

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2004-321609

(P2004-321609A)

(43) 公開日 平成16年11月18日(2004.11.18)

(51) Int.Cl.⁷

A61B 1/06

G02B 23/24

G02B 23/26

F I

A61B 1/06

G02B 23/24

G02B 23/26

テーマコード (参考)

2H04O

4C061

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2003-122825 (P2003-122825)

(22) 出願日 平成15年4月25日 (2003.4.25)

(71) 出願人 000000376

オリンパス株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(74) 代理人 100076233

弁理士 伊藤 進

(72) 発明者 藤澤 豊

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ

リンパス光学工業株式会社内

Fターム(参考) 2H04O CA04 CA07 GA02 GA11

4C061 CC06 FF07 GG01 QQ09 SS01

SS03 VV06 WW03 WW07 WW18

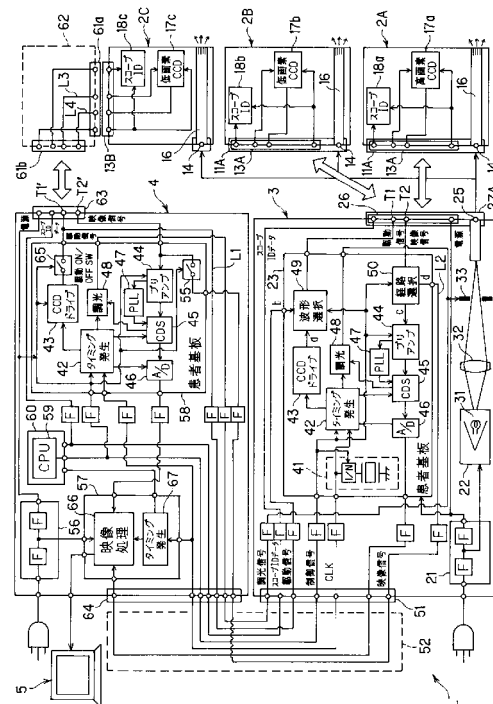
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】光源装置及びこれと別体の外部装置にそれぞれ接続される撮像素子を内蔵した内視鏡のいずれにも使用できる内視鏡システムを提供する。

【解決手段】光源装置3及びプロセッサ4にそれぞれ駆動及び信号処理を行う患者基板23, 58を設け、さらに駆動経路中に波形選択回路49や駆動ON/OFFスイッチ65等を設け、各内視鏡2A等に設けたスコープID回路18a等のスコープIDデータによりCPU59は波形選択等を行うことにより、光源装置3に接続されるタイプのCCD17aやプロセッサ4に接続されるタイプのCCD17cでも適切に駆動及び信号処理ができるようにした。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

照明光を発光する光源を備えた光源装置と、
前記光源装置との間で電気信号を送受可能に構成された前記光源装置と別体に設けた外部装置と、
前記光源装置に接続される撮像素子を有する第 1 の内視鏡と、
前記光源装置と前記外部装置とに接続される撮像素子を有する第 2 の内視鏡と、
前記第 1 の内視鏡に固有の第 1 の識別情報を有する前記第 1 の内視鏡に設けられた第 1 の識別回路と、
前記第 2 の内視鏡に固有の第 2 の識別情報を有する前記第 2 の内視鏡に設けられた第 2 の識別回路と、
前記光源装置に接続された前記第 1 の内視鏡が有する前記第 1 の撮像素子との間で前記光源装置を介して電気信号の送受を行う前記光源装置に設けられた第 1 の電気回路と、
前記光源装置と前記外部装置とに接続された前記第 2 の内視鏡が有する前記第 2 の撮像素子との間で前記外部装置を介して電気信号の送受を行う前記外部装置に設けられた第 2 の電気回路と、
前記光源装置又は前記外部装置に接続された内視鏡が有する前記第 1 又は第 2 の識別情報に応じて、この内視鏡が有する撮像素子に対して前記第 1 又は第 2 の電気回路を選択的に接続する制御を行う前記外部装置に設けられた選択制御回路と、
を具備したことを特徴とする内視鏡システム。

10

20

【請求項 2】

前記選択制御回路は、前記第 2 の内視鏡が前記外部装置に接続された場合の前記第 2 の撮像素子から前記第 2 の電気回路までの電気信号の伝送経路の長さ、と、前記第 1 の内視鏡が前記光源装置に接続された場合の前記第 1 の撮像素子から前記光源装置を介して前記外部装置の前記第 2 の電気回路までの電気信号の伝送経路の長さとをほぼ同じになるように経路を選択する制御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 3】

照明光を発光する光源を備えた光源装置と、
前記光源装置との間で電気信号を送受可能に構成された前記光源装置と別体に設けた外部装置と、
所定の画素数の第 1 の撮像素子を有して前記光源装置に接続される第 1 の内視鏡と、
前記第 1 の撮像素子よりも少ない画素数の第 2 の撮像素子を有して前記光源装置に接続される第 1 の内視鏡と、
前記第 1 の撮像素子を有して前記光源装置と前記外部装置とに接続される第 3 の内視鏡と、
前記第 2 の撮像素子を有して前記光源装置と前記外部装置とに接続される第 4 の内視鏡と、
前記第 1 の内視鏡に固有の第 1 の識別情報を有する前記第 1 の内視鏡に設けられた第 1 の識別回路と、
前記第 2 の内視鏡に固有の第 2 の識別情報を有する前記第 2 の内視鏡に設けられた第 2 の識別回路と、
前記第 3 の内視鏡に固有の第 3 の識別情報を有する前記第 2 の内視鏡に設けられた第 3 の識別回路と、
前記第 4 の内視鏡に固有の第 4 の識別情報を有する前記第 2 の内視鏡に設けられた第 4 の識別回路と、
前記光源装置に接続された前記第 1 又は第 2 の内視鏡が有する撮像素子との間で前記光源装置を介して電気信号の送受を行う前記光源装置に設けられた第 1 の電気回路と、
前記光源装置と前記外部装置とに接続された前記第 3 又は第 4 の内視鏡が有する撮像素子との間で前記外部装置を介して電気信号の送受を行う前記外部装置に設けられた第 2 の電気回路と、

30

40

50

前記光源装置と前記外部装置に接続された内視鏡が有する第 1、第 2、第 3 又は第 4 の識別情報に応じて、この内視鏡が有する撮像素子に対して前記第 1 又は第 2 の電気回路を選択的に接続する制御を行う前記外部装置に設けられた選択制御回路と、を具備したことを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 4】

前記選択制御回路は、前記第 4 の内視鏡が前記外部装置に接続された場合の前記第 2 の撮像素子から前記第 2 の電気回路までの電気信号の伝送経路の長さと、前記第 2 の内視鏡が前記光源装置に接続された場合の前記第 2 の撮像素子から前記光源装置を介して前記外部装置の前記第 2 の電気回路までの電気信号の伝送経路の長さをほぼ同じになるように経路を選択する制御を行うことを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡システム。

