構成を簡単にしてコストを低減することができる。

【 0 1 1 5 】

そして、メタル線 5 5 を介して、タイミング信号を駆動部 1 3 に対して送信するか、または、タイミング信号を生成するための駆動信号を撮像部 1 1 に対して送信するようにしたために、内視鏡 1 0 が駆動信号生成部 3 3 を備える必要がなく、あるいはさらに T G 1 4 も備える必要がなくなるために、内視鏡 1 0 の構成を簡単にして、内視鏡 1 0 の軽量、細径化に寄与することが可能となる。

【 0 1 1 6 】

[実施形態 2]

図 1 1 および図 1 2 は本発明の実施形態 2 を示したものであり、図 1 1 は内視鏡システムの一構成例を示す図である。この実施形態 2 において、上述の実施形態 1 と同様である部分については同一の符号を付すなどして説明を適宜省略し、主として異なる点についてのみ説明する。

【 0 1 1 7 】

本実施形態は、上述した実施形態 1 に加えて、さらにプロセッサ 2 1 が実行する処理プログラムを変更することができるように構成したものとなっている。

【 0 1 1 8 】

なお、図 1 1 に示す例は、第 1 ケーブル 5 0 A および第 2 ケーブル 5 0 B の両方に、ケーブル X 2 が用いられており、図 8 における組み合わせ番号 (1) で示す構成となっている。

【 0 1 1 9 】

内視鏡 1 0 は、上述した撮像部 1 1 を備えると共に、さらに、信号制御部 1 7 と、E E P R O M 1 8 と、各系統毎の E / O 変換器 5 1 と、を備えている。

【 0 1 2 0 】

また、インプットモジュール 2 0 は、上述したプロセッサ 2 1 を備えると共に、さらに、プロセッサ 2 1 の下流側に E / O 変換器 5 1 を備えている。

【 0 1 2 1 】

そして、画像処理部 3 1 とプロセッサ 2 1 とは第 2 ケーブル 5 0 B に含まれるメタル線 5 6 を介して電気通信可能に接続されており、信号制御部 1 7 とプロセッサ 2 1 とは第 1 ケーブル 5 0 A に含まれるメタル線 5 7 を介して電気通信可能に接続されている。

【 0 1 2 2 】

信号制御部 1 7 は、E E P R O M 1 8 に記録されている内視鏡情報を読み出してメタル線 5 7 を介してインプットモジュール 2 0 のプロセッサ 2 1 へ送信する制御を行う信号制御回路である。

【 0 1 2 3 】

E E P R O M 1 8 は、内視鏡情報（内視鏡 1 0 に係る各種の情報）を不揮発に記録する記録装置である。この E E P R O M 1 8 は、内視鏡情報として、例えば、対物光学系の光学特性の補正情報と、撮像部 1 1 の欠陥画素情報と、撮像部 1 1 のホワイトバランス特性情報と、撮像部 1 1 の色ばらつき補正情報と、の内の少なくとも 1 つを記録している。また、E E P R O M 1 8 は、内視鏡情報として、内視鏡 1 0 のシリアル番号も記録している。

10

【 0 1 2 4 】

そして、プロセッサ 2 1 は、内視鏡情報をパラメータとした所定の信号補正として、内視鏡 1 0 の対物光学系の光学特性の補正情報に基づく補正と、撮像部 1 1 の欠陥画素情報に基づく画素欠陥補正と、撮像部 1 1 のホワイトバランス特性情報に基づくホワイトバランス補正と、撮像部 1 1 の色ばらつき補正情報に基づく色ばらつき補正と、の内の少なくとも 1 つを行う。

20

【 0 1 2 5 】

内視鏡 1 0 において各系統毎に設けられた E / O 変換器 5 1 は、上述したように、入力された電気信号を光信号に変換して出力する。

【 0 1 2 6 】

次に、図 1 2 は、内視鏡システムの作用を示すフローチャートである。

【 0 1 2 7 】

この図 1 2 においては、内視鏡システムの電源がオンされたときに実行されるメイン処理における、インプットモジュール 2 0 のプロセッサ 2 1 へ処理プログラム等を送信することに関わる処理を主に記載しており、その他の処理は記載を省略している。

