

(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2009-45113

(P2009-45113A)

(43) 公開日 平成21年3月5日(2009.3.5)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 B</b> 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 2	2 H 0 4 0
<b>G 0 2 B</b> 23/26 (2006.01)	G 0 2 B 23/26 D	4 C 0 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2007-211489 (P2007-211489)  
 (22) 出願日 平成19年8月14日 (2007.8.14)

(71) 出願人 304050923  
 オリンパスメディカルシステムズ株式会社  
 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 石原 英明  
 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  
 Fターム(参考) 2H040 FA13 GA02 GA10 GA11  
 4C061 AA00 BB02 CC06 DD03 FF41  
 JJ15 LL02 NN01 NN03 QQ02  
 QQ06 SS05 SS10 SS18 SS21  
 UU03 UU09

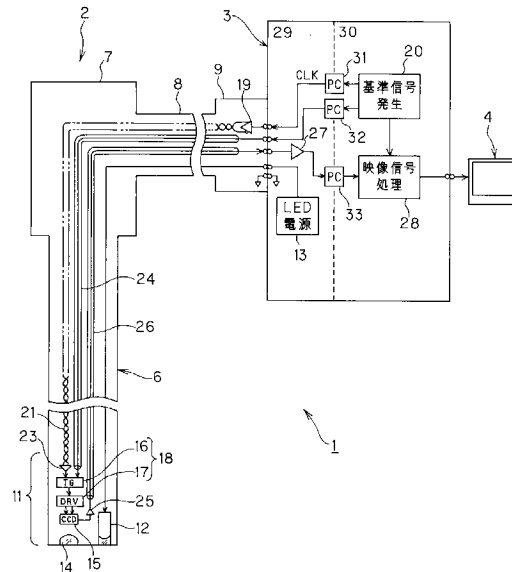
(54) 【発明の名称】 電子内視鏡及び内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】 駆動信号の高速化にも対応でき、ノイズ放射の低減を可能とする電子内視鏡及び内視鏡装置を提供する。

【解決手段】 ビデオプロセッサ3で生成された水平転送パルス等を生成するための基準クロックCLK及び垂直同期信号VDは電子内視鏡2のコネクタ9に出力される。基準クロックCLKは、差動ドライバ19を介して差動信号となり、ツイストペアケーブル21により挿入部6の先端部に、ノイズの放射を抑圧して伝送する。先端部11内に設けたタイミングジェネレータ16及びドライバ17により複数のCCD駆動信号を生成し、CCD15を駆動する。

【選択図】 図1



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

細長の挿入部の基端側から入力され、固体撮像素子を駆動する複数の駆動信号における水平転送信号を生成するための1つの基準信号と、垂直転送信号若しくは垂直同期信号に相当する1つの同期信号とを前記挿入部の基端側から先端部側に至る信号伝送路中を、前記基準信号によるノイズ放射を抑圧して信号伝送を行う信号伝送手段と、

前記先端部付近に配置され、前記基準信号及び同期信号から前記挿入部の先端部付近に設けられた固体撮像素子を駆動する複数の駆動信号を生成する駆動信号生成手段と、  
を具備することを特徴とする電子内視鏡。

## 【請求項 2】

前記信号伝送手段は、前記基準信号を差動信号で伝送する差動信号伝送手段であることを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡。

## 【請求項 3】

前記信号伝送手段は、前記基準信号を正転信号とした場合、この正転信号と、該正転信号の位相を反転した反転信号とを近接して伝送する正転・反転信号伝送手段であることを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡。

## 【請求項 4】

前記信号伝送手段は、前記基準信号と、前記同期信号を重畳した重畳信号とを伝送する基準・重畳信号伝送手段であることを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡。

## 【請求項 5】

前記信号伝送手段は、同軸ケーブルを用いて信号伝送を行うことを特徴とする請求項 1 から 4 のいずれか 1 つの請求項に記載の電子内視鏡。

## 【請求項 6】

前記信号伝送手段は、前記同軸ケーブルの外側に設けられたシールド手段を有することを特徴とする請求項 5 に記載の電子内視鏡。

## 【請求項 7】

前記信号伝送手段は、少なくとも前記基準信号における高調波成分を低減するローパスフィルタ手段を有することを特徴とする請求項 1 から 6 のいずれか 1 つの請求項に記載の電子内視鏡。

## 【請求項 8】

さらに少なくとも前記挿入部は、シールド機能を備えたスコープ外装金属部材で形成されることを特徴とする請求項 1 から 7 のいずれか 1 つの請求項に記載の電子内視鏡。

## 【請求項 9】

さらに前記先端部には、前記固体撮像素子の出力信号に対して相関二重サンプリング処理を行い、前記固体撮像素子により光電変換された信号成分を抽出して出力する相関二重サンプリング回路を有することを特徴とする請求項 1 から 8 のいずれか 1 つの請求項に記載の電子内視鏡。

## 【請求項 10】

細長の挿入部の基端側から入力され、固体撮像素子を駆動する複数の駆動信号における水平転送信号を生成するための1つの基準信号と、垂直転送信号若しくは垂直同期信号に相当する1つの同期信号とを前記挿入部の基端側から先端部側に至る信号伝送路中を、前記基準信号によるノイズ放射を抑圧して信号伝送を行う信号伝送手段と、及び

前記先端部付近に配置され、前記基準信号及び同期信号から前記挿入部の先端部付近に設けられた固体撮像素子を駆動する複数の駆動信号を生成する駆動信号生成手段と、  
を具備する電子内視鏡と、

前記電子内視鏡が接続され、前記固体撮像素子から出力される出力信号に対して映像信号を生成する信号処理手段を備えた信号処理装置と、

を具備することを特徴とする内視鏡装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

10

20

30

40

50

## 【 0 0 0 1 】

本発明は、体腔内等を内視鏡検査する電子内視鏡及び内視鏡装置に関する。

## 【 背景技術 】

## 【 0 0 0 2 】

近年、挿入部の先端部に固体撮像素子を設けた電子内視鏡は、医療用分野及び工業用分野において広く用いられるようになってきている。

電子内視鏡の場合には、固体撮像素子としての電荷結合素子（ＣＣＤと略記）等を駆動するために、細長の挿入部内に駆動信号を送るケーブルが必要になる。そして、このケーブルは、駆動信号がケーブルの外部に放射するノイズ発生源となる。

