

(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2006-55223

(P2006-55223A)

(43) 公開日 平成18年3月2日(2006.3.2)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 6 2 J	2 H 0 4 O
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 2	4 C 0 6 1
	G 0 2 B 23/24 B	

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2004-237629 (P2004-237629)	(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
(22) 出願日	平成16年8月17日 (2004.8.17)	(74) 代理人	100076233 弁理士 伊藤 進
		(72) 発明者	平井 力 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ リンパス株式会社内
		(72) 発明者	望田 明彦 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ リンパス株式会社内
		(72) 発明者	高橋 和正 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ リンパス株式会社内
		Fターム(参考)	2H040 DA17 DA21 GA02 GA11 4C061 CC06 FF45 JJ19 LL02 UU03

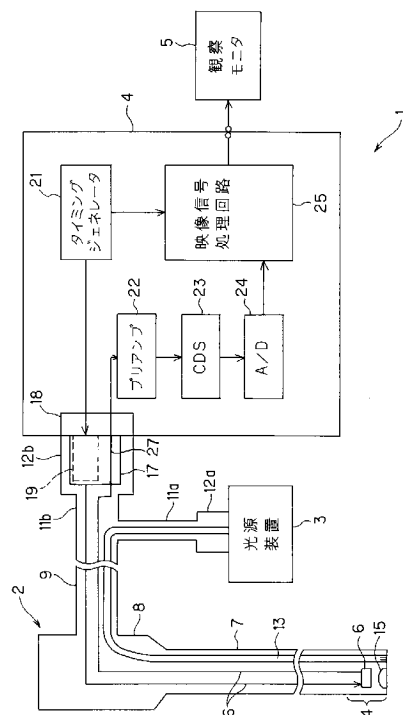
(54) 【発明の名称】 内視鏡

(57) 【要約】

【課題】 駆動信号によるノイズの影響を軽減でき、かつ固体撮像素子の種類が異なる場合にも対応し易い内視鏡を提供する。

【解決手段】 C C D 6 を内蔵した内視鏡 2 における信号コネクタ 1 2 b 内には、C C D 6 を駆動する駆動信号を生成する駆動回路 1 9 が実装されたコネクタ基板 1 7 が設けられ、かつこのコネクタ基板 1 7 には、駆動信号がノイズとして混入するのを防止するために駆動回路 1 9 から離間してして C C D 6 の出力信号を伝送する信号パターン 2 7 を設けている。

【選択図】 図 1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

固体撮像素子と、前記固体撮像素子を駆動する駆動回路とを内蔵した内視鏡において、前記固体撮像素子の出力信号を、前記駆動回路からの駆動信号から分離して信号伝送を行う信号分離伝送手段を設けたことを特徴とする内視鏡。

【請求項 2】

前記信号分離伝送手段は、回路基板に実装された前記駆動回路と離間して設けられ、前記固体撮像素子の出力信号を伝送する回路パターン又は同軸ケーブルにより形成されることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡。

【請求項 3】

前記信号分離伝送手段は、前記固体撮像素子の近傍に配置され、前記固体撮像素子の出力信号を電流増幅するバッファ回路と、前記バッファ回路を経た前記出力信号を伝送する同軸ケーブルとにより形成されることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、固体撮像素子及び駆動回路を備えた内視鏡に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、固体撮像素子を備えた内視鏡は、医療用分野及び工業用分野において広く採用されるようになった。

図 13 は、従来の内視鏡システム 61 を示す。この内視鏡システム 61 は、体腔内等に挿入される電子内視鏡 62 と、この電子内視鏡 62 に照明光を供給する光源装置 63 と、電子内視鏡 62 に内蔵された固体撮像素子としての電荷結像素子（CCD と略記）66 を駆動すると共に、その出力信号に対する信号処理を行う信号処理装置としてのビデオプロセッサ装置 64 と、このビデオプロセッサ装置 64 から出力される映像信号が入力されることにより、CCD 66 により撮像した内視鏡画像を表示する観察モニタ 65 とからなる。

【0003】

電子内視鏡 62 は、体腔内等に挿入される細長の挿入部 67 と、この挿入部 67 の後端に設けられた操作部 68 と、この操作部 68 から延出されたユニバーサルケーブル部 69 とを有する。

このユニバーサルケーブル部 69 の末端側はライトガイドケーブル部 71a と信号ケーブル部 71b とに分離され、ライトガイドケーブル部 71a の端部のライトガイドコネクタ 72a は、光源装置 63 に着脱自在に接続され、信号ケーブル部 71b の端部の信号コネクタ 72b は、ビデオプロセッサ装置 64 に着脱自在に接続される。

挿入部 67 内には、照明光を伝送するライトガイド 73 が挿通され、このライトガイド 73 の後端側は、操作部 68 からユニバーサルケーブル部 69 内を挿通され、ライトガイドコネクタ 72a が光源装置 63 に装着されることにより、ライトガイド 73 の後端の入射端には、光源装置 63 内の図示しないランプから照明光が供給される。

【0004】

そして、このライトガイド 73 により伝送された照明光は、挿入部 67 の先端部 74 の照明窓から外部に出射され、患部等の被写体を照明する。

照明された被写体は、先端部 74 における照明窓に隣接して設けられた観察窓に取り付けられた対物レンズ 75 により、その結像位置に配置された CCD 66 に結像される。

【0005】

この CCD 66 は、挿入部 67 内部などを挿通された信号線 76 により信号コネクタ 72b 内に配置されたコネクタ基板 77 に接続されている。

このコネクタ基板 77 の端部は、ビデオプロセッサ装置 64 側の装置コネクタ 78 に着脱自在に接続される。このコネクタ基板 77 は、CCD 66 を駆動する駆動回路が形成さ

10

20

30

40

50

れていると共に、ＣＣＤ６６から出力される出力信号パターン等も設けてある。

このコネクタ基板７７には、ビデオプロセッサ装置６４内のタイミングジェネレータ８１からのタイミング信号が供給される。

【０００６】

また、ＣＣＤ６６から出力される出力信号は、コネクタ基板７７の出力信号パターンを経てビデオプロセッサ装置６４内のプリアンプ８２に入力され、増幅された後、ＣＤＳ回路８３に入力される。