10

【請求項 5】

前記第 1、第 2 の電気回路は、それぞれ前記第 1 及び第 2 の撮像素子を駆動可能な駆動信号を生成する第 1、第 2 の駆動回路を有し、前記選択制御回路は、前記光源装置又は前記外部装置に接続された内視鏡が有する前記識別情報に応じて、この内視鏡が有する撮像素子に対して駆動信号を送出する前記第 1 又は第 2 の駆動回路とこの駆動回路から送出された駆動信号を伝送する伝送経路を選択的に制御することを特徴とする請求項 1 乃至 4 に記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記第 1 及び第 2 の撮像素子から出力された出力信号を画像として表示するための所定の信号処理をこの出力信号に施すための画像処理回路をさらに具備し、前記選択制御回路は、前記光源装置又は前記外部装置に接続された内視鏡が有する前記識別情報に応じて、この内視鏡が有する撮像素子からの出力信号を伝送する伝送経路を選択的に制御することを特徴とする請求項 1 内視鏡 5 に記載の内視鏡システム。

20

【請求項 7】

前記選択制御回路は、前記光源装置又は前記外部装置に接続された内視鏡が有する前記識別情報に応じて、選択する前記伝送経路に関する伝送経路情報を予め記憶することを特徴とする請求項 1 内視鏡乃至 6 に記載の内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

30

本発明は既存のコネクタを有する内視鏡とも互換性を確保した内視鏡システムに関する。

【0002】

【従来の技術】

近年、細長の挿入部を体腔内に挿入することによって、切開を必要とすることなく体腔内深部の被写体を観察したり、必要に応じて処置具を用いて治療処置のできる内視鏡が広く用いられている。

【0003】

最近では、前記挿入部先端あるいは後端に CCD 等の撮像素子を備え、この撮像素子により体腔内被写体の撮像観察を行う電子内視鏡を採用した内視鏡システムは、画像の記録等が容易に行えるため、広く普及している。

40

このような内視鏡システムの従来例として、例えば特開 2002-34912 号公報に開示されたものがある。

【0004】

この従来例は、光源装置と、撮像素子に対する信号処理を行う信号処理を行う外部装置としてのプロセッサとが別体となっている。

そして、電子内視鏡及び光学式内視鏡にテレビカメラを装着したものを光源装置のコネクタ受けに接続可能とするコネクタを採用することにより、電子内視鏡及び光学式内視鏡にテレビカメラを装着した（テレビカメラ装着方式の内視鏡）のいずれでも使用できるようにしている。

【0005】

50

【特許文献 1】

特開 2 0 0 2 - 3 4 9 1 2 号公報

【0 0 0 6】

【特許文献 2】

特開平 6 - 3 3 5 4 4 9 号公報

【0 0 0 7】

【発明が解決しようとする課題】

しかし、上記従来例では、光源装置に接続可能なコネクタを備えた内視鏡にのみしか対応できない。このため、例えばコネクタ本体から光源コネクタと電気コネクタとが異なる方向に設けられた既存の電子内視鏡の場合には使用できない欠点がある。

10

つまり、電気コネクタが光源装置に接続される場合の内視鏡に制約される欠点がある。

【0 0 0 8】

また、近年は高画素化する傾向にあり、画素数を大きくした場合には、駆動信号の周波数を高くする必要がある。例えば特開平 6 - 3 3 5 4 4 9 号公報では電子内視鏡が異なる場合でも信号処理装置側で、接続された電子内視鏡の撮像手段に最適な駆動及び信号処理を行うようにした内視鏡システムを開示している。

【0 0 0 9】

この従来例では信号処理装置側で波形補正を行うようにしており、撮像素子の画素数が多く、駆動周波数を高くした場合にも、画素数の少ない撮像素子が接続された場合と同一の伝送経路としているので、特に高画素の場合における画像が劣化し易くなる欠点がある。

20

つまり、低画素の場合に比べて、高画素の場合には伝送経路による影響がより顕著になり、低画素の場合に比べて、波形補正で補正できる補正量に限界があり、低画素の場合程には補正できない。

【0 0 1 0】

(発明の目的)

本発明は、上述した点に鑑みてなされたもので、光源装置と別体の外部装置に撮像素子が接続されるタイプとなる(既存の)内視鏡でも、光源装置に接続されるタイプの内視鏡とのいずれにも使用できる互換性を確保できるようにした内視鏡システムを提供することを目的とする。

また、さらに画素数を高画素化等した場合にも互換性を確保して、画像の劣化を低減できる内視鏡システムを提供することを目的とする。

30

【0 0 1 1】

【課題を解決するための手段】

照明光を発光する光源を備えた光源装置と、

前記光源装置との間で電気信号を送受可能に構成された前記光源装置と別体に設けた外部装置と、

前記光源装置に接続される撮像素子を有する第 1 の内視鏡と、

前記光源装置と前記外部装置とに接続される撮像素子を有する第 2 の内視鏡と、

前記第 1 の内視鏡に固有の第 1 の識別情報を有する前記第 1 の内視鏡に設けられた第 1 の識別回路と、

40

前記第 2 の内視鏡に固有の第 2 の識別情報を有する前記第 2 の内視鏡に設けられた第 2 の識別回路と、

前記光源装置に接続された前記第 1 の内視鏡が有する前記第 1 の撮像素子との間で前記光源装置を介して電気信号の送受を行う前記光源装置に設けられた第 1 の電気回路と、

前記光源装置と前記外部装置とに接続された前記第 2 の内視鏡が有する前記第 2 の撮像素子との間で前記外部装置を介して電気信号の送受を行う前記外部装置に設けられた第 2 の電気回路と、

前記光源装置又は前記外部装置に接続された内視鏡が有する前記第 1 又は第 2 の識別情報に応じて、この内視鏡が有する撮像素子に対して前記第 1 又は第 2 の電気回路を選択的に接続する制御を行う前記外部装置に設けられた選択制御回路と、

50

を具備したことにより、内視鏡に内蔵された識別回路による識別情報に基づき、内視鏡に内蔵された撮像素子に対して前記第 1 又は第 2 の電気回路を選択的に接続する制御を行い、いずれの内視鏡でも適切に使用できるようにしている。

【 0 0 1 2 】

【 発明の実施の形態 】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

図 1 ないし図 5 は本発明の 1 実施の形態に係り、図 1 は 1 実施の形態の内視鏡システムの全体構成を示し、図 2 (A) 及び図 2 (B) は光源装置及びプロセッサのコネクタ受けに形状が異なるコネクタ本体を有する第 1 及び第 2 の内視鏡と、第 3 の内視鏡とをそれぞれ接続する場合の接続部周辺部を示し、図 3 は映像処理回路の回路構成を示し、図 4 はスコープ ID データにおけるコネクタ形状及び CCD 画素数に関するものを示し、図 5 はスコープ ID データに基づき、CPU で実行される駆動経路及び出力信号経路に関する制御内容を示す。

