

(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2004-321608

(P2004-321608A)

(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 6 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2003-122824 (P2003-122824)

(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 CA11 GA02 GA11

4C061 FF07 RR25 SS05 VV06 WW03

WW07 WW18

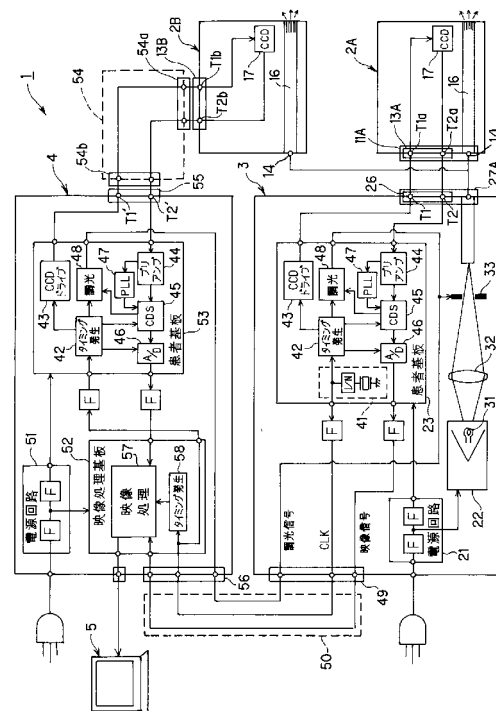
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】 光源コネクタと電気コネクタが既存のものと、異なるものとのいずれでも使用可能とする互換性を確保した内視鏡システムを提供する。

【解決手段】 光源用コネクタと電気コネクタ13Bとが異なる方向に設けられたコネクタ本体を有し、CCD17を内蔵した内視鏡2Bでは、プロセッサ4に内蔵したCCDドライバ回路43からの駆動信号でCCD17を駆動すると共に、その出力信号に対してもプロセッサ4側で行い、これに対して光源用コネクタと電気コネクタ13Aとが同じ方向に設けられたコネクタ本体11Aを有し、CCD17を内蔵した内視鏡2Aでは、光源装置3に内蔵したCCDドライバ回路43からの駆動信号でCCD17を駆動すると共に、その出力信号に対しても光源装置3側でその一部を行うようにして、既存のコネクタ本体を有する内視鏡2Bでも使用できるように互換性を確保した。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被写体へ照射する照明光を発光する光源を備えた光源装置と、
前記光源が発光した前記照明光が入射される所定の形状を有する第 1 の光源コネクタと、
前記第 1 の光源コネクタを所定の方向へ延出させた第 1 のコネクタ本体を備えた第 1 の内視鏡と、
前記第 1 の光源コネクタと同様の形状を有し、前記光源が発光した前記照明光が入射される第 2 の光源コネクタと、
前記第 2 の光源コネクタを所定の方向へ延出させた第 2 のコネクタ本体を備えた第 2 の内視鏡と、
前記第 1 及び第 2 の光源コネクタを前記光源装置に選択的に接続することで、接続された光源コネクタを前記光源装置と光学的に接続する前記光源装置に設けた光源コネクタ受けと、
前記第 1 の内視鏡が有する所定の機能を実行するための動作をする前記第 1 の内視鏡に設けられた第 1 の電気部品と、
前記第 1 の内視鏡と同じ所定の機能を実行するための動作をする前記第 2 の内視鏡に設けられた第 2 の電気部品と、
前記第 1 のコネクタ本体から前記第 1 の光源コネクタと異なる方向へ延出させて設けられ、前記第 1 の電気部品と電気的に接続された第 1 の電気コネクタと、
前記第 1 の電気コネクタを前記光源装置と別体の外部装置に接続するための前記外部装置に設けられた第 1 の電気コネクタ受けと、
前記第 2 のコネクタ本体から前記第 2 の光源コネクタと同一方向へ延出させて設けられ、前記第 2 の電気部品と電気的に接続された第 2 の電気コネクタと、
前記第 2 の光源コネクタの前記光源コネクタ受けとの接続に伴って前記第 2 の電気コネクタを前記光源装置に接続するための前記光源装置に設けられた第 2 の電気コネクタ受けと、
前記第 1 の電気コネクタ受けに接続された前記第 1 の電気コネクタを介して前記第 1 の電気部品との間で前記第 1 の電気部品の機能に関する信号を送信又は受信する前記外部装置に設けられた第 1 の電気回路と、
前記第 2 の光源コネクタの前記光源コネクタ受けとの接続に応じて、前記第 2 の電気コネクタ受けに接続された前記第 2 の電気コネクタを介して前記第 2 の電気部品との間で前記第 2 の電気部品の機能に関する信号を送信又は受信する前記光源装置に設けられた第 2 の電気回路と、
を具備したことを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 2】

前記被写体像を撮像して撮像信号を生成する前記第 1 の電気部品に設けられた第 1 の撮像素子と、
前記被写体像を撮像して撮像信号を生成する前記第 2 の電気部品に設けられた第 2 の撮像素子と、
前記第 1 の撮像素子の駆動を制御する駆動信号を送出する前記外部装置の前記第 1 の電気回路に設けられた第 1 の駆動回路と、
前記第 2 の撮像素子の駆動を制御する駆動信号を送出する前記光源装置の前記第 2 の電気回路に設けられた第 2 の駆動回路と、
をさらに具備した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 の駆動回路からの駆動信号が入力可能な前記第 1 の電気コネクタに設けられた第 1 の駆動信号入力端子と、
前記第 2 の駆動回路からの駆動信号が入力可能な前記第 2 の電気コネクタに設けられた第 2 の駆動信号入力端子と、
前記第 1 の電気コネクタの前記第 1 の電気コネクタ受けとの接続に応じて、前記第 1 の駆