このため、電子内視鏡から不要なノイズの放射を低減するため、ＣＣＤ近傍に波形整形回路及びドライバを配置し、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から電子内視鏡の先端部のＣＣＤに印加される駆動信号を正弦波で伝送する従来技術がある。この従来技術によれば、駆動信号の高調波によるノイズの放射を低減することが可能になる。

## 【 0 0 0 3 】

この他に、例えば特開 2 0 0 5 - 1 1 0 7 4 0 号公報には、水平転送用の駆動信号を差動信号で伝送することにより、ノイズの放射を低減している。

また通常のＣＣＤを用いた場合には、画素数が少なく、これに必要な駆動信号の基本周波数は 1 0 から 2 0 M H Z であったため、この周波数帯域は、ノイズの放射を規制するノイズ規制規格における規格帯域の外になる。

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 5 - 1 1 0 7 4 0 号公報

## 【 発明の開示 】

## 【 発明が解決しようとする課題 】

## 【 0 0 0 4 】

これに対して最近では高画素化のために使用されるＣＣＤの画素数が増大し、これに伴って駆動信号の基本周波数も 3 0 から 5 0 M H Z と高速化（高域化）してきている。

この基本周波数の帯域は、ノイズ規制規格の帯域内に入ってしまうため、上述したノイズを低減する対策ではその規格を満たすことが困難になる。

また、挿入部の細径化を実現するためには、駆動信号を送るケーブルの本数を削減できることが望まれる。

## 【 0 0 0 5 】

## （ 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、駆動信号の高速化にも対応でき、ノイズ放射の低減を可能とする電子内視鏡及び内視鏡装置を提供することを目的とする。

さらに、ケーブル本数の削減もできる電子内視鏡及び内視鏡装置を提供することも目的とする。

## 【 課題を解決するための手段 】

## 【 0 0 0 6 】

本発明に係る電子内視鏡は、細長の挿入部の基端側から入力され、固体撮像素子を駆動する複数の駆動信号における水平転送信号を生成するための 1 つの基準信号と、垂直転送信号若しくは垂直同期信号に相当する 1 つの同期信号とを前記挿入部の基端側から先端部側に至る信号伝送路中を、前記基準信号によるノイズ放射を抑圧して信号伝送を行う信号伝送手段と、

前記先端部付近に配置され、前記基準信号及び同期信号から前記挿入部の先端部付近に設けられた固体撮像素子を駆動する複数の駆動信号を生成する駆動信号生成手段と、

を具備することを特徴とする。

## 【 0 0 0 7 】

本発明に係る内視鏡装置は、細長の挿入部の基端側から入力され、固体撮像素子を駆動する複数の駆動信号における水平転送信号を生成するための 1 つの基準信号と、垂直転送信号若しくは垂直同期信号に相当する 1 つの同期信号とを前記挿入部の基端側から先端部

10

20

30

40

50

側に至る信号伝送路中を、前記基準信号によるノイズ放射を抑圧して信号伝送を行う信号伝送手段、及び

前記先端部付近に配置され、前記基準信号及び同期信号から前記挿入部の先端部付近に設けられた固体撮像素子を駆動する複数の駆動信号を生成する駆動信号生成手段、

を具備する電子内視鏡と、

前記電子内視鏡が接続され、前記固体撮像素子から出力される出力信号に対して映像信号を生成する信号処理手段を備えた信号処理装置と、

を具備することを特徴とする。

【発明の効果】

【0008】

本発明によれば、ノイズ放射を低減することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0009】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

【実施例1】

【0010】

図1及び図2は本発明の実施例1に係り、図1は本発明の実施例1の内視鏡装置の全体構成を示し、図2は電子内視鏡における駆動信号系及びCCD出力信号系をその伝送系部分と共に示す。

図1に示すように本発明の実施例1の内視鏡装置1は、細長の挿入部を備えた電子内視鏡2と、この電子内視鏡2に内蔵された固体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ビデオプロセッサ3と、内視鏡画像を表示する観察モニタ4とを有する。

電子内視鏡2は、体腔内等に挿入される細長の挿入部6と、この挿入部6の後端(基端)に連設された操作部7と、この操作部7から延出されたユニバーサルケーブル部8とを有する。ユニバーサルケーブル部8の端部に設けられたコネクタ9は、ビデオプロセッサ3に着脱自在に接続される。

【0011】

挿入部6は、その先端に硬質の先端部11が設けられ、この先端部11には照明窓と観察窓とが隣接して設けてある。照明窓には、例えば白色光を発生するLED12が取り付けられてあり、このLED12の白色光が照明レンズを介して照明窓の前方に出射され、照明窓の前方側の体腔内の被写体を照明する。

なお、このLED12は、LED駆動線を介してビデオプロセッサ3内に設けられたLED電源回路13と接続され、LED12はLED電源の供給により発光する。

照明された被写体は、観察窓に取り付けられた対物レンズ14により、その結像位置に光学像を結ぶ。この結像位置には、固体撮像素子として例えば電荷結合素子(CCDと略記)15の撮像面が配置されている。

【0012】

また、この先端部11内には、このCCD15を駆動するための駆動用信号を生成するタイミングジェネレータ(図面中ではTGと略記)16と、この駆動用信号を電圧変換等してCCD15にCCD駆動信号として印加するドライバ(図中ではDRVと略記)17とが設けてある。つまり、本実施例においては、CCD15が配置される先端部11内にCCD駆動信号生成回路18が配置してある。

また、本実施例においては、挿入部6の少なくとも基端側、具体的にはコネクタ9内に差動ドライバ19が設けてある。

この差動ドライバ19には、ビデオプロセッサ3内に設けた基準信号発生回路20から出力される(後述する複数のCCD駆動信号における水平転送信号を生成する際の基準信号としての)基準クロックCLKが入力される。なお、図2は、図1における電子内視鏡2内の駆動信号系とCCD出力信号系部分をより詳細に示している。

【0013】

上記差動ドライバ19の出力端には、例えば2本をツイストペア(撚り線)にしたツイ

10

20

30

40

50

ストペアケーブル 21 の一端が接続されている。このツイストペアケーブル 21 は、電子内視鏡 2 の信号伝送路 22 ( 図 2 参照 ) の一端となるコネクタ 9 から、その他端となる先端部 11 に至るまでユニバーサルケーブル部 8、操作部 7、挿入部 6 内に挿通されている。

そして、このツイストペアケーブル 21 により基準クロック CLK を差動信号で、つまり差動の基準クロックとして、その基端から他端となる先端部 11 まで伝送する。

