

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5165813号
(P5165813)

(45) 発行日 平成25年3月21日(2013.3.21)

(24) 登録日 平成24年12月28日(2012.12.28)

(51) Int.Cl. F1
A61B 1/00 (2006.01) A61B 1/00 300A

請求項の数 7 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2012-523848 (P2012-523848)	(73) 特許権者	304050923
(86) (22) 出願日	平成23年7月1日(2011.7.1)		オリンパスメディカルシステムズ株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2011/065213		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(87) 国際公開番号	W02012/005196	(74) 代理人	100076233
(87) 国際公開日	平成24年1月12日(2012.1.12)		弁理士 伊藤 進
審査請求日	平成24年10月5日(2012.10.5)	(74) 代理人	100101661
(31) 優先権主張番号	特願2010-155193 (P2010-155193)		弁理士 長谷川 靖
(32) 優先日	平成22年7月7日(2010.7.7)	(74) 代理人	100135932
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		弁理士 篠浦 治
早期審査対象出願		(72) 発明者	菅野 清貴
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
		(72) 発明者	田淵 浩一郎
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

それぞれが内視鏡を接続可能な複数の接続部と、
前記複数の接続部に複数の内視鏡が接続された場合に、駆動信号を供給する1つの内視鏡を選択するための駆動優先度を設定する優先度設定部と、

1つの内視鏡に駆動信号を供給する駆動部と、

前記駆動優先度にもとづき、前記駆動部が、いずれかの1つの内視鏡だけに前記駆動信号を供給するように制御する駆動制御部と、を具備することを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 2】

前記駆動優先度が、前記内視鏡の種類に対応した種類優先度であることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

10

【請求項 3】

前記接続部における接触抵抗をキャンセルして検出した、前記内視鏡に配設された前記内視鏡の種類により異なる固有抵抗の抵抗値をもとに前記種類を識別する識別部を、更に具備することを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡装置。

【請求項 4】

前記内視鏡が前記接続部を介して接続されるID信号線および接地線と、前記ID信号線と前記接地線との間を電氣的に接続する前記固有抵抗と、前記固有抵抗を短絡するバイパス回路を形成可能なバイパス回路形成部と、を具備し、

前記識別部が、所定の抵抗値の基準抵抗を有し、前記ID信号線を介して直列接続され

20

た前記基準抵抗と前記固有抵抗に所定の電圧を印加し、前記基準抵抗の分電圧から前記固有抵抗の抵抗値を検出するとともに、前記バイパス回路が形成されたときの、前記基準抵抗の分電圧から、前記ID信号線の前記接続部における接触抵抗を検出することにより、前記接触抵抗をキャンセルして前記固有抵抗の抵抗値を検出することを特徴とする請求項3に記載の内視鏡装置。

【請求項5】

前記駆動優先度が、前記複数の接続部に対応した接続優先度であることを特徴とする請求項1に記載の内視鏡装置。

【請求項6】

前記駆動優先度が、前記複数の接続部に対応した接続優先度と、前記内視鏡の種類に対応した種類優先度と、であり、

前記種類優先度が同じ複数の内視鏡が接続された場合に、前記駆動制御部が、前記接続優先度にもとづき、前記駆動部が前記駆動信号を供給する内視鏡を選択することを特徴とする請求項1に記載の内視鏡装置。

【請求項7】

患者回路を絶縁するためのアイソレーション部であるパルストランスと、前記パルストランスの1次側および2次側に、それぞれ接続された2つのコモンモードノイズフィルタと、が実装された多層配線板を有し、前記多層配線板の、前記パルストランスおよび前記2つのコモンモードノイズフィルタの実装箇所の直下に導体層がないことを特徴とする請求項1に記載の内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、複数の内視鏡が接続可能な内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【0002】

内視鏡と内視鏡装置とからなる内視鏡システムは、医療分野および工業分野等において広く用いられている。例えば、医療分野においては、内視鏡システムは、生体組織等の観察および種々の処置に用いられている。

【0003】

日本国特開2009-95466号公報には、2つの種類の異なる内視鏡が接続可能な内視鏡装置が開示されている。

【0004】

しかし、1台の内視鏡装置に複数の種類の異なる内視鏡が同時に接続された場合、使用者の意図に反した種類の内視鏡が駆動したり、または、誤動作したりする、おそれがあり、操作性がよいとは言えない場合があった。

【0005】

本発明は、操作性のよい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】

【0006】

本発明の実施形態の内視鏡装置は、それぞれが内視鏡を接続可能な複数の接続部と、前記複数の接続部に複数の内視鏡が接続された場合に、駆動信号を供給する内視鏡を選択するための駆動優先度を設定する優先度設定部と、1つの内視鏡に駆動信号を供給する駆動部と、前記駆動優先度にもとづき、前記駆動部が、いずれかの1つの内視鏡だけに前記駆動信号を供給するように制御する駆動制御部と、を具備する。

【図面の簡単な説明】

【0007】

【図1】第1実施形態の内視鏡装置の概観図である。

【図2】第1実施形態の内視鏡装置を有する内視鏡システムの構成図である。

10

20

30

40

50

【図 3】第 2 実施形態の内視鏡装置を有する内視鏡システムの構成図である。

【図 4】第 2 実施形態の内視鏡装置の動作の流れを説明するためのフローチャートである。

【図 5】第 2 実施形態の変形例の内視鏡装置を有する内視鏡システムの構成図である。

【図 6 A】第 2 実施形態の変形例の内視鏡装置の認識部の動作を説明するための回路図である。

【図 6 B】第 2 実施形態の変形例の内視鏡装置の認識部の動作を説明するための回路図である。

【図 7】第 3 実施形態の内視鏡装置のアイソレーション部の斜視図である。

【図 8】第 3 実施形態の内視鏡装置のアイソレーション部の多層配線板の断面構造を説明するための図である。

【図 9 A】第 3 実施形態の内視鏡装置のアイソレーション部の多層配線板の構造を説明するための図である。

【図 9 B】第 3 実施形態の内視鏡装置のアイソレーション部の多層配線板の構造を説明するための図である。

【図 9 C】第 3 実施形態の内視鏡装置のアイソレーション部の多層配線板の構造を説明するための図である。

【図 10】第 4 実施形態の内視鏡装置の信号処理部を説明するための構成図である。

【発明を実施するための最良の形態】

【0008】

< 第 1 実施形態 >

図 1 に示すように本発明の第 1 実施形態の内視鏡装置 10 は、第 1 の内視鏡 30 が接続可能な第 1 の接続手段である第 1 の接続部 11 を有する光源装置 6 と、第 2 の内視鏡 40 が接続可能な第 2 の接続手段である第 2 の接続部 12 を有するプロセッサ 5 と、を有する。なお、図 1 では、第 1 の接続部 11 に第 1 の内視鏡（以下、「スコープ」ともいう）30 が接続され、第 2 の接続部 12 には内視鏡が接続されていない状態の内視鏡システム 1 を示している。