【 0 1 2 8 】

30

内視鏡システムの電源がオンされてこの処理が開始されると、コントロールモジュール 3 0 は、インプットモジュール 2 0 のプロセッサ 2 1 により実行される処理プログラム（所定の信号補正を行うための処理プログラム）を、メタル線 5 6 を介してプロセッサ 2 1 へ送信する（ステップ S 1 1 ）。

【 0 1 2 9 】

なお、図 1 1 に示す構成例では、画像処理部 3 1 が処理プログラムを記録しており、画像処理部 3 1 が処理プログラムを送信することを前提としているが、これに限るものではない。例えば、コントロールモジュール 3 0 内に別途の記録装置を設けて処理プログラムを記録し、コントロールモジュール 3 0 内の C P U 等の制御装置が記録装置から処理プログラムを読み出して送信するようにしても構わない。

40

【 0 1 3 0 】

プロセッサ 2 1 は、既存の処理プログラムを、画像処理部 3 1 から受信した処理プログラムに更新する（ステップ S 1 2 ）。これにより、プロセッサ 2 1 は、最新の処理プログラムを実行することが可能となる。なお、送信および更新は処理プログラム全体である必要はなく、処理プログラムの一部のみの送信および更新であっても構わない。

【 0 1 3 1 】

また、内視鏡 1 0 の信号制御部 1 7 は、撮像部 1 1 が電気信号である撮像信号を出力する前に、E E P R O M 1 8 から内視鏡情報を読み出して、読み出した内視鏡情報を、メタル線 5 7 を介してプロセッサ 2 1 へ送信する（ステップ S 1 3 ）。

【 0 1 3 2 】

50

プロセッサ 2 1 は、信号制御部 1 7 から受信した内視鏡情報に基づいて、処理プログラムを実行する際に必要なプログラムパラメータを設定する（ステップ S 1 4）。これにより、プロセッサ 2 1 は、内視鏡 1 0 の構成に適したパラメータで処理プログラムを実行して、所定の信号補正を行うことが可能となる。

【 0 1 3 3 】

ただし、例えば内視鏡情報を送信しないタイプの内視鏡 1 0 である場合などの、プロセッサ 2 1 が内視鏡 1 0 から内視鏡情報を取得できない場合には、プロセッサ 2 1 は規定のパラメータに基づいて処理プログラムを実行することが可能となっている。

【 0 1 3 4 】

こうしてプロセッサ 2 1 による処理プログラムの実行準備が整った後に、上述した実施形態 1 の図 1 0 に示した撮影処理が実行される（ステップ S 1 5）。これにより、プロセッサ 2 1 は、図 1 0 のステップ S 3 において、内視鏡情報をパラメータとして、処理プログラムにより所定の信号補正を行うことになる。

【 0 1 3 5 】

そして、例えば電源スイッチの操作により内視鏡システムの電源をオフする指示が入力されたか否かを判定し（ステップ S 1 6）、入力されていない場合にはステップ S 1 5 の撮影処理を繰り返して実行し、入力された場合にはこの処理を終了する。

【 0 1 3 6 】

なお、この図 1 2 に示す処理は、内視鏡システムの電源がオンされたときの自動処理として、コントロールモジュール 3 0 が処理プログラムをプロセッサ 2 1 へ送信し、信号制御部 1 7 が内視鏡情報をプロセッサ 2 1 へ送信することを想定している。しかし、これに限らず、ユーザからの指示を受けて各処理を行うようにしても構わないし、パラメータをユーザからの入力に基づき設定するようにしても良い。

【 0 1 3 7 】

また、上述では、処理プログラムをコントロールモジュール 3 0 からプロセッサ 2 1 へ送信するようにしたが、これに代えて、処理プログラムを内視鏡 1 0 からプロセッサ 2 1 へ送信するようにしても構わない。

【 0 1 3 8 】

この場合には、EEPROM 1 8 は、所定の信号補正を行うための処理プログラムを記録し、信号制御部 1 7 は、EEPROM 1 8 に記録されている処理プログラムを読み出して、読み出した処理プログラムをメタル線 5 7 を介してプロセッサ 2 1 へ送信する。このときに、EEPROM 1 8 に記録する処理プログラムを、内視鏡情報に応じたプログラムとすれば、処理プログラムとは別途に内視鏡情報を送信する処理が不要となる。こうして、プロセッサ 2 1 は、信号制御部 1 7 から送信された処理プログラムにより所定の信号補正を行う。