このＣＤＳ回路８３に入力された信号は、相関二重サンプリング処理され、リセットノイズなどが除去されて信号成分が抽出されたベースバンドの信号に変換された後、Ａ／Ｄ変換回路８４に入力され、デジタルの信号に変換された後、映像信号処理回路８５に入力される。 10

この映像信号処理回路８５により、標準のＴＶ信号に変換された後、観察モニタ６５に出力される。

【０００７】

このような構成の従来例は、信号コネクタ７２ｂ内のコネクタ基板７７に駆動回路を設けているので、ビデオプロセッサ装置６４に接続される電子内視鏡６２に搭載されているＣＣＤ６６の種類が異なる場合にも、その電子内視鏡６２に搭載されている駆動回路により対応することができ、ビデオプロセッサ装置６４の回路構成を簡単化することができる。

換言すると、電子内視鏡６２に搭載されているＣＣＤ６６の種類が異なるような場合にも、簡単な構成のビデオプロセッサ装置６４により、対応がし易い。 20

【特許文献１】特開２００１－１４５０９９号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【０００８】

しかしながら、図１３に示す従来例は、ＣＣＤ６６の出力信号ラインが駆動回路と共通のコネクタ基板７７上に設けられており、かつ近接して設けられているため、駆動回路に影響され易い。つまり、小さな浮遊容量を介して駆動回路側と結合したような回路系が形成された状況となる。

このため、駆動回路に大きな電流が流れると、ＣＣＤ６６の出力信号ラインにノイズが混入し易くなる。ＣＣＤ６６の出力信号ラインは、画像のノイズに対して敏感であり、少しでもノイズが混入すると、観察モニタ５上に表示される内視鏡画像の画質が劣化してしまう。 30

【０００９】

なお、図１３に類似する従来例として、例えば特開２００１－１４５０９９号公報がある。

この従来例においても内視鏡の信号コネクタ内等に駆動回路等を内蔵した内視鏡システムが開示されている。そして、この従来例においても、図１３と同様に駆動回路側の信号がＣＣＤ出力信号にノイズとなって混入する可能性がある。

【００１０】 40

（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、駆動信号によるノイズの影響を軽減でき、かつ固体撮像素子の種類が異なる場合にも信号処理装置側での回路構成を簡単化するのに適した内視鏡を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【００１１】

本発明は、固体撮像素子と、前記固体撮像素子を駆動する駆動回路とを内蔵した内視鏡において、

前記固体撮像素子の出力信号を、前記駆動回路からの駆動信号から分離して信号伝送を行う信号分離伝送手段を設けたことを特徴とする。

上記構成により、信号分離伝送手段により、固体撮像素子の出力信号を駆動信号から分離でき、ノイズの影響を軽減でき、かつ駆動回路を内視鏡側に設けることにより、信号処理装置側での回路構成を簡単化できるようにしている。

【発明の効果】

【0012】

本発明によれば、ノイズの影響を軽減でき、かつ駆動回路を内視鏡側に設けることにより、信号処理装置側での回路構成を簡単化できる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0013】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

10

【実施例1】

【0014】

図1ないし図3は本発明の実施例1に係り、図1は本発明の実施例1を備えた内視鏡システムの全体構成を示し、図2はコネクタ基板周辺部の構成を示し、図3は変形例におけるコネクタ基板周辺部の構成を示す。

図1に示す本発明の実施例1を備えた内視鏡システム1は、図13に示す内視鏡システム61に類似している。

この内視鏡システム1は、体腔内等に挿入され、撮像手段を内蔵した電子内視鏡（以下、単に内視鏡と略記）2と、この内視鏡2に照明光を供給する光源装置3と、内視鏡2に内蔵された固体撮像素子としての電荷結像素子（CCDと略記）6の出力信号に対する信号処理を行う信号処理装置としてのビデオプロセッサ装置4と、このビデオプロセッサ装置4から出力される映像信号が入力されることにより、CCD6によって撮像した内視鏡画像を表示する観察モニタ5とからなる。

20

【0015】

内視鏡2は、体腔内等に挿入される細長の挿入部7と、この挿入部7の後端に設けられた操作部8と、この操作部8から延出されたユニバーサルケーブル部9とを有する。

このユニバーサルケーブル部9の末端側はライトガイドケーブル部11aと信号ケーブル部11bとに分離され、ライトガイドケーブル部11aの端部のライトガイドコネクタ12aは、光源装置3に着脱自在に接続され、信号ケーブル部11bの端部の信号コネクタ12bは、ビデオプロセッサ装置4に着脱自在に接続される。

30

挿入部7内には、照明光を伝送するライトガイド13が挿通され、このライトガイド13の後端側は、操作部8からユニバーサルケーブル部9内を挿通され、ライトガイドコネクタ12aが光源装置3に装着されることにより、ライトガイド13の後端の入射端には、光源装置3内の図示しないランプから照明光が供給される。

【0016】

そして、このライトガイド13により伝送された照明光は、挿入部7の先端部14の照明窓から外部に出射され、患部等の被写体を照明する。

照明された被写体は、先端部14における照明窓に隣接して設けられた観察窓に取り付けられた対物レンズ15により、その結像位置に配置されたCCD6に結像される。

このCCD6は、挿入部7内部などを挿通された信号ケーブル16により信号コネクタ12b内に配置されたコネクタ基板17に接続されている。

40

このコネクタ基板17の端部は、ビデオプロセッサ装置4側の装置コネクタ18に着脱自在に接続される。このコネクタ基板17は、CCD6を駆動する駆動回路19が形成されていると共に、CCD6から出力される出力信号を伝送する出力信号用プリントパターン等も設けてある。

【0017】

このコネクタ基板17には、ビデオプロセッサ装置4内のタイミングジェネレータ21からの各種のタイミング信号が供給され、コネクタ基板17における駆動回路19は、供給された各種のタイミング信号から、この内視鏡2に搭載されたCCD6を適切に駆動する駆動信号を出力する。

50

このように各内視鏡 2 に駆動回路 19 を設けることにより、各内視鏡 2 に搭載された画素数などが異なる各種の C C D 6 に適した駆動信号を生成できる。このため、ビデオプロセッサ装置 4 側の負担を軽減でき、簡単な構成で各種の C C D に対応した信号処理を行うことができるようになる。また、ビデオプロセッサ装置 4 側で、複数種類の内視鏡に対して C C D 駆動波形の調整を行わなくて済む。