【0009】

すなわち、図 2 に示すように内視鏡システム 1 は、例えば、第 1 の内視鏡 30 と、第 2 の内視鏡 40 と、内視鏡装置 10 と、を具備する。光源装置 6 はキセノンランプ等の光源（不図示）を有し、接続された内視鏡のライトガイド（不図示）を介して内視鏡の先端部から照明光を照射する。

【0010】

例えば、第 1 の内視鏡 30 は、先端部に配設された撮像部である CCD 31 が撮像した撮像信号をスコープ回路 32 でデジタル信号に変換して内視鏡装置 10 に伝送するデジタル内視鏡である。一方、例えば第 2 の内視鏡 40 は先端部に配設された撮像部である CCD 41 が撮像した撮像信号をアナログ信号として内視鏡装置 10 に伝送するアナログ内視鏡である。

【0011】

図 2 に示すように、内視鏡装置 10 の光源装置 6 に接続された第 1 の内視鏡 30 の撮像信号も、プロセッサ 5 に直接、接続された第 2 の内視鏡 40 の撮像信号と同様にプロセッサ 5 において信号処理が行われる。すなわち、内視鏡装置 10 では、第 1 の内視鏡 30 は光源装置 6 と接続されているが、2 つの内視鏡 30、40 がともにプロセッサ 5 に接続可能であっても、以下の動作等は同じである。更に、先端部に LED 照明部を有し、光源装置と接続しない内視鏡であっても、以下の動作等は同じである。

【0012】

プロセッサ 5 は、制御部 19 と、駆動手段である駆動部 17 と、信号処理部 18 と、選択部 13 と、患者回路 20、21 と、を有する。プロセッサ 5 は、内視鏡 30 の CCD 31、または内視鏡 40 の CCD 41 のいずれかが撮影した撮像信号を表示部 41 に表示するための処理を、入力部 42 等を介しての使用者の指示にもとづいて行う。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 3 】

制御部 19 は、プロセッサ 5 全体の制御を行うとともに、駆動部 17 を制御する駆動制御手段としての機能を有している。選択部 13 は 2 つの内視鏡が接続された場合に、どちらの内視鏡を駆動するかの選択を行う。

【 0 0 1 4 】

すなわち、使用者は、内視鏡装置 10 に、2 つの内視鏡 30、40 を接続することができる。しかし、同時に駆動可能な内視鏡は 1 台だけである。このため、使用者の意図に反した内視鏡が駆動してしまい、操作性が悪くなる可能性がある。しかし後述するように内視鏡装置 10 では選択部 13 が適切な内視鏡を自動的に選択するために、操作性がよい。

【 0 0 1 5 】

患者回路 20、21 は、患者の安全を確保するために、表示部 41 等を含めた回路部（2 次回路）と、体内に挿入される回路部と同電位の回路と、を絶縁するためのアイソレーション部 22、23 を有している。アイソレーション部 22、23 については後に詳述する。

【 0 0 1 6 】

選択部 13 は、接続検知手段である接続検知部 14 と、接続優先度設定手段である優先度設定部 16 と、を有している。接続検知部 14 は、接続部 11、12 に内視鏡が接続されたことを検知する。優先度設定部 16 は、2 つの内視鏡が接続された場合に、どちらの接続部に接続された内視鏡を駆動部 17 が、優先して駆動するかの接続優先度を設定 / 記憶しているが、入力部 42 等を介して記憶内容は変更可能であってもよい。なお、図 2 では選択部 13 は、2 次回路に配設されているが、少なくとも一部が患者回路に配設されていてもよい。

【 0 0 1 7 】

制御部 19 は、接続優先度にもとづき選択部 13 が選択した、いずれかの 1 つの内視鏡に駆動信号を供給するように駆動部 17 を制御する。

【 0 0 1 8 】

なお、内視鏡装置 10 は、選択部 13 が選択し駆動部 17 が駆動している内視鏡の種類を、使用者に告知する告知手段である告知部を有することが好ましい。例えば、告知手段は、接続された 2 つの内視鏡の種類をマーク等にて表示部 41 に表示しておき、その中で駆動している内視鏡のマークを枠で囲んだり、色を変えたりして、明示する。または、内視鏡装置 10 の接続部 11、12 の近傍に LED を配設し、LED の点灯または色により使用者が識別できる告知手段でもよい。例えば、LED が点灯していない場合は未接続、緑色点灯は接続、赤色点灯は駆動状態を示すようにする。

【 0 0 1 9 】

駆動状態の内視鏡を使用者に告知する告知手段を有する内視鏡装置は、より操作性がよい。

【 0 0 2 0 】

また、接続部に機械的に接続された内視鏡は内視鏡装置 10 と電氣的に接続されるために、それぞれのスコープ回路には所定の電流が流れる。すなわち、駆動状態ではない内視鏡も電力を消費する。

【 0 0 2 1 】

電力消費量を低減するため、内視鏡装置 10 では、図 2 に示すように、それぞれの内視鏡のための患者回路 20、21 を有し、制御部 19 は、それぞれの患者回路 20、21 中の待機中も稼働状態が必要な回路にのみに電力を供給するように制御することが好ましい。言い換えれば、制御部 19 は、駆動しない内視鏡および患者回路が最小消費電力となるように制御することが好ましい。

【 0 0 2 2 】

なお、内視鏡装置 10 に対する内視鏡 30、40 の挿し替え等によっても、患者回路 20、21 への電力供給状態が切り換えられる場合がある。このような電力供給状態の切換のときには、制御部 19 が一定時間、どちらの患者回路へも電力を供給しない期間を設け

10

20

30

40

50

るように電力供給状態を制御するようにしてもよい。前記制御によれば、更に電力消費量を低減できるとともに、現在電力が供給されている患者回路への電力を所定のシーケンスで停止させるための時間的余裕を確保できるとともに、新たに電力が供給される患者回路から内視鏡へ出力される信号が安定状態になってから供給できる。