伝送された差動の基準クロックは、先端部 11 内に設けた差動レシーバ 23 に入力される。そして、この差動レシーバ 23 の出力端から出力される基準クロック CLK は、タイミングジェネレータ 16 に入力される。

#### 【 0014 】

また、コネクタ 9 から先端部 11 に至る電子内視鏡 2 の信号伝送路 22 内には、垂直同期信号 VD を伝送する同軸ケーブル 24 が挿通されている。なお、ここでは垂直同期信号 VD としているが、CCD 駆動信号における垂直転送信号を生成するための第 2 の基準信号を伝送するようにしても良い。

そして、この同軸ケーブル 24 により伝送された垂直同期信号 VD もタイミングジェネレータ 16 に入力される。

タイミングジェネレータ 16 は、入力される基準クロック CLK と垂直同期信号 VD とから、CCD 15 を駆動するための複数の CCD 駆動用信号を発生し、ドライバ 17 を経て複数の CCD 駆動信号として CCD 15 に印加する。

具体的には、タイミングジェネレータ 16 は、基準クロック CLK と垂直同期信号 VD とから ( 例えば一定電圧の ) R、H1、H2、V1 ~ V4 を生成し、ドライバ 17 による CCD 15 を駆動する所定の電圧への変換と低インピーダンスへの変換を行うバッファ機能により、リセットパルス R、水平転送パルス H1、H2、垂直転送パルス V1 ~ V4 からなる CCD 駆動信号として CCD 15 に印加する。

#### 【 0015 】

この場合、タイミングジェネレータ 16 は、基準クロック CLK からこの基準クロック CLK と同位相の水平転送パルス H1 を生成すると共に、反転回路を通して水平転送パルス H2 を生成する。また、タイミングジェネレータ 16 は、基準クロック CLK のデューティを下げリセットパルス R を生成する。

また、タイミングジェネレータ 16 は、垂直同期信号 VD に例えば同期した垂直転送パルス V1 を生成し、その位相をシフトして他の垂直転送パルス V2 ~ V4 を生成する。

なお、図 2 ではこれら複数の CCD 駆動信号を代表して 1 つの水平転送パルス H、1 つの垂直転送パルス V で簡略的に示している。

#### 【 0016 】

CCD 15 は、ドライバ 17 から出力される複数の CCD 駆動信号の印加により、光電変換した撮像信号 ( CCD 出力信号 ) を出力する。この CCD 出力信号は、先端部 11 内に設けられたバッファ 25 により低インピーダンスに変換された後、信号伝送路 22 内に挿通された同軸ケーブル 26 により伝送される。

この CCD 出力信号は、図 1 に示すようにコネクタ 9 からビデオプロセッサ 3 内のプリアンプ 27 により増幅された後、映像信号処理回路 28 に入力される。

なお、ビデオプロセッサ 3 内には、患者回路 29 と二次回路 30 間を絶縁して信号伝送を行うアイソレーション手段として例えばフォトカブラ ( 図面中では PC と略記 ) 31 ~ 33 が設けてある。

#### 【 0017 】

具体的には、フォトカブラ 31、32 は、二次回路 30 側に設けられた基準信号発生回路 20 の基準クロック CLK、垂直同期信号 VD を患者回路 29 側に伝送する。また、フォトカブラ 33 は、患者回路 29 側に設けられたプリアンプ 27 の出力信号を二次回路 30 側に設けた映像信号処理回路 28 に絶縁して伝送する。

また、基準信号発生回路 20 は、相関二重サンプリング ( CDS と略記 ) 処理に用いる

10

20

30

40

50

サンプリングパルス等の基準となる信号を映像信号処理回路 28 に出力する。そして、映像信号処理回路 28 は、内部の図示しない CDS 回路による CDS 処理して、CCD 出力信号から信号成分を抽出する。CDS 回路の出力信号は、映像信号処理回路 28 内の色分離回路等により RGB 信号等のカラー映像信号を生成する映像信号処理が行われる。

そして、映像信号処理回路 28 から出力されるカラーの映像信号は、観察モニタ 4 に入力され、このカラーの映像信号に対応する内視鏡画像が観察モニタ 4 の表示面に表示される。

#### 【0018】

このような構成の本実施例においては、CCD 15 が配置される先端部 11 に、CCD 駆動信号生成回路 18 を設け、この CCD 駆動信号生成回路 18 を設けない場合と比較して CCD 15 を駆動する駆動信号用ケーブルの信号線本数を削減している。

具体的には、グラウンド線を除くと、基準クロック CLK を伝送するツイストペアケーブル 21 の 2 本と、垂直同期信号 VD を伝送する 1 本の同軸ケーブルとにより駆動信号用信号の伝送を実現している。

この場合、複数の CCD 駆動信号におけるノイズを放射し易い信号となる水平転送パルス H1、H2、リセットパルス R の各信号をそれぞれ信号伝送することなく、それらの内の 1 つに対応する基準クロック CLK のみの信号伝送を行うようにしている。

#### 【0019】

従って、このようにノイズを放射し易い複数の信号（具体的には H1、H2、R）を伝送する従来例に比べて、挿入部 6 内等の長い信号伝送路 22 におけるノイズの放射源をまず、低減できる。

例えば CCD 15 として高画素の CCD を採用した場合、その高画素に対応して水平転送パルス H1 等の周波数を 30 MHz 以上（例えば 40 MHz）に設定する必要がある。

この場合、従来例のように水平転送パルス H1、H2、リセットパルス R をそれぞれ伝送するのに比較して、それらを生成するのに必要となる 1 つの基準クロック CLK のみを伝送する構成にしているので、従来例の場合よりもノイズの放射源を大幅に（例えば数分の 1 程度に）低減できる。

従って、この場合の周波数がノイズ放射の規制規格の周波数帯域に入る場合にも、従来例に比較してその規制規格を満たす状態への設定が容易となる。

#### 【0020】

また、本実施例においては、基準クロック CLK を互いに逆の位相関係の差動信号にして、この差動信号をツイストペアケーブル 21 により信号伝送する。

この信号伝送の際、ツイストペアケーブル 21 により、（流れる信号電流を互いに逆位相にして）基準クロック CLK がノイズとして放射されるのを互いに打ち消し合うようにする。