【 0 1 3 9 】

このような実施形態 2 によれば、上述した実施形態 1 とほぼ同様の効果を奏するとともに、コントロールモジュール 3 0 が所定の信号補正を行うための処理プログラムをプロセッサ 2 1 へ送信するようにしたために、プロセッサ 2 1 は、最新の処理プログラムを実行することが可能となる。

【 0 1 4 0 】

また、信号制御部 1 7 が、撮像部 1 1 が電気信号を出力する前に、EEPROM 1 8 から読み出した内視鏡情報をプロセッサ 2 1 へ送信するようにしたために、内視鏡 1 0 の構成に適した信号補正を行うことが可能となる。

【 0 1 4 1 】

そして、処理プログラムの送信や内視鏡情報の送信を専用のメタル線を介して行うことで、撮像信号の送信に影響を与えることがない。

【 0 1 4 2 】

さらに、内視鏡システムの電源がオンされたときの自動処理として、処理プログラムおよび内視鏡情報をプロセッサ 2 1 へ送信するようにしたために、内視鏡システムを使用す

10

20

30

40

50

る時点での最新の処理を、ユーザに負担を掛けることなく行うことができる。

【 0 1 4 3 】

加えて、プロセッサ 2 1 は、所定の信号補正を行うためのパラメータを、内視鏡 1 0 に設けられた E E P R O M 1 8 に記録されている内視鏡情報に基づいて設定しているために、内視鏡 1 0 を接続するだけで、内視鏡 1 0 に合致した内視鏡情報を確実に取得することが可能となる。

【 0 1 4 4 】

また、内視鏡 1 0 の信号制御部 1 7 が、E E P R O M 1 8 に記録されている処理プログラムを読み出してプロセッサ 2 1 へ送信することによっても、プロセッサ 2 1 は、内視鏡 1 0 に適した最新の処理プログラムを実行することが可能となる。

10

【 0 1 4 5 】

なお、上述した各部は、回路として構成されていても良い。そして、任意の回路は、同一の機能を果たすことができれば、単一の回路として実装されていても良いし、複数の回路を組み合わせたものとして実装されていても構わない。さらに、任意の回路は、目的とする機能を果たすための専用回路として構成されるに限るものではなく、汎用回路に処理プログラムを実行させることで目的とする機能を果たす構成であっても構わない。

【 0 1 4 6 】

また、上述では主として内視鏡システムについて説明したが、内視鏡システムを上述したように作動させる作動方法であっても良いし、コンピュータに内視鏡システムと同様の処理を行わせるための処理プログラム、該処理プログラムを記録するコンピュータにより読み取り可能な一時的でない記録媒体、等であっても構わない。

20

【 0 1 4 7 】

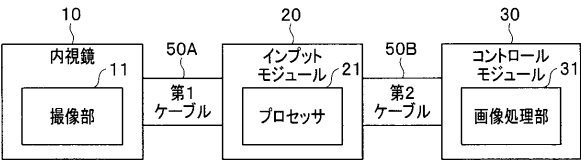
さらに、本発明は上述した実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化することができる。また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明の態様を形成することができる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除しても良い。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせても良い。このように、発明の主旨を逸脱しない範囲内において種々の変形や応用が可能であることは勿論である。

【 0 1 4 8 】

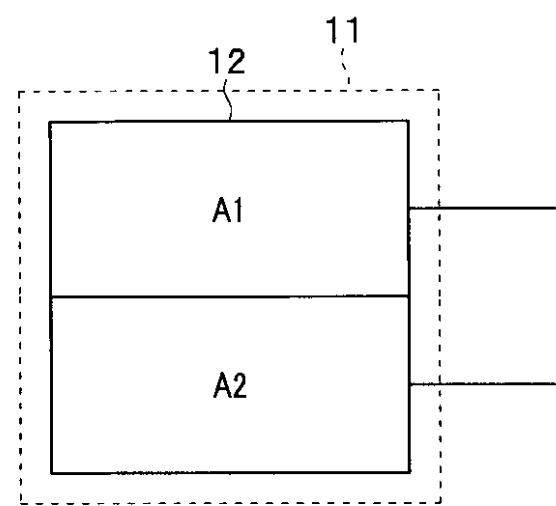
本出願は、2016年3月3日に日本国に出願された特願2016-041250号を優先権主張の基礎として出願するものであり、上記の開示内容は、本願明細書、請求の範囲、図面に引用されたものとする。