【0018】

C C D 6 から出力される出力信号は、コネクタ基板 17 の出力信号用プリントパターンを経てビデオプロセッサ装置 4 内のプリアンプ 22 に入力され、増幅された後、C D S 回路 23 に入力される。

この C D S 回路 23 に入力された信号は、相関二重サンプリング処理され、リセットノイズなどが除去されて信号成分が抽出されたベースバンドの信号に変換された後、A / D 変換回路 24 に入力される。この A / D 変換回路 24 は、入力信号をデジタルの信号に変換した後、映像信号処理回路 25 に出力する。なお、映像信号処理回路 25 は、タイミングジェネレータ 21 から供給されるタイミング信号に同期した信号処理を行う。

この映像信号処理回路 25 により、標準の T V 信号に変換された後、観察モニタ 5 に出力される。

【0019】

図 2 は、本実施例におけるコネクタ基板周辺部の構成を示す。

内視鏡 2 内の C C D 6 は、同軸ケーブルで形成された信号ケーブル 16 を介して（信号コネクタ 12 b 内の）コネクタ基板 17 に接続されている。

このコネクタ基板 17 には、C C D 6 を駆動する駆動回路 19 と、この駆動回路 19 と物理的に分離（或いは電氣的に絶縁）するために距離 d だけ離間して C C D 6 の出力信号 V o u t 及びそのグラウンド（図中では G N D ）用の信号パターン 27 とを設けて、駆動回路 19 側に大きな電流が流れても分離（離間）して形成された（信号分離伝送手段或いは信号絶縁伝送手段としての）信号パターン 27 にノイズが混入するのを防止或いは抑圧している。

コネクタ基板 17 の端部（の信号コネクタ 12 b ）は、ビデオプロセッサ装置 4 の端部（の装置コネクタ 18 ）に接続された装置内ケーブル 28 を介して、ビデオプロセッサ装置 4 内のビデオプロセッサ基板 29 に接続されている。

【0020】

この場合にも、信号パターン 27 の端部に接続されるビデオプロセッサ装置 4 内の装置内ケーブル 28 と接続されるビデオプロセッサ基板 29 の端部 29 a は、駆動回路 19 と装置内ケーブル 28 を介して接続される端部と物理的に離間することにより駆動信号系から電氣的に分離形成されている。この端部 29 a は、図 1 で示したプリアンプ 22 に入力される。

このように本実施例においては、C C D 出力信号 V o u t は、駆動信号系とは分離（或いは絶縁）された状態で、コネクタ基板 17 に設けられた信号パターン 27、ビデオプロセッサ装置 4 の装置内ケーブル 28（具体的には同軸ケーブル）を経てビデオプロセッサ基板 29 における他の端部と分離された端部 29 a に導かれる。そして、さらにプリアンプ 22 により増幅される。

【0021】

なお、ビデオプロセッサ基板 29 には、例えばタイミングジェネレータ 21 から出力される各種の駆動信号生成用の信号 ϕR 、 $\phi H 1$ 、 $\phi H 2$ 、 $\phi V 1 \sim \phi V 4$ は、装置内ケーブル 28 を介して駆動回路 19 の入力側の端部に印加される。そして、駆動回路 19 は、C C D 6 の種類に対応した駆動信号を生成して、駆動回路 19 の出力端から信号ケーブル 16 を介して C C D 6 に印加する。なお、駆動回路 19 として、駆動信号のタイミングを調整する遅延回路をさらに含む構成にしても良い。

このような構成の内視鏡システム 1 においては、内視鏡 2 は、例えばその信号コネクタ 12 b 内に、各内視鏡 2 に搭載された C C D 6 を駆動する駆動回路 19 を設けているので、ビデオプロセッサ装置 4 側における駆動系を簡単な構成で、各種 C C D を搭載した内視

10

20

30

40

50

鏡に共通して使用することが可能となる。

また、上述したように本実施例によれば、CCD 6 の出力信号 *V o u t* を駆動信号と信号分離手段により空間的に離間（分離）してビデオプロセッサ装置 4 内のプリアンプ 2 2 に入力させるようにしているので、駆動信号に比較的大きな電流が流れても出力信号 *V o u t* にノイズが混入することを軽減ないしは抑圧でき、画質の良い内視鏡画像を表示することができる。

【0022】

図 2 に示した構成の変形例として、図 3 のような構成にしても良い。図 3 は変形例におけるコネクタ基板周辺部の構成を示す。

図 2 では、コネクタ基板 1 7 において、駆動回路 1 9 とは離間することにより、分離形成した信号パターン 2 7 を用いていたが、本変形例ではコネクタ基板 1 7 上には信号パターン 2 7 を設けなくて、コネクタ基板 1 7 から離間した同軸ケーブル 3 1 により CCD 6 の出力信号 *V o u t* を伝送する信号分離伝送手段或いは信号絶縁伝送手段を形成するようにしている。 10

本変形例では、CCD 6 の出力信号 *V o u t* は、同軸ケーブル 3 1 で伝送され、この同軸ケーブル 3 1 の端部は、信号コネクタ 1 2 b におけるビデオプロセッサ装置 4 の接続部まで延出されている。そして、この接続部に入力された出力信号 *V o u t* は、実施例 1 の場合と同様に装置内ケーブル 2 8 を介してビデオプロセッサ基板 2 9 の端部 2 9 a に伝送される。

【0023】

20

本変形例の作用効果は実施例 1 と殆ど同様となる。

以上説明したように本実施例によれば、内視鏡 2 側に CCD 6 及びその CCD 6 を駆動する駆動回路 1 9 を設けることにより、小規模のビデオプロセッサ装置 4 により、各種の内視鏡 2 に共通して使用できるようにすることができると共に、CCD 6 の出力信号 *V o u t* を駆動信号とは分離ないしは絶縁された信号分離伝送手段により伝送するようにしているので、CCD 6 により撮像された信号の S / N の劣化を防止できる。従って、画質の良い内視鏡画像を表示できる。