このようにして不要なノイズの放射を抑圧ないしは低減して信号伝送することを可能にしている。また、差動信号で伝送することにより、同相ノイズを低減する。

従って、本実施例によれば、高画素化に対応して駆動信号を高速化（ないしは駆動信号の周波数の高域化）した場合にもノイズ放射の規制規格を満たすようにし易くなる。

#### 【0021】

次に図 3 を参照して実施例 1 の第 1 変形例を説明する。図 3 は実施例 1 の第 1 変形例における電子内視鏡 2 内の駆動信号系と CCD 出力信号系部分を示す。

本変形例は、図 1 の内視鏡装置 1 における電子内視鏡 2 において、差動ドライバ 19 及び差動レシーバ 23 を用いる代わりに、基準クロック CLK と、この基準クロック CLK を反転回路で反転した反転基準クロック  $\overline{\text{CLK}}$  とを伝送する構成にしている。

なお、明細書中においては、基準クロック CLK を反転した反転基準クロック  $\overline{\text{CLK}}$  を “ $\overline{\quad}$ ” を用いて示す。

また、以下においては、基準クロック CLK と反転基準クロック  $\overline{\text{CLK}}$  とを用いる場合では、基準クロック CLK を正転クロック CLK、反転基準クロック  $\overline{\text{CLK}}$  を反転ク

10

20

30

40

50

ロック\CLKと略記する。

#### 【0022】

本変形例におけるビデオプロセッサは、図1に示すビデオプロセッサ3において、さらに反転クロック\CLKを生成する反転回路が設けてある。

そして、ビデオプロセッサから出力される正転クロックCLKと反転クロック\CLKとはコネクタ9に設けられた図3に示すバッファ41及び42に入力される。バッファ41及び42の出力端には、ツイストペアケーブル21の一端がそれぞれ接続されており、互いに逆位相の正転クロックCLKと反転クロック\CLKとがツイストペアケーブル21により信号伝送される。

ツイストペアケーブル21の他端は、先端部11内に配置されたタイミングジェネレータ16に入力される。その他の構成は、図1或いは図2に示した実施例1と同様の構成である。

#### 【0023】

本変形例においては、互いに逆位相の正転クロックCLKと反転クロック\CLKを近接するツイストペアケーブル21により伝送することでお互いで発生するノイズを打ち消し合うようにできる。従って、ノイズの放射を低減(抑圧)できる。

つまり、本変形例も実施例1と同様にノイズの発生源の数を低減できると共に、低減された発生源によるノイズの放射を例えばツイストペアにより低減できる。

なお、本変形例は、差動ドライバ19、差動レシーバ23が不要となり、特に実施例1の場合よりも先端部11の電気系を小型化し易くなる。

つまり、差動レシーバ23をタイミングジェネレータ16と共に、共通の半導体プロセスで製造することは困難であるが、変形例の構成の場合にはタイミングジェネレータ16、ドライバ17等と共通の半導体プロセスで製造することが容易となる。

#### 【0024】

従って、先端部11に組み込む電気系、特にICを小型化でき、これにより先端部11も小型化できる。また、低コスト化も実現し易くなる。

なお、図3のように正転クロックCLKと反転クロック\CLKを入力信号とする2つのバッファ41、42を用いる代わりに、図4に示す第2変形例のように1つの基準クロックCLKを入力信号として、バッファ41及び反転バッファ43とを用いて、正転クロックCLKと反転クロック\CLKを生成する構成にしても良い。

#### 【0025】

なお、図4ではコネクタ9周辺部のみを示している。この構成の場合には、ビデオプロセッサ3側は、正転クロックCLKと反転クロック\CLKとを生成することを必要としないで、1つの正転クロックCLK(基準クロックCLK)のみを生成すれば良い。

#### 【実施例2】

#### 【0026】

次に図5及び図6を参照して本発明の実施例2を説明する。図5は実施例2における電子内視鏡2内の駆動信号系とCCD出力信号系部分を示す。本実施例は、例えば実施例1の第1或いは第2変形例において、正転クロックCLKと反転クロック\CLKとの一方に、垂直同期信号VDを重畳する構成にして、駆動信号を伝送するケーブル本数を削減する。

図5に示す具体例においては、入力される基準クロックCLKに対してバッファ41及び反転バッファ43とを用いて、正転クロックCLKと反転クロック\CLKを生成する。反転クロック\CLKと垂直同期信号DVとはOR回路51を通して反転クロック\CLKと垂直同期信号DVとが重畳された重畳信号(重畳クロック)を生成する。

正転クロックCLKと重畳信号は、ツイストペアケーブル21により先端部11側に伝送される。

#### 【0027】

また、正転クロックCLKを伝送するツイストペアケーブル21の他端はタイミングジェネレータ16に入力され、重畳信号を伝送するツイストペアケーブル21の他端は、先

10

20

30

40

50

端部 1 1 内に設けた垂直同期信号分離回路（図面中では D V 分離と略記）5 2 に入力される。

この垂直同期信号分離回路 5 2 により分離された垂直同期信号 D V は、タイミングジェネレータ 1 6 に入力される。

図 6 は本実施例における各部の信号波形を示す。図 6 に示すように（バッファ 4 1 及び反転バッファ 4 3 から）正転クロック C L K と反転クロック \ C L K が生成される。また、垂直同期信号 D V は反転クロック \ C L K と共に O R 回路 5 1 に入力され、図 6 に示すように O R 回路出力信号、つまり重畳信号が生成される。

【 0 0 2 8 】

上記正転クロック C L K と重畳信号とは、ツイストペアケーブル 2 1 により先端部 1 1 側に伝送される。

この場合、垂直同期信号期間を除けば、正転クロック C L K と重畳信号とは逆の位相関係となり、正転クロック C L K と反転クロック \ C L K をツイストペアケーブル 2 1 により伝送する場合と殆ど同様の作用効果を有する。

本実施例によれば、実施例 1 における第 2 変形例とほぼ同様の効果を有すると共に、さらにケーブル本数を削減できる効果を有する。

図 7 は本実施例における変形例における電子内視鏡内の駆動信号系と C C D 出力信号系部分を示す。

【 0 0 2 9 】

この変形例は、例えば図 6 に示す実施例 2 におけるツイストペアケーブル 2 1 の代わりに 2 本の同軸ケーブル 5 3 , 5 4 を採用した構成にしている。