【0023】

また、制御部19は、患者回路20、21への電力供給状態を切り換えるときに、制御部19内に保持されている患者回路を制御するための設定を初期化することが好ましい。前記設定が患者回路の切り替わりの前後で引き継がれることがないため、制御部19に保持されている設定と電力供給状態の切り替わり後に制御部19によって制御される患者回路との組み合わせ不良によるシステムエラーを防止できる。

10

【0024】

また、制御部19は、患者回路20、21への電力供給状態の切り替わり中は映像信号を一定時間ミュートする（映像信号を表示部41に出力しない）ように信号処理部18を制御することが好ましい。患者回路への電力供給状態を切り換えるときに乱れた映像が表示部41に表示されることがないためである。

【0025】

2次回路に配設された制御部19が、患者回路制御機能を有するために、各患者回路20、21は独立した構造である。このため、2次回路に接続する患者回路の増減が簡単であり、新たな患者回路の開発も容易である。

【0026】

更に、患者回路20、21の制御タイミングを2次回路側で調整するために患者回路20、21の電源回路の負荷が小さいため、小容量の電源回路を用いることができる。また、制御部19が、接続検知情報および選択情報をもとに制御するために、それらの情報を記録情報として保存しておくこともできる。記録情報があると、故障時等に、内視鏡システム1の稼働状態を容易に把握できるために、システムの複雑化によるメンテナンス作業の複雑化を低減することが、できる。

20

【0027】

内視鏡装置10では、2つの内視鏡が接続されても、駆動部17が、どちらの接続部に接続された内視鏡を優先して駆動するかの優先度が設定（記憶）されているために、使用者の意図に沿った内視鏡が駆動される。このため、内視鏡装置10は操作性がよい。

30

【0028】

なお、以上の説明では2つの内視鏡30、40が同時に接続可能な内視鏡装置10について説明したが、3つ以上の内視鏡装置が同時に接続可能な内視鏡装置であっても、同様の効果を得ることができる。

【0029】

<第2実施形態>

図3に示す本発明の第2実施形態の内視鏡装置10Aは、第1実施形態の内視鏡装置10に類似しているため、同じ構成要素には同じ符号を付し説明は省略する。

【0030】

図3に示すように、本実施の形態の内視鏡装置10Aを有する内視鏡システム1Aは、2つの内視鏡30A、40Aが同時に接続可能である。そして内視鏡30A、40Aは、それぞれが内視鏡の種類を識別するためのID部33、43を有している。

40

【0031】

一方、内視鏡装置10Aの、選択部13Aは、識別手段である識別部15と、優先度設定手段である優先度設定部16Aと、を有している。識別部15は、接続された内視鏡の種類を識別する。優先度設定部16Aは、内視鏡の種類毎の駆動優先度である種類優先度を設定し記憶する。すなわち、優先度設定部16Aは、2つの内視鏡が接続された場合に、どちらの種類の内視鏡を駆動部17が優先して駆動するかを記憶しているが、入力部42等を介して記憶内容は変更可能であってもよい。

【0032】

50

ここで、識別部 15 は内視鏡 30、40 の ID 部 33、34 に配設されている、例えば、固有抵抗 33R の抵抗値 R2 (図 5 参照) から内視鏡の種類を識別する。すなわち、種類の異なる内視鏡の ID 部 33、34 には、それぞれ抵抗値の異なる固有抵抗が配設されている。内視鏡の種類と固有抵抗の抵抗値との関係は予め決められている。

【0033】

内視鏡装置 10A では、2つの内視鏡が同時に接続されても、識別部 15 が内視鏡の種類を識別し、駆動部 17 が、どちらの種類の内視鏡を優先して駆動するかの優先度が、優先度設定部 16A により設定され記憶されているために、使用者の意図にあった種類の内視鏡が自動的に駆動される。このため、内視鏡装置 10A は操作性がよい。

【0034】

なお、内視鏡装置 10A において、優先度設定部 16A が、内視鏡の種類毎の駆動優先度である種類優先度だけでなく、第 1 実施形態の優先度設定部 16 と同じように、接続部の優先度である接続優先度も記憶していてもよい。以下、図 4 のフローチャートを用いて、かかる内視鏡装置における制御方法の処理の流れを説明する。

【0035】

<ステップ S10> 電源 ON

内視鏡装置の電源が ON される。

【0036】

<ステップ S11> 接続部 11 検知

接続部 11 に内視鏡が接続されているか接続検知部 14 が検知する。

【0037】

<ステップ S12> 接続部 12 検知

接続されていなかった場合 (S11: NO) には、接続検知部 14 は、接続部 12 に内視鏡が接続されているか検知する。

【0038】

<ステップ S13> 未動作

接続部 11 および接続部 12 に内視鏡が接続されていなかった場合 (S12: NO) には、駆動部 17 は動作しない。

【0039】

<ステップ S14> 接続部 12 駆動

接続部 12 に内視鏡が接続されていた場合 (S12: YES) には、駆動部 17 は接続部 12 に接続されている内視鏡を駆動する

<ステップ S15> 接続部 12 検知

接続部 11 に内視鏡が接続されていた場合 (S11: YES) には、接続検知部 14 は、接続部 12 に内視鏡が接続されているか検知する。

【0040】

<ステップ S16> 接続部 11 駆動

接続部 12 に内視鏡が接続されていなかった場合 (S15: NO) には、駆動部 17 は接続部 11 に接続されている内視鏡を駆動する

<ステップ S17> 優先順位判断

接続部 11 および接続部 12 に内視鏡が接続されていた場合 (S15: YES) には、選択部 13 は識別部 15 が識別した内視鏡の種類および接続部にもとづき、優先度設定部 16A の設定に従い、駆動する内視鏡を選択する。

【0041】

<ステップ S18> 接続部 11 駆動

接続部 11 に接続された内視鏡の優先度が、接続部 12 に接続された内視鏡よりも高い場合、または、2つの内視鏡の種類優先度が同じで接続部 11 の接続優先度が高い場合には、駆動部 17 は、接続部 11 に接続された内視鏡を駆動する。

【0042】

<ステップ S19> 接続部 12 駆動

10

20

30

40

50

接続部 1 2 に接続された内視鏡の優先度が接続部 1 1 に接続された内視鏡よりも高い場合、または、2 つの内視鏡の種類優先度が同じで接続部 1 2 の接続優先度が高い場合には、駆動部 1 7 は、接続部 1 2 に接続された内視鏡を駆動する。