【0024】

なお、図 1 に示す構成では、内視鏡 2 の信号コネクタ 1 2 b 内に駆動回路 1 9 を設けた構成を示しているが、例えば上述した特許文献 1 のように、例えばコネクタ基板 1 7 に駆動回路 1 9 の他に、プリアンプ 2 2 及び CDS 回路 2 3 を実装し、CDS 回路 2 3 による 30 相関二重サンプリングするタイミングを各内視鏡 2 側でそれぞれ適切に設定できるようにしても良い。

つまり、内視鏡 2 の挿入部 7 の長さ等が異なると、信号伝送の遅延量が異なるため、CDS 回路 2 3 による相関二重サンプリングするタイミングも調整することが必要になるが、各内視鏡 2 内に CDS 回路 2 3 を設けて、その内視鏡 2 に合わせた設定にすることにより、ビデオプロセッサ装置 4 側での調整が不必要となり、より簡略な構成で各種の内視鏡に適切に対応ができるようになる。

【実施例 2】

【0025】

40

次に本発明の実施例 2 を図 4 を参照して説明する。本実施例は、例えば実施例 1 の変形例において、さらに内視鏡 2 の種類が異なるような場合においても、共通に使用するビデオプロセッサ装置 4 との間で、より適切な状態で信号伝送を行えるようにする。

本実施例を備えた内視鏡システム 1 B における主要部の構成を図 4 に示す。この内視鏡システム 1 B は、内視鏡 2 B とビデオプロセッサ装置 4 B とを有する。

内視鏡 2 B には、実施例 1 の変形例の構成において、さらに CCD 6 の近傍に、CCD 6 の出力信号 *V o u t* を電流増幅及びインピーダンス変換を行うバッファ回路（或いはラインドライバ）3 6 が設けてある。

このバッファ回路 3 6 は、エミッタフォロワのトランジスタ Q 1 及び抵抗 *r* 1 からなり、その出力端には、インピーダンス整合用の抵抗 *r* 2 を介して同軸ケーブル 3 1 の一端が 50

接続されている。このバッファ回路 36 により低インピーダンスに変換して同軸ケーブル 31 により C C D 6 の出力信号 V o u t が伝送される。

【 0 0 2 6 】

このような構成にすることにより、コネクタ基板 17 に設けられた駆動回路 19 による駆動信号の影響をより軽減できる信号分離伝送手段を形成している。

つまり、C C D 6 の出力信号 V o u t は、微弱であるので、そのまま同軸ケーブル 31 により伝送した場合、この同軸ケーブル 31 により駆動回路 19 からの駆動信号を伝送する同軸ケーブル 16 とかなり分離（絶縁）することができるが、微弱であるがために僅かなノイズの混入によっても影響を受け易い。

【 0 0 2 7 】

これに対して、C C D 6 の出力信号 V o u t をバッファ回路 36 により電流増幅を行った後、同軸ケーブル 31 により伝送する構成にすることにより、分離（絶縁）機能と同じでも、バッファ回路 36 により電流増幅を行っているので、ノイズにより受ける影響を大幅に軽減できる。つまり、S / N の良い信号伝送を行うことができ、画質の良い出力信号の伝送が可能となる。

【 0 0 2 8 】

この同軸ケーブル 31 の他端は、ビデオプロセッサ装置 4 B の入力端に接続され、C C D 出力信号 V o u t は、この入力端に設けられたインピーダンス整合用回路 37 を介してプリアンプ 22 に入力される。

つまり、このビデオプロセッサ装置 4 B は、実施例 1 のビデオプロセッサ装置 4 において C C D 出力信号 V o u t が入力される入力端にインピーダンス整合用回路 37 が設けられている。

同軸ケーブル 31 の他端は、直流阻止用コンデンサ c 1 を介してインピーダンス整合用回路 37 を構成するマルチプレクサ 38 の共通端子に接続されると共に、エミッタフォロワのトランジスタ Q 2 のベースに接続される。このトランジスタ Q 2 の出力端となるエミッタは、抵抗 r 3 を介してグランドに接続されている。

【 0 0 2 9 】

また、マルチプレクサ 38 における切り替えられる複数の端子 T a ~ T m には、インピーダンス値がそれぞれ異なる値の Z a、Z b、...、Z m の終端用のインピーダンス素子の一端が接続され、他端はグランドに接続されている。また、マルチプレクサ 38 における 1 つの端子 T n には、インピーダンス素子が接続されていない端子となっており、この端子 T n を選択することによりインピーダンス素子で終端しない非終端状態の端子も選択できるようにしている。

また、各内視鏡 2 B には、その内視鏡 2 B の識別情報、つまり内視鏡 2 B の C C D 6 の種類や同軸ケーブル 31 の特性インピーダンス等を識別可能とする判別用の抵抗 39 が設けられている。つまり、抵抗値により識別（判別）を行う抵抗 39 が設けられている。

そして、内視鏡 2 B の信号コネクタがビデオプロセッサ装置 4 B に接続されると、抵抗 39 が接続されたコネクタの接点ピンは、ビデオプロセッサ装置 4 B に設けられた検知回路 40 により、その抵抗値から内視鏡 2 B における同軸ケーブル 31 の特性インピーダンス等に関する情報が判別（検知）される。

【 0 0 3 0 】

この検知回路 40 による出力信号により、マルチプレクサ 38 により選択される端子 T i (i = a ~ n) が自動的に選択決定される。

このような構成の本実施例によれば、種類が異なる内視鏡 2 B を、共通のビデオプロセッサ装置 4 B に接続して使用する場合、同軸ケーブル 31 の他端を実際に接続される内視鏡 2 B の C C D 出力信号 V o u t を伝送する同軸ケーブル 31 の特性インピーダンスと整合するインピーダンス素子で終端することができるようになる。

また、インピーダンスの整合の他に、ビデオプロセッサ装置 4 B に入力される入力信号レベルを調整して、適切なレベルの信号を入力させることもできる。このため、共通のビデオプロセッサ装置 4 B により、種類が異なる C C D などを搭載した各種の内視鏡 2 B に

10

20

30

40

50

対して広範囲にかつ簡単に対応ができるようになる。

【 0 0 3 1 】

つまり、図 4 の内視鏡システム 1 B は、複数の内視鏡撮像系 + 信号処理系の組合せを可能とするシステムであり、両者間を電氣的に接続する映像信号伝送ラインに関し、これをシステムのレベルダイア等に合わせてその伝送ケーブルの特性インピーダンスで終端 / 非終端、あるいは任意のインピーダンスで終端の選択を可能とする切り替え機能を備えたことを特徴としている。