その他は、実施例 2 と同様の構成である。

本変形例によれば、ツイストペアケーブル 2 1 を用いた場合に比較して、屈曲による耐性を向上できる。その他は、実施例 2 と同様の効果を有する。

なお、本変形例として、実施例 2 に適用した場合で説明したが、実施例 1 及びその変形例に適用することもできる。その場合にも、上記のようにツイストペアケーブル 2 1 を用いた場合に比較して、屈曲による耐性を向上できる効果がある。

【 実施例 3 】

【 0 0 3 0 】

次に図 8 及び図 9 を参照して本発明の実施例 3 を説明する。図 8 は実施例 3 の内視鏡装置 1 C を示す。

この内視鏡装置 1 C は実施例 3 に係る電子内視鏡 2 C と、ビデオプロセッサ 3 と、観察モニタ 4 とを備えている。

この電子内視鏡 2 C は、実施例 2 の第 2 変形例を備えた電子内視鏡において、さらに 2 本の同軸ケーブル 5 3 , 5 4 を覆う総合シールド 6 1 を備えた構成である。

図 9 は、図 8 の電子内視鏡 2 C 内の駆動信号系と C C D 出力信号系部分を示す。2 本の同軸ケーブル 5 3 , 5 4 を覆う総合シールド 6 1 は、例えば金属メッシュや金属箔等で形成され、グラウンドに接続される。

【 0 0 3 1 】

本実施例は、実施例 2 の第 2 変形例の作用効果を有すると共に、さらに 2 本の同軸ケーブル 5 3 , 5 4 を覆う総合シールド 6 1 を備えることにより、不要なノイズの放射をより有効に低減できる。

なお、上記総合シールド 6 1 を先端部 1 1 を構成する金属ブロックに導通させるようにしても良い。このようにすると、ノイズ放射をより有効に低減できる。

なお、本実施例は、実施例 2 の第 2 変形例に対して総合シールド 6 1 を設けた構成で説明したが、他の実施例及びその変形例などに対しても適用できる。そして、その適用により、上記のようにノイズの放射をより有効に低減できる効果を有することになる。

図 1 0 は実施例 3 の第 1 変形例における駆動信号系と C C D 出力信号系部分を示す。本変形例は、例えば実施例 3 の構成において、バッファ 4 1 と O R 回路 5 1 の出力信号に対して正転クロック C L K 、反転クロック \ C L K の基本波を通し、その高調波を阻止する

10

20

30

40

50



ローパスフィルタ（LPFと略記）63，64を設けている。

【0032】

そして、両LPF63，64を通した信号を同軸ケーブル53，54の一端に入力して、正転クロックCLK、重畳信号をそれぞれ他端側に伝送する構成にしている。

本変形例は、信号伝送路22により信号伝送を行う駆動信号として、ノイズとして放出され易い正転クロックCLK及び反転クロック\ CLKの高調波を殆ど伝送しないようにする。

これにより、本変形例は、実施例3の場合よりも輻射ノイズをより低減できる。なお、この第1変形例の変形例として例えばビデオプロセッサ3側から電子内視鏡2Cのコネクタ9に基準クロックCLKを出力する際にLPF63を通して、その高調波の出力を阻止する構成にしても良い。

また、垂直同期信号VDを出力する際にもLPF64を通して出力する構成にしても良い。この場合にもほぼ同様の作用効果を有することになる。

【0033】

なお、上記第1変形例は、実施例3に対して適用した場合で説明したが、実施例1及びその変形例や、実施例2及びその変形例に適用することもできる。その場合においても、上記のようにさらにノイズの放射を低減できる効果を有する。

図11は実施例3の第2変形例の内視鏡装置1Dを示す。この内視鏡装置1Dは、第2変形例に係る電子内視鏡2Dとビデオプロセッサ3及び観察モニタ4を備える。

第2変形例に係る電子内視鏡2Dは、例えば第1変形例において、さらに電子内視鏡外装部材を金属部材を用いることにより、シールド機能をより向上する。

図11に示す例では、先端部11は、略円柱形状で導電性を持つ金属ブロック71により構成され、その内部にCCD15，ドライバ17，タイミングジェネレータ16，垂直同期信号分離回路52，バッファ25，LED12等が配置されている。

【0034】

この金属ブロック71は、挿入部外装部材として、例えば薄いベルト状の金属部材を螺旋状に巻回して形成された可撓性を有するフレックス管72の先端が、（例えば樹脂部材からなる）最外装部材の内側に配置された状態で接続固定されている。

このフレックス管72の後端は、操作部7の外装部材73の前端の開口部分で接続固定されている。

この外装部材73も、金属部材で形成されている。また、この外装部材73は、例えばユニバーサルケーブル部8の外装部材を形成する例えばフレックス管74の一端がその開口部において接続固定され、このフレックス管74の他端は、コネクタ9の外装部材となる金属製のコネクタ外装部材75に接続固定されている。

このようにして、本変形例に係る電子内視鏡2Dは、少なくともCCD15の駆動信号系全体を覆い、ノイズの放射を低減するシールド用外装部76を備えている。

【0035】

図12は、図11の電子内視鏡2Dにおける駆動信号系とCCD出力信号系部分を示す。本変形例は、上記のように電子内視鏡2Dにおける駆動信号系全体を金属部材を用いたシールド用外装部76で覆うことにより、第1変形例よりもノイズの放射を低減することができる。

なお、本変形例は、第1変形例に対してシールド用外装部76を形成した例として説明したが、実施例1及びその変形例、実施例2及びその変形例、実施例3にも適用することができる。そして、その適用により、さらにノイズの放射を低減する効果を有する。

図13は、第3変形例における駆動信号系とCCD出力信号系部分を示す。本変形例は、例えば実施例3の第1変形例の電子内視鏡において、先端部11にCDS回路81等を設けた構成にしている。

【0036】

図13に示すように先端部11内にはCDS回路81が設けてあり、CCD15の出力信号は、このCDS回路81に入力される。

10

20

30

40

50

また、このCDS回路81には、タイミングジェネレータ16からCDS処理するためのサンプリングパルスSHP / SHDが印加される。

そして、CCD出力信号は、例えばサンプリングパルスSHPにより、その信号波形におけるフィードスルー部が、サンプリングパルスSHDにより信号部がそれぞれサンプリングされ、さらにこれらサンプリングされた両信号の差信号の抽出によりベースバンドのCDS信号が生成される。