30

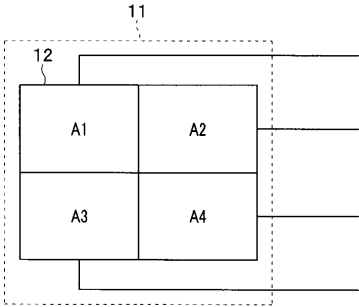
【 図 1 】



【 図 2 】



【 図 3 】



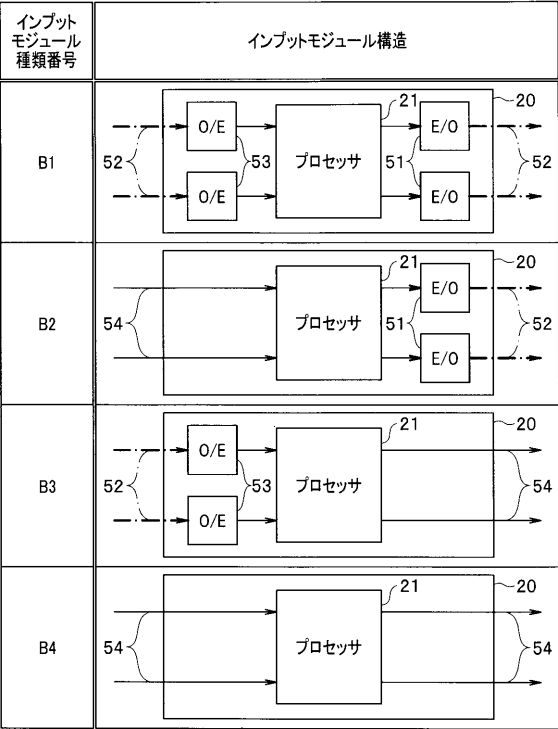
【 図 4 】

ケーブル 種類番号	ケーブル構造
X1	
X2	
X3	
X4	
X5	

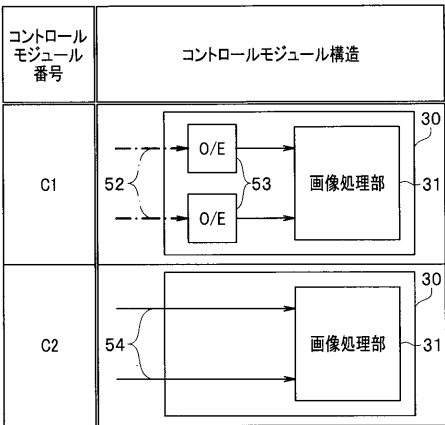
【 図 5 】

内視鏡 種類番号	内視鏡構造
A1	
A2	

【 図 6 】



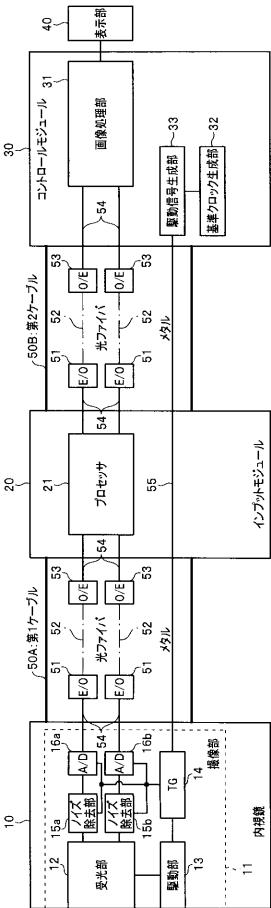
【 図 7 】



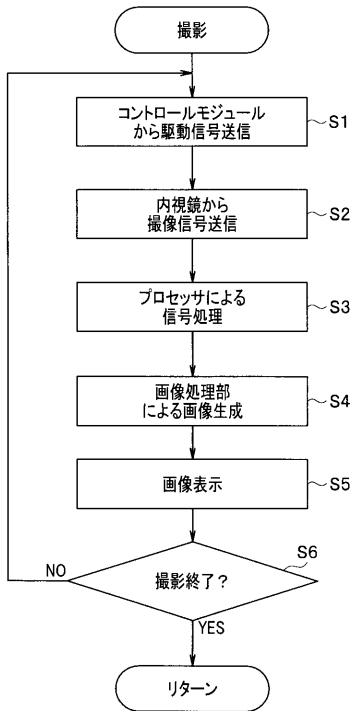
【 図 8 】

組合番号	内視鏡	第1 ケーブル	入力 モジュール	第2 ケーブル	コントロール モジュール
(1)	A1	X2	B2	X2	C2
(2)	A1	X2	B2	X4	C1
(3)	A1	X2	B4	X1	C2
(4)	A1	X2	B4	X3	C1
(5)	A1	X2	B4	X5	C2
(6)	A1	X4	B1	X2	C2
(7)	A1	X4	B1	X4	C1
(8)	A1	X4	B3	X1	C2