10

【 0 0 1 3 】

図 1 に示すように本発明の 1 実施の形態の内視鏡システム 1 は、第 1 のコネクタ本体 1 1 A を有し、高画素の撮像素子と低画素の撮像素子をそれぞれ内蔵した第 1 の内視鏡 2 A 及び第 2 の内視鏡 2 B と、第 2 のコネクタ本体 1 1 B を有し、低画素の撮像素子を内蔵した第 3 の内視鏡 2 C と、接続される第 1 の内視鏡 2 A ~ 2 C に照明光を供給する光源装置 3 と、この光源装置 3 と別体の外部装置であり、画像を表示するための映像信号を生成する信号処理を行うプロセッサ 4 と、このプロセッサ 4 から出力される映像信号を表示するモ

20

【 0 0 1 4 】

第 1 及び第 2 の内視鏡 2 A 及び 2 B は、内蔵された撮像素子の画素数が異なる。また、本実施の形態では図 1 等では示していないが、第 2 のコネクタ本体 1 1 B を有し、高画素の撮像素子を内蔵した第 4 の内視鏡 2 D でも使用できるようにしている (図 4 及び図 5 の表参照) 。

【 0 0 1 5 】

第 1 の内視鏡 2 A ~ 第 3 (第 4) の内視鏡 2 I (I = A 、 B 、 C (D)) とともに、体腔内に挿入される細長の挿入部と、この挿入部の後端に設けられた操作部と、この操作部の側部から延出されたユニバーサルコード 8 (図 2 参照) とからなり、このユニバーサルコード 8 の端部には図 2 (A) に示すように第 1 及び第 2 の内視鏡にはコネクタ本体 1 1 A が、図 2 (B) に示すように第 3 の内視鏡 2 C にはコネクタ本体 1 1 B がそれぞれ設けられている。

30

【 0 0 1 6 】

図 2 (A) にも示すように、第 1 及び第 2 の内視鏡 2 A はこのコネクタ本体 1 1 A にはその前端面に光源用コネクタ部 1 2 と、電気コネクタ部 1 3 A とが隣接して設けてある。

【 0 0 1 7 】

これに対して第 3 の内視鏡 2 C では、図 2 (B) にも示すように、このコネクタ本体 1 1 B にはその前端面に光源用コネクタ 1 2 が設けてあり、その側方に電気コネクタ 1 3 B が隣接して設けてある。

40

本実施の形態では、コネクタ本体 1 1 A 及び 1 1 B を簡単に表すためにコネクタ本体 1 1 A では、光源用コネクタ部 1 2 及び電気コネクタ部 1 3 A とが前面に隣接して形成されており、これに対してコネクタ本体 1 1 B では前面と側面とに分離して (分けて) 光源用コネクタ部 1 2 及び電気コネクタ部 1 3 A とが形成されているので、前者をコネクタ一体型、後者をコネクタ分離型と略記する場合 (図 4 参照) がある。

なお、第 1 ~ 第 3 の内視鏡 2 I とともに、光源用コネクタ 1 2 は同じ構造で、ライトガイドコネクタ 1 4 及び流体用コネクタ 1 5 とからなる。

【 0 0 1 8 】

図 1 に示すように第 1 ~ 第 3 の内視鏡 2 I とともに、内部にライトガイド 1 6 が挿通されており、コネクタ本体 1 1 A 或いは 1 1 B (の光源用コネクタ 1 2) を光源装置 3 に接続する

50

ことにより、光源装置 3 からライトガイドコネクタ 1 4 のライトガイド 1 6 の端面に照明光が供給され、このライトガイド 1 5 により伝送されて挿入部の先端部の照明窓に固定されたライトガイド先端面から照明光を出射し、体腔内の患部等の被写体を照明する。

【 0 0 1 9 】

照明窓に隣接して設けられた観察窓には図示しない対物レンズが取り付けられており、照明された被写体の光学像を結ぶ。この結像位置には所定の機能を持つ電気部品として固体撮像素子、より具体的には例えば電荷結合素子 (C C D と略記) 1 7 a ~ 1 7 c がそれぞれ配置されており、光電変換される。この場合、第 1 の内視鏡 2 A に内蔵された C C D 1 7 a は高画素のものであり、第 2 及び第 3 の内視鏡 2 B 及び 2 C に内蔵された C C D 1 7 b 及び 1 7 c は低画素のものである。

10

【 0 0 2 0 】

また、本実施の形態ではいずれの内視鏡 2 I が光源装置 3 或いはプロセッサ 4 に接続されたかを識別できるように、各内視鏡 2 I にはその内視鏡固有の識別情報を発生する R O M 等で構成されるスコープ I D 回路 1 8 i (i = a , b , c , d) がそれぞれ内蔵されている。

【 0 0 2 1 】

光源装置 3 は商用電源から直流電源を生成する電源回路 2 1 と、この電源回路 2 1 で生成された直流電源により照明光を生成する光源回路 2 2 と、第 1 の内視鏡 2 A の C C D 1 7 a を駆動すると共に、その C C D 1 7 a で撮像された撮像信号に対する前処理の機能をする第 1 の電気回路としての患者基板 (患者回路) 2 3 とを内蔵している。

20

【 0 0 2 2 】

また、この光源装置 3 の前面には図 2 に示すように光源用コネクタ 1 2 が着脱可能に接続される光源用コネクタ受け 2 5 と、電気コネクタ 1 3 A が着脱可能に接続される電気コネクタ受け 2 6 とが設けてある。つまり、光源装置の前面には、第 1 の内視鏡 2 A のコネクタ本体 1 1 A が着脱可能に接続されるコネクタ本体受け 2 7 A が設けてある。

【 0 0 2 3 】

また、光源装置 3 には図 2 に示すように第 2 1 の内視鏡 2 B のコネクタ本体 1 1 A も着脱可能に接続される。この場合には、その内部の C C D 1 7 b は後述するようにプロセッサ 4 側から C C D ドライブ信号で駆動されると共に、信号処理もプロセッサ 4 側で行われるように経路選択がされる。

30

【 0 0 2 4 】

光源装置 3 における電源回路 2 1 は絶縁トランス等のアイソレーション回路 (図 1 では「 F 」と略記) を有し、図示しない商用電源に接続されるプラグを設けた商用電源ケーブルを介して供給される商用電源と絶縁された 2 次回路用の直流電源を光源回路 2 2 に供給する。

【 0 0 2 5 】

そして、光源回路 2 2 を駆動してキセノンランプ等のランプ 3 1 を点灯する。このランプ 3 1 の光は集光レンズ 3 2 により集光され、絞り 3 3 を経て光源用コネクタ部受け 2 7 A (のライトガイドコネクタ受け) に装着されるライトガイドコネクタ 1 4 に照明光を供給する。

40

また、電源回路 2 1 は、2 次回路とも絶縁された絶縁トランス等のアイソレーション回路 (図 1 では「 F 」と略記) を経て生成された患者回路用の直流電源を患者基板 (或いは患者回路) 2 3 に供給する。