動回路からの駆動信号が前記第 1 の駆動信号入力端子へ出力される前記第 1 の電気コネクタ受けに設けられた第 1 の駆動信号出力端子と、
前記第 2 の光源コネクタの前記光源コネクタ受けとの接続に応じて、前記第 2 の駆動回路からの駆動信号が前記第 2 の駆動信号入力端子へ出力される前記第 2 の電気コネクタ受けに設けられた第 2 の駆動信号出力端子と、
をさらに具備した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 1 の撮像素子からの撮像信号を出力する前記第 1 の電気コネクタに設けられた第 1 の撮像信号出力端子と、
前記第 2 の撮像素子からの撮像信号を出力する前記第 2 の電気コネクタに設けられた第 2 の撮像信号出力端子と、
前記第 1 の電気コネクタの前記第 1 の電気コネクタ受けとの接続に応じて、前記第 1 の撮像素子からの撮像信号が前記第 1 の撮像信号出力端子から入力される前記第 1 の電気コネクタ受けに設けられた第 1 の撮像信号入力端子と、
前記第 2 の光源コネクタの前記光源コネクタ受けとの接続に応じて、前記第 2 の撮像素子からの撮像信号が前記第 2 の撮像信号出力端子から入力される前記第 2 の電気コネクタ受けに設けられた第 2 の撮像信号入力端子と、
前記第 1 又は第 2 の撮像素子にて生成された撮像信号に前記被検体の画像を表示するための所定の信号処理を施す前記外部装置に設けられた画像処理回路と、
前記画像処理回路を制御する制御信号を生成する制御回路と、
前記第 2 の電気コネクタと前記第 2 の電気コネクタ受けとの接続に応じて、前記第 2 の撮像素子からの撮像信号と前記制御回路からの制御信号とを前記画像処理回路に入力させるための前記光源装置と前記外部装置とを接続した通信ケーブルと、
をさらに具備した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 1 の電気コネクタと前記第 1 の電気コネクタ受けとの接続に応じて、前記第 1 の駆動手段と前記画像処理回路とを所定のタイミングで駆動させるタイミング信号を発生する前記第 1 の電気回路に設けられた第 1 のタイミング回路をさらに具備し、
前記制御回路として、前記第 2 の電気コネクタと前記第 2 の電気コネクタ受けとの接続に応じて、前記第 2 の駆動手段と前記画像処理回路とを所定のタイミングで駆動させるためのタイミング信号を発生する前記第 2 の電気回路に設けられた第 2 のタイミング回路を有することを特徴とする請求項 4 に記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記制御回路は前記第 1 及び第 2 の内視鏡のそれぞれに設けられ、この制御回路で生成される制御信号はそれぞれの内視鏡が有する撮像素子又は内視鏡の種類を識別するための識別情報とを有することを特徴とする請求項 4 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】

本発明は既存のコネクタ本体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。

このような内視鏡システムの従来例として、例えば特開 2 0 0 2 - 3 4 9 1 2 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】

10

【特許文献 1】

特開 2 0 0 2 - 3 4 9 1 2 号公報

【0006】

【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。

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の場合での使用に制約される欠点がある。

【0007】

20

（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、電気コネクタが光源コネクタと同じ方向に設けられ、光源装置に接続可能な内視鏡と、電気コネクタが光源コネクタと異なる方向に設けられてプロセッサ等の外部装置に接続可能な内視鏡とのいずれにおいても使用可能とする内視鏡システムを提供することを目的とする。

【0008】

【課題を解決するための手段】

被写体へ照射する照明光を発光する光源を備えた光源装置と、

前記光源が発光した前記照明光が入射される所定の形状を有する第 1 の光源コネクタと、

前記第 1 の光源コネクタを所定の方向へ延出させた第 1 のコネクタ本体を備えた第 1 の内視鏡と、 30

前記第 1 の光源コネクタと同様の形状を有し、前記光源が発光した前記照明光が入射される第 2 の光源コネクタと、

前記第 2 の光源コネクタを所定の方向へ延出させた第 2 のコネクタ本体を備えた第 2 の内視鏡と、

前記第 1 及び第 2 の光源コネクタを前記光源装置に選択的に接続することで、接続された光源コネクタを前記光源装置と光学的に接続する前記光源装置に設けた光源コネクタ受けと、

前記第 1 の内視鏡が有する所定の機能を実行するための動作をする前記第 1 の内視鏡に設けられた第 1 の電気部品と、 40

前記第 1 の内視鏡と同じ所定の機能を実行するための動作をする前記第 2 の内視鏡に設けられた第 2 の電気部品と、

前記第 1 のコネクタ本体から前記第 1 の光源コネクタと異なる方向へ延出させて設けられ、前記第 1 の電気部品と電氣的に接続された第 1 の電気コネクタと、

前記第 1 の電気コネクタを前記光源装置と別体の外部装置に接続するための前記外部装置に設けられた第 1 の電気コネクタ受けと、

前記第 2 のコネクタ本体から前記第 2 の光源コネクタと同一方向へ延出させて設けられ、前記第 2 の電気部品と電氣的に接続された第 2 の電気コネクタと、

前記第 2 の光源コネクタの前記光源コネクタ受けとの接続に伴って前記第 2 の電気コネクタを前記光源装置に接続するための前記光源装置に設けられた第 2 の電気コネクタ受けと 50

、
前記第１の電気コネクタ受けに接続された前記第１の電気コネクタを介して前記第１の電気部品との間で前記第１の電気部品の機能に関する信号を送信又は受信する前記外部装置に設けられた第１の電気回路と、

前記第２の光源コネクタの前記光源コネクタ受けとの接続に応じて、前記第２の電気コネクタ受けに接続された前記第２の電気コネクタを介して前記第２の電気部品との間で前記第２の電気部品の機能に関する信号を送信又は受信する前記光源装置に設けられた第２の電気回路と、

を具備することによって、電気コネクタが光源コネクタと異なる方向に設けられた第２のコネクタ本体を有する第１の内視鏡と、電気コネクタが光源コネクタと同じ方向に設けられた第２の内視鏡とのいずれにおいても使用可能にしている。 10

【０００９】

【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。

（第１の実施の形態）

図１及び図２は本発明の第１の実施の形態に係り、図１は第１の実施の形態の内視鏡システムの全体構成を示し、図２は光源装置及びプロセッサのコネクタ受けに第１タイプのコネクタ及び第２タイプのコネクタを接続する場合の接続部周辺部を示す。