(9)	A1	X4	B3	X3	C1
(10)	A1	X4	B3	X5	C2
(11)	A2	X1	B2	X2	C2
(12)	A2	X1	B2	X4	C1
(13)	A2	X1	B4	X1	C2
(14)	A2	X1	B4	X3	C1
(15)	A2	X1	B4	X5	C2
(16)	A2	X3	B1	X2	C2
(17)	A2	X3	B1	X4	C1
(18)	A2	X3	B3	X1	C2
(19)	A2	X3	B3	X3	C1
(20)	A2	X3	B3	X5	C2
(21)	A2	X5	B2	X2	C2
(22)	A2	X5	B2	X4	C1
(23)	A2	X5	B4	X1	C2
(24)	A2	X5	B4	X3	C1
N/A	A2	X5	B4	X5	C2

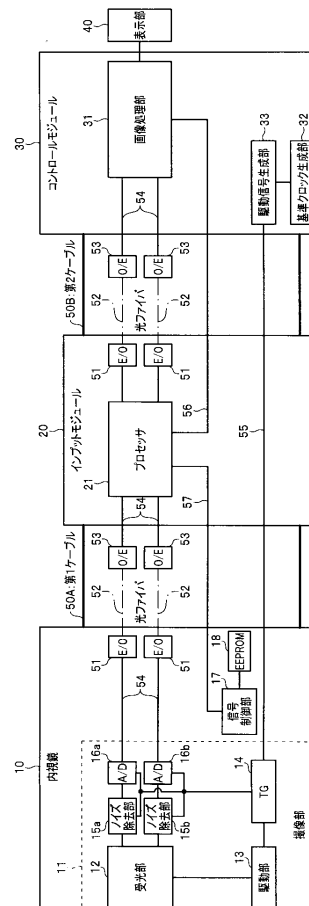
【 図 9 】



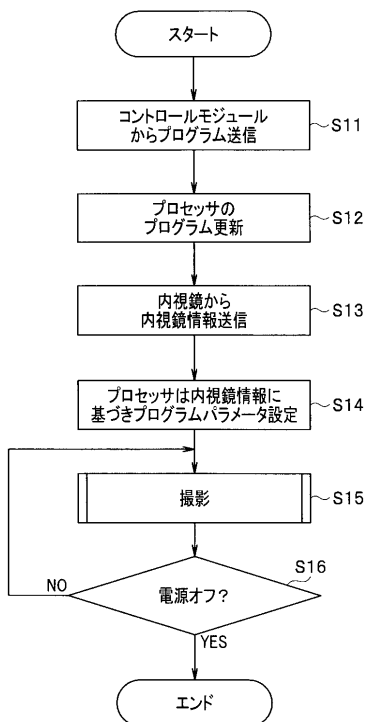
【図 10】



【図 11】



【図 12】



【手続補正書】

【提出日】平成28年12月28日(2016.12.28)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0009