【 0 0 2 6 】

この患者基板 2 3 は基準となるクロック C L K を生成するクロック発生回路 4 1 と、このクロック C L K により各種のタイミング信号を発生するタイミング発生回路 4 2 と、このタイミング発生回路 4 2 からのタイミング信号に同期して C C D 1 7 a を駆動する C C D ドライブ信号を生成する C C D ドライブ回路 4 3 と、この C C D ドライブ信号を波形選択して C C D 1 7 a に出力する波形選択回路 4 9 と、C C D 1 7 a から出力される撮像信号を経路を選択する経路選択回路 5 0 を介して低雑音で増幅するプリアンプ 4 4 と、このプ

50

リアンプ 4 4 で増幅された信号から信号成分を抽出してベースバンドの信号を出力する相関二重サンプリング (CDS と略記) 回路 4 5 と、CDS 回路 4 5 でベースバンド変換された信号を A/D 変換する A/D 変換回路 4 6 と、CDS 回路 4 5 を適切な位相で動作させるための位相制御 (PLL と略記) 回路 4 7 と、上記絞り 3 3 の開口を調整することにより、モニタ 5 に表示される内視鏡画像の明るさを適切なレベルに自動調光する調光信号を生成する調光回路 4 8 とを有する。

【0027】

クロック発生回路 4 1 は水晶発振器等を用いて生成した発振出力を N 分周 (図 1 では 1/N) 等して基準のクロック CLK を生成し、タイミング発生回路 4 2 に供給すると共に、フォトカプラ等のアイソレーション回路 (図 1 ではこれも「F」で略記) を介して光源装置 3 にリアパネルの通信ケーブル接続コネクタ 5 1 に接続される通信ケーブル 5 2 を介してプロセッサ 4 側にも供給する。この場合の分周数 N は、高画素の CCD 1 7 a の場合と低画素 1 7 b、1 7 c とで変更制御される。

10

【0028】

タイミング発生回路 4 2 は CCD ドライブ回路 4 3、CDS 回路 4 5、A/D 変換回路 4 6 及び調光回路 4 8 にその動作に必要なタイミング信号を供給する。

CCD ドライブ回路 4 3 は電気コネクタ受け 2 6 の CCD ドライブ信号出力端子 T 1 に接続され、この電気コネクタ受け 2 6 に接続される第 1 の内視鏡 2 A の電気コネクタ 1 3 A の CCD ドライブ信号入力端子を経て CCD 1 7 a に CCD ドライブ信号が印加される。

【0029】

20

また、経路選択回路 5 0 の信号入力端も電気コネクタ受け 2 6 の撮像信号入力端子 T 2 に接続され、この電気コネクタ受け 2 6 に接続される第 1 及び第 2 の内視鏡 2 A / 2 B の電気コネクタ 1 3 A の撮像信号出力端子を経て CCD 1 7 a 或いは 1 7 b からの撮像信号が入力される。

【0030】

この場合、この経路選択回路 5 0 はプロセッサ 4 側に設けた CPU 5 9 により、CCD 1 7 a を内蔵した内視鏡 2 A の場合には、経路 c が選択され、プリアンプ 4 4 に入力される。一方、CCD 1 7 b を内蔵した内視鏡 2 B の場合には、経路 d が選択され、信号伝送線 L 2 を経てプロセッサ 4 側に送られ、映像 ON/OFF スイッチ 5 5 を経てプリアンプ 4 4 に入力される。

30

【0031】

後述するように CPU 5 9 はスコープ ID データ回路 1 8 i のスコープ ID データにより図 4 に示すように各内視鏡 2 I に応じて波形選択回路 4 9、経路選択回路 5 0 等の制御を行う。

【0032】

光源装置 3 側のプリアンプ 4 4 で増幅された出力信号は CDS 回路 4 5 の他に、PLL 回路 4 7 にも供給される。この PLL 回路 4 7 は CCD ドライブ信号線及び出力信号線の長さに応じて実際に位相ずれが発生した撮像信号中のドライブ信号成分をプリアンプ 4 4 からの出力信号から抽出し、その位相に同期したサンプリングパルスで CDS 回路 4 5 による信号成分抽出の動作を行うようにタイミング (位相) 調整を行う。

40

【0033】

また、この CDS 回路 4 5 の出力信号は調光回路 4 8 にも供給され、調光回路 4 8 は例えば数フレーム分の信号を積分するなどして、基準の明るさレベルと比較し、その誤差信号を調光信号として絞り 3 3 の開口量を調整する。そして、モニタ 5 に表示される内視鏡画像の明るさを常時適切なレベルに自動調整する。

【0034】

一方、(光源装置 3 と別体の外部装置としての) プロセッサ 4 は、商用電源から直流の電源を生成する電源回路 5 6 と、この電源回路 5 6 で生成された直流電源により、モニタ 5 で画像表示する映像信号を生成する処理を行う映像処理基板 5 7 と、第 2 及び第 3 の内視鏡 2 B、2 C の CCD 1 7 b 及び 1 7 c を駆動すると共に、CCD 1 7 b 及び 1 7 c で撮

50

像された撮像信号に対する前処理を行う第2の電気回路としての患者基板（或いは患者回路）58と、接続された内視鏡2IのCCD17iに対応した選択制御等を行うCPU59を設けた制御基板60とを内蔵している。

【0035】

また、このプロセッサ4の前面には図2（B）に示すように電気コネクタ13Bにその一端の電気コネクタ61aが着脱自在に接続される電気ケーブル62の他端の電気コネクタ61bが着脱可能に接続される電気コネクタ受け63が設けてある。

【0036】

また、このプロセッサ4のリアパネルには光源装置3のコネクタ51に一端が接続される通信ケーブル52の他端が接続されるコネクタ64が設けてあり、光源装置3側からクロックCLK、デジタルの映像信号、アナログの映像信号（撮像信号）、スコープIDデータが入力されると共に、（プロセッサ4側で生成した）調光信号、駆動信号、制御信号を光源装置3側に送ることができるようにしている。 10

【0037】

電源回路56は絶縁トランス等のアイソレーション回路（図1では「F」と略記）を有し、商用電源に接続されるプラグを設けた商用電源ケーブルを介して供給される商用電源と絶縁された2次回路用の直流電源を映像処理基板57に供給する。

【0038】

また、電源回路56は、2次回路とも絶縁された絶縁トランス等のアイソレーション回路（図1では「F」と略記）を経て生成された患者回路用の直流電源を患者基板58に供給する。 20

【0039】

この患者基板58は光源装置3内に設けた患者基板23におけるクロック発生回路41、波形選択回路49及び経路選択回路50を除けば同じ回路を備えている。つまりこの患者基板58は、タイミング発生回路42、CCDドライブ回路43、プリアンプ44、CDS回路45、A/D変換回路46、PLL回路47及び調光回路48とを備えていると共に、さらに映像ON/OFFスイッチ55と駆動ON/OFFスイッチ65とを備えた構成である。

【0040】

この患者基板58のタイミング発生回路42には、光源装置3から通信ケーブル52で接続されるコネクタ64を経て入力されるクロックCLKがアイソレーション回路を介して入力される。 30