【 0 0 4 3 】

なお、内視鏡の差し替えがあった場合には、ステップ S 1 1 からの処理が再び行われる。

【 0 0 4 4 】

上記内視鏡装置は、種類優先度が同じ 2 つの内視鏡が同時に接続された場合には、接続優先度にもとづき、駆動部 1 7 が駆動信号を供給する内視鏡を選択することができる。このため、かかる内視鏡装置は更に操作性がよい。

10

【 0 0 4 5 】

< 第 2 実施形態の変形例 >

図 5 は、第 2 実施形態の変形例の内視鏡装置 1 0 B と、内視鏡 3 0 B と、を有する内視鏡システム 1 B の部分回路図である。本変形例の内視鏡装置 1 0 B は内視鏡装置 1 0 A と類似しているため、同じ構成要素には同じ符号を付し、説明は省略する。

【 0 0 4 6 】

図 5 に示すように、内視鏡装置 1 0 A では、例えば、内視鏡 3 0 B の I D 部 3 3 B に配設されている、固有抵抗 3 3 R の抵抗値 R 2 をもとに、内視鏡 3 0 B の種類を識別部 1 5 B が識別する。しかし、接続部 1 1 で発生する接触抵抗 1 1 R のために、識別部 1 5 B が固有抵抗 3 3 R の正しい抵抗値 R 2 を検出できない可能性がある。

20

【 0 0 4 7 】

内視鏡システム 1 B においては、内視鏡装置 1 0 B の接続部 1 1 のコネクタ受け部 1 1 A に、内視鏡 3 0 B のコネクタ 3 4 が接続されると、多数の電気接点を介して多数の信号線が接続される。図 5 では多数の信号線のうち、内視鏡種類の識別用の I D 信号線と、接地電位線 E のみを表示している。

【 0 0 4 8 】

内視鏡装置 1 0 B の接続部 1 1 のコネクタ受け部 1 1 A と、内視鏡 3 0 B のコネクタ 3 4 との I D 信号線の電気接点には、接触抵抗 1 1 R が発生する。なお、接地電位線 E の電気接点の接触抵抗は、接地電位線 E は実際には 1 本ではなく、複数の接続接点があるために、I D 信号線の電気接点の接触抵抗 1 1 R に比べると極めて小さいために無視できる。

30

【 0 0 4 9 】

図 5 に示すように、内視鏡 3 0 B は、内視鏡装置 1 0 B と接続部 1 1 を介して接続される I D 信号線および接地線 E と、I D 信号線と接地線 E との間を電氣的に接続する固有抵抗 3 3 R と、固有抵抗 3 3 R を短絡するバイパス回路を形成可能なバイパス回路形成部 3 5 と、を有する。バイパス回路形成部 3 5 は、パルス発生器 3 6 と、プルダウン抵抗 3 5 R と、電圧変更トランジスタ 3 5 A と、を有する。パルス発生器 3 6 がパルス電圧信号を発生すると、プルダウン抵抗 3 5 R により電圧変更トランジスタ 3 5 A は ON 状態となりバイパス回路が形成されるために、固有抵抗 3 3 R の両端は接続された状態（短絡状態）となる。

【 0 0 5 0 】

40

一方、内視鏡装置 1 0 B の識別部 1 5 は、所定の抵抗値 R 1 の基準抵抗 1 5 R と、所定の電圧 V C C を印加する電圧印加部（不図示）と、A D コンバータ 1 5 B と、I D 判定部 1 5 C と、を有する。A D コンバータ 1 5 B は入力された電圧信号をデジタル信号に変換し、I D 判定部は A D コンバータ 1 5 B からのデジタル信号をもとに、内視鏡の種類を識別する。

【 0 0 5 1 】

次に、図 6 A ~ 図 6 C を用いて、内視鏡の種類識別動作における接触抵抗 1 1 R のキャンセル方法について説明する。図 6 A に示すように、内視鏡 3 0 B の電圧変更トランジスタ 3 5 A が OFF 状態では、A D コンバータ 1 5 B に入力される電圧 V 1 は、以下の（式 1）で算出される値となる。

50

【 0 0 5 2 】

$$V 1 = V C C \times (R s + R 2) / (R 1 + R s + R 2) \quad \dots (式 1)$$

ここで、接触抵抗 $R s$ が小さい場合 ($R s = 0$) には、電圧 $V 2$ は、以下の (式 2) で算出される値となる。

【 0 0 5 3 】

$$V 2 = V C C \times (R 2) / (R 1 + R 2) \quad \dots (式 2)$$

基準抵抗 $15 R$ の抵抗値 $R 1$ 、および、 $V C C$ は既知であるので、 $I D$ 判定部 $15 C$ は基準抵抗 $15 R$ の分電圧をもとに接続された内視鏡の固有抵抗 $33 R$ の抵抗値を算出することができる。このため、識別部 $15 B$ は、優先度設定部 $15 A$ に記憶されている固有抵抗の抵抗値と内視鏡種類との対応関係から、内視鏡種類を識別する。

10

【 0 0 5 4 】

しかし、接触抵抗 $R s$ が大きい場合には、(式 2) をもとに算出した固有抵抗 $33 R$ の抵抗値が間違った値となることがある。すると、識別部 $15 B$ は接続された内視鏡の種類を誤ってしまう。

【 0 0 5 5 】

例えば、基準抵抗 $15 R$ の抵抗値 $R 1$ と固有抵抗 $33 R$ の抵抗値 $R 2$ が同じで、接触抵抗 $11 R$ の抵抗値 $R s$ が、基準抵抗 $15 R$ の抵抗値 $R 1$ の 10 倍ある場合を例に説明する。

【 0 0 5 6 】

このときの、電圧 $V 3$ は、以下の (式 3) で算出される値となる。

20

【 0 0 5 7 】

$$V 3 = V C C \times (10 \times R 1 + R 2) / (R 1 + 10 \times R 1 + R 2) \quad \dots (式 3)$$

すると、識別部 $15 B$ は、固有抵抗 $33 R$ の抵抗値が基準抵抗 $15 R$ の抵抗値の 11 倍であると判断し、その結果、内視鏡の種類を誤って識別してしまう。

【 0 0 5 8 】

しかし、内視鏡装置 $10 B$ では、バイパス回路形成部 35 によりバイパス回路が形成されたときの、基準抵抗 $15 R$ の分電圧から、内視鏡 $30 B$ と内視鏡装置とを接続する $I D$ 信号線の接触抵抗 $R s$ を検出することにより接続部 11 における接触抵抗 $R s$ をキャンセルして固有抵抗 $33 R$ の抵抗値 $R 2$ を検出することができる。