【 0 0 3 2 】

従って、本実施例によれば、CCD 出力信号 V_{out} を効率良くビデオプロセッサ装置 4 B 内のプリアンプ 2 2 に入力できるようになり、S / N の良い状態で信号伝送が可能になる。 10

次に本実施例における変形例を説明する。図 4 に示したように抵抗 3 9 により内視鏡 2 B の種類などを判別 (検知) しようとした場合、判別できる種類が制約される。このため、図 5 に示すように判別に用いる抵抗 3 9 を 2 つ 3 9 a 及び 3 9 b にしている。

【 0 0 3 3 】

また、2 つの抵抗 3 9 a 、 3 9 b により判別できる種類以上にも対応できるように、本変形例ではさらに第 3 の抵抗 3 9 c を、コネクタ基板 1 7 に設けている。

コネクタ基板 1 7 に設けることにより、さらにより多くの種類の内視鏡 2 B (図 5 に示す内視鏡 2 B 以外の内視鏡も含む) に対応できるようにしている。

図 6 は、検知回路 4 0 の構成例を示している。それぞれ一端がグランドに接続された抵抗 3 9 a 、 3 9 b 、 3 9 c の他端は、一端が電源端 V_{cc} に接続された基準の抵抗 4 1 a 、 4 1 b 、 4 1 c の他端に接続されると共に、A / D コンバータ 4 2 a 、 4 2 b 、 4 2 c の入力端に接続されている。 20

そして、A / D コンバータ 4 2 a 、 4 2 b 、 4 2 c によりデジタルの電圧信号に変換された後、デコード回路 4 3 に入力され、デコード回路 4 3 によりデコードされたデータにより、マルチプレクサ 3 8 を切り替える。

【 0 0 3 4 】

このようにコネクタ基板 1 7 にも識別用の抵抗 3 9 c を設けることにより、より多くの種類の内視鏡 2 B を識別することができるようになる。

なお、図 6 等の検知回路 4 0 の電源を他の電源と独立して設けた電源を用いるようにしても良い。 30

図 7 は、他の電源とは独立した検知回路用電源 V_c により検知回路による検知動作を行うようにした構成を示す。なお、図 7 では、検知回路 4 0 をより一般化して、内視鏡側 (撮像側) 検知回路 4 0 a と、ビデオプロセッサ側検知回路 (図 7 では V_P 側検知回路と略記) 4 0 b とに分けて示している。

検知回路 4 0 a 及び 4 0 b は、検知回路用電源 V_c からの電源により動作を行い、検知回路 4 0 a と接続された伝送線により伝送される検知信号 L_a 、 L_b 、 ... 、 L_n により検知回路 4 0 b は、検知動作を行う。

【 0 0 3 5 】

また、CCD 6 とビデオプロセッサ基板 2 9 は、ビデオプロセッサ用電源 V_{dd1} 、 V_{dd2} 、 ... 、 V_{ddn} から供給される電源により各種の動作を行う。 40

その他の構成は、図 4 等と同様の構成である。

本変形例によれば、撮像系が異なる内視鏡を特定するための検知回路 4 0 a 、 4 0 b において、フェイルセーフの観点から、検知回路 4 0 a 、 4 0 b に供給される電源 V_c を、他の信号処理等で利用する電源 V_{dd1} , ... 、 V_{ddn} と独立して設けている。

これにより、他の信号処理系で故障が発生しても、検知回路 4 0 a 、 4 0 b のみは正常動作させることで、内視鏡に搭載されている撮像系で使用されている高価な CCD 6 を破損等することをより確実に防止することができる。

【 0 0 3 6 】

次に図 8 を参照してビデオプロセッサ装置における変形例の構成を説明する。本変形例 50

では、ビデオプロセッサ装置 4 のビデオプロセッサ基板を小型化するために 2 枚に積層化したビデオプロセッサ基板 5 0 a、5 0 b に分けている。

これに対応して、図 1 に示した装置コネクタ 1 8 からビデオプロセッサ基板 5 0 a、5 0 b に接続する装置内ケーブル 2 8 を 2 枚のフレキシブルプリント基板 (F P C 基板と略記) 5 1 a、5 1 b で形成し、その端部にビデオプロセッサ基板 5 0 a、5 0 b にそれぞれ接続するコネクタ部 5 2 a、5 2 b を設けている。

この場合、2 枚の F P C 基板 5 1 a、5 1 b における装置コネクタ 1 8 側の接続部は、図 9 の下、上にそれぞれ示すように F P C 基板 5 1 a の信号パターン 5 2 a のランド部 5 3 a と、F P C 基板 5 1 b の信号パターン 5 2 b のランド部 5 3 b とが重ならないレイアウトにしてある。

【0037】

また、F P C 基板 5 1 a 側における (F P C 基板 5 1 b 側の) ランド部 5 3 b が上から重ねられる部分のランド部 5 3 a は、スルーホール構造等にしてある。

そして、例えば最初に F P C 基板 5 1 a 側のランド部 5 3 a を装置コネクタ 1 8 の接続部に半田付けで接続し、その上から F P C 基板 5 1 b 側のランド部 5 3 b を装置コネクタ 1 8 の接続部に半田付けで接続する。

このようにして 2 枚の F P C 基板 5 1 a、5 1 b 側のランド部 5 3 a、5 3 b を半田付けで接続すると、図 10 のようになる。なお、図 10 では簡単化のため、ランド部 5 3 b の下側のランド部 5 3 a 等も透視した状態で重ねて示している (後述の図 12 でも同様である)。

この場合、図 11 に示すように 2 枚の F P C 基板 5 1 a、5 1 b のランド部 5 3 a、5 3 b の大きさが異なるように形成しても良い。そして、上記の場合と同様に半田付けすることにより、図 12 のようになる。

この場合には、半田付けがより容易になるメリットがある。

【0038】

[付記]