【００１０】

図１に示すように本発明の第１の実施の形態の内視鏡システム１は、形状が異なる第１及び第２のコネクタ本体１１Ａ及び１１Ｂ（図２参照）をそれぞれ有する第１の内視鏡２Ａ及び第２の内視鏡２Ｂと、接続される第１の内視鏡２Ａ及び第２の内視鏡２Ｂ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が入力されることにより、映像信号に対応する画像を表示するモニタ５とから構成される。 20

【００１１】

第１及び第２の内視鏡２Ａ及び２Ｂは、基本的には、コネクタ本体形状が異なっているのみである。

第１の内視鏡２Ａ及び第２の内視鏡２Ｂとも、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に示すように第１及び第２のコネクタ本体１１Ａ及び１１Ｂがそれぞれ設けられている。 30

【００１２】

第１の内視鏡２Ａは図２（Ａ）にも示すように、この第１のコネクタ本体１１Ａにはその前端面に光源用コネクタ１２と、電気コネクタ部１３Ａとが隣接して設けてある。つまり、第１のコネクタ本体１１Ａにはその前端面に光源用コネクタ１２と、電気コネクタ１３Ａとが同じ前方向に突出（延出）するように設けられている。

【００１３】

これに対して第２の内視鏡２Ｂでは、図２（Ｂ）にも示すように、この第２のコネクタ本体１１Ｂにはその前端面に光源用コネクタ１２が設けてあり、その側方に電気コネクタ１３Ｂが設けてある。つまり、第２のコネクタ本体１１Ｂには光源用コネクタ１２が突出（延出）される方向と異なる方向に電気コネクタ１３Ｂが突出されるように設けられている。 40

【００１４】

なお、第１の内視鏡２Ａ及び第２の内視鏡２Ｂともに、光源用コネクタ１２は同じ構造で、ライトガイドコネクタ１４及び流体用コネクタ１５とからなる。図１に示すように第１の内視鏡２Ａ及び第２の内視鏡２Ｂとも、内部にライトガイド１６が挿通されており、コネクタ本体１１Ａ或いは１１Ｂ（の光源用コネクタ１２）を光源装置３に接続することにより、光源装置３からライトガイドコネクタ１４のライトガイド１６の端面に照明光が供給され、このライトガイド１６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 50

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。

【0015】

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。この結像位置には内視鏡2A及び2Bが有する所定の機能、具体的には撮像機能を持つ電気部品として固体撮像素子として、例えば電荷結合素子(CCDと略記)17が配置されており、光学像を光電変換する。

【0016】

光源装置3は商用電源から直流の電源を生成する電源回路21と、この電源回路21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22と、第1の内視鏡2Aに内蔵された(第1の電気部品としての)CCD17を駆動すると共に、このCCD17で撮像された撮像信号に対する信号処理の前処理機能を有する患者基板23とを内蔵している。 10

【0017】

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12が着脱可能に接続される光源用コネクタ受け25と、電気コネクタ13Aが着脱可能に接続される電気コネクタ受け26とが設けてある。つまり、第1の内視鏡2Aのコネクタ本体11Aが着脱可能に接続されるコネクタ本体受け27Aが設けてある。

【0018】

光源装置3における電源回路21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光源回路22に供給する。 20

【0019】

そして、光源回路22を駆動してキセノンランプ等のランプ31を点灯する。このランプ31の光は集光レンズ32により集光され、絞り33を経て光源用コネクタ受け25(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14に照明光を供給する。

また、電源回路21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)23に供給する。

【0020】

この患者基板23は基準となるクロックCLKを生成するクロック発生回路41と、このクロックCLK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42と、このタイミング発生回路42からのタイミング信号に同期してCCD17を駆動するCCDドライブ信号(駆動信号)を生成するCCDドライブ回路43と、このCCDドライブ信号が印加された(第1の内視鏡2Aに内蔵された)CCD17から出力される撮像信号を低雑音で増幅するプリアンプ44と、このプリアンプ44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45と、CDS回路45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46と、CDS回路45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47と、上記絞り33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48とを有する。 40

【0021】

クロック発生回路41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で略記)等して基準のクロックCLKを生成し、タイミング発生回路42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のリアパネルに設けた通信ケーブル接続コネクタ49に接続される通信ケーブル50を介してプロセッサ4側にも供給する。

【0022】

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。

CCDドライブ回路43は電気コネクタ受け26のCCDドライブ信号出力端子(駆動信 50

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 C C D ドライブ信号入力端子 (駆動信号入力端子) T 1 a を経て (この端子 T 1 a に接続された信号線を介して) C C D 1 7 に C C D ドライブ信号が印加される。

【0023】

また、プリアンプ 4 4 の信号入力端は電気コネクタ受け 2 6 の撮像信号入力端子 T 2 に接続されている。そして、この電気コネクタ受け 2 6 に第 1 の内視鏡 2 A の電気コネクタ 1 3 A が接続されると、C C D 1 7 の出力端子と電氣的に接続され、電気コネクタ 1 3 A に設けた撮像信号出力端子 T 2 a 及びこの撮像信号出力端子 T 2 a に接続される撮像信号入力端子 T 2 を経て (C C D 1 7 の) 撮像信号がプリアンプ 4 4 に入力される。

10

【0024】

このプリアンプ 4 4 で増幅された出力信号は C D S 回路 4 5 の他に、P L L 回路 4 7 にも供給される。この P L L 回路 4 7 は C C D 1 7 のドライブ信号線及び出力信号線により、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 からの出力信号により受け、C D S 回路 4 5 による信号成分抽出のサンプリングパルスのタイミング (位相) 調整を行う。

【0025】

また、この C D S 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周期等で信号成分を積分するなどして、基準の明るさレベルと比較し、その場合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、常時適切な明るさの画像が得られるように照明光量を自動調整する。

20

【0026】

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 1 と、この電源回路 5 1 で生成された直流電源により画像として表示するための映像信号を生成する処理を行う映像処理基板 5 2 と、第 2 の内視鏡 2 B の C C D 1 7 を駆動すると共に、その C C D 1 7 で撮像された撮像信号に対する前処理を行う患者基板 (或いは患者回路) 5 3 とを内蔵している。