また、このタイミング発生回路42はCCDドライブ回路43、CDS回路45、A/D変換回路46及び調光回路48にその動作に必要なタイミング信号を供給する。

【0041】

CCDドライブ回路43は駆動ON/OFFスイッチ65を介して電気コネクタ受け63のドライブ信号出力端子T1'に接続されると共に、この端子T1'に接続された駆動信号線L1を介して光源装置3の波形選択回路49と接続され、さらにこの波形選択回路49を介して駆動信号（ドライブ信号）出力端子T1に接続されている。

【0042】

そして、図2（B）に示すように電気ケーブル62を介して第3の内視鏡2Cが接続された場合には、その内視鏡2Cに内蔵されたスコープIDデータ18cによりCPU59はその内視鏡2Cを識別し、対応する制御信号により、CCDドライブ信号入力端子T1'から電気ケーブル62を経てCCD17cにCCDドライブ信号を供給する。 40

【0043】

また、プリアンプ44の信号入力端も電気コネクタ受け63の撮像信号入力端子T2'に接続されている。そして、第3の内視鏡2Cに内蔵されたCCD17cからの撮像信号が電気ケーブル62を経て撮像信号入力端子T2'からプリアンプ44に入力される。

【0044】

この患者基板58においては、第2及び第3の内視鏡2B及び2Cに内蔵されたCCD1 50

7 b 及び 1 7 c の駆動を行うと共に、その C C D 1 7 b 及び 1 7 c の出力信号に対して信号処理を行い、A / D 変換回路 4 6 を経てデジタルの映像信号を生成する。このデジタルの映像信号はアイソレーション回路を経て映像処理基板 5 7 を形成する映像処理回路 6 6 に入力される。

【 0 0 4 5 】

この映像処理回路 6 6 には通信ケーブル 5 2 を経て光源装置 3 側で生成された場合のデジタルの映像信号も入力されるようになっている。この映像処理回路 6 6 は色分離、 γ 補正、輪郭強調等の処理を行った後、エンコーダにより各種方式の映像信号が生成し、モニタ 5 に出力する。

【 0 0 4 6 】

また、映像処理基板 5 7 には、この映像処理回路 6 6 における各種動作を行う際のタイミング信号を生成するタイミング発生回路 6 7 が設けてあり、このタイミング発生回路 6 7 で生成されたタイミング信号（より具体的には映像処理制御信号を）が映像処理回路 6 6 に供給される。

このタイミング発生回路 6 7 には光源装置 3 側で生成したクロック C L K が通信ケーブル 5 2 を介して供給され、タイミング発生回路 6 7 はこのクロック C L K に同期した映像処理制御信号を生成する。

【 0 0 4 7 】

上記ドライブ信号出力端子 T 1 ' に接続された駆動信号線 L 1 は電気ケーブル 6 2 における駆動信号線 L 3 と等しくしている。また、信号伝送線 L 2 は電気ケーブル 6 2 における信号信号線 L 4 と等しくしている。

【 0 0 4 8 】

そして、内視鏡 2 B の場合の駆動信号の伝送線の長さ及び出力信号の伝送線の長さを、内視鏡 2 C の場合の駆動信号の伝送線の長さ及び出力信号の伝送線の長さそれぞれ同じにしてコネクタ本体が異なる場合においても、既存の内視鏡 2 C と同じような特性（性能）を得られるようにしている。

【 0 0 4 9 】

補足説明すると、コネクタ分離型のコネクタ本体 1 1 B を備えた内視鏡 2 C は既存の内視鏡であり、これに対してコネクタ一体型のコネクタ本体 1 1 A を備えた内視鏡 2 B は新しい内視鏡であり、図 4 に示すように（内視鏡 2 C の）C C D 1 7 c の画素数は C C D 1 7 b との画素数と同じものとしている。

【 0 0 5 0 】

従って、既存の内視鏡と単にコネクタ本体の形状が異なる内視鏡 2 B の場合における駆動信号経路と出力信号に対する信号処理経路とを同じにすることにより、同等の特性を達成できるようにしている。

【 0 0 5 1 】

また、本実施の形態では、制御基板 6 0 の C P U 5 9 は、内視鏡 2 I に内蔵されたスコープ I D 回路 1 8 i のスコープ I D データを読み取り、読み取った I D データによりその内視鏡 2 I に内蔵された C C D 1 7 i に対応する制御を行う。この場合のスコープ I D データの具体例を図 4 及び図 5 に示す。図 4 はコネクタ（本体）形状に関するデータと C C D 画素数に関するデータを示す。また、図 5 は図 4 で示されたスコープ I D データに基づき、C P U 5 9 で実行される駆動系、信号処理系に関する制御内容を示す。

【 0 0 5 2 】

上記制御を行うために、C P U 5 9 は通信ケーブル 5 2 のスコープ I D データの伝送線を介して光源装置 3 のスコープ I D データ端子と接続され、このスコープ I D データ端子は光源装置 3 内に設けたアイソレーション回路を介してコネクタ受け 2 7 A の端子に接続されている。

【 0 0 5 3 】

そして、このコネクタ受け 2 7 A に着脱自在のコネクタ本体 1 1 A を設けた内視鏡 2 A 又は 2 B が接続されると、C P U 5 9 はその内視鏡 2 A に内蔵したスコープ I D 回路 1 8 a

10

20

30

40

50

或いは18bと電氣的に接続され、それに書き込まれたスコープIDデータを読み取ることができる。

また、このCPU59は、プロセッサ4内に設けたアイソレーション回路を介してコネクタ受け63の端子に接続されている。

【0054】

そして、このコネクタ受け63に着脱自在の電気コネクタ61bを設けた電気ケーブル62を介して内視鏡2Cが接続されると、CPU59はその内視鏡2Cに内蔵したスコープID回路18cと電氣的に接続され、それに書き込まれたスコープIDデータを読み取ることができる。

【0055】

また、このCPU59は、このプロセッサ4内に設けたアイソレーション回路を介して患者基板58のタイミング発生回路42、CCDドライブ回路43及びプリアンプ44と接続され、CPU59はスコープID回路18cから読み取ったスコープIDデータによりCCD17cを駆動する場合のタイミング制御等や増幅等の制御を行う。

また、このCPU59は図5に示すように読み取ったスコープIDデータにより映像ON/OFFスイッチ55及び駆動ON/OFFスイッチ65のON/OFF制御も行う。

【0056】

同様に、このCPU59は、通信ケーブル52の制御信号の伝送線を介して光源装置3と接続され、この光源装置3内でさらにアイソレーション回路を介してタイミング発生回路42、CCDドライブ回路43及びプリアンプ44と接続され、CPU59はスコープID回路18a又は18bから読み取ったスコープIDデータによりCCD17a又は17bを駆動する場合のタイミング制御等や増幅等の制御を行う。

【0057】

また、このCPU59は図5に示すように読み取ったスコープIDデータにより波形選択回路49及び経路選択回路50の波形選択や経路の切替或いは選択の停止(OFF)の制御も行う。

また、このCPU62は、プロセッサ4内のタイミング発生回路67にも制御信号を送り、スコープID回路18iから読み取ったスコープIDデータにより、映像処理回路66で映像処理する映像処理制御信号をCCD17iに対応したものを生成するようにさせる。