1. 請求項 1 ~ 3 において、さらに内視鏡の識別情報を発生する識別情報発生手段を有する。

2. 付記 1 において、前記識別情報発生手段は、識別情報を抵抗値に対応付けた抵抗により形成される。

3. 付記 2 において、前記抵抗は、前記内視鏡の信号用コネクタ内に設けた基板に設けた。

4. 固体撮像素子及び前記固体撮像素子を駆動する駆動回路を内蔵した内視鏡と、前記固体撮像素子に対する信号処理を行う信号処理装置とを備えた内視鏡装置において、

前記固体撮像素子の出力信号を、前記駆動回路からの駆動信号から分離しないしは絶縁する信号絶縁手段を設けたことを特徴とする内視鏡装置。

【0039】

5. 付記 4 において、各内視鏡には識別情報発生手段が設けられ、前記信号処理装置は、前記識別情報発生手段による識別情報により、信号コネクタが着脱自在に接続される内視鏡を検知する検知手段を有する。

6. 付記 5 において、前記信号処理装置は、前記検知手段による検知出力により、前記信号コネクタから前記信号処理装置に入力される前記固体撮像素子の出力伝送ラインを終端して入力させる終端用インピーダンス素子を調整する。

【産業上の利用可能性】

【0040】

各内視鏡内に固体撮像素子と共に駆動回路を設けることにより、共通に使用される信号処理装置による回路規模を小さく、かつ各種の内視鏡に簡単に対応できるようにすると共に、固体撮像素子の出力信号を伝送する信号伝送手段を駆動回路から電氣的に絶縁した状態で形成することにより、駆動信号によるノイズの影響を受けにくい信号伝送を可能にした。