30

【 0 0 5 9 】

すなわち、図 6 B に示すように、内視鏡 $30 B$ の電圧変更トランジスタ $35 A$ が ON 状態では、 $A D$ コンバータ $15 B$ に入力される電圧 $V 4$ は、以下の (式 4) で算出される値となる。

【 0 0 6 0 】

$$V 4 = V C C \times (R s) / (R 1 + R s) \quad \dots (式 4)$$

すなわち、 $I D$ 判定部 $15 C$ は (式 4) から接続部 11 における接触抵抗 $11 R$ の抵抗値 $R s$ を算出することができる。

【 0 0 6 1 】

このため、識別部 $15 B$ は算出した抵抗値 $R s$ をもとに (式 1) から、接続部 11 における接触抵抗 $R s$ をキャンセルして算出した固有抵抗 $33 R$ の抵抗値 $R 2$ をもとに内視鏡の種類を正確に識別することができる。

40

【 0 0 6 2 】

以上の説明のように本変形例の内視鏡装置 $10 B$ は、第 2 実施形態の内視鏡装置 $10 A$ が有する効果に加えて、より正確に接続された内視鏡の種類を識別することができるために、より操作性がよい。

【 0 0 6 3 】

< 第 3 実施形態 >

図 2 に示す本発明の第 3 実施形態の内視鏡装置 $10 C$ は、第 1 実施の形態の内視鏡装置 10 等に類似しているため、同じ構成要素には同じ符号を付し説明は省略する。

【 0 0 6 4 】

50

すでに説明したように、内視鏡装置 10C では、患者の体内に挿入される部材内部を流れる電流と同じレベルの電流が流れる回路（患者回路）と、モニタ等の周辺機器に接続される回路（2次回路）とは安全性を確保するためにアイソレーション部 22、23 で絶縁されている。そして、患者回路を流れる電流は患者に及ぼす影響が小さい低電流である。

【0065】

例えば、図7に示すように、アイソレーション部 22 は、パルストランス 24 と、パルストランス 24 の1次側および2次側に接続された2つの共通モードノイズフィルタ（共通モードチョーク）25、26 と、を有する。パルストランス 24 と共通モードノイズフィルタ 25、26 とは、多層配線板 27 に表面実装されている。なお、共通モードノイズフィルタ 25、26 としては、信号周波数および3逓倍周波数における差動インピーダンスが高いことが好ましい。

10

【0066】

図7および図8に示すように多層配線板 27 は、誘電体層（絶縁層）27Y（27Y1～27Y4）で絶縁された複数の導体層 27X（27X1～27X4）が積層されており、パターンニングされた導体層 27X は誘電体層 27Y の導通配線を介して電気回路を形成している。最上層の導体層 27X1 は、パルストランス 24 と共通モードノイズフィルタ 25、26 とを接続する配線となっている。また導体層 27X2 は、アース電位層（GND層）である。最上層の導体層 27X1 からなる配線と導体層 27X2 とは、効率的な高周波伝送を行うために所定の結合状態、例えば特性インピーダンスが50 となるように設計されている。

20

【0067】

そして、多層配線板 27 は、パルストランス 24 および共通モードノイズフィルタ 25、26 の下および周囲の領域 28 には導体層 27X が無い。すなわち、多層配線板 27 の領域 28 の導体層 27X は、パターンニングにより削除されている。

【0068】

これは、パルストランス 24 を介して高周波の差動信号を伝送することによる、放射ノイズ発生（高周波信号成分の放射）を防止するためである。放射ノイズ低減には、ローパスフィルタ等を用いることも可能ではあるが、高周波の信号を伝送する場合には伝送特性が劣化してしまう。

【0069】

しかし、領域 28 の導体層 27X を削除することにより、コイルで発生した共通モードノイズが、導体層 27X2～27X4、特にGND層である27X2と結合することを防止することができる。

30

【0070】

すなわち、1次側コイルで発生した共通モードノイズが送信信号ラインに戻っていくのを防止するために、共通モードノイズフィルタ 26 を配設し、更に共通モード成分を含んでいるパルストランス 24 および共通モードノイズフィルタ 26 の下の導体層が削除されている。

【0071】

また、2次側コイルで発生した共通モードノイズが受信信号ラインに向かうのを防止するために、共通モードノイズフィルタ 25 を配設し、更に共通モード成分を含んでいるパルストランス 24 および共通モードノイズフィルタ 25 の下の導体層が削除されている。

40

【0072】

このため、共通モードノイズを含む信号を伝送する信号線 27X1A は導体層 27X2 等と結合しない。

【0073】

例えば、領域 28 の導体層 27X を削除することにより、周波数が 204 MHz の差動信号を伝送する場合に、3逓倍の 816 MHz の放射ノイズ成分を 7 dB 減少することができる。

50

【 0 0 7 4 】

なお、領域 2 8 は、少なくともパルストランス 2 4 およびコモンモードノイズフィルタ 2 5、2 6 の直下の領域、すなわち部品実装面積内の領域であるが、直下周辺領域を含むことが好ましい。ここで、周辺領域とは、例えば、部品実装面積の 1 0 0 % ~ 1 5 0 % の範囲の領域であり、例えば直下から外側に 0 mm ~ 2 0 mm の範囲である。前記範囲であれば、配線基板が大型化することなく、放射ノイズ発生を効率的に抑制できる。

【 0 0 7 5 】

すなわち、図 9 A に示すように、導体層 2 7 X を削除する領域 2 8 は、パルストランス 2 4 およびコモンモードノイズフィルタ 2 5、2 6 の下および周辺である。なお、1 次回路と 2 次回路との間の導体層 2 7 X は絶縁のため、アース電位層 (G N D 層) 2 7 X 2 を含めて削除されている。

10

【 0 0 7 6 】

なお、図 9 B に示すように、パルストランス 2 4 およびコモンモードノイズフィルタ 2 5 の下および周辺の領域 2 8 A の導体層 2 7 X を削除した配線板 2 7 A でも、放射ノイズ低減効果がある。

【 0 0 7 7 】

同様に、図 9 C に示すように、パルストランス 2 4 およびコモンモードノイズフィルタ 2 6 の下および周辺の領域 2 8 B の導体層 2 7 X を削除した配線板 2 7 B でも、放射ノイズ低減効果がある。