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0009】

本発明のある態様による内視鏡システムは、被検体を撮像して電気信号として出力する撮像装置と、前記撮像装置から出力された前記電気信号に対して所定の信号補正を行って出力するプロセッサと、前記プロセッサから出力された信号補正後の前記電気信号に画像処理を行って映像信号を生成する画像処理装置と、を備え、前記プロセッサは、前記所定の信号補正として前記画像処理装置が処理する信号と互換性のある映像フォーマットの信号に変換する処理を行い、前記撮像装置と前記プロセッサの間と、前記プロセッサと前記画像処理装置との間と、の少なくとも一方に、前記電気信号を光信号に変換する電気光変換器と、前記電気光変換器により変換された前記光信号を伝送する光伝送部材と、前記光伝送部材により伝送された前記光信号を前記電気信号に変換する光電気変換器と、が配設されている。

【手続補正 2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0010

【補正方法】削除

【補正の内容】

【手続補正 3】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体を撮像して電気信号として出力する撮像装置と、

前記撮像装置から出力された前記電気信号に対して所定の信号補正を行って出力するプロセッサと、

前記プロセッサから出力された信号補正後の前記電気信号に画像処理を行って映像信号を生成する画像処理装置と、

を備え、

前記プロセッサは、前記所定の信号補正として前記画像処理装置が処理する信号と互換性のある映像フォーマットの信号に変換する処理を行い、

前記撮像装置と前記プロセッサの間と、前記プロセッサと前記画像処理装置の間と、の少なくとも一方に、前記電気信号を光信号に変換する電気光変換器と、前記電気光変換器により変換された前記光信号を伝送する光伝送部材と、前記光伝送部材により伝送された前記光信号を前記電気信号に変換する光電気変換器と、が配設されていることを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 2】

前記撮像装置を有する内視鏡と、

前記プロセッサを有するインプットモジュールと、

前記画像処理装置を有するコントロールモジュールと、

前記内視鏡と前記インプットモジュールとを接続する第 1 ケーブルと、

前記インプットモジュールと前記コントロールモジュールとを接続する第 2 ケーブルと

、

をさらに備え、

前記第 1 ケーブルと前記第 2 ケーブルとの少なくとも一方は、前記光伝送部材を含むことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記第 1 ケーブルは、前記光伝送部材を含み、

前記電気光変換器は、前記内視鏡内、または前記第 1 ケーブル内における前記光伝送部材の前記内視鏡側に配設され、

前記光電気変換器は、前記第 1 ケーブル内における前記光伝送部材の前記インプットモジュール側、または前記インプットモジュール内に配設されていることを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記第 2 ケーブルは、前記光伝送部材を含み、

前記電気光変換器は、前記インプットモジュール内、または前記第 2 ケーブル内における前記光伝送部材の前記インプットモジュール側に配設され、

前記光電気変換器は、前記第 2 ケーブル内における前記光伝送部材の前記コントロールモジュール側、または前記コントロールモジュール内に配設されていることを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記第 2 ケーブルは、金属伝送部材を含み、

前記コントロールモジュールは、前記金属伝送部材を介して、前記所定の信号補正を行うための処理プログラムを前記プロセッサへ送信し、

前記プロセッサは、前記処理プログラムにより前記所定の信号補正を行うことを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記第 1 ケーブルは、金属伝送部材を含み、

前記内視鏡は、内視鏡情報を記録する記録装置と、前記記録装置に記録されている前記内視鏡情報を読み出す信号制御回路と、をさらに有し、

前記信号制御回路は、前記撮像装置が前記電気信号を出力する前に、前記記録装置から読み出した前記内視鏡情報を、前記金属伝送部材を介して前記プロセッサへ送信し、

前記プロセッサは、前記内視鏡情報をパラメータとして、前記処理プログラムにより前記所定の信号補正を行うことを特徴とする請求項 5 に記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

内視鏡システムの電源がオンされたときの自動処理として、前記コントロールモジュールが前記処理プログラムを前記プロセッサへ送信し、前記信号制御回路が前記内視鏡情報を前記プロセッサへ送信することを特徴とする請求項 6 に記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記記録装置は、前記内視鏡情報として、対物光学系の光学特性の補正情報と、前記撮像装置の欠陥画素情報と、前記撮像装置のホワイトバランス特性情報と、前記撮像装置の色ばらつき補正情報と、の内の少なくとも 1 つを記録し、