10

20

30

40

50

【図面の簡単な説明】

【 0 0 4 1 】

【図 1】本発明の実施例 1 を備えた内視鏡システムの全体構成図。

【図 2】コネクタ基板周辺部の構成を示すブロック図。

【図 3】変形例におけるコネクタ基板周辺部の構成を示すブロック図。

【図 4】本発明の実施例 2 における信号伝送手段周辺部の回路構成を示す図。

【図 5】変形例における信号伝送手段周辺部の回路構成を示す図。

【図 6】検知回路の構成を示すブロック図。

【図 7】検知回路用電源を設けた検知回路の周辺部の構成図。

【図 8】2 体に分けたビデオプロセッサ基板等の構成を示す斜視図。

10

【図 9】2 体のビデオプロセッサ基板に接続される 2 枚の F P C 基板の構成を示す平面図

。

【図 1 0】接続部側を重ねて半田付けした状態の 2 枚の F P C 基板を示す図。

【図 1 1】変形例における 2 枚の F P C 基板の構成を示す平面図。

【図 1 2】接続部側を重ねて半田付けした状態の 2 枚の F P C 基板を示す図。

【図 1 3】従来の内視鏡システムの全体構成図。

【符号の説明】

【 0 0 4 2 】

1 ... 内視鏡システム

2 ... (電子) 内視鏡

20

3 ... 光源装置

4 ... ビデオプロセッサ装置

5 ... 観察モニタ

6 ... C C D

7 ... 挿入部

8 ... 操作部

9 ... ユニバーサルケーブル部

1 1 b ... 信号ケーブル部

1 6 ... 信号ケーブル

1 7 ... コネクタ基板

30

1 8 ... 装置コネクタ

1 9 ... 駆動回路

2 1 ... タイミングジェネレータ

2 2 ... プリアンプ

2 3 ... C D S 回路

2 7 ... 信号パターン

2 8 ... 装置内ケーブル

2 9 ... ビデオプロセッサ基板

3 1 ... 同軸ケーブル

3 6 ... バッファ回路

40

3 7 ... インピーダンス整合用回路

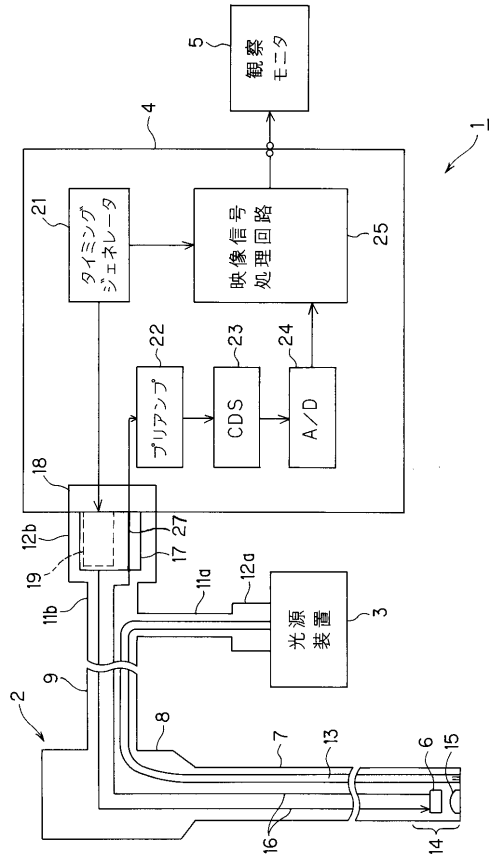
3 8 ... マルチプレクサ

3 9 ... 抵抗

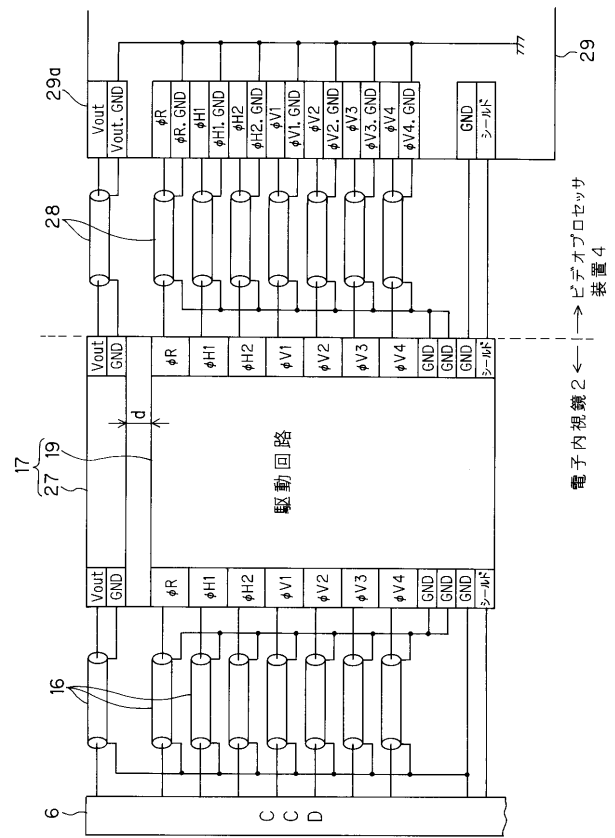
4 0 ... 検知回路

代理人 弁理士 伊藤 進

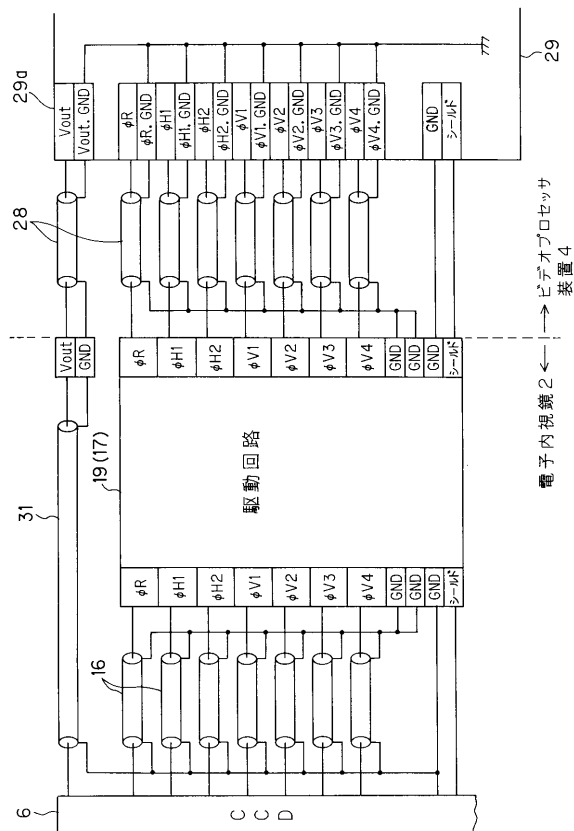
【図 1】



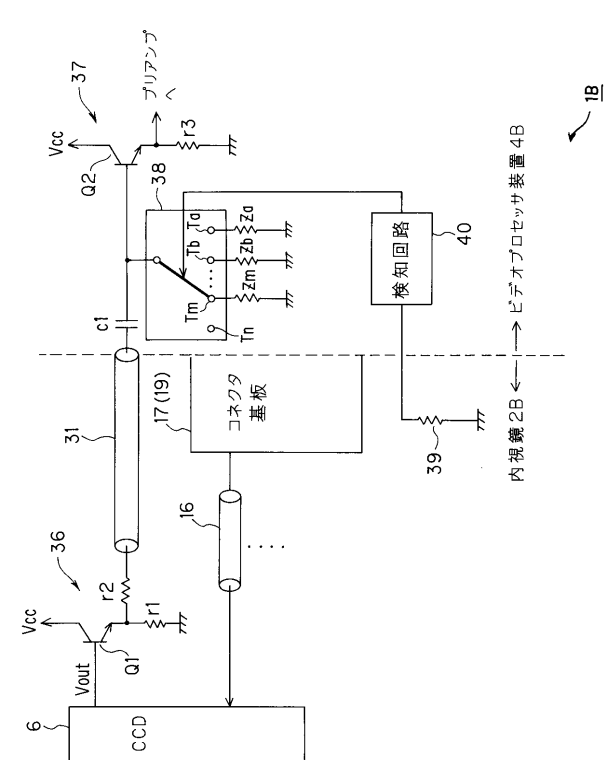
【図 2】



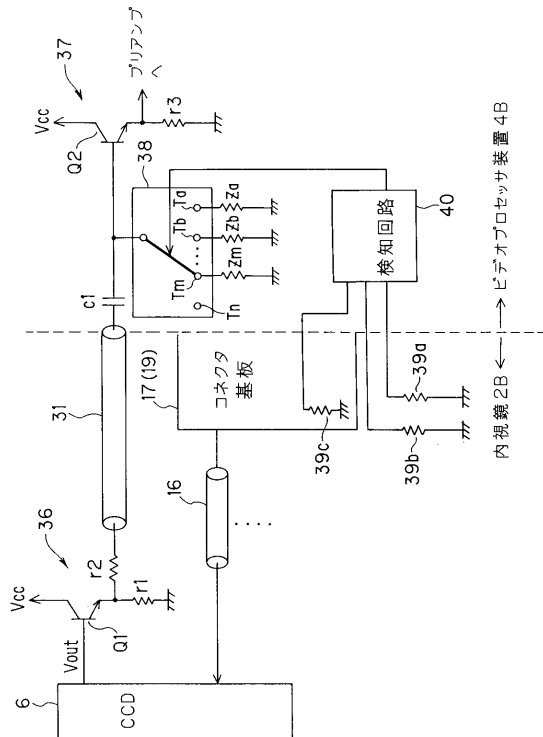