このCDS信号は、先端部11内に設けた例えば差動ドライバ82を経て低インピーダスの差動信号に変換される。この差動信号は、2本の同軸ケーブル83, 84により挿入部の基端側、具体的にはコネクタ9に伝送される。なお、同軸ケーブル83, 84の代わりにツイストペアケーブルを採用しても良い。

#### 【0037】

そして伝送された差動信号は、コネクタ9内に設けた差動レシーバ85に入力され、この差動レシーバ85からベースバンドのCDS信号が出力される。

本変形例においては、例えば基準クロックCLKの周波数が40MHzであると、CDS回路81によりCDS処理されたベースバンドのCDS信号の周波数は40MHz / 2となる。そして、この周波数のCDS信号が差動信号として伝送される。

このため、信号伝送路22中におけるこのCDS信号がノイズとなって放射される周波数帯を(CDS処理を行わない場合よりも)半減して、ノイズ放射の規制規格を満たし易くできる。

また、本変形例においては、差動信号の信号形態で伝送することにより、ノイズの放射を低減できる。また、信号伝送の際に、コモンモードの外乱ノイズが混入することを有効に低減できる。

#### 【0038】

また、本変形例は、CCD15を駆動する駆動手段と共に、その出力信号に対してCDS処理するサンプリングパルスSHP / SHDの発生手段も、このCCD15の近傍に設けているので、駆動信号のケーブルによる遅延やCCD出力信号のケーブルによる遅延とによるCDS処理のタイミング調整を解消できる。

このため、本変形例は、挿入部6の挿入長やユニバーサルケーブル部8のケーブル長等に殆ど依存しないで、CCD15を駆動できると共に、その出力信号から本来の信号成分を忠実に抽出し易くできる。

なお、ここでは、差動信号の信号形態として信号伝送を行う例で示しているが、差動信号にすることなく1本の同軸ケーブルにて信号伝送を行うようにしても良い。

また、本変形例は、例えば実施例3の第1変形例に適用した場合で説明したが、他の実施例、変形例に適用することもできる。

#### 【0039】

図14は、実施例3の第4変形例の内視鏡装置1Eを示す。本変形例は、第3変形例を第2変形例に適用した場合に対応する。この内視鏡装置1Eは、電子内視鏡2Eと、ビデオプロセッサ3Eと観察モニタ4とを備える。

電子内視鏡2Eの先端部11には、図13にて説明したようにCCD15, ドライバ17, タイミングジェネレータ16、CDS回路81, 差動ドライバ82等が設けてある。また、コネクタ9には、図8で示す構成の他にLPF63, 64, 差動レシーバ85が設けてある。

また、ビデオプロセッサ3Eは、図8のビデオプロセッサ3において、映像信号処理回路28からCDS回路を除いた映像信号処理回路28が採用されている。

#### 【0040】

本変形例によれば、第2変形例の場合よりもノイズ放射を低減できる。

なお前述したように、信号伝送される基準信号及び同期信号として、リセット信号を含む水平転送信号用の基準信号と垂直転送信号用の基準信号とを信号伝送するようにしても良い。