前記プロセッサは、前記内視鏡情報をパラメータとした前記所定の信号補正として、前記内視鏡の対物光学系の光学特性の補正情報に基づく補正と、前記撮像装置の欠陥画素情報に基づく画素欠陥補正と、前記撮像装置のホワイトバランス特性情報に基づくホワイトバランス補正と、前記撮像装置の色ばらつき補正情報に基づく色ばらつき補正と、の内の少なくとも 1 つを行うことを特徴とする請求項 6 に記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

前記第 1 ケーブルは、金属伝送部材を含み、

前記内視鏡は、前記所定の信号補正を行うための処理プログラムを記録する記録装置と、前記記録装置に記録されている前記処理プログラムを読み出す信号制御回路と、をさらに有し、

前記信号制御回路は、前記記録装置から読み出した前記処理プログラムを、前記金属伝

送部材を介して前記プロセッサへ送信し、

前記プロセッサは、前記処理プログラムにより前記所定の信号補正を行うことを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 10】

前記撮像装置は、被検体からの反射光を受光して光電変換を行う受光部と、タイミング信号に基づき前記受光部を駆動する駆動回路と、を有し、

前記第 1 ケーブルは、金属伝送部材を含み、

前記金属伝送部材は、前記タイミング信号と、前記タイミング信号を生成するための駆動信号と、前記駆動信号を生成するための基準クロックと、の内の少なくとも 1 つを伝送することを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 11】

前記撮像装置は、被検体からの反射光を受光して光電変換を行う受光部と、タイミング信号に基づき前記受光部を駆動する駆動回路と、を有し、

前記内視鏡は、前記タイミング信号を生成するタイミングジェネレータと、前記タイミング信号を生成するための駆動信号を生成する駆動信号生成回路と、前記駆動信号を生成するための基準クロックを生成する基準クロック生成回路と、を有することを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡システム。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/076087

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/04(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B1/04, G02B23/24

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2016
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2016	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2016

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X A	JP 5869194 B1 (Olympus Corp.), 24 February 2016 (24.02.2016), paragraphs [0017] to [0047]; fig. 1 & US 2016/0206185 A paragraphs [0019] to [0049]; fig. 1 & WO 2016/002415 A1	1-3, 13 4-12
A	JP 2015-134039 A (Sony Olympus Medical Solutions Inc.), 27 July 2015 (27.07.2015), paragraph [0052] & US 2015/0335230 A1 paragraph [0114] & EP 2954835 A1 & CN 105025777 A	1-13

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
25 November 2016 (25.11.16)Date of mailing of the international search report
06 December 2016 (06.12.16)Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 6 / 0 7 6 0 8 7	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/04(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/04, G02B23/24			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2016年 日本国実用新案登録公報 1996-2016年 日本国登録実用新案公報 1994-2016年			
国際調査で使用了電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
X A	JP 5869194 B1 (オリンパス株式会社) 2016.02.24, 【0017】～ 【0047】, 図1 & US 2016/0206185 A, [0019] - [0049], Fig. 1 & WO 2016/002415 A1	1 - 3, 13 4 - 12	
A	JP 2015-134039 A (ソニー・オリンパスメディカルソリューションズ株式会社) 2015.07.27, 【0052】 & US 2015/0335230 A1, [0114] & EP 2954835 A1 & CN 105025777 A	1 - 13	
☐ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願 の日の後に公表された文献 「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」 同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 25.11.2016		国際調査報告の発送日 06.12.2016	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 伊藤 昭治 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 4077

フロントページの続き

(51) Int.Cl.