【0027】

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 1 3 B にその一端の電気コネクタ 5 4 a が着脱自在に接続される電気ケーブル 5 4 の他端の電気コネクタ 5 4 b が着脱可能に接続される電気コネクタ受け 5 5 が設けてある。

30

【0028】

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 4 9 に一端が接続される通信ケーブル 5 0 の他端が接続されるコネクタ 5 6 が設けてあり、光源装置 3 側からクロック C L K、デジタルの映像信号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を光源装置 3 側に送ることができるようにしている。

【0029】

電源回路 5 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、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 5 2 に供給する。

40

【0030】

また、電源回路 5 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 5 3 に供給する。

【0031】

この患者基板 5 3 は光源装置 3 内に設けた患者基板 2 3 におけるクロック発生回路 4 1 を除けば同じ回路を備えている。つまりこの患者基板 5 3 は、タイミング発生回路 4 2、C C D ドライブ回路 4 3、プリアンプ 4 4、C D S 回路 4 5、A/D 変換回路 4 6、P L L 回路 4 7 及び調光回路 4 8 とから構成される。

【0032】

50

この患者基板 5 3 のタイミング発生回路 4 2 には、光源装置 3 から通信ケーブル 5 0 が接続されるコネクタ 5 6 を経て入力されるクロック C L K がアイソレーション回路を介して入力される。そして、このタイミング発生回路 4 2 は、このクロック C L K に同期して各種のタイミング信号を発生する。

また、このタイミング発生回路 4 2 は C C D ドライブ回路 4 3、C D S 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。

【0033】

C C D ドライブ回路 4 3 は電気コネクタ受け 5 5 の C C D ドライブ信号出力端子 T 1 ' に接続されており、図 2 (B) に示すように第 2 の内視鏡 2 B の電気コネクタ 1 3 B が電気ケーブル 5 4 を介して接続されると、この電気ケーブル 5 4 を介して第 2 の内視鏡 2 B の電気コネクタ 1 3 B に設けた C C D ドライブ信号入力端子 T 1 b (図 1 参照) を経て C C D 1 7 には C C D ドライブ信号が供給印加される。

10

【0034】

また、プリアンプ 4 4 の信号入力端も電気コネクタ受け 5 5 に設けた撮像信号入力端子 T 2 ' に接続されている。そして、第 2 の内視鏡 2 B に内蔵された C C D 1 7 からの撮像信号が撮像信号出力端子 T 2 b から電気ケーブル 5 4 を経て、さらに撮像信号入力端子 T 2 ' を経てプリアンプ 4 4 に入力される。

【0035】

この患者基板 5 3 においても、光源装置 3 の場合で説明したのと同様に C C D 1 7 の駆動を行うと共に、C C D 1 7 の出力信号に対して同様の信号処理を行う。そして、A / D 変換回路 4 6 を経てデジタルの映像信号が生成され、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 2 に形成された映像処理回路 5 7 に入力される。

20

【0036】

この映像処理回路 5 7 には通信ケーブル 5 0 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 5 7 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を生成し、モニタ 5 に出力する。

【0037】

また、この映像処理基板 5 2 には、映像処理回路 5 7 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 5 8 が設けてあり、このタイミング発生回路 5 8 で生成したタイミング信号 (より具体的には映像処理制御信号を) 映像処理回路 5 7 に供給する。

30

このタイミング発生回路 5 8 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 0 を介して供給される。

【0038】

このような構成による本実施の形態の内視鏡システム 1 では、光源装置 3 とプロセッサ 4 との両方に、C C D 駆動を行う C C D ドライブ回路 4 3 と、C C D 出力信号に対する前処理を行うプリアンプ 4 4、C D S 回路 4 5、A / D 変換回路 4 6 とを設けることにより、第 1 の内視鏡 2 A でも第 2 の内視鏡 2 B とのいずれの内視鏡でも使用できるようにしている。

40

【0039】

つまり、既存のコネクタ本体 1 1 B を有する第 2 の内視鏡 2 B を使用する場合には図 2 (B) に示すように光源用コネクタ 1 2 は光源装置 3 に接続するが、電気コネクタ 1 3 B は電気ケーブル 5 4 を経てプロセッサ 4 の電気コネクタ受け 5 5 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 5 3 の C C D ドライブ回路 4 3 からの C C D ドライブ信号で第 2 の内視鏡 2 B に内蔵された C C D 1 7 を駆動する。

【0040】

また、その C C D 1 7 で撮像された撮像信号はプロセッサ 4 内部に設けた患者基板 5 3 のプリアンプ 4 4 で増幅し、C D S 回路 4 5 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 4 6 でデジタルの映像信号に変換した後、アイソレーション

50

回路を経て映像処理回路 57 に出力し、映像処理回路 57 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。このモニタ 5 の表示面には CCD 17 で撮像された体腔内の患部等の被写体の画像が内視鏡画像として表示され、術者はモニタ 5 に表示される内視鏡画像を観察して内視鏡検査、診断等を行うことができる。

【0041】

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 の場合には、このコネクタ本体 11A が着脱自在となるコネクタ受け 27A を設けた光源装置 3 の内部に設けた患者基板 23 に形成された CCD ドライブ回路 43 からの CCD ドライブ信号により、上記プロセッサ 4 の患者基板 53 の場合と同様に CCD 駆動を行う（但し、この場合には第 1 の内視鏡 2A に内蔵された CCD 17 であるが）。 10

【0042】

また、CCD 17 から出力された撮像信号は患者基板 23 に形成されたプリアンプ 44 等を経てさらに A/D 変換回路 46 でデジタルの映像信号に変換される。

【0043】

そして、アイソレーション回路、通信ケーブル 50 を経てプロセッサ 4 内の映像処理回路 57 に入力され、この映像処理回路 57 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。

【0044】

このように本実施の形態によれば、既存のコネクタ本体 11B を備えた内視鏡 2B の場合でも、既存のコネクタ本体 11B とは異なるコネクタ本体 11A を備えた第 1 の内視鏡 2A 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。 20

【0045】

換言すると、本実施の形態によれば、既存のコネクタ本体 11B を備えた内視鏡 2B で使用できると共に、既存のコネクタ本体 11B とは形状が異なるコネクタ本体 11A を備えた内視鏡 2A の場合のいずれでも使用できる内視鏡システム 1 を実現できる。