【0058】

図3は映像処理回路66の回路構成を示す。

図3に示すように(患者基板23或いは58のA/D変換回路46から)出力されるデジタルの映像信号はY/C分離回路70に入力され、輝度信号Yと色差信号CB/CRに分離された後、RGBマトリックス回路71を構成するRGBマトリックス71aによりRGB信号に変換される。

【0059】

このRGB信号はカラーマトリックス回路72に入力されると共に、ホワイトバランス検波回路(図3中ではWB検波と略記)71bに入力される。ホワイトバランス検波回路71bでは、ホワイトバランスさせるために、RGB信号の輝度レベルを検波し、検波した信号をCPU59に出力する。

そして、CPU59はその検波された信号により、RGBマトリックス71aでRGB信号に変換する係数等を調整して、ホワイトバランスするように調整(制御)する。

【0060】

また、このCPU59には、スコープIDデータが入力され、このスコープIDデータにより例えばスコープIDデータを読み出した内視鏡2Iに内蔵されている実際のCCD17iに対応したものでRGBマトリックス71aによるRGB信号の変換を制御する。また、タイミング発生回路67の制御を行う。

タイミング発生回路67は、入力されたスコープIDデータにより、対応する内視鏡2Iに搭載されているCCD17iの画素数等に応じた適切な信号処理タイミング信号を映像

10

20

30

40

50

処理回路 66 の各プロセスに供給する。

【0061】

カラーマトリックス回路 72 では、RGB 信号から再び輝度信号 Y と色差信号 CB / CR に変換し、γ 補正回路 73 に出力する。この γ 補正回路 73 で γ 補正された信号はフレームメモリ (或いはフィールドメモリ) 74 により、例えば 1 フレーム分の信号データが格納される。

【0062】

フレームメモリ 74 から所定のタイミングで読み出された信号は拡大処理回路 75 に入力され、拡大処理がされる。この場合、CPU 59 はスコープ ID データにより、実際の CCD 17 i に対応した拡大処理を行うように制御する。つまり、画素数が異なる場合にも 10 同じ拡大率で拡大処理すると、表示サイズが画素数等により変化してしまうので、画素数等に応じて適宜の拡大率で拡大処理を行う。

【0063】

また、この拡大処理された信号における輝度信号は輪郭強調回路 76 で輪郭強調された後、文字重畳回路 77 に入力され、また色差信号 CB / CR は輪郭強調回路 76 を通さないで文字重畳回路 77 に入力される。

CPU 59 は輪郭強調回路 76 で輪郭強調する場合、やはりスコープ ID データにより、実際の CCD 17 i に対応して輪郭強調量を制御する。

【0064】

文字重畳回路 77 により、CCD 17 i の内視鏡画像に相当する映像信号に文字情報が重畳される。この場合にも、CPU 59 はやはりスコープ ID データにより、実際の CCD 17 i の画素数等に対応して適切な位置に文字情報が重畳されるように制御する。 20

【0065】

この文字重畳回路 77 から出力される信号はエンコーダ 78 に入力され、D / A 変換と共に、各種の信号形態の映像信号が生成される。例えば NTSC 方式、RGB 方式、Y / C 分離の映像信号が生成され、75 Ω ドライバ 79 を経てモニタ 5 に出力されるようになっている。

このような構成による内視鏡システム 1 では、光源装置 3 とプロセッサ 4 との両方に、CCD 駆動を行う CCD ドライブ回路 43 と、CCD 出力信号に対する前処理を行うプリアンプ 44、CDS 回路 45、A / D 変換回路 46 とを設けることにより、第 1 及び第 2 の 30 内視鏡 2 A 及び 2 B と、第 3 の内視鏡 2 C とのいずれの内視鏡 2 I でも使用できるようにしている。

【0066】

この場合、具体的には低画素の CCD 17 c の内視鏡 2 C と同じ低画素の CCD 17 b を採用した内視鏡 2 B とは、出来るだけ同等の特性が得られるようにしている。これに対して、高画素の CCD 17 a の内視鏡 2 A では、その高画素化した場合に質の良い画像が得られるように、駆動信号線と CCD 17 a から (信号処理系に至る) 出力信号線の長さを短く設定している。

【0067】

具体的には光源装置 3 の患者基板 23 は電気コネクタ受け 26 に近い位置に設けている。 40 さらに述べると、患者基板 23 の CCD ドライブ回路 43 からドライブ信号出力端子 T1 までの長さを極力短くし、かつ撮像信号入力端子 T2 からプリアンプ 44、CDS 回路 45 (及び A / D 変換回路 46) までの長さも極力短くしている。

【0068】

そして、既存のコネクタ本体 11 B を有する第 3 の内視鏡 2 C を使用する場合には図 2 (B) に示すように接続することにより、プロセッサ 4 内部に設けた患者基板 58 の CCD ドライブ回路 43 からの CCD ドライブ信号で第 3 の内視鏡 2 C に内蔵された CCD 17 c を駆動する。

【0069】

より詳細に説明すると、この場合には、駆動 ON / OFF スイッチ 65 は ON となりドラ 50

イブ信号出力端子T1'から電気ケーブル62を経て内視鏡2CのCCD17cにCCDドライブ信号が印加される。また、CCD17cから出力される撮像信号は撮像信号入力端子T2'を経て患者基板58のプリアンプ44に入力される。この場合、CPU59により、映像ON/OFFスイッチ55はOFFにされる。また、光源装置3側の波形選択回路49はOFF、経路選択回路50もOFFにされる。

【0070】

そして、このCCD17cの撮像信号が入力されるプリアンプ44は増幅し、CDS回路45で信号成分を抽出してベースバンドの信号に変換し、さらにA/D変換回路46でデジタルの映像信号に変換した後、アイソレーション回路を経て映像処理回路66に出力し、映像処理回路66により標準的な映像信号に変換された後、モニタ5に出力される。

10

【0071】

一方、既存のコネクタ本体11Bとは異なり、光源用コネクタ12と同じ前端に電気コネクタ13Aが設けられたコネクタ本体11Aを設けた第1の内視鏡2A及び第2の内視鏡2Bの場合には、以下ようになる。

まず、内視鏡2Cと同様に低画素の内視鏡2Bの場合には、内視鏡2Cと殆ど同様の駆動及び処理となる。

【0072】

この場合には、CPU59により駆動ON/OFFスイッチ65はONにされ、さらに波形選択回路49はb側が選択されるようになる。従って、プロセッサ4側からのドライブ信号は光源装置3のドライブ信号出力端子T1から内視鏡2BのCCD17bに印加される。

20

また、この場合にはCPU59は経路選択回路50をd側が選択されるように制御すると共に、映像ON/OFFスイッチ55をONにする。

【0073】

従って、CCD17bから出力される撮像信号は撮像信号入力端子T2から経路選択回路50を通り、通信ケーブル52を経てプロセッサ4側の患者基板58のプリアンプ44に入力される。このプリアンプ44に入力された以降の処理はCCD17cの場合と同様に処理される。