なお、上述した各実施例及びその変形例等を部分的に組み合わせる等して構成される実

10

20

30

40

50

施例等も本発明に属する。

【産業上の利用可能性】

【0041】

体腔内等に挿入され、内視鏡検査を行うための固体撮像素子の高画素化に対応してその駆動信号を高速化した場合にも、ノイズ放射の規制規格を満たし易くできる。

【図面の簡単な説明】

【0042】

【図1】本発明の実施例1の内視鏡装置の全体構成図。

【図2】電子内視鏡内における駆動信号系及びCCD出力信号系の構成を示す図。

【図3】実施例1の第1変形例における駆動信号系及びCCD出力信号系の構成を示す図 10

【図4】実施例1の第2変形例におけるコネクタ内の電気系の概略の構成を示す図。

【図5】本発明の実施例2における電子内視鏡内の駆動信号系及びCCD出力信号系の構成を示す図。

【図6】基準クロックなどの信号波形図。

【図7】実施例2の変形例における電子内視鏡内の駆動信号系及びCCD出力信号系の構成を示す図。

【図8】本発明の実施例3の内視鏡装置の全体構成図。

【図9】電子内視鏡内における駆動信号系及びCCD出力信号系の構成を示す図。

【図10】実施例3の第1変形例における電子内視鏡内の駆動信号系及びCCD出力信号系の構成を示す図。 20

【図11】実施例3の第2変形例の内視鏡装置の構成図。

【図12】実施例3の第2変形例における電子内視鏡内の駆動信号系及びCCD出力信号系の構成を示す図。

【図13】実施例3の第3変形例における電子内視鏡内の駆動信号系及びCCD出力信号系の構成を示す図。

【図14】実施例3の第4変形例の内視鏡装置の全体構成図。

【符号の説明】

【0043】

1 ... 内視鏡装置 30

2 ... 電子内視鏡

3 ... ビデオプロセッサ

4 ... 観察モニタ

6 ... 挿入部

15 ... CCD

16 ... タイミングジェネレータ

17 ... ドライバ

19 ... 差動ドライバ

20 ... 基準信号発生回路

21 ... ツイストペアケーブル 40

22 ... 信号伝送路

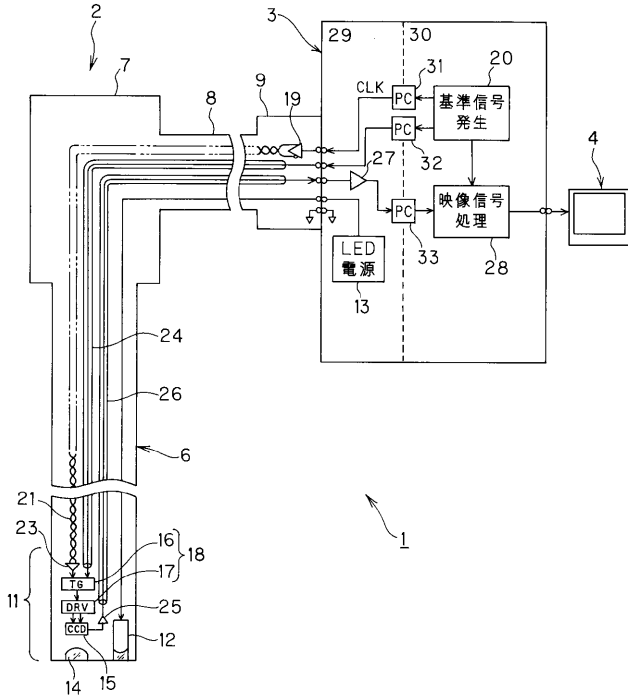
23 ... 差動レシーバ

24、26 ... 同軸ケーブル

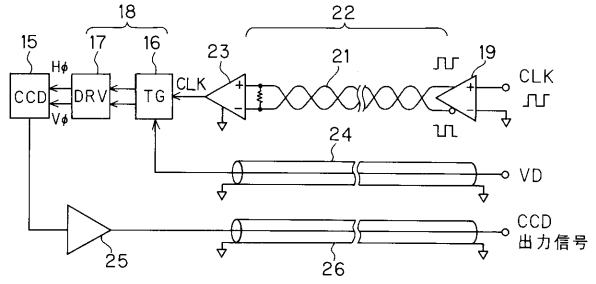
28 ... 映像信号処理回路

41、42 ... バッファ

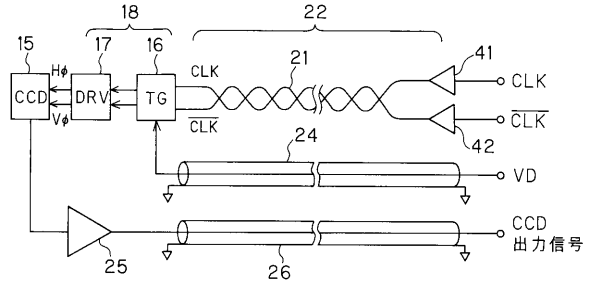
【 図 1 】



【 図 2 】

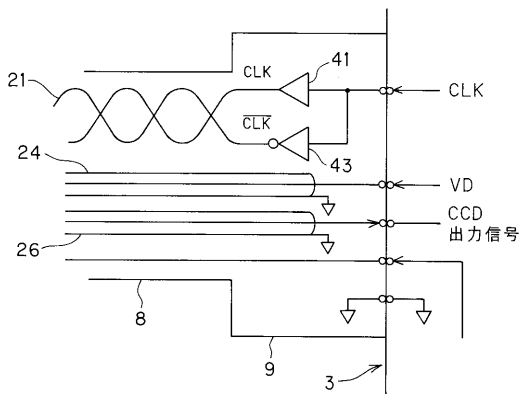


【 図 3 】

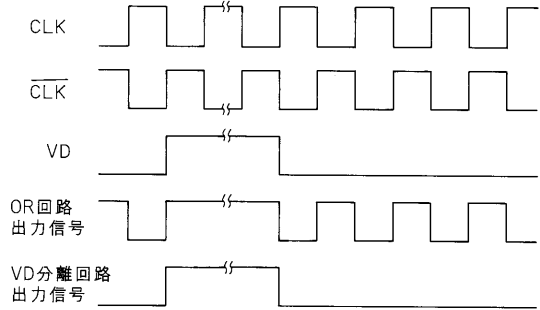


(注) 明細書中では  
CLKを\CLKと表記

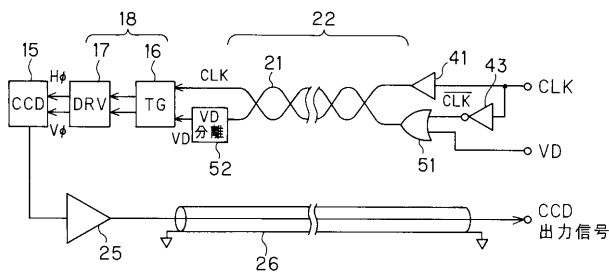
【 図 4 】



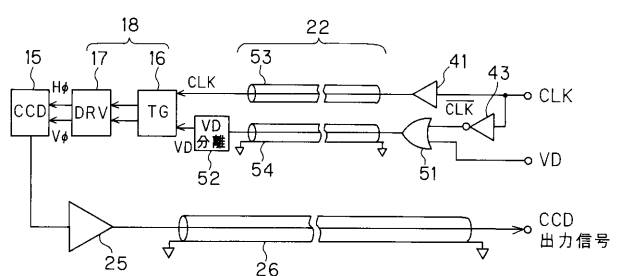
【 図 6 】



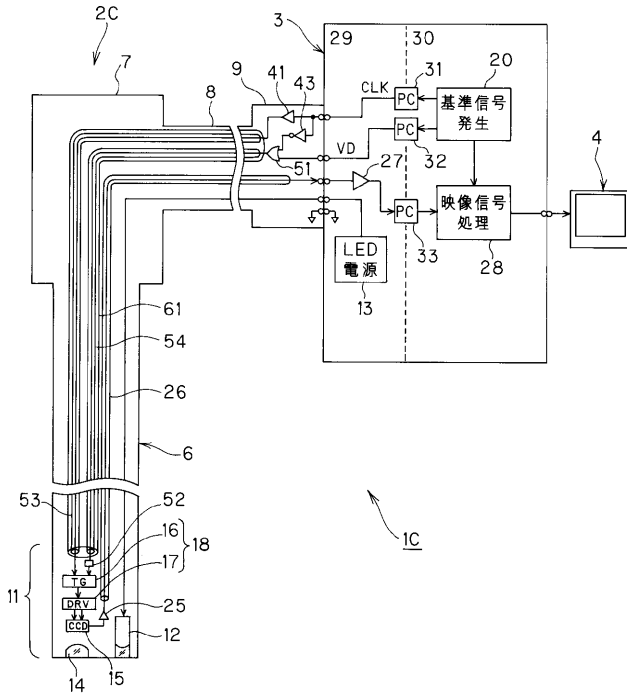
【 図 5 】



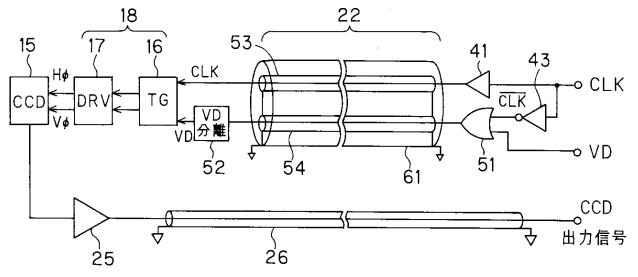
【 図 7 】