【図 3】



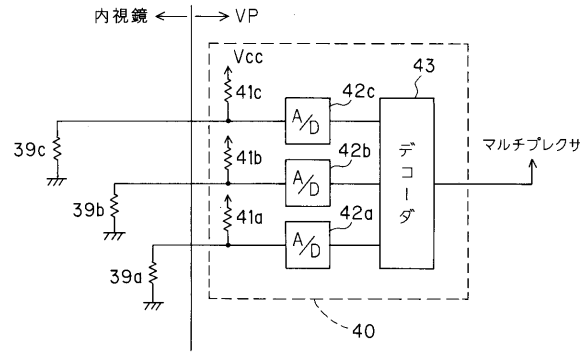
【図 4】



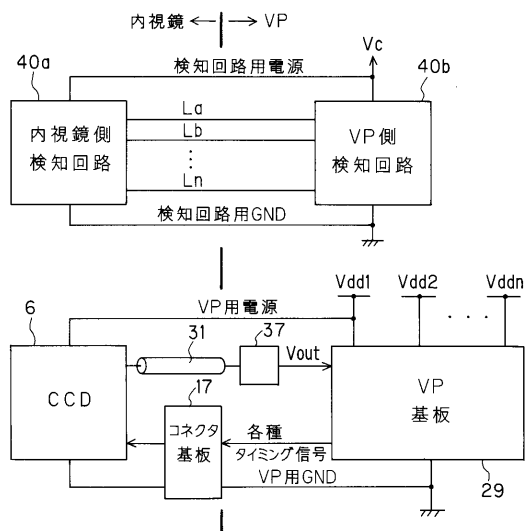
【図 5】



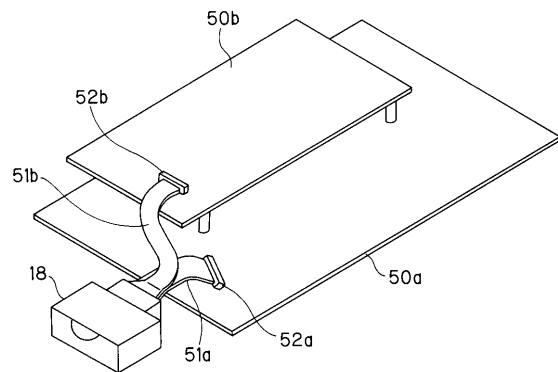
【図 6】



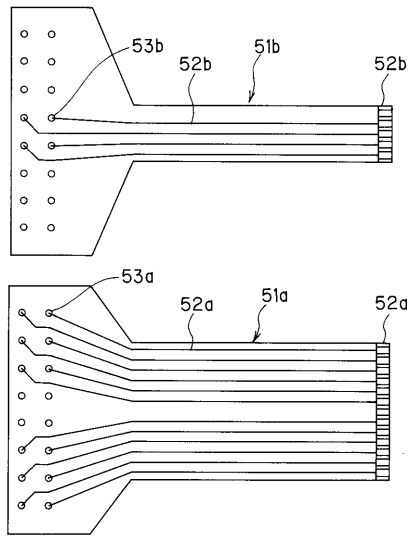
【図 7】



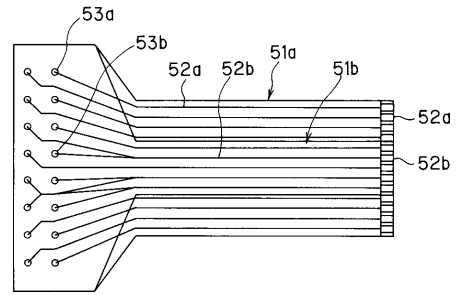
【図 8】



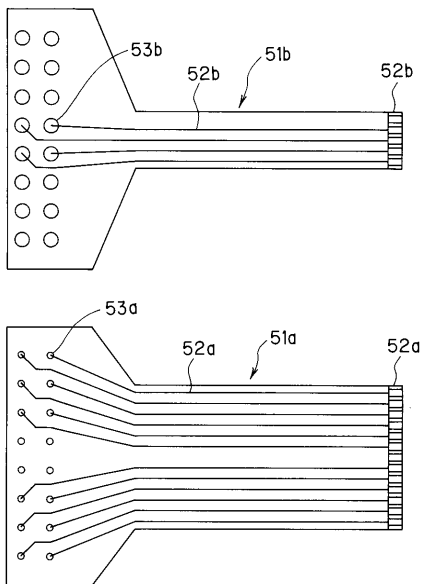
【図 9】



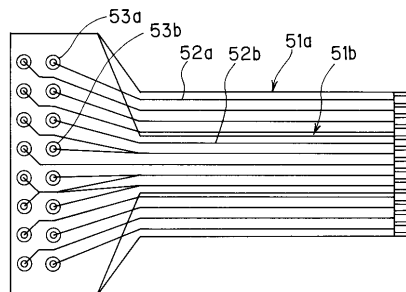
【図 10】



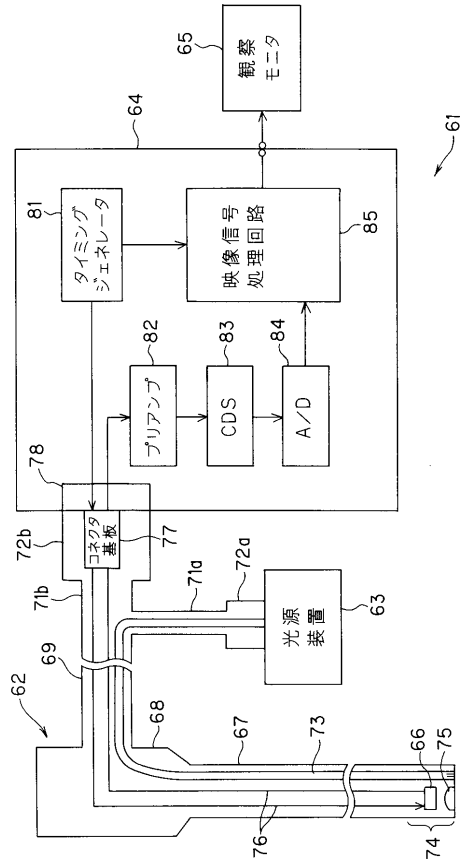
【図 11】



【図 12】



【図 13】



专利名称(译)	内窥镜		
公开(公告)号	JP2006055223A	公开(公告)日	2006-03-02
申请号	JP2004237629	申请日	2004-08-17
[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	平井力 望田明彦 高橋和正		
发明人	平井 力 望田 明彦 高橋 和正		
IPC分类号	A61B1/04 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/04.362.J A61B1/04.372 G02B23/24.B A61B1/00.680 A61B1/05		
F-TERM分类号	2H040/DA17 2H040/DA21 2H040/GA02 2H040/GA11 4C061/CC06 4C061/FF45 4C061/JJ19 4C061/LL02 4C061/UU03 4C161/CC06 4C161/FF45 4C161/JJ19 4C161/LL02 4C161/UU03		
代理人(译)	伊藤 进		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供一种内窥镜，其可以减少由于驱动信号引起的噪声的影响并且可以容易地应对不同类型的固态图像拾取装置。在具有内置CCD (6) 的内窥镜 (2) 的信号连接器 (12b) 中设有具有驱动电路 (19) 的连接器基板 (17) ，该驱动器电路用于生成用于驱动CCD (6) 的驱动信号，该连接器基板 (17) 设置在连接器基板 (17) 上。与驱动电路19分开地设置有用用于传输CCD 6的输出信号的信号图案27，以防止驱动信号被混合为噪声。[选型图]图1