【0046】

従って、既存の内視鏡 2B 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 11B とは形状が異なる新しいコネクタ本体 11A を備えた内視鏡 2A 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。 30

【0047】

（第 2 の実施の形態）

次に本発明の第 2 の実施の形態を図 3 を参照して説明する。図 3 は本発明の第 2 の実施の形態の内視鏡システム 1B の構成を示す。

この内視鏡システム 1B は、図 1 の内視鏡システム 1 において、光源装置 3 側のタイミング発生回路 42 の機能の他に、さらに映像処理回路 57 を制御するタイミング信号（より具体的には映像処理制御信号）も生成するタイミング発生回路 42B にしている。

【0048】

そして、この映像処理制御信号をアイソレーション回路を介して通信ケーブル 50 を経てプロセッサ 4 の映像処理回路 57 に供給するようにしている。このため、本実施形態におけるプロセッサ 4 では、図 1 の映像処理基板 52 に設けていたタイミング発生回路 58 を設けない構成の映像処理基板 52B にしている。 40

その他の構成は第 1 の実施の形態と同様の構成である。

【0049】

本実施の形態は第 1 の実施の形態における映像処理基板 52 に設けていたタイミング発生回路 58 で映像処理制御信号を光源装置 3 のタイミング発生回路 42 で発生するようにしたことを除けば同様の作用となる。

本実施の形態は、第 1 の実施の形態と同様の効果を有すると共に、プロセッサ 4 側のタイミング発生回路 58 を不用にでき、その回路規模を低減化できる効果がある。

【0050】

（第 3 の実施の形態）

次に本発明の第 2 の実施の形態を図 4 及び図 5 を参照して説明する。図 4 は本発明の第 3 の実施の形態の内視鏡システム 1 C の構成を示す。本実施の形態は、さらに異なる画素数等を備えた内視鏡に対応できるようにしたものである。

第 1 及び第 2 の実施の形態では、内視鏡 2 A 及び 2 B は同じ画素数の C C D 1 7 を採用していたが、本実施の形態では異なる画素数等の C C D 1 7 a、1 7 b を備えた内視鏡 2 A 及び 2 B に対応できるようにしたものである。

【0051】

このため、図 4 に示す内視鏡システム 1 C では、内視鏡 2 A 及び 2 B には、各内視鏡 2 I（I = A, B）に内蔵された C C D 1 7 i（i = a, b）の他に、その C C D 1 7 i を駆動する情報と適切に信号処理する場合の情報としてのスコープ I D データを格納したリードオンリメモリ（ROM）等で形成されたスコープ I D 回路 6 1 i を内蔵している。 10

【0052】

そして、スコープ I D 回路 6 1 a は信号線によりコネクタ本体 1 1 A（の電気コネクタ 2 6）の端子 T 3 a に接続されている。また、スコープ I D 回路 6 1 b は信号線により（コネクタ本体 1 1 B の）電気コネクタ 1 3 B の端子 T 3 b に接続されている。

【0053】

また、本実施の形態におけるプロセッサ 4 C は、図 1 のプロセッサ 4 において、さらにスコープ I D 回路 6 1 i からスコープ I D データを読み取り、対応する制御を行う制御回路として、CPU 6 2 を備えた制御基板 6 3 を設けている。 20

【0054】

この CPU 6 2 は、通信ケーブル 5 0 のスコープ I D データの伝送線を介して光源装置 3 C 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 C 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（の電気コネクタ受け 2 6）の端子 T 3 に接続されている。

【0055】

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 が接続されると、CPU 6 2 はその内視鏡 2 A に内蔵したスコープ I D 回路 6 1 a と電氣的に接続され、それに書き込まれたスコープ I D データを読み取ることができる。

【0056】

また、この CPU 6 2 は、プロセッサ 4 C 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 5 5 の端子 T 3 ' に接続されている。 30

そして、このコネクタ受け 5 5 に着脱自在の電気コネクタ 5 4 b を設けた電気ケーブル 5 4 を介して内視鏡 2 B が接続されると、CPU 6 2 はその内視鏡 2 B に内蔵したスコープ I D 回路 6 1 b と電氣的に接続され、それに書き込まれたスコープ I D データを読み取ることができる。

【0057】

また、この CPU 6 2 は、このプロセッサ 4 C 内に設けたアイソレーション回路を介してタイミング発生回路 4 2、C C D ドライブ回路 4 3 及びプリアンプ 4 4 と接続され、CPU 6 2 はスコープ I D 回路 6 1 b から読み取ったスコープ I D データにより C C D 1 7 b 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。 40

【0058】

同様に、この CPU 6 2 は、通信ケーブル 5 0 の制御信号の伝送線を介して光源装置 3 C と接続され、この光源装置 3 C 内でさらにアイソレーション回路を介して患者基板 2 3 のタイミング発生回路 4 2、C C D ドライブ回路 4 3 及びプリアンプ 4 4 と接続され、CPU 6 2 はスコープ I D 回路 6 1 a から読み取ったスコープ I D データにより C C D 1 7 a 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。

【0059】

また、この CPU 6 2 は、プロセッサ 4 C 内のタイミング発生回路 5 8 にも、スコープ I D 回路 6 1 a 或いは 6 1 b から読み取ったスコープ I D データを送り、タイミング発生回 50

路 5 8 はこの I D データにより、映像処理回路 5 7 C で映像処理する映像処理制御信号を C C D 1 7 a 或いは 1 7 b に適したものを生成する。

【0060】

つまり、第 1 及び第 2 の実施の形態では、内視鏡 2 A 及び 2 B には同じ画素数の C C D 1 7 であったので、タイミング発生回路 5 8 はその C C D 1 7 に対応した映像制御信号を映像処理回路 5 7 に送っていたが、本実施の形態では例えば画素数が異なる C C D 1 7 a、1 7 b であるので、信号処理するタイミングやパラメータを画素数等に応じて適切な設定状態で行えるようにしている。

また、本実施の形態における図 4 では、内視鏡 2 A 及び 2 B に内蔵された C C D 1 7 a 及び 1 7 b とスコープ I D 回路 6 1 a 及び 6 1 b に動作電源を供給する給電線及び端子等