F I

テーマコード (参考)

H 0 4 N 5/243

(81) 指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US

(72) 発明者 伊藤 健彦

東京都八王子市石川町 2 9 5 1 番地 オリンパス株式会社内

F ターム(参考) 2H040 GA02 GA11

4C161 CC06 FF45 FF46 JJ17 JJ18 JJ19 LL02 NN01 NN03 NN05

NN07 SS04 SS21 TT04 TT07 TT13 UU03 UU05 UU08 YY14

YY18

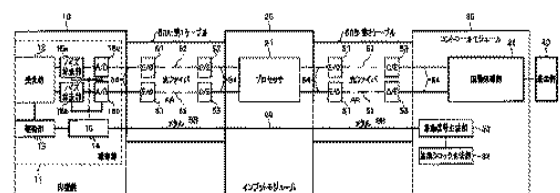
5C122 DA26 EA42 EA68 FG02 FG15 GA34 GC86 HB01 HB09

(注) この公表は、国際事務局 (W I P O) により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願 (日本語実用新案登録出願) の国際公開の効果は、特許法第 1 8 4 条の 1 0 第 1 項 (実用新案法第 4 8 条の 1 3 第 2 項) により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	内窥镜系统，内窥镜系统的操作方法		
公开(公告)号	JPWO2017149812A1	公开(公告)日	2018-03-08
申请号	JP2016575973	申请日	2016-09-06
[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	釘宮秀之 越田亮 伊藤健彦		
发明人	釘宮 秀之 越田 亮 伊藤 健彦		
IPC分类号	A61B1/04 G02B23/24 H04N5/225 H04N5/243		
FI分类号	A61B1/04.362.J A61B1/04.370 G02B23/24.B H04N5/225.C H04N5/225.F H04N5/243		
F-TERM分类号	2H040/GA02 2H040/GA11 4C161/CC06 4C161/FF45 4C161/FF46 4C161/JJ17 4C161/JJ18 4C161/JJ19 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/NN03 4C161/NN05 4C161/NN07 4C161/SS04 4C161/SS21 4C161/TT04 4C161/TT07 4C161/TT13 4C161/UU03 4C161/UU05 4C161/UU08 4C161/YY14 4C161/YY18 5C122/DA26 5C122/EA42 5C122/EA68 5C122/FG02 5C122/FG15 5C122/GA34 5C122/GC86 5C122/HB01 5C122/HB09		
代理人(译)	伊藤 进 长谷川 靖 ShinoUra修		
优先权	2016041250 2016-03-03 JP		
其他公开文献	JP6121078B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

内窥镜系统包括对被摄体成像并输出电信号的成像单元（11），对电信号进行信号校正的处理器（21）以及对信号校正后的电信号进行图像处理的图像处理。处理器（21），以及在处理器（21）和图像处理单元（31）之间的光信号中的至少一个。提供了一种用于转换为光信号的E/O转换器（51），用于传输光信号的光纤（52）以及用于将光信号转换为电信号的O/E转换器（53）。



- 10 Endoscope
- 11 Imaging unit
- 12 Light-receiving unit
- 13 Drive unit
- 14a, 15b Mirror removal unit
- 20 Input module
- 21 Processor
- 30 Control module
- 31 Image processing unit
- 32 Reference clock generation unit
- 33 Drive signal generation unit
- 40 Display unit
- 50A First cable
- 50B Second cable
- 51 Optical fiber
- 52 Optical fiber
- 53 Optical fiber
- 54 Optical fiber
- 55 Optical fiber
- 56 Optical fiber
- 57 Optical fiber
- 58 Optical fiber
- 59 Optical fiber
- 60 Optical fiber
- 61 Optical fiber
- 62 Optical fiber
- 63 Optical fiber
- 64 Optical fiber
- 65 Optical fiber
- 66 Optical fiber
- 67 Optical fiber
- 68 Optical fiber
- 69 Optical fiber
- 70 Optical fiber
- 71 Optical fiber
- 72 Optical fiber
- 73 Optical fiber
- 74 Optical fiber
- 75 Optical fiber
- 76 Optical fiber
- 77 Optical fiber
- 78 Optical fiber
- 79 Optical fiber
- 80 Optical fiber
- 81 Optical fiber
- 82 Optical fiber
- 83 Optical fiber
- 84 Optical fiber
- 85 Optical fiber
- 86 Optical fiber
- 87 Optical fiber
- 88 Optical fiber
- 89 Optical fiber
- 90 Optical fiber
- 91 Optical fiber
- 92 Optical fiber
- 93 Optical fiber
- 94 Optical fiber
- 95 Optical fiber
- 96 Optical fiber
- 97 Optical fiber
- 98 Optical fiber
- 99 Optical fiber
- 100 Optical fiber