【 0 0 7 8 】

以上の説明のように、内視鏡装置 1 0 C は、内視鏡装置 1 0 等が有する効果を有し、更に放射ノイズを低減することができる。

20

【 0 0 7 9 】

< 第 4 実施形態 >

図 1 0 に示す本発明の第 4 実施形態の内視鏡システム 1 C の内視鏡装置 1 0 C は、第 2 実施の形態の内視鏡装置 1 0 A 等に類似しているため、同じ構成要素には同じ符号を付し説明は省略する。

【 0 0 8 0 】

異なる種類のアナログ内視鏡、例えば 3 種類の内視鏡のいずれかが接続部 1 2 に接続可能な内視鏡装置 1 0 A の患者回路 2 1 のアナログ信号処理回路は、それぞれの内視鏡に対応した複数の系統の信号処理回路が必要である。

30

【 0 0 8 1 】

これに対して、図 1 0 に示すように、内視鏡装置 1 0 C の A F E (アナログフロントエンド) 部 6 0 を含むアナログ信号処理回路 2 1 C は、種類の異なる内視鏡の処理を行う共通化回路となっている。

【 0 0 8 2 】

内視鏡装置 1 0 C は、内視鏡の種類に応じた、A F E ゲイン設定および C D S / A D C のサンプリングタイミング設定値等を記憶する記憶部 5 6 を有している。

【 0 0 8 3 】

内視鏡が接続されると、スコープ検知回路である識別部 1 5 により接続された内視鏡の種類が識別される。

40

【 0 0 8 4 】

A F E 部 6 0 は、P A (プリアンプ) 部 6 1 と、相関二重サンプリング部である C D S (Correlation Double Sampling) 部 6 2 と、アナログゲインコントロールアンプである G C A 部 6 3 と、A D 変換部 6 4 と、を有する。

【 0 0 8 5 】

内視鏡の C C D を駆動する信号、C D S / A D サンプリングパルス、および A F E ゲインは、スコープ検知回路からのスコープ検知信号にもとづいて F P G A ((Field Programmable Gate Array) 5 0 により構成されたデジタル回路により生成される。すなわち、F P G A 5 0 は、C C D 駆動パルス生成部 5 1 と、C D S パルス生成部 5 2 と、A D サン

50

プリングパルス生成部 5 4 と、ゲイン制御部 5 5 と、D L L (位相遅延) 回路 5 3 と、を有する。

【 0 0 8 6 】

C D S / A D サンプリングパルスは、C C D からの出力信号より再生したクロック信号をもとに、P L L (通倍周波数) 回路 5 7 および D L L 回路 5 3 により、パルス幅および位相を調整して出力される。また、C C D 出力信号より再生したクロック信号の位相を基準として 2 次回路にデジタル映像信号を送信する。また、C C D 出力信号より再生したクロック信号と、2 次側からのクロック信号 (マスタークロック信号) との位相差を F P G A 5 0 にて検知して、画素ずれ等が発生しないように処理を行う。

【 0 0 8 7 】

内視鏡装置 1 0 C は、内視鏡装置 1 0 A が有する効果に加えて、部品点数の削減と、コスト低減と、配線板面積の縮小とを実現している。また、処理に用いる各種のパルス信号を同一の F P G A 5 0 にて管理するために、画素ずれ等の問題が発生しない。

【 0 0 8 8 】

なお、アナログ信号処理回路 2 1 C は、アナログ内視鏡の場合には内視鏡装置の患者回路に配設されているが、内視鏡に配設されていてもよい。例えば、第 1 実施形態で示したデジタル内視鏡である内視鏡 3 0 では、A F E 回路 6 0 等はスコープ回路 3 2 に配設されている。

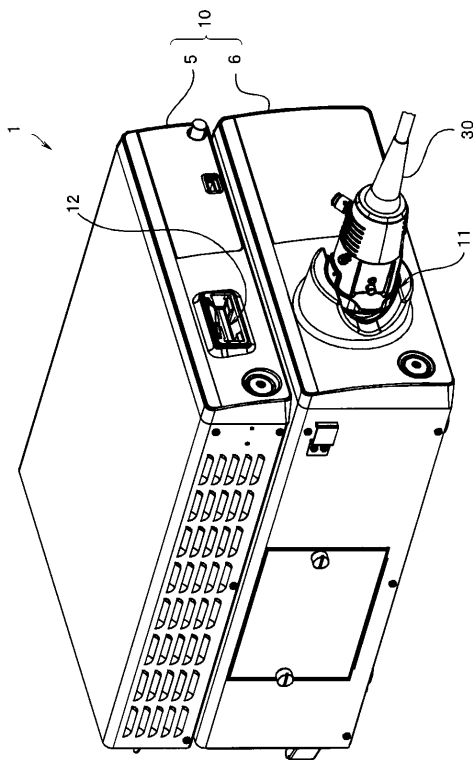
【 0 0 8 9 】

本発明は上述した実施形態または変形例等に限定されるものではなく、本発明の要旨を変えない範囲において、種々の変更、改変等ができる。

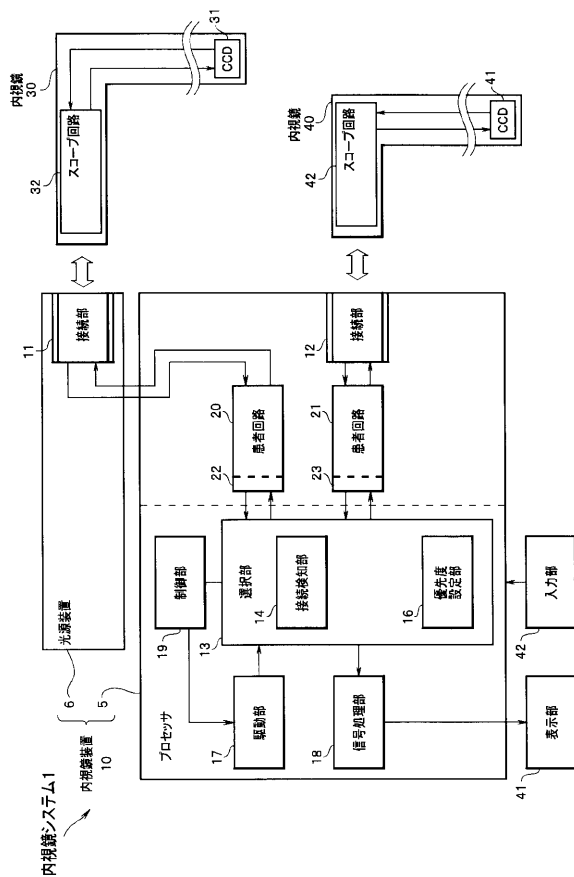
【 0 0 9 0 】

本出願は、2 0 1 0 年 7 月 7 日に日本国に出願された特願 2 0 1 0 - 1 5 5 1 9 3 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。