10

【0061】

図 5 は映像処理回路 5 7 C の回路構成を示す。

図 5 に示すように（患者基板 2 3 或いは 5 3 から）出力されるデジタルの映像信号は Y / C 分離回路 7 0 に入力され、輝度信号 Y と色差信号 C B / C R に分離された後、R G B マトリックス回路 7 1 を構成する R G B マトリックス 7 1 a により R G B 信号に変換される。

【0062】

この R G B 信号はカラーマトリックス回路 7 2 に入力されると共に、ホワイトバランス検波回路（図 5 中では W B 検波と略記）7 1 b に入力される。ホワイトバランス検波回路 7 1 b では、ホワイトバランスさせるために、R G B 信号の輝度レベルを検波し、検波した信号を C P U 6 2 に出力する。

20

【0063】

そして、C P U 6 2 はその検波された信号により、R G B マトリックス 7 1 a で R G B 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。

【0064】

また、この C P U 6 2 には、スコープ I D データが入力され、このスコープ I D データにより例えばスコープ I D データを読み出した内視鏡 2 I に内蔵されている実際の C C D 1 7 i に対応したもので R G B マトリックス 7 1 a による R G B 信号の変換を制御する。また、タイミング発生回路 5 8 の制御を行う。

30

タイミング発生回路 5 8 は、入力されたスコープ I D データにより、対応する内視鏡 2 I に搭載されている C C D 1 7 i 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処理回路 5 7 C の各プロセスに供給する。

【0065】

カラーマトリックス回路 7 2 では、R G B 信号から再び輝度信号 Y と色差信号 C B / C R に変換し、 γ 補正回路 7 3 に出力する。この γ 補正回路 7 3 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）7 4 により、例えば 1 フレーム分の信号データが格納される。

【0066】

フレームメモリ 7 4 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 7 5 に入力され、拡大処理がされる。この場合、C P U 6 2 はスコープ I D データにより、実際の C C D 1 7 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。

40

【0067】

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 7 6 で輪郭強調された後、文字重畳回路 7 7 に入力され、また色差信号 C B / C R は輪郭強調回路 7 6 を通さないで文字重畳回路 7 7 に入力される。

C P U 6 2 は輪郭強調回路 7 6 で輪郭強調する場合、やはりスコープ I D データにより、実際の C C D 1 7 i に対応して輪郭強調量を制御する。

50

【0068】

文字重畳回路77により、CCD17i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、CPU62はやはりスコープIDデータにより、実際のCCD17i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。

【0069】

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、75Ω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。

その他は第1の実施の形態と同様である。

10

【0070】

本実施の形態によれば、第1の実施の形態の作用効果の他に、内視鏡2A或いは2Bに実際に内蔵されているCCD17iの画素数や特性等が異なるような場合においても、その内視鏡2Iに内蔵されたスコープID回路61iからスコープIDデータを読み出すことにより、そのCCD17iに適した駆動や信号処理を行うことができる。つまり、本実施の形態によれば、第1の実施の形態の効果の他に、さらに画素数や特性等が異なる撮像素子を内蔵した種類が異なる内視鏡の場合にも対応ができる効果がある。

【0071】

次に図6を参照して変形例の内視鏡システム1Dを説明する。この内視鏡システム1Dは、図4の内視鏡システム1Cにおいて、内視鏡2A及び2BにはスコープID回路61a、61bの代わりに、例えばディップスイッチ81a、81bを設けて、ほぼ同様の機能を行えるようにしている。

20

【0072】

つまり、以下に説明するようにディップスイッチ81a、81bのスイッチ設定により、CCD識別信号を発生し、そのCCD識別信号でCCD17iの駆動や信号処理を制御するようにしている。そして、図4のプロセッサ4CにおけるCPU基板63を不用にしたプロセッサ4Dで済む構成にしている。

【0073】

ディップスイッチ81iは複数のスイッチS（図6では符号Sは1つのみに付けている）からなり、複数のスイッチSの一端は電源端子にそれぞれ接続された抵抗R（図6では符号Rは1つのみに付けている）と直列に接続され、他端はグランドに接続されている。そして、抵抗Rと接続されたスイッチSの一端がコネクタ本体11A（の電気コネクタ13A）の端子にそれぞれ接続されている。

30

【0074】

そして、スイッチSのオンオフの設定により、その内視鏡2Aに内蔵されたCCD17aに対応した識別信号を発生させるようにしている。

【0075】

例えば図6の場合には3つのスイッチSはオン、オフ、オフに設定されており、3つのスイッチSの一端の電位は2値化した信号としては011となり、この011がCCD17aの識別信号となるようにディップスイッチ81aはCCD17aの画素数や特性等に応じ

40

【0076】

また、このコネクタ本体11A（の電気コネクタ13A）が着脱自在に接続される光源装置3Dのコネクタ受け27A（のコネクタ受け26）には、前記複数の端子が接続される端子受けに接続された複数の信号線はCCD識別信号となり、図5の場合と同様にタイミング発生回路42、CCDドライブ回路43プリアンプ44に供給され、その動作を制御する。

【0077】

また、このCCD識別信号はアイソレーション回路を通した後、通信ケーブル50のCCD識別信号の伝送線を介してプロセッサ4D側に送られる。そして、タイミング発生回路

50

５８を制御すると共に、映像処理回路５７Ｃの処理動作も制御する。

また、同様に内視鏡２Ｂに設けたディップスイッチ８１ｂも同様に複数のスイッチＳからなり、複数の抵抗Ｒと接続してＣＣＤ１７ｂの識別信号を発生できるようにしてある。

【００７８】

そして、この内視鏡２Ｂが電気コネクタ１３Ｂに接続される電気ケーブル５４を介してプロセッサ４Ｄに接続すると、このプロセッサ４Ｄのコネクタ受け５５からＣＣＤ識別信号がプロセッサ４Ｄ内の患者基板５３のタイミング発生回路４２、ＣＣＤドライブ回路４３、プリアンプ４４に供給され、その動作を制御する。