【0074】

上述したように電気ケーブル62の駆動信号線L3とL1との長さを等しくし、かつ信号伝送線L4とL2との長さも等しくしているので、内視鏡2Bの場合にも内視鏡2Cの場合と同等の画質のものが得られる。この場合、内視鏡2C内部の信号線の長さは内視鏡2Bの信号線の長さと同じとした場合であり、異なる場合にはそれに応じて駆動信号線L1及び信号伝送線L2の長さを(CCDドライブ回路43からCCD17bに至るまでの長さ、及びCCD17bからプリアンプ44に至るまでの長さがCCD17cの場合とそれぞれ等しくなるように)変更すれば良い。

30

【0075】

一方、内視鏡2Aが接続されると、そのスコープIDデータによりCPU59は波形選択回路49をa側に選択する(なお、駆動ON/OFFスイッチ65はOFF)。

【0076】

従って、光源装置3側のCCDドライブ回路43からのドライブ信号がドライブ信号出力端子T1から内視鏡2AのCCD17aに印加される。

40

また、この場合には、CPU59により経路選択回路50はc側が選択されるようになる(なお、映像ON/OFFスイッチ55はOFF)。

【0077】

従って、CCD17aから出力される撮像信号は撮像信号入力端子T2から経路選択回路50を通り、光源装置3の患者基板23のプリアンプ44に入力される。このプリアンプ44に入力された信号はCDS回路45及びA/D変換回路46を経てデジタルの映像信号となり、通信ケーブル52を経てプロセッサ4の映像処理回路66に入力され、色分離等の処理がされて標準的な映像信号に変換され、モニタ5に出力される。

50

【 0 0 7 8 】

この C C D 1 7 a は C C D 1 7 b、1 7 c に比べて高画素であるが、光源装置 3 に設けた C C D ドライブ回路 4 3 からのドライブ信号で短い駆動信号線により C C D 1 7 a を駆動できると共に、短い出力信号線で信号成分の抽出が行われる。つまり、C C D 1 7 a から出力される撮像信号も光源装置 3 内に設けたプリアンプ 4 4 により増幅された後、C D S 回路 4 5 で信号成分が抽出される。

【 0 0 7 9 】

そして、A / D 変換回路 4 6 によりデジタルの映像信号に変換されて、あまり信号線の長さに影響されないデジタル信号によりプロセッサ 4 側に伝送されることになる。

このため、高画素の C C D 1 7 a の場合に適した駆動及び信号処理を行うことができ、画質の良い内視鏡画像が得られるようになる。 10

【 0 0 8 0 】

このように本実施の形態によれば、既存のコネクタ本体 1 1 B を備えた内視鏡 2 C の場合でも、既存のコネクタ本体 1 1 B とは異なるコネクタ本体 1 1 A を備えた内視鏡 2 A 及び 2 B でも同様に内視鏡検査、診断を行うことができる内視鏡システムを実現できる。

【 0 0 8 1 】

従って、既存の内視鏡 2 C でも引き続いて内視鏡検査に有効に利用できる互換性を確保でき、しかも既存のコネクタ本体 1 1 B とは形状が異なる新しいコネクタ本体 1 1 A を備えた内視鏡 2 A 及び 2 B でも内視鏡検査に有効に利用できるシステムを実現できる。

【 0 0 8 2 】

また、互換性を必要としない高画素の C C D 1 7 a を設けた内視鏡 2 A では、その高画素の場合には駆動信号線及び処理回路に至る出力信号線の長さを短くしているので、駆動周波数が高くなっても、その場合における駆動信号及び出力信号における波形の劣化や S / N の低下等を低減でき、画質の良い画像が得られるようになる。 20

【 0 0 8 3 】

また、駆動信号経路及び出力信号経路を選択するようにしているので、光源装置 3 内に、内視鏡の種類毎に C C D 駆動手段や出力信号の処理手段を準備しなくて良いため、回路構成が簡素化される。

【 0 0 8 4 】

また、図 4 及び図 5 に示したようにコネクタ本体 1 1 B を有するもので高画素にした内視鏡 2 D の場合でも、C P U 5 9 はその内視鏡 2 D に内蔵された固有の識別情報、つまりスコープ I D 回路 1 8 d のスコープ I D データを読み取り、プロセッサ 4 側の C C D ドライブ回路 4 3 からのドライブ信号でその内視鏡 2 D に内蔵された C C D 1 7 d を駆動すると共に、その C C D 1 7 d からの出力信号に対してプロセッサ 4 側のプリアンプ 4 4 等により信号処理することができる。 30

【 0 0 8 5 】

この場合、高画素 C C D を駆動するので、電気ケーブル 6 2 の長さを極力短くして伝送波形の劣化を少なくすることが望ましい。

つまり、既存のコネクタ形状を有するタイプのものの C C D の画素数を高画素にするなどした場合にも、必要とされる互換性を確保して内視鏡検査、診断等に使用できる。 40

【 0 0 8 6 】

【 発明の効果 】

以上説明したように本発明によれば、コネクタが光源装置と別体の外部装置に接続される撮像素子を内蔵した内視鏡でも、コネクタが光源装置に接続される撮像素子を内蔵した内視鏡でも、内視鏡に内蔵された識別回路による識別情報に基づき、内視鏡に内蔵された撮像素子に対応した電気回路を選択的に接続し、いずれの内視鏡でも適切に使用できる。

【 図面の簡単な説明 】

【 図 1 】 本発明の 1 実施の形態の内視鏡システムの全体構成図。

【 図 2 】 光源装置及びプロセッサのコネクタ受けに形状が異なるコネクタ本体を接続する場合の接続部周辺部を示す斜視図。

【図 3】映像処理回路の回路構成を示すブロック図。

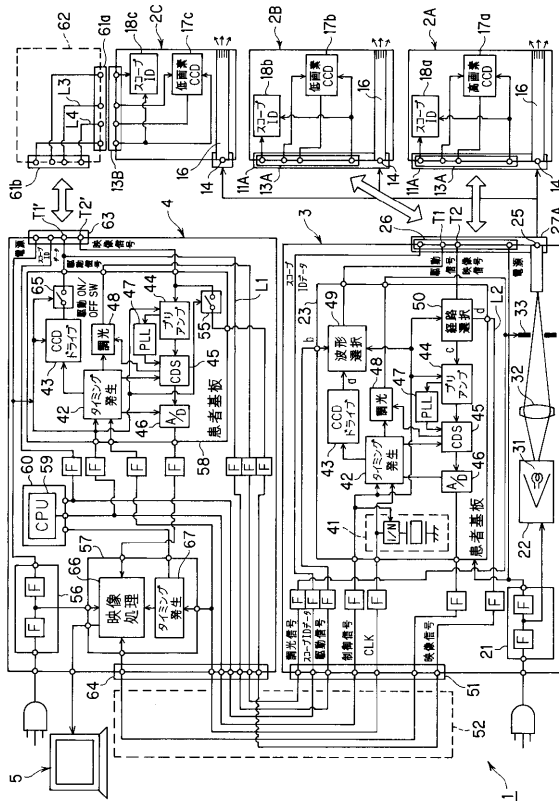
【図 4】スコープ I D データにおけるコネクタ形状及び C C D 画素数に関するものを示す図。