【 図 1 】



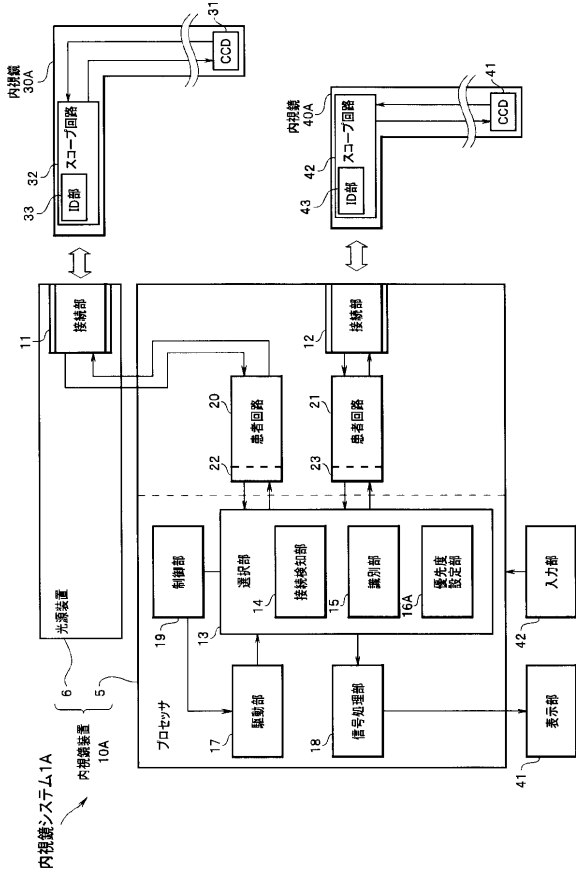
【 図 2 】



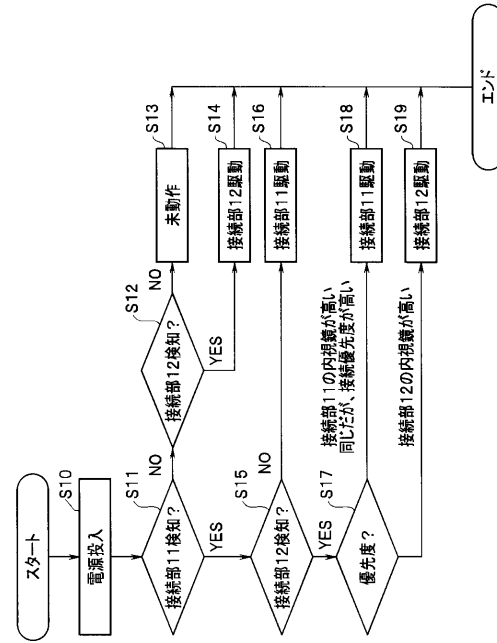
10

20

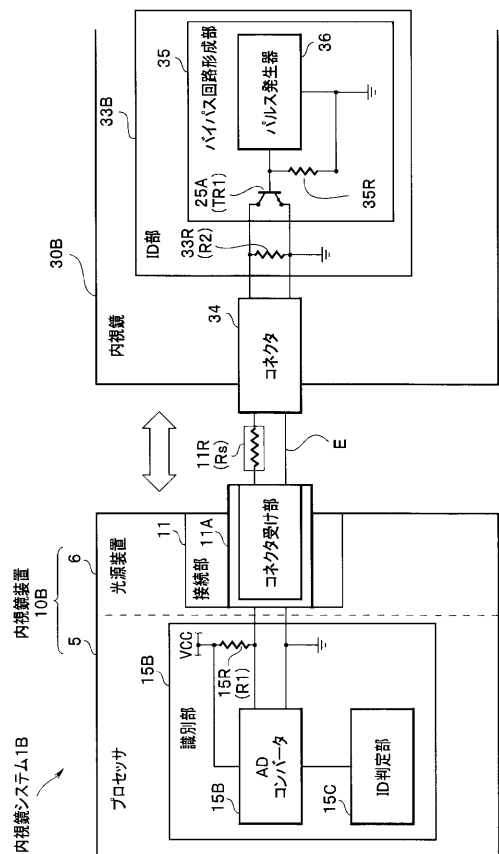
【図3】



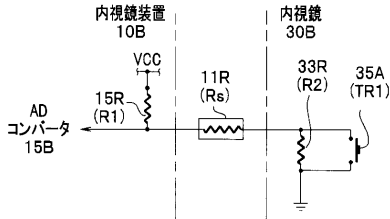
【図4】



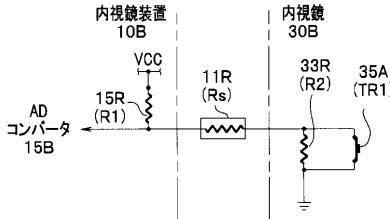
【図5】



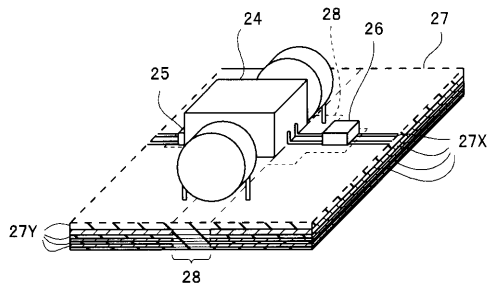
【図6A】



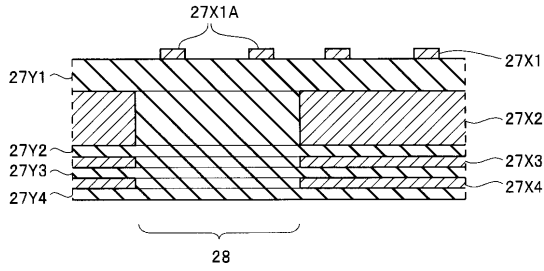
【図6B】



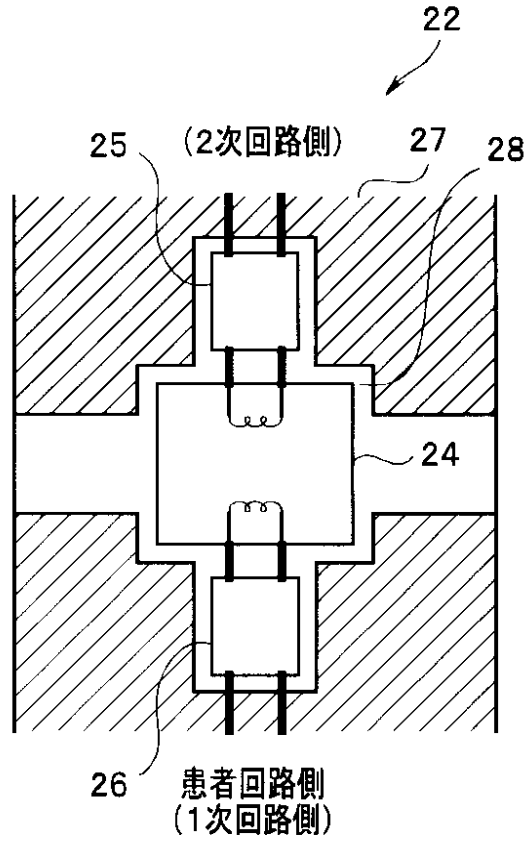
【図7】



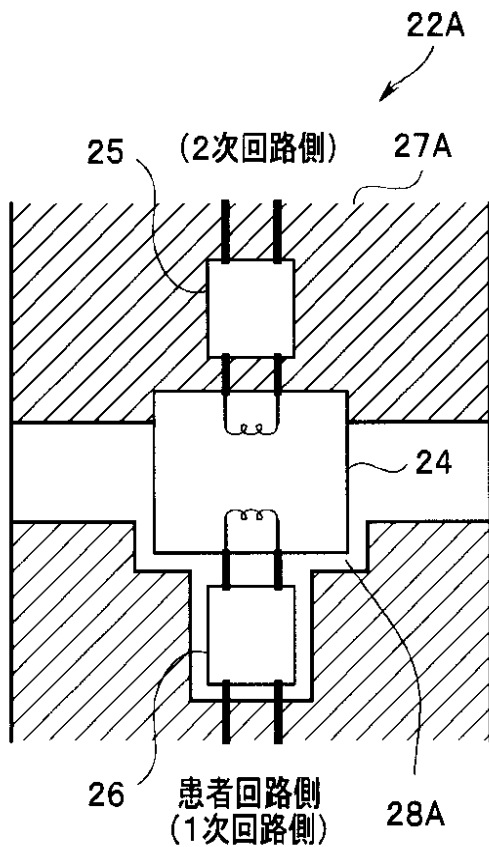
【図8】



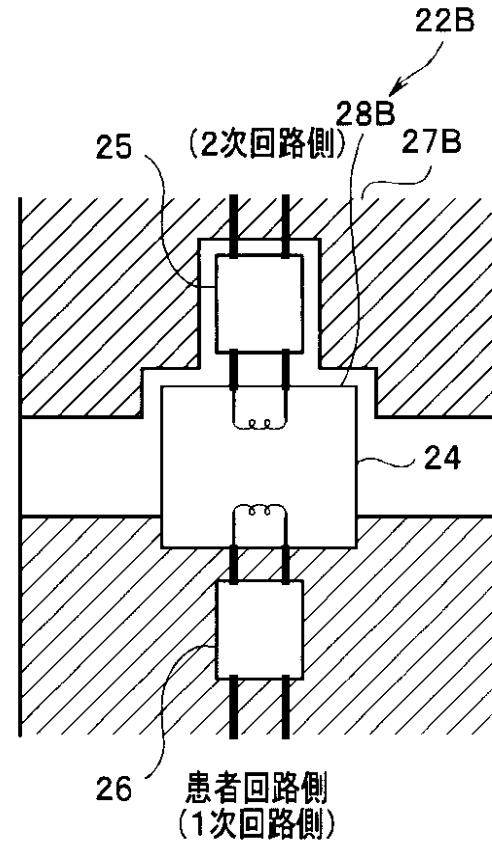
【図9A】



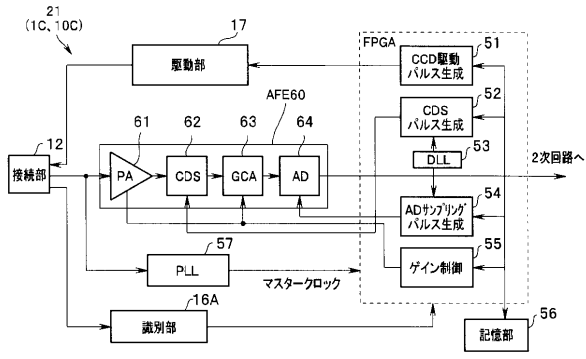
【図9B】



【図9C】



【図10】



フロントページの続き

(72)発明者 筒井 啓介

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 小野 誠

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内

審査官 伊藤 昭治

(56)参考文献 特開2008-86665(JP,A)

特開2009-189528(JP,A)

特開平5-245104(JP,A)

特開2009-112644(JP,A)