また、このＣＣＤ識別信号はプロセッサ４Ｄ内のアイソレーション回路を通した後、タイミング発生回路５８に供給され、タイミング発生回路５８を制御すると共に、映像処理回路５７Ｃの処理動作も制御するようにしている。 10

【００７９】

本実施の形態においても、画素数等が異なるＣＣＤ１７ｉを内蔵した内視鏡２Ｉの場合でも、ディップスイッチ８１ｉによりそのＣＣＤ１７ｉに対応した識別信号を発生できるようにしているので、図４の場合とほぼ同様の作用をすることができる。

【００８０】

この場合には、プロセッサ４Ｄ側にＣＰＵ６２を設けた制御基板６３が不用となるので、回路規模を小さくできる。その他、第３の実施の形態と同様の効果を有する。

【００８１】

なお、上述した各実施の形態等を部分的に組み合わせる等して構成される実施の形態も本発明に属する。例えば、第１の実施の形態の内視鏡を第３の実施の形態でも使用できる。 20

【００８２】

つまり、第１の実施の形態の内視鏡ではスコープＩＤ回路６１ａ、６１ｂを有しない構成であり、この場合にはＣＰＵ６２はそのスコープＩＤ回路６１ａ、６１ｂを有しないＣＣＤ１７に対応した制御を行う。

【００８３】

また、上述した各実施の形態等を変形した構成も本発明に属する。例えば、第１の実施の形態における図１において、光源装置３側の患者基板２３にはプリアンプ４４、ＣＤＳ回路４５、Ａ／Ｄ変換回路４６を設けているが、プリアンプ４４及びＣＤＳ回路４５としたり、プリアンプ４４のみにしたり、プリアンプ４４を設けずにスルーして通信ケーブル５０の信号線を介してプロセッサ４側に伝送する等の構成にしたものも本発明に属する。 30

【００８４】

【発明の効果】

以上説明したように本発明によれば、コネクタ本体の形状が異なる内視鏡の場合、より具体的には既存のコネクタ本体形状の内視鏡と、既存のコネクタ本体形状とは異なるコネクタ本体を備えた内視鏡とのいずれでも、互換性を確保して内視鏡検査等を行える内視鏡システムを提供できる。

【図面の簡単な説明】

【図１】本発明の第１の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第１のコネクタ本体及び第２のコネクタ本体をそれぞれ接続する場合の接続部周辺部を示す斜視図。 40

【図３】本発明の第２の実施の形態の内視鏡システムの全体構成図。

【図４】本発明の第３の実施の形態の内視鏡システムの全体構成図。

【図５】映像処理回路の構成を示すブロック図。

【図６】第３の実施の形態の変形例の内視鏡システムの全体構成図。

【符号の説明】

１…内視鏡システム

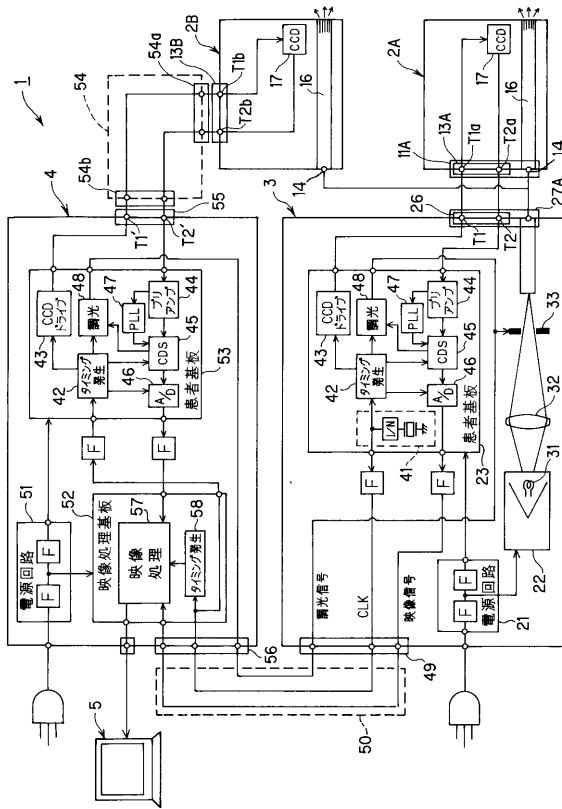
２Ａ…第１の内視鏡

２Ｂ…第２の内視鏡

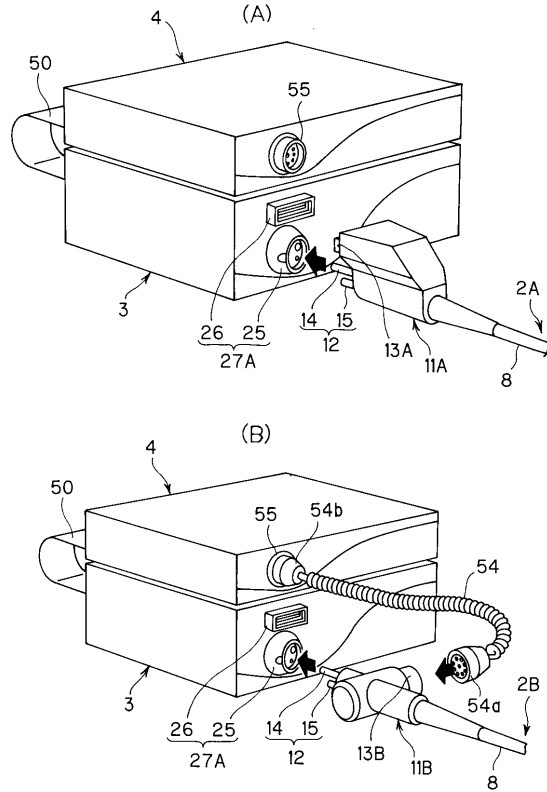
３…光源装置

4 … プロセッサ	
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	10
1 6 … ライトガイド	
1 7 … C C D	
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	
4 1 … クロック発生回路	20
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	
5 0 … 通信ケーブル	
5 1 … 電源回路	
5 2 … 映像処理基板	
5 3 … 患者基板	
5 4 … 電気ケーブル	
5 5 … 電気コネクタ受け	30
5 7 … 映像処理回路	
5 8 … タイミング発生回路	
T 1 … ドライブ信号出力端子	
T 1 a … ドライブ信号入力端子	
T 1 b … ドライブ信号入力端子	
T 2 a … 撮像信号出力端子	
T 2 b … 撮像信号出力端子	
T 2 … 撮像信号入力端子	