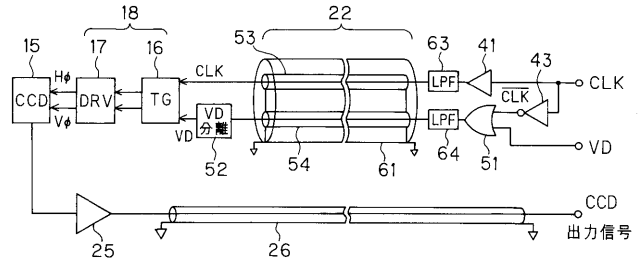
【 図 8 】



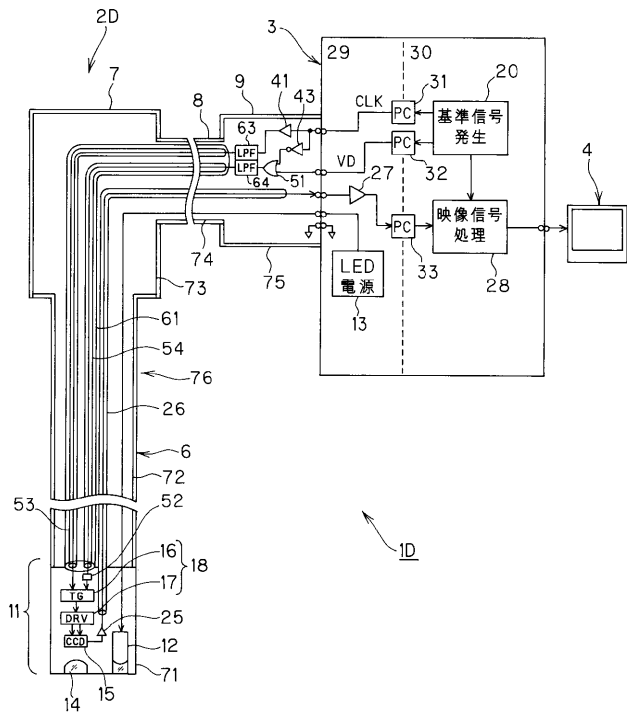
【 図 9 】



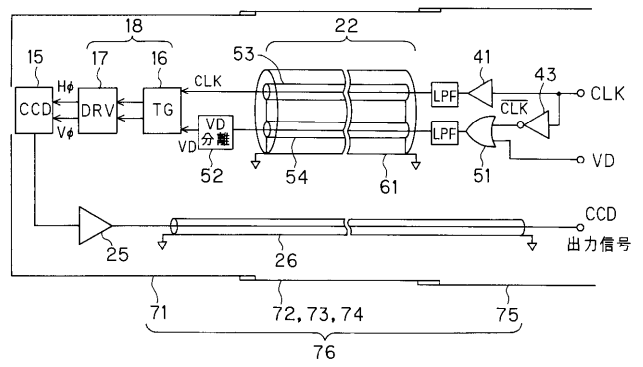
【 図 10 】



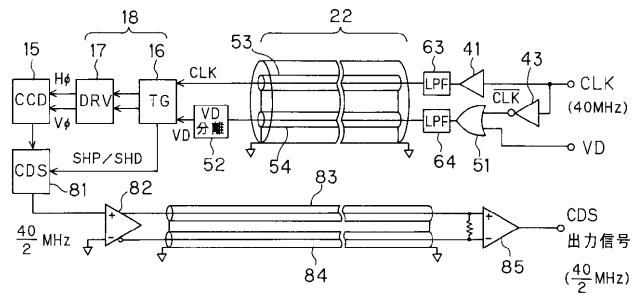
【 図 11 】



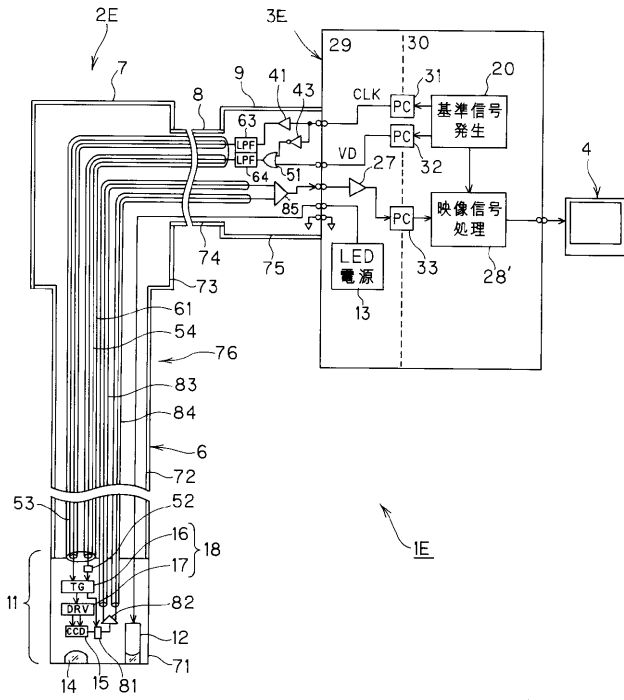
【 図 12 】



【 図 13 】



【 図 1 4 】



专利名称(译)	电子内窥镜和内窥镜设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP2009045113A</a>	公开(公告)日	2009-03-05
申请号	JP2007211489	申请日	2007-08-14
[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		
[标]发明人	石原英明		
发明人	石原 英明		
IPC分类号	A61B1/04 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/04.372 G02B23/26.D A61B1/00.680 A61B1/04.362.J A61B1/045.611 A61B1/05		
F-TERM分类号	2H040/FA13 2H040/GA02 2H040/GA10 2H040/GA11 4C061/AA00 4C061/BB02 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/FF41 4C061/JJ15 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/NN03 4C061/QQ02 4C061/QQ06 4C061/SS05 4C061/SS10 4C061/SS18 4C061/SS21 4C061/UU03 4C061/UU09 4C161/AA00 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF41 4C161/JJ15 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/NN03 4C161/QQ02 4C161/QQ06 4C161/SS05 4C161/SS10 4C161/SS18 4C161/SS21 4C161/UU03 4C161/UU09		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP5038059B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：提供适用于驱动信号加速的电子内窥镜和内窥镜设备，并且能够减少噪声辐射。解决方案：在视频处理器3中产生的用于产生水平传输脉冲等的参考时钟CLK和垂直同步信号VD被输出到电子内窥镜2的连接器9。参考时钟CLK通过差分驱动器变为差分信号如图19所示，信号通过双绞线电缆21传输到插入部分6的远端，同时抑制了噪声辐射。由定时发生器16和设置在远端11内部的驱动器17产生多个CCD驱动信号，以驱动CCD15。