【図 5】スコープ I D データに基づき、C P U 5 9 で実行される駆動経路及び出力信号経路に関する制御内容を示す図。

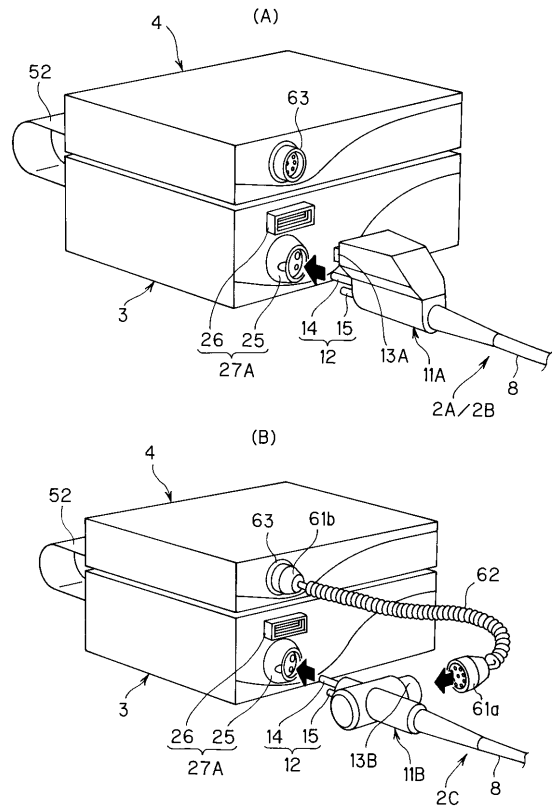
【符号の説明】

1 ... 内視鏡システム	
2 A ~ 2 D ... 内視鏡	
3 ... 光源装置	
4 ... プロセッサ	10
5 ... モニタ	
8 ... ユニバーサルコード	
1 1 A ... コネクタ本体	
1 1 B ... コネクタ本体	
1 2 ... 光源用コネクタ	
1 3 A ... 電気コネクタ	
1 3 B ... 電気コネクタ	
1 4 ... ライトガイドコネクタ	
1 5 ... 流体用コネクタ	
1 6 ... ライトガイド	20
1 7 a ... 高画素 C C D	
1 7 b、1 7 c ... 低画素 C C D	
1 8 a ~ 1 8 c ... スコープ I D 発生回路	
2 1 ... 電源回路	
2 2 ... 光源回路	
2 3 ... 患者基板	
2 5 ... 光源用コネクタ受け	
2 6 ... 電気コネクタ受け	
2 7 A ... コネクタ本体受け	
3 1 ... ランプ	30
4 1 ... クロック発生回路	
4 2 ... タイミング発生回路	
4 3 ... C C D ドライブ回路	
4 4 ... プリアンプ	
4 8 ... 調光回路	
4 9 ... 波形選択回路	
5 0 ... 経路選択回路	
5 2 ... 通信ケーブル	
5 5 ... 映像 O N / O F F スイッチ	
5 6 ... 電源回路	40
5 7 ... 映像処理基板	
5 8 ... 患者基板	
6 2 ... 電気ケーブル	
6 3 ... 電気コネクタ受け	
6 5 ... 駆動 O N / O F F スイッチ	
6 6 ... 映像処理回路	
6 7 ... タイミング発生回路	

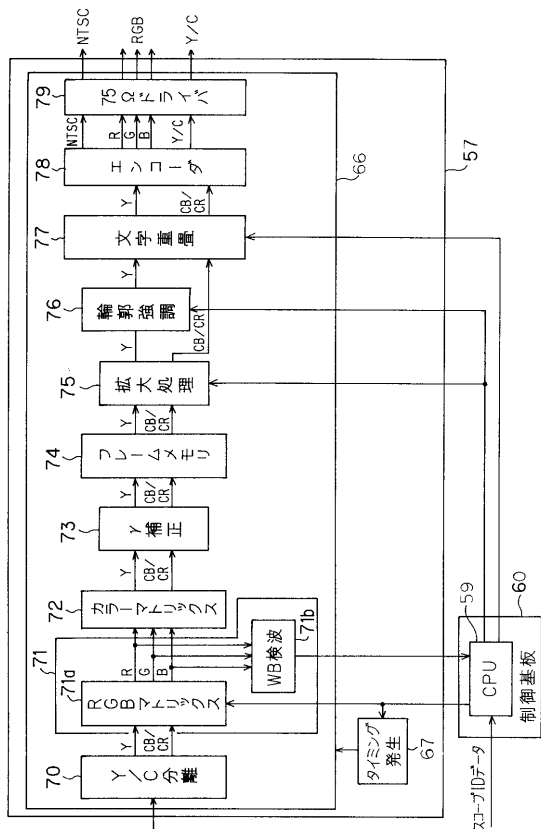
【図 1】



【図 2】



【図 3】



【図 4】

内視鏡	コネクタ形状	CCD画素数
2A	1 (一体型)	1 (80万画素(高画素))
2B	1 (一体型)	0 (40万画素(低画素))
2C	0 (分離型)	0 (40万画素(低画素))
2D	0 (分離型)	1 (80万画素(高画素))

【図 5】

内視鏡	波形選択回路	駆動ON/OFFスイッチ	経路選択回路	映像ON/OFFスイッチ
2A	a	OFF	c	OFF
2B	b	ON	d	ON
2C	OFF	ON	OFF	OFF
2D	OFF	ON	OFF	OFF

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2004321609A	公开(公告)日	2004-11-18
申请号	JP2003122825	申请日	2003-04-25
[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	藤澤 豊		
发明人	藤澤 豊		
IPC分类号	G02B23/24 A61B1/06 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/06.D G02B23/24.A G02B23/26.B A61B1/00.640 A61B1/06.520		
F-TERM分类号	2H040/CA04 2H040/CA07 2H040/GA02 2H040/GA11 4C061/CC06 4C061/FF07 4C061/GG01 4C061/QQ09 4C061/SS01 4C061/SS03 4C061/VV06 4C061/WW03 4C061/WW07 4C061/WW18 4C161/CC06 4C161/FF07 4C161/GG01 4C161/QQ09 4C161/SS01 4C161/SS03 4C161/VV06 4C161/WW03 4C161/WW07 4C161/WW18		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP4339625B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种内窥镜系统，该内窥镜系统可以用于结合有连接至光源装置的摄像装置和与该光源装置分离的外部装置的任何内窥镜。

解决方案：用于驱动和信号处理的患者基板23和58分别设置在光源设备3和处理器4中，并且在驱动路径中还提供了波形选择电路49，驱动ON / OFF开关65等，并提供了每个内窥镜。CPU 59根据设置在2A等中的范围ID电路18a等的范围ID数据执行波形选择等，使得可以适当地驱动和驱动与光源装置3连接的类型的CCD 17c或与处理器4连接的类型的CCD 17c。启用信号处理。[选型图]图1