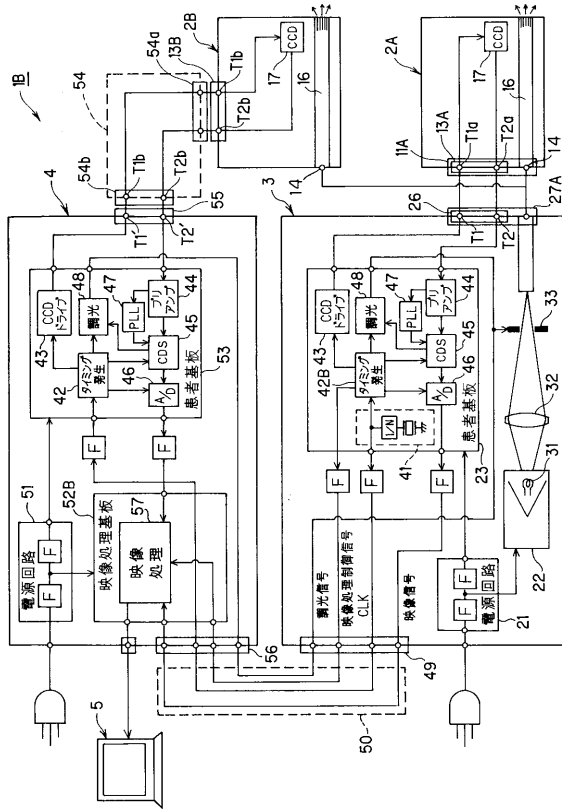
【図 1】



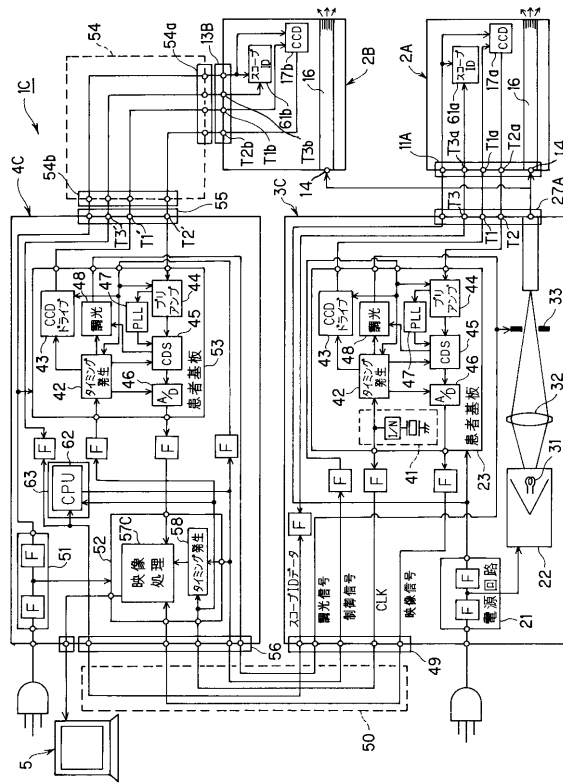
【図 2】



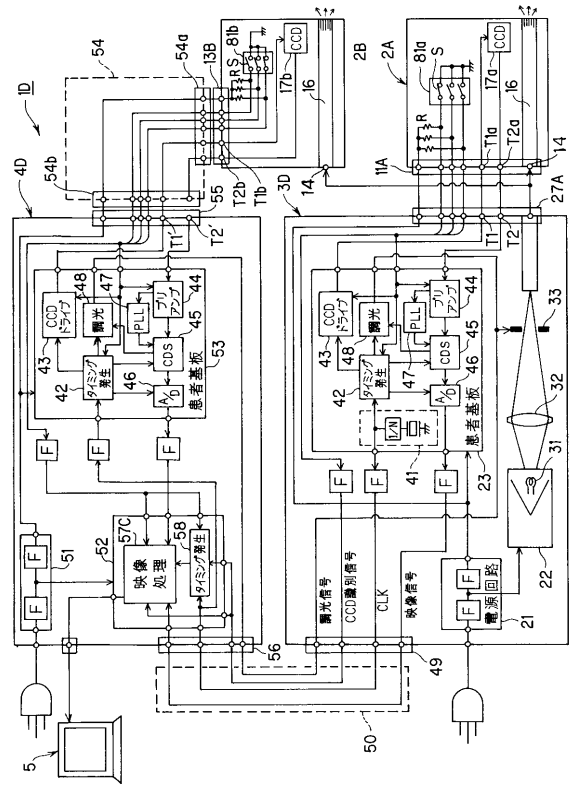
【図 3】



【図 4】



【 図 6 】



专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2004321608A	公开(公告)日	2004-11-18
申请号	JP2003122824	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/CA11 2H040/GA02 2H040/GA11 4C061/FF07 4C061/RR25 4C061/SS05 4C061/VV06 4C061/WW03 4C061/WW07 4C061/WW18 4C161/FF07 4C161/RR25 4C161/SS05 4C161/VV06 4C161/WW03 4C161/WW07 4C161/WW18		
代理人(译)	伊藤 进		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种确保兼容性的内窥镜系统，使得光源连接器和电连接器可以与现有的或不同的连接器一起使用。内窥镜2B具有在内部设置有光源连接器和电连接器13B的连接器主体，并且内置有CCD 17，该内窥镜2B具有由来自处理器4的CCD驱动电路43的驱动信号驱动的CCD 17。还在处理器4侧执行输出信号，并且光源连接器和电连接器13A具有沿相同方向设置的连接器主体11A，并且安装了内部CCD 17。在反射镜2A中，CCD 17由来自内置在光源装置3中的CCD驱动电路43的驱动信号驱动，并且一部分输出信号也在光源装置3侧执行，从而现有的连接器主体 确保兼容性，使得即使具有的内窥镜2B也可以使用它。[选型图]图1