特開2008-264312(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32

G02B 23/24 - 23/26

专利名称(译)	内窥镜装置		
公开(公告)号	JP5165813B2	公开(公告)日	2013-03-21
申请号	JP2012523848	申请日	2011-07-01
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	菅野清貴 田淵浩一郎 筒井啓介 小野誠		
发明人	菅野 清貴 田淵 浩一郎 筒井 啓介 小野 誠		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/00006 A61B1/00018 A61B1/00025 A61B1/00032 A61B1/00036 A61B1/00039 A61B1/00059 A61B1/00114 A61B1/00117 A61B1/00124 A61B1/0016 A61B1/0684 A61B1/00009 A61B1/00045 A61B1/00055 A61B1/051 A61B1/0676 A61B1/07		
FI分类号	A61B1/00.300.A		
代理人(译)	伊藤 进 长谷川 靖 ShinoUra修		
审查员(译)	伊藤商事		
优先权	2010155193 2010-07-07 JP		
其他公开文献	JPWO2012005196A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

内窥镜装置10包括：多个连接部分11和12，内窥镜可以分别连接到所述多个连接部分11和12；优先级设置部分16，其设置作为多个连接部分11和12的驱动优先级的连接优先级；驱动部分17，向一个内窥镜提供驱动信号；控制部分19控制成使得驱动部分17基于连接优先级向任何一个内窥镜提供驱动信号。